

VNIVERSITAT Đ VALÈNCIA

Facultad de Físicas
Departamento de Óptica-Optometría
y Ciencias de la Visión



.....

ADAPTACIÓN VISUAL A LA DISTORSIÓN LUMINOSA Y AGUDEZA DE BAJO CONTRASTE

en pacientes bajo terapia corneal refractiva

.....

Programa de Doctorado
en Tecnologías de la Salud y el Bienestar

Tesis Doctoral

Autora: Elena Santolaria Sanz

Directores: Dr. Alejandro Cerviño Expósito y Dr. José Manuel González-Méijome

Valencia, Julio 2015

VNIVERSITAT Æ VALÈNCIA

Facultad de Físicas

Departamento de Óptica-Optometría
y Ciencias de la Visión



.....

ADAPTACIÓN VISUAL A LA DISTORSIÓN LUMINOSA Y AGUDEZA DE BAJO CONTRASTE en pacientes bajo terapia corneal refractiva

.....

Programa de Doctorado
en Tecnologías de la Salud y el Bienestar

Tesis Doctoral

Autora: Elena Santolaria Sanz

Directores: Dr. Alejandro Cerviño Expósito y Dr. José Manuel González-Méijome

Valencia, Julio 2015

Memoria presentada por:

Elena Santolaria Sanz

Para optar al grado de DOCTORA en TECNOLOGÍAS PARA LA SALUD Y EL BIENESTAR

Junio 2015

DECLARACIÓN

Ninguna parte del actual trabajo referido en la presente tesis ha sido sometido para optar a otro grado académico o calificación en ninguna otra universidad u otra institución de enseñanza.

No portion of the work referred to in the thesis has been submitted in support of an application for another degree or qualification of this or any other university or other institution of learning.

Dr. Alejandro Cerviño Expósito, Profesor Titular de Óptica de la Universitat de Valencia,
Dr. José Manuel González-Méijome, Profesor Asociado de la Universidade do Minho, Portugal,

CERTIFICAMOS que la presente memoria “*Adaptation to Light Visual Distortion and Low Contrast Acuity in Patients Undergoing Corneal Refractive Therapy*”, resume el trabajo de investigación realizado, bajo nuestra dirección, por Dña. Elena Santolaria y constituye su Tesis para optar al Grado de Doctor.

Y para que así conste, y en cumplimiento de la legislación vigente, firman el presente certificado en Valencia, a 24 de Julio de dos mil quince.

Fdo.: Dr. Alejandro Cerviño Expósito

Fdo.: Dr. José Manuel González- Méijome

AGRADECIMENTOS

Tal vez esta sea la parte más difícil de escribir, al menos para mí. Después de tanto tiempo y tras haber sucedido tantas cosas, una ya no sabe ni cómo organizar sus sentimientos llegado este momento.

Si algo está claro es que este trabajo se lo debo a mis directores de tesis, al Dr. José Manuel González Méijome prácticamente en su totalidad. Él me ha enseñado TODO, desde la manera incansable de trabajar, de buscar y organizar, hasta la manera de calcular, de pensar, de analizar, de comparar...en fin, no he podido tener un director mejor y una suerte mayor yo con mis circunstancias. A mi director Dr. Alejandro Cerviño por mostrar una fe ciega en este trabajo, una confianza bestial, apoyo incondicional...por enseñarme a redactar de manera concisa sin que parezca el presente trabajo un dialogo entre amigos. Gracias a ti ha sido posible.

El hecho de que tenga un camino hecho entre Braga y Onda no ha supuesto ningún inconveniente. La lejanía de la distancia se ha compensado con la cercanía de mis compañeras Daniela, Marisa, Nery, Helena, Sofía, Laura, Antonio y el resto del grupo. Gracias a vosotros también porque me habéis tratado como a una más de un "Grupo de Investigación Ceorlab" ejemplar. El ambiente en esa casa es verdaderamente un ejemplo de compañerismo a seguir.

Teniendo en cuenta "mis circunstancias" viajeras, quisiera agradecer a mi pobre madre el que siempre haya estado a disposición para mis viajes, congresos, horas de estudio y todo lo que se tercié. Gràcies mami...A mi padre le debo el espíritu de superación y la constancia, "Santolaria nunca se rinde"... y como no, a mi marido Vicente, mérito en sí del aguante, paciencia y constancia en animarme a llegar a la meta, él ha sabido darme la libertad y confianza para tanto viaje, gracias por tu saber estar, por tu ayuda y por tu espera.

A mis amigas de tesis, de master y en general "amigas de la formación"...valientes como ellas solas. Hemos tenido de todo, alegrías, penas e hijos por el camino. Con vosotras he podido desajustarme y mostrarme como una loca de atar sin ser malinterpretada....todo fruto del stress. La Helen valenta, decidida, con metas claras y sabiendo lo que "le va y no le va". Almudena ejemplar, cauta, trabajadora, la sensata del grupo, eres el orgullo de todas. Mar es mi Louise, compañera de batallitas dentro y fuera del colegio, sin ti tal vez me perdería menos.

Mi Jaume, el sensei de la OK. Él me metió en esto. Me dio mi primer curso de OK, él me transmitió la ilusión y "la magia" de estas lentes, me enseñó todo lo que se en cuanto a la adaptación y manejo de estas lentes haciéndome amar este mundo...y mira cómo hemos terminado...!!

A mi Silvi, mi mano derecha...ella me cubre, me tapa, me suple incluso se hace pasar por mí al teléfono para que yo pueda adelantar. Nadie como tú lo hubiera hecho mejor.

A mis amigas de cuadrilla....pequeños demonios y “las malas influencias” que me ha tentado para salir y hacerme desconectar. Creo que hubiese terminado bastante antes de no ser por vosotras, pero que nos quiten lo bailao...nunca mejor dicho.

Y sobre todo quiero mencionar a mis hijos, la razón de ser de todo padre/madre. Natxo, el rey y la alegría de la casa y de mi vida, en donde él está no se puede hacer nada pero es el motor de mi vida, precisamente por ser el más pequeñín creo que es el que “menos” ha sufrido la ausencia de su madre. Pero Mireia sí que lo ha pagado caro...así que esta tesis te la dedico a ti, hija, para que algún día estés orgullosa de tu madre. Espero que me perdones estos años que te he robado de tu infancia. He tenido que renunciar a tu compañía en numerosas veces y pienso compensártelo. Prepárate...

Y para finalizar, también quiero mencionar a todos aquellos que habéis estado ahí y que seguiréis estando...compartiendo mi vida y mis arrebatos estudiantiles. Entre todos lo hemos conseguido!!

GRÀCIES A TOTS

RESUMEN

Antecedentes:

La Ortoqueratología (OK) o terapia refractiva corneal (CRT) es un tratamiento para corregir el error refractivo mediante el moldeo la cara anterior de la córnea con la aplicación programada de unas lentes de contacto rígidas permeables al gas (RGP) diseñadas especialmente (LC). La técnica es efectiva y la FDA la aprobó para un error refractivo de -6,00D de esfera y -1,50D de cilindro. Algunos profesionales afirman que se pueden conseguir correcciones para valores superiores de miopía y astigmatismo, hipermetropía y presbicia, pero estas aplicaciones están en este trabajo fuera de contexto. A pesar de su eficacia, la técnica tiene algunas desventajas intrínsecas a la remodelación de la córnea, como son los efectos adversos en la calidad de la visión, con manifestaciones objetivas (aberraciones) y manifestaciones subjetivas tales como el resplandor, los halos y el starburst, también conocidos como distorsiones de luz o perturbaciones de luz con diferentes formas, casi siempre en ambientes de baja iluminación.

Objetivos:

El objetivo de esta tesis se basa en la hipótesis de que la OK afecta negativamente a la calidad de la visión del ojo y teniendo, a su vez, un efecto en la percepción de la distorsión de la luz. Como objetivo secundario de esta tesis, fue proporcionar evidencia de que tal distorsión luminosa se atenúa con el tiempo, contribuyendo al rendimiento satisfactorio de los pacientes incluso cuando las aberraciones ópticas siguen siendo constantes en el tiempo.

Métodos:

Esta tesis se divide en cuatro partes, incluyendo:

- a) Análisis de la sintomatología en pacientes de OK con antigüedad de entre 1 a 2 años (n=44 pacientes) en condiciones de baja iluminación.
- b) Análisis transversal de las condiciones de distorsión luminosa, aberraciones corneales, sensibilidad al contraste y síntomas en pacientes de OK con antigüedad superior a 2 años (n=24 pacientes).
- c) Un análisis longitudinal a corto plazo (1 mes) de, aberraciones corneales, sensibilidad al contraste la distorsión luminosa medida con un dispositivo experimental (n=29 pacientes).

d) Un análisis longitudinal a largo plazo (1 año) de las aberraciones corneales, sensibilidad al contraste y la distorsión luminosa medida con el mismo dispositivo experimental (n=20 pacientes).

Los síntomas fueron obtenidos mediante una encuesta personalizada que incluye preguntas relacionadas con la percepción de la distorsión luminosa bajo condiciones de baja iluminación tanto en interiores y exteriores. La agudeza visual (AV) y la función de sensibilidad al contraste (CSF) se registraron al inicio del tratamiento, tras el 1º día, 1º y 2º semanas, tras 1 mes y después de 1 año de tratamiento en el caso del estudio longitudinal, y los pacientes del estudio transversal fueron antiguos pacientes de al menos 1 año de tratamiento. La topografía y el análisis de las aberraciones ópticas de la superficie corneal anterior se obtuvieron con un anillo topógrafo Easygraph Plácido (Oculus, Alemania). Los análisis de la distorsión luminosa se realizaron usando un dispositivo experimental (Light Distortion Analysis, University of Minho).

Resultados:

La frecuencia de uso de las lentes en los pacientes de OK puede ser muy irregular, lo que empeora la sintomatología en cuanto a la mala calidad de la visión. Esto es particularmente relevante en los pacientes con mayor cantidad de miopía inicial. Los síntomas relacionados con la distorsión luminosa se reportan con menos frecuencia tras varias semanas de uso de las lentes. En el caso de los pacientes más jóvenes, la sensación de distorsión disminuye de la 1ª a la 5ª semana. Los pacientes más mayores tienden a ser menos tolerantes y suele pasar más tiempo hasta que sus distorsiones disminuyen. La distorsión luminosa que se midió experimentalmente mostró un pico tras 1 día de tratamiento, disminuyendo después de 1 semana de uso, volviendo a los valores basales después de 1 año. Los valores de tamaño y la regularidad de la distorsión luminosa fueron significativamente mayores monocularmente que en condiciones binoculares. Esta disminución ocurrió a pesar de la persistencia de los altos valores de las aberraciones de alto orden, y en particular para los tamaños de pupila mayores de 4,5 y 6mm. Para probar la hipótesis de los cambios más a largo plazo, también se confirmó que los parámetros se mantuvieron invariables durante 1 año de seguimiento, a pesar del patrón irregular del uso de estas lentes observado en el primer estudio.

Conclusiones:

El análisis de la distorsión luminosa proporciona una métrica valiosa de adaptación visual en el tratamiento de OK. A pesar de la estabilidad de aberraciones de alto orden, tanto la

distorsión luminosa como la CSF mejoraron con el tiempo en el corto y en el largo plazo tras esos momentos iniciales de la adaptación. Esto confirma la hipótesis de que existe una adaptación neural a la distorsión luminosa que confirma la disminución de los síntomas de mala visión en condiciones de baja iluminación subjetivamente reportada por los pacientes. El un trabajo futuro se debería abordar las causas orgánicas de este fenómeno de adaptación.

ABSTRACT

Background:

Orthokeratology (OK) or corneal refractive therapy (CRT) is a therapy to correct refractive error reshaping the anterior corneal surface by the programmed application of specially designed rigid gas permeable (RGP) contact lenses (CL). The technique is effective and FDA approved up to -6.00 diopters of sphere and up to -1.50 diopters of cylinder. Some practitioners claim corrections of higher values of myopia and astigmatism, hyperopia and presbyopia, but these applications are currently made off-label. In spite of its efficacy, the technique has some drawbacks imposed by the reshaping of the cornea, namely the adverse effects on quality of vision with objective manifestations such as aberrations and subjective manifestations such as glare, haloes and starburst, also known as light distortions or light disturbances under dim light.

Purpose:

The purpose of this thesis was to test the hypothesis that OK negatively affects the quality of vision of the eye and therefore has an effect on the perception of light distortion. A secondary goal of this thesis was to provide evidence that such light distortion is attenuated over time contributing to the satisfactory performance of patients even when optical aberrations remain unchanged.

Methods:

This thesis was divided in four parts including:

- a) Analysis of symptoms under dim light in patients using OK between 1 and 2 years (n=44 patients).
- b) Cross-section analysis of the light distortion, contrast sensitivity, corneal aberrations and symptoms in patients that had been wearing OK for more than 2 years (n=24 patients).
- c) A short-term longitudinal (1 month) analysis of corneal aberrations, contrast sensitivity and light distortion measured with a new experimental device (n=29 patients).
- d) A long-term longitudinal (1 year) analysis of corneal aberrations, contrast sensitivity and light distortion with the same experimental device (n=20 patients).

Symptoms were collected using a custom survey comprising questions related to the perception of light distortion under dim conditions both indoors and outdoors. Visual acuity and contrast sensitivity function (CSF) were recorded at baseline, 1 day, 1 and 2 weeks, 1 month and after 1 year in the longitudinal studies, the cross-sectional study patients were users of at least 1 year of treatment. Corneal topography and analysis of the optical aberrations of the front corneal surface were obtained with an Easy Graph Placid ring topographer (Oculus, Germany). Light distortion analysis was performed using an experimental device (Light Distortion Analysis, University of Minho).

Results:

Patterns of lens wear in OK patients can be quite irregular, thus worsening the symptomatology of poor quality of vision they refer. This is particularly relevant in patients with higher myopia before the treatment. The symptoms related with light distortion are reported less frequently after several weeks of lens wear with most of the younger patients reporting their distortions decreased after 1 to 5 weeks. Older patients tend to be less tolerant and last longer till their distortions decrease. Light distortion measured experimentally showed a peak at day 1 of treatment, and decreased after 1 week and thereafter to baseline values after 1 year. Values of size and regularity of light distortion were significantly higher under monocular compared to binocular conditions. This decrease occurred in spite of the persistence of high values of higher order aberrations, particularly for the higher pupil sizes of 4,5 and 6,0 mm. To test the hypothesis of further changes in the long term, we also confirmed that the parameters remained unchanged over 1 year in spite of the irregular pattern of lens wear detected in the first study.

Conclusions:

Light distortion analysis provides a valuable metric for visual adaptation to the OK treatment. In spite of the stability of higher order aberrations, both light distortion and contrast sensitivity function improved over time in the short and long term after the initial moments of lens fitting. This allows hypothesizing that there is a neural adaptation to light distortion that responds to the decrease in symptoms of poor vision under dim illumination subjectively reported by the wearers. Future work must address the organic causes of this adaptation phenomenon.

ÍNDICE

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN.....	35
1.1 Calidad óptica del Ojo Humano	37
1.1.1 Introducción	37
1.1.2 Aberraciones.....	42
1.1.3 Dispersión intraocular de la luz.....	50
1.2 Miopía y su Tratamiento Óptico y Quirúrgico.....	62
1.2.1 Definición de Miopía	62
1.2.2 Tratamientos Ópticos.....	63
1.2.3 Tratamientos Quirúrgicos.....	64
1.3 Terapia Refractiva Corneal con Lentes de Contacto para Ortoqueratología	68
1.3.1 Mecanismo Ortoqueratológico	70
1.3.2 Calidad Óptica y Visual tras OK.....	82
1.3.3 Eficacia y Seguridad del Tratamiento.....	87
CAPÍTULO 2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS.....	89
2.1 Objetivos	91
2.2 Hipótesis.....	92
CAPÍTULO 3. MATERIAL Y MÉTODOS.....	93
3.1 Muestra	95
3.1.1 Criterios generales de inclusión y exclusión.	95
3.2 Rutina de Examen y Evaluaciones Pre y Post-adaptación	96
3.2.1 Material empleado	96
3.2.2 Método.....	97
3.2.3 Protocolo de examen	97
3.3 Adaptación de Lentes de Contacto de Ortoqueratología.....	99
3.3.1 Selección de la lente de prueba.....	99
3.3.2 Limitaciones generales actuales.....	100
3.3.3 Proceso de adaptación.	101
3.4 Medida de la Distorsión Luminosa.....	104
3.5 Medida de la Calidad Óptica de la Superficie Corneal Anterior	110
3.6 Determinación de la CSF	112
3.7 Determinación de la AV	113
3.8 Análisis Estadístico.....	115
CAPÍTULO 4. PERCEPCIÓN SUBJETIVA DE LOS RESULTADOS DEL TRATAMIENTO ORTOQUERATOLÓGICO A LARGO PLAZO	117
4.1 Muestra	119
4.2 Resultados	121
4.2.1 Resultados del cuestionario.....	121
4.2.2 Correlaciones de síntomas con edad/ Rx inicio	124
4.3 Discusión.....	130
CAPÍTULO 5. ANTIGUOS PACIENTES DE ORTOQUERATOLOGÍA	133
5.1 Muestra	135
5.2 Resultados	137

5.2.1	Eficacia del Tratamiento.....	137
5.2.2	Calidad Óptica de la Córnea	140
5.2.3	Distorsión Luminosa	145
5.2.4	Función de Sensibilidad Visual al Contraste	146
5.2.5	Satisfacción y Sintomatología	149
5.2.6	Correlación entre Halometría, Aberraciones Corneales y FSC.....	165
5.2.7	Correlación entre Síntomas y otras variables (Error refractivo inicial y final, Halometría, Aberraciones, CSF, AV).....	178
5.3	Discusión.....	188
CAPÍTULO 6. VARIACIONES TEMPORALES EN LOS NUEVOS PACIENTES		193
6.1	Muestra	196
6.2	Resultados	197
6.2.1	Eficacia del Tratamiento.....	197
6.2.2	Calidad Óptica de la Córnea	198
6.2.3	Distorsión Luminosa	204
6.2.4	Variación de CSF.....	212
6.2.5	Satisfacción y Sintomatología	216
6.2.6	Correlaciones en función del tiempo entre la Halometría, Aberraciones Corneales, FSC y valor refractivo inicial.....	224
6.3	Discusión.....	236
CAPÍTULO 7. DISCUSIÓN.....		241
CAPÍTULO 8. CONCLUSIONES.....		251
CAPÍTULO 9. TRABAJO FUTURO		255
CAPÍTULO 10. REFERENCIAS.....		259
CAPÍTULO 11. ANEXOS		275
11.1	Anexo A. Publicaciones y Comunicaciones en Congresos Resultantes de la Tesis	277
11.1.1	Publicaciones.....	277
11.1.2	Comunicaciones en Congresos	277
11.2	Anexo B. Modelo de Consentimiento Informado	279
11.3	Anexo C. Modelo de Ficha de Registro de Resultados (FSC).....	281
11.4	Anexo D. Modelo de Ficha de Registro de Resultados (Síntomas).....	282
11.5	Anexo E. Fotografías de muestra para el mayor entendimiento de la diversidad de fenómenos en la distorsión luminosa.	284

ACRÓNIMOS

μm : micras.

AV: Agudeza Visual.

AVCC: Agudeza Visual Con Compensación.

AVN: Alteraciones de la Visión Nocturna.

AVSC: Agudeza Visual Sin Compensación.

BFC x: Coordenada x del centro del círculo de mejor adaptación.

BFC y: Coordenada y del centro del círculo de mejor adaptación.

BFCirrg: Media entre la distancia del extremo del área no vista y el borde del BFC (Irreg_Mean).

BFCr: Radio del círculo de mejor adaptación (BFC_Radius).

BFCsd: Desviación estándar del parámetro Irreg_Mean.

C: coeficientes de las funciones de los polinomios de Zernique (acepción 1)/ curvatura (acepción 2).

cd/m²: candela por metro cuadrado.

cm: centímetro.

cos: coseno.

c/g : ciclos por grado.

CRT: Terapia corneal refractiva.

CSF: Contrast Sensitivity Function. Función de Sensibilidad al Contraste.

DZT: diámetro de la zona de tratamiento (moldeo).

D: Dioptrías.

DK: Coeficiente de permeabilidad al oxígeno del material.

DL: Distorsión luminosa.

DLN: Distorsión Luminosa Nocturna.

E: iluminancia.

e: Excentricidad.

FDA: Food and Drug Administration.

HA: Área de distorsión.

HOA: Higher Order Aberration.

ICL: Lentes fáquicas de cámara posterior.

I.E: Índice de eficacia.

I.S: Índice de seguridad.
L: luminancia.
LC: Lente de contacto
LC OK: lente de contacto de Ortoqueratología nocturna.
LC RPG: lente de contacto rígida permeable al gas.
LC: lente de contacto.
LDA: Light Distortion Analyzer.
LDI: Índice de distorsión luminosa.
LED: diodos emisores de luz.
LIO: Lente intraocular.
LZA: Landing zone. Zona de apoyo.
m: frecuencia angular de los polinomios de Zernique.
mm: milímetros.
MTF: Modulation Transfer Function.
n: orden radial de los polinomios de Zernique.
nm: nanómetros.
o: orden de aberración.
OK: Ortoqueratología.
OTF: Optical Transfer Function.
P: factor de forma.
p: significación estadística.
PF: Pupil Fraction.
PSF: Point Spread Function.
PTF: Phase Transfer Function.
Q: asfericidad corneal.
R: radio de curvatura.
r: radio en coordenadas polares de los polinomios de Zernique.
RMS: Root Mean Square. Error cuadrático medio del frente de onda.
RZD: Retun zone. Zona de cierre de radio o de retorno.
SC: Sensibilidad al Contraste.
sin: seno.
VB: Visión Binocular.
W: aberración de onda.
Z: Funciones de los polinomios de Zernique.

θ (theta): ángulo en coordenadas polares de los polinomios de Zernique.

K_{plano} : Radio de curvatura corneal más plano.

\emptyset_{pup} : Diámetro pupilar.

\emptyset_{zop} : Diámetro de zona óptica

FIGURAS

Figura 1. En esta figura se muestra un ejemplo del efecto del deterioro de la imagen en función del tipo de aberración.	37
Figura 2. Imágenes de una fuente puntual (PSF) en la retina, para un ojo perfecto (fila superior) y para un ojo con aberraciones (fila inferior), para distintos diámetros de pupila.....	38
Figura 3. Disco de Airy.....	39
Figura 4. Variación de la difracción con el \varnothing pup.....	40
Figura 5. Concepto de aberración de onda o diferencia entre el frente de onda distorsionado .	43
Figura 6. Triangulo de Zernique. Representación de los polinomios hasta el 4º orden, en dos (izquierda) y en tres (derecha) dimensiones. Imágenes obtenidas con Vol-CT software v.6.89 (Sarver and Associates, Inc, USA).....	45
Figura 7. Definiciones, expresiones matemáticas e ilustraciones de las funciones que se utilizan comúnmente para describir la calidad óptica del ojo.	47
Figura 8. La figura de la izquierda representa la PSF obtenida a partir de la evaluación de la función aberración de onda con un sensor Hartmann- Shack para un ojo con catarata incipiente. A la derecha la PSF del mismo ojo obtenida con OQAS™. Cortesía del Dr. Jaume Pujol de la Universidad Politécnica de Cataluña.	48
Figura 9. Simulación de <i>starbust</i> en los faros de los automóviles después de LASIK complicado.	52
Figura 10. Rango dinámico del sistema visual humano. (Log: logaritmo). [Kalloniatis M, 2007].	53
Figura 11. Dos fotografías realizadas de una escena nocturna: la de izquierda en condiciones normales; la de la derecha con presencia de halos alrededor de las fuentes luminosas. En condiciones de baja iluminación, la presencia de halos disminuye considerablemente la capacidad de discriminación en torno a los estímulos con luminancia alta.....	54
Figura 12. Starbust (izquierda) y halo (derecha) expresado subjetivamente con el Night Vision Recording Chart. De: Fan-Paul NI, Li J, Sullivan J et al. Night vision disturbances after corneal refractive surgery. Survey of Ophthalmology. 2002; 47:533-546.	56
Figura 13. Modelo de red sinusoidal.	58
Figura 14. Patrón de contraste diseñado para demostrar la forma de la CSF espacial humana. [Campbell et al. 1968].....	59
Figura 15. Función típica de sensibilidad al contraste en condiciones fotópicas.....	59

Figura 16. Funciones de sensibilidad al contraste espaciales según la iluminancia retiniana media. [De Valois et al. 1974].	60
Figura 17. Miopía y su corrección con una lente divergente.	63
Figura 18. Ejemplo de LIO fáquica de cara anterior con apoyo angular.	65
Figura 19. Esquema de posicionamiento de ICL.	65
Figura 20. Esquema de la inserción de una LIO en la cirugía de catarata.	66
Figura 21. Imágenes de una queratotomía radial (imagen de la izquierda) y una queratotomía arcuata (imagen de la derecha).	66
Figura 22. Ilustración de la aplicación del láser tras la creación del falp.	67
Figura 23. Imagen del implante de los anillos estromales.	67
Figura 24. Idea general de una lente de geometría inversa para Ortoqueratología uso nocturno. En amarillo se representa la zona de tratamiento, en rojo la zona de cierre de la lente y en verde la zona de alineamiento o apoyo. En negro se representa el levantamiento de borde de la lente, encargado del intercambio lagrimal.	69
Figura 25. Esquema del mecanismo Ortoqueratológico.	70
Figura 26. Redistribución epitelial en Ortoqueratología para miopía. Cortesía del Profesor Patrick Caroline.	72
Figura 27. Imagen de la compresión epitelial.	72
Figura 28. Esquema de diseño de lente de contacto de OK.	74
Figura 29. Ejemplo de un mapa topográfico antes del tratamiento de OK y tras el tratamiento.	74
Figura 30. Ejemplo de mapa topográfico refractivo diferencial. En este tipo de mapas el topógrafo nos indica la cantidad de aplanamiento en D como resultado de la resta entre el mapa de inicio y el actual.	75
Figura 31. Configuración geométrica de la córnea.	77
Figura 32. Córnea como sección cónica.	78
Figura 33. Perfiles de la superficie corneal.	79
Figura 34. Desenfoque hipermetrópico a nivel de retina periférica. Cortesía Jaume Pauné.	80
Figura 35. Modificación del enfoque retiniano tras OK debido a la variación de la superficie corneal.	81

Figura 36. Imagen retiniana perfectamente enfocada tanto a nivel de retina central como de retina periférica.	81
Figura 37. Imágenes del topógrafo Oculus Easy y proyector de AV y CSF	96
Figura 38. Perfil lagrimal ideal. Espesor de lágrima acumulada bajo la lente en μm	100
Figura 39. Fluorograma de lente óptima. (Patrón en diana).	102
Figura 40. Simulación del perfil teórico lagrimal de la lente See Free® usado para el cálculo de la lente correcta.	103
Figura 41. Patrones topográficos ideales (Patrón de ojo de buey).	104
Figura 42. Ilustra la distribución de la principal fuente central de luz y estímulos periféricos... ..	105
Figura 43. Ejemplo de medición de la distorsión luminosa. Representación del área de distorsión luminosa acotada durante la prueba.	106
Figura 44. Ejemplo de medición de la distorsión luminosa.	107
Figura 45. Simulación artificial del efecto de la distorsión luminosa alrededor de una fuente de luz.	107
Figura 46. Círculo de mejor adaptación de distorsión luminosa.	108
Figura 47. Representación del círculo de mejor adaptación de distorsión luminosa con el dispositivo experimental y en la retina del paciente.	108
Figura 48. Desviación estándar de varias medidas.	109
Figura 49. Ejemplo de BFC y BFCr.	109
Figura 50. Ventana de visualización del cálculo de los coeficientes de Zernique, en función del \varnothing_{pup}	111
Figura 51. Test de sensibilidad al contraste de frecuencia espacial.	112
Figura 52. Esquema del cálculo de AV decimal.	113
Figura 53. Mapa de distribución de los hábitos de uso de los pacientes de la muestra.	121
Figura 54. Correlación entre la visión al final del día tras NO uso (pregunta 16) y la miopía inicial. ((A): $r=0,543, p<0,01$, D (dioptrías) y ((B): $r=0,335, p=0,026$)	125
Figura 55. Gráfico de correlación entre el valor del equivalente esférico de inicio y el número de noches de uso por semana (pregunta 3) con ($r=-0,388$; $p=0,041$; $n=44$, D dioptrías).	126
Figura 56. Grafico de correlación entre el valor del equivalente la edad y la pregunta 14 (interiores).	126

Figura 57. Correlaciones entre las “Horas de mala visión tras el NO uso LC” (pregunta 17 del cuestionario) con respecto de la miopía inicial (A, $r = 0,396$, $p=0,013$) y con respecto de la AV (B, $r=0,425$, $p=0,007$)	127
Figura 58. Correlaciones: (A: $r=-0,302$, $p<0,001$) y (B: $r=0,335$, $p=0,026$) directa entre la visión al detalle al inicio del día con la AV.	129
Figura 59. Gráfica de dispersión que muestra la correlación entre la edad y el valor de la miopía inicial. ($r = 0,297$; $p= 0,04$).	131
Figura 60. Correlación del equivalente esférico PRE vs POST tratamiento.....	138
Figura 61. Correlación del equivalente esférico POST tratamiento vs AV.	139
Figura 62. Valores medios de los coeficientes de Zernique.*Diferencia estadísticamente significativas entre pupilas (ANOVA; $p<0,05$). Ver tabla 12 para evaluación de las comparaciones múltiples.....	142
Figura 63. Valores RMS de las aberraciones de Alto Orden de tipo esférico, comático y astigmático secundario para diferentes \varnothing pup.*Diferencia estadísticamente significativas entre pupilas (ANOVA; $p<0,05$). Ver tabla 12 para evaluación de las comparaciones múltiples.	143
Figura 64. Variación de la sensibilidad al contraste para las diferentes frecuencias (c/g/ grado).	148
Figura 65. Pregunta 1 - Horas de regresión.....	150
Figura 66. Pregunta 2 - Horas visión insuficiente.....	151
Figura 67. Pregunta 3 - Noches por semana.	152
Figura 68. Pregunta 4 - Horas de uso nocturno.	153
Figura 69. Pregunta 5 - Confort al colocar lentes.....	153
Figura 70. Pregunta 6 - Confort al retirar lentes.	154
Figura 71. Pregunta 7 - Valoración ver detalles fin día.....	155
Figura 72. Pregunta 8 - Valoración ver detalles inicio día.	156
Figura 73. Pregunta 9 - Valor distorsión luminosa noche exterior.....	157
Figura 74. Pregunta 10 - Cómo ha cambiado exterior.	158
Figura 75. Pregunta 12 - Valor distorsión luminosa noche interior.....	159
Figura 76. Pregunta 13 - Cómo ha cambiado interior.	160

Figura 77. Pregunta 15 - Visión al despertar tras NO uso.....	161
Figura 78. Pregunta 16 - Visión al final del día tras NO uso.....	162
Figura 79. Pregunta 17 - Horas mala visión tras NO uso.....	163
Figura 80. Pregunta 18 - Horas visión insuficiente tras NO uso.....	164
Figura 81. Correlación entre el índice de distorsión HA (área de distorsión luminosa) en deg ² y el Coeficiente de Zernique Z ¹ ₃ (Z8) para Øpup de 4,5mm en µm.....	165
Figura 82. Correlación entre el índice de distorsión LDI (Índice de distorsión luminosa) y el Coeficiente de Zernique Z ¹ ₃ (Z8) para Øpup de 4,5mm en µm.....	166
Figura 83. Correlación entre el índice de distorsión BFCr (Radio de la esfera de mejor adaptación) expresado en milímetros y el Coeficiente de Zernique Z ¹ ₃ (Z8) para Øpup de 4,5mm en micras.	166
Figura 84. Correlación entre el índice de distorsión BFCx (Coordenada X del centro BFC indicando el descentramiento) expresado en milímetros y el Coeficiente de Zernique Z ⁻² ₄ (Z11) para Øpup de 6mm en µm.....	167
Figura 85. Correlación entre el índice de distorsión BFCx (Coordenada X del centro BFC indicando el descentramiento) expresado en milímetros y el Coeficiente de Zernique Z ⁰ ₆ (Z24) para Øpup de 6mm en µm.....	167
Figura 86. Correlación entre LogCS 1,5 y la RMS esférica para un Øpup de 3mm.	172
Figura 87. Correlación entre LogCS 1,12 y la RMS esférica para un Øpup de 3mm.	172
Figura 88. Correlación entre LogCS 4,24 y la RMS esférica para un Øpup de 3mm.	173
Figura 89. Correlación entre LogCS 8,49 y la RMS esférica para un Øpup de 3mm.	173
Figura 90. Correlación entre LogCS 12 y la RMS esférica para un Øpup de 3mm.	174
Figura 91. Correlación entre LogCS 16,97 y la RMS esférica para un Øpup de 3mm.	174
Figura 92. Correlación entre LogCS 1,5 y la RMS esférica para un Øpup de 4,5mm.	175
Figura 93. Correlación entre LogCS 2,12 y la RMS esférica para un Øpup de 4,5mm.	175
Figura 94. Correlación entre LogCS 3 y la RMS esférica para un Øpup de 4,5mm.	176
Figura 95. Correlación entre LogCS 8,49 y la RMS esférica para un Øpup de 4,5mm.	176
Figura 96. Correlación entre LogCS 12 y la RMS esférica para un Øpup de 4,5mm.	177
Figura 97. Correlación entre LogCS 16,97 y la RMS esférica para un Øpup de 4,5mm.	177

Figura 98. Variación RMS esférica a lo largo del primer mes de tratamiento según tamaño pupilar para n=29 (A) y variación de RMS esférica a lo largo del primer año de tratamiento según tamaño pupilar para n=20 (B). (Media±DST)..... 199

Figura 99. Variación RMS comática a lo largo del primer mes de tratamiento según tamaño pupilar para n=29 (A) y variación de RMS comática a lo largo del primer año de tratamiento según tamaño pupilar para n=20 (B). (Media±DST)..... 200

Figura 100. Variación RMS astigmatismo secundario a lo largo del primer mes de tratamiento según tamaño pupilar para n=29 (A) y variación de RMS astigmatismo secundario a lo largo del primer año de tratamiento según tamaño pupilar para n=20 (B). (Media±DST) 202

Figura 101. Variación del Radio esférico de mejor adaptación (BFCr) en condiciones mesópicas a lo largo del primer mes de tratamiento para el grupo inicial de 29 pacientes (A) y variación a lo largo del primer año de tratamiento de los 20 pacientes que continuaron (B) .(Media±DST).... 205

Figura 102. Variación del Índice de distorsión luminosa en condiciones mesópicas a lo largo del primer mes de tratamiento para el grupo inicial de 29 pacientes (A) y variación a lo largo del primer año de tratamiento de los 20 pacientes que continuaron (B) .(Media±DST) 207

Figura 103. Variación la Irregularidad de la zona de distorsión en condiciones mesópicas a lo largo del primer mes de tratamiento para el grupo inicial de 29 pacientes (A) y variación a lo largo del primer año de tratamiento de los 20 pacientes que continuaron (B). (Media±DST)..... 209

Figura 104. Variación de la Desviación estándar de la irregularidad de la zona de distorsión en condiciones mesópicas a lo largo del primer mes de tratamiento para el grupo inicial de 29 pacientes (A) y variación a lo largo del primer año de tratamiento de los 20 pacientes que continuaron (B) .(Media±DST)..... 211

Figura 105. Variación de la CSF monocular a lo largo del primer mes de tratamiento (A) y a lo largo del primer año de tratamiento (B). 213

Figura 106. Variación de la CSF binocular a lo largo del primer mes de tratamiento (A) y a lo largo del primer año de tratamiento (B) 215

TABLAS

Tabla 1. Clásica descripción de los Polinomios de Zernique hasta el cuarto orden (Z_n^m): n indica el orden radial y m la frecuencia angular.	41
Tabla 2. Nombre, parámetro que mide y estímulos que utilizan algunos de los test utilizados en clínica para valorar las AVN [Fan-Paul et al., 2002].....	55
Tabla 3 Relación entre el DZT en mm y la compresión corneal requerida para reducir 1,00D de miopía en μm	101
Tabla 4. Equivalencias entre diferentes escalas de AV. Estas notaciones se corresponden con tamaños de letra ligeramente menores que los equivalentes en log MAR.....	114
Tabla 5. Descriptivos de la muestra de antiguos pacientes de OK n=44 pacientes. (Media \pm desvi típica).....	120
Tabla 6. Puntuación obtenida para los resultados de la encuesta calificados mediante Escala Visual Analógica para las variables continuas.	122
Tabla 7. Frecuencias (%) para las preguntas categóricas incluidas en la encuesta en cuanto a tiempo de desgaste o tiempo hasta notar cambios en la visión.	123
Tabla 8. Descriptivos de la muestra de antiguos pacientes de OK n=24 pacientes. (Media \pm desvi típica).....	136
Tabla 9. Datos iniciales/ finales de la muestra de pacientes con al menos 2 años de tratamiento. (24 pacientes). Media \pm Error típico (Rango).....	137
Tabla 10. Descriptivos de los coeficientes de Zernique y HOA para los tres \emptyset pup.....	140
Tabla 11. Descriptivos pre y post tratamiento de los valores de HOA para los tres \emptyset pup estudiados en el momento del estudio, con al menos 2 años de antigüedad. (n=24) (Media \pm Desv. típ. μm).....	141
Tabla 12. Análisis de Bonferroni. Comparaciones múltiples en el momento del estudio, con al menos 2 años de antigüedad.(n=48)	144
Tabla 13. Descriptivos monoculares para cada índice o parámetro pre y post tratamiento. (Media \pm Desv. típ.).....	145
Tabla 14. Descriptivos para cada índice o parámetro de distorsión luminosa en función de los valores monoculares y binoculares estudiados en el momento del estudio, con al menos 2 años de antigüedad. (n=24) Media \pm Error típico (Rango).	145
Tabla 15. Comparaciones entre los resultados monoculares y binoculares.....	146
Tabla 16. Descriptivos monoculares de CSF pre y post al tratamiento. (Media \pm Desv. típ.).....	147

Tabla 17. Descriptivos para cada frecuencia estudiada en función de los valores monoculares y binoculares en el momento del estudio, con pacientes de al menos 2 años de antigüedad.(n=24) Media \pm Error típico (Rango).	147
Tabla 18. Incrementos de los valores de CSF por frecuencia.	148
Tabla 19. Estadísticos descriptivos de las respuestas obtenidas.	149
Tabla 20. Pregunta 1 - Horas de regresión.....	150
Tabla 21. Pregunta 2 - Horas visión insuficiente.	151
Tabla 22. Pregunta 3 - Noches por semana.	151
Tabla 23. Pregunta 4 - Horas de uso nocturno.	152
Tabla 24. Pregunta 5 - Confort al colocar lentes	153
Tabla 25. Pregunta 6 - Confort al retirar lentes.....	154
Tabla 26. Pregunta 7 - Valoración ver detalles fin día.	155
Tabla 27. Pregunta 8 - Valoración ver detalles inicio día.....	156
Tabla 28. Pregunta 9 - Valor distorsión luminosa noche exterior.	156
Tabla 29. Pregunta 10 - Cómo ha cambiado exterior.	157
Tabla 30. Pregunta 11 - Tiempo del cambio ext. (nº semanas).....	158
Tabla 31. Pregunta 12 - Valor distorsión luminosa noche interior.	159
Tabla 32. Pregunta 13 - Cómo ha cambiado interior.	160
Tabla 33. Pregunta 14 - Tiempo del cambio interior. (nº semanas).....	160
Tabla 34. Pregunta 15 - Visión al despertar tras NO uso.	161
Tabla 35. Pregunta 16 - Visión al final del día tras NO uso.	162
Tabla 36. Pregunta 17 - Horas mala visión tras NO uso.....	163
Tabla 37. Pregunta 18 - Horas visión insuficiente tras NO uso.	164
Tabla 38. Tabla de correlaciones entre CS y las aberraciones (μ) corneales para \varnothing pup 3mm.	169
Tabla 39. Correlaciones entre CS y aberraciones corneales (μ) para un \varnothing pup de 4,5mm.	170

Tabla 40. Tabla de correlaciones entre CS y las aberraciones (μ) corneales para \emptyset pup 6mm.	171
Tabla 41. Correlaciones entre sintomatología y error refractivo (D) en el momento inicial o pre-tratamiento y el momento de la medida. Destacados los valores estadísticamente significativos y con una cierta correlación. ($p < 0,05$ y $r \geq 0,3$)	180
Tabla 42. Correlaciones entre sintomatología y coeficientes de distorsión luminosa monocular.	181
Tabla 43. Correlaciones entre sintomatología y las RMS para los diferentes diámetros pupilares. Resaltados $p < 0,05$ y $r \geq 0,3$	183
Tabla 44. Resumen de correlaciones entre sintomatología y las CSF monoculares.....	185
Tabla 45. Correlaciones entre sintomatología y otros factores. (Resaltados $p < 0,05$ y $r \geq 0,3$) ..	187
Tabla 46. Descriptivos iniciales de la muestra de pacientes del estudio longitudinal a 1 mes (n=29).	196
Tabla 47. Descriptivos de la muestra de pacientes que continuó el estudio hasta finalizar 1 año (n=20).	196
Tabla 48. Tabla inicio/final del tratamiento OK en función del tiempo. Media \pm Error típico (Rango)	197
Tabla 49. Incrementos estadísticamente significativos para valores de M (equivalente esférico miópico).	198
Tabla 50. Resumen de los incrementos estadísticamente significativos más fuertes para cada \emptyset pup con respecto del inicio. Estudio a 1 mes (n=29).....	203
Tabla 51. Resumen de los incrementos estadísticamente significativos más fuertes para cada \emptyset pup con respecto del inicio. Estudio a 1 año (n=20).....	203
Tabla 52. Incrementos estadísticamente significativos para valores de BFCr monoculares.	206
Tabla 53. Incrementos estadísticamente significativos para valores de BFCr binoculares.....	206
Tabla 54. Incrementos estadísticamente significativos para valores de LDI monoculares.	208
Tabla 55. Incrementos estadísticamente significativos para valores de LDI binoculares.	208
Tabla 56. Incrementos estadísticamente significativos para valores de BFCirr monoculares. ..	210
Tabla 57. Incrementos estadísticamente significativos para valores de BFCirr binoculares.....	210
Tabla 58. Incrementos estadísticamente significativos para valores de BFCsd monoculares... ..	212

Tabla 59. Incrementos significativos monoculares y binoculares para valores de CSF estudio a 1 mes. (n=29).....	214
Tabla 60. Incrementos estadísticamente significativos para valores de CSF monoculares estudio a 1 año (n=40)	216
Tabla 61. Estadísticos descriptivos de las respuestas obtenidas. Media± Error típico (Rango).216	
Tabla 62. Pregunta 1- Horas de regresión.	217
Tabla 63. Pregunta 2 - Horas visión insuficiente.	217
Tabla 64. Pregunta 3 - Noches por semana.	218
Tabla 65. Pregunta 4 - Horas de uso nocturno.....	218
Tabla 66. Pregunta 5 - Confort al colocar lentes.	218
Tabla 67. Pregunta 6 - Confort al retirar lentes.....	219
Tabla 68. Pregunta 7 - Valoración ver detalles fin día.	219
Tabla 69. Pregunta 8 - Valoración ver detalles inicio día.....	220
Tabla 70. Pregunta 9 - Valor distorsión luminosa noche exterior.	220
Tabla 71. Pregunta 10 - Cómo ha cambiado exterior.	220
Tabla 72. Pregunta 11 - Tiempo del cambio ext. (nº semanas).....	221
Tabla 73. Pregunta 12 - Valor distorsión luminosa noche interior.	221
Tabla 74. Pregunta 13 - Cómo ha cambiado interior.	222
Tabla 75. Pregunta 14 - Tiempo del cambio interior (nº semanas).....	222
Tabla 76. Pregunta 15 - Visión al despertar tras NO uso.	222
Tabla 77. Pregunta 16 - Visión al final del día tras NO uso.	223
Tabla 78. Pregunta 17 - Horas mala visión tras NO uso.....	223
Tabla 79. Pregunta 18 - Horas visión insuficiente tras NO uso.	224
Tabla 80. Correlaciones tras la primera noche de tratamiento. Se resaltan $p < 0,05$ y $r \geq 0,3$	225
Tabla 81. Correlaciones tras la primera semana de uso. Se resaltan $p < 0,05$ y $r \geq 0,3$	227
Tabla 82. Correlaciones tras quince días de uso. Se resaltan $p < 0,05$ y $r \geq 0,3$	229

Tabla 83. Correlaciones en la visita tras un mes de uso.(Resaltados $p < 0,05$ y $r \geq 0,3$. (a)Variable constante) 231

Tabla 84. Correlaciones en la visita tras el primer año de uso. (Resaltados $p < 0,05$ y $r \geq 0,3$. (a)Variable constante)..... 233

ECUACIONES

Ecuación 1	$W(\rho, \Theta) = \sum C_n^m Z_n^m(\rho, \Theta)$	44
Ecuación 2	$RMS = \sqrt{(Z_n^m)^2}$	45
Ecuación 3	$D = 4\pi\sqrt{3}RMS$ Área pupilar en mm2.....	46
Ecuación 4	$E \cong \pi\beta \times L$	53
Ecuación 5	Contraste de Michelson = $L_{max}-L_{min}L_{max} + L_{min}$	57
Ecuación 6	$CSFSV = MTF_o \cdot CSFRC$	58
Ecuación 7	$\Delta RE = 0,68 (\Delta K) + 0,72 D$	75
Ecuación 8	$\Delta Rx = 2(Kc - Kt) + 1,00$	77
Ecuación 9	$DRx = (Kc - Kt)$	76
Ecuación 10	$P(D) = \frac{SKI-1}{r} = \frac{337,5}{r(mm)}$	77
Ecuación 11	$Y^2 = 2r_0Z-(1-e^2)Z^2$	78
Ecuación 12	$\Delta Rx=e/0,21$	79
Ecuación 13	Miopía reducible = $2 (Kc - Kt) + 1$ dioptías	79
Ecuación 14	$I. E = AVsc (post)AVcc (pre)$	87
Ecuación 15	$I. S = AVcc (post)AVcc (pre)$	88
Ecuación 16	RMS Esférica = $\sqrt{[(Z^0_4)^2 + (Z^0_6)^2]}$	111
Ecuación 17	RMS Comática = $\sqrt{[(Z^1_5)^2 + (Z^{-1}_5)^2 + (Z^1_3)^2 + (Z^{-1}_3)^2]}$	111
Ecuación 18	RMS Astigmatismo 2º = $\sqrt{[(Z^{-2}_6)^2 + (Z^2_6)^2 + (Z^{-2}_4)^2 + (Z^2_4)^2]}$	111
Ecuación 19	$AV=1/u$ (min)	113
Ecuación 20	$AV=5/\omega$ (min) donde $\omega=5u$	113

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

1.1 CALIDAD ÓPTICA DEL OJO HUMANO

1.1.1 Introducción

Conocer la calidad óptica del ojo humano es importante en física, oftalmología, optometría, psicología... Cuestiones en cuanto al cómo es esta calidad, cómo se mide o cómo mejorarla se encuentran entre las cuestiones centrales de numerosos estudios científicos.

El ojo es un instrumento óptico que proyecta las imágenes del mundo exterior sobre la retina. Aunque se le suele comparar con una cámara fotográfica, la calidad óptica de sus lentes, la córnea y cristalino, es, en ocasiones, peor que la de un objetivo fotográfico común, ya que existen factores y condiciones que contribuyen a la degradación de la calidad óptica del ojo y en consecuencia la degradación de la imagen retiniana, cómo sucede tras una cirugía corneal o intraocular, con lentes de contacto y en este caso en concreto tras el tratamiento Ortoqueratológico.

La imperfección ocular predominante es el desenfoque, que caracteriza la miopía, hipermetropía y el astigmatismo. Pero el ojo sufre, además, otras imperfecciones ópticas, llamadas aberraciones de alto orden, que no se miden en la práctica clínica, ni pueden corregirse mediante los métodos al uso. Esas aberraciones, igual que el desenfoque, producen un emborronamiento de la imagen retiniana: limitan el intervalo de frecuencias espaciales de la imagen, afectando al grado de detalle.

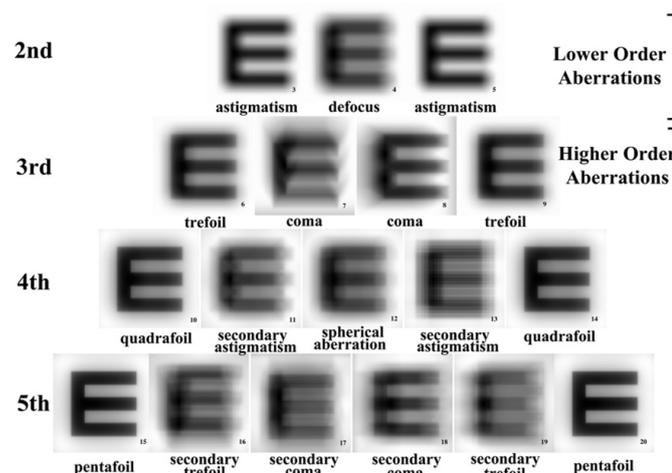


Figura 1. En esta figura se muestra un ejemplo del efecto del deterioro de la imagen en función del tipo de aberración. Chen et al, OVS 2005.

La contribución de las aberraciones de alto orden a la degradación óptica es, en general, menor que la del desenfoque o el astigmatismo. Su efecto depende del tamaño pupilar (\varnothing_{pup}), haciéndose más evidente para pupilas de mayor diámetro (figura 2). En un sistema sin aberraciones, la calidad óptica mejora al aumentar el diámetro de pupila (\varnothing_{pup}): la imagen de un punto es más próxima a ser un punto. En la realidad un ojo, con aberraciones, está limitado por la difracción para pupilas de 1 mm de tamaño, creciendo el impacto de las aberraciones al aumentar el \varnothing_{pup} de pupila.

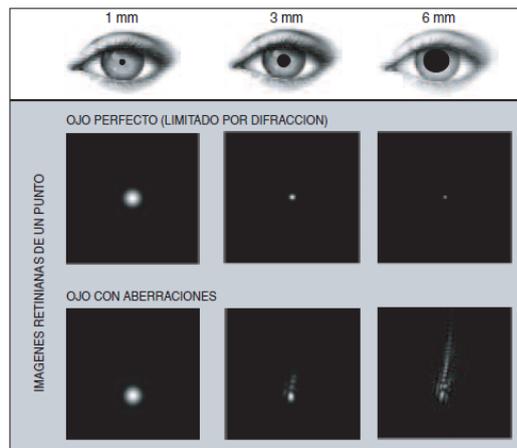


Figura 2. Imágenes de una fuente puntual (PSF) en la retina, para un ojo perfecto (fila superior) y para un ojo con aberraciones (fila inferior), para distintos diámetros de pupila.

Aparte de la difracción y de las aberraciones, la dispersión intraocular (“scattering”) contribuye también a la degradación de la imagen retiniana y además aumenta con la edad. Por tanto existen diversos factores que determinan la calidad de la visión. A continuación haremos un repaso de todos los factores que mejoran, empeoran o que limitan la calidad de visión:

1.1.1.1 Factores que empeoran o limitan la visión

La calidad de la visión depende de una combinación de factores ópticos y neurales así pues existen varios factores que limitan la visión y cabe diferenciarlos según su origen. Por un lado los debidos a los límites anatómicos y por otro lado los límites ópticos de la visión.

Los factores neurales incluyen entre otros el tamaño y espaciado de los fotorreceptores de la retina y la sumación espacial a diferentes niveles de procesamiento desde la retina al cortex visual [Corbé et al.,2002]. El límite neural o anatómico puede deberse a tres factores:

- 1) **Sensibilidad de los fotorreceptores:** En un ojo normal el grosor de banda óptica está por debajo de la frecuencia de Nyquist (máxima sensibilidad de los fotorreceptores que

se sitúa en unos 50-60 c/g). Si llegamos a corregir todas las aberraciones el grosor de banda óptica lo situaremos por encima y todo lo que sobrepase este límite, nuestra retina no lo interpretará como tal sino bajo un alias (aliasing).

- 2) **Diámetro y agrupamiento de los fotorreceptores:** Teniendo en cuenta que el cono foveal tiene un diámetro de 2 a 2,5 micras (μm), que de centro a centro de cada cono hay 2-3 μm de separación, y que la distancia nodal secundaria para el ojo emétrepe es de 16,67mm, la AV estará limitada a 20/10 para una frecuencia espacial de 60 ciclo/grado. Por tanto a mayores frecuencias espaciales aparecerá también el efecto del aliasing.
- 3) **Variación biológica:** Cambios debidos a la edad.

Los factores ópticos que determinan la imagen en retina y afectan a la calidad de la visión son las *aberraciones* oculares (que incluyen los defectos refractivos), la *difracción* y la *dispersión intraocular* [Atchinson et al, 2000; Berrio et al, 2004; De Brouwere et al, 2004]. Los dos primeros dependen de la longitud de onda y del tamaño pupilar (las *aberraciones* de forma proporcional a su tamaño pupilar y la *difracción* de forma inversa). La dispersión intraocular depende fundamentalmente de la turbidez de los medios oculares. Así pues, atendiendo a las limitaciones ópticas se considera:

Difracción: Es debida al impacto de la luz con el margen pupilar. Por tanto se trata de un efecto inevitable en el proceso de la formación de la imagen debido a la naturaleza ondulatoria de la luz, así pues un sistema óptico se considera perfecto si solamente este factor limita su calidad, y su PSF (imagen de un punto en retina) no sería un punto sino lo que se conoce como disco de Airy en caso de una pupila circular.

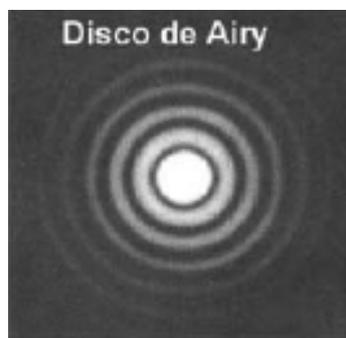


Figura 3. Disco de Airy.

Si la pupila es pequeña (menor de 2 mm de \varnothing pup) las aberraciones son pequeñas pero la PSF es grande (tanto más cuanto menor sea la pupila) y debido al efecto de la difracción y las imágenes retinianas pierden nitidez. Si por el contrario la pupila es grande (más de 3 mm) el efecto de la difracción disminuye pero las aberraciones suelen ser más elevadas (tanto más cuanto mayor sea la pupila) y por tanto también hay pérdida de nitidez en las imágenes. (fig.4)

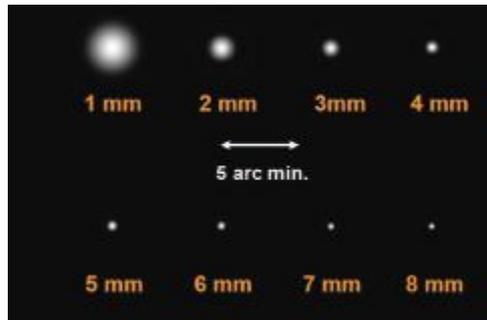


Figura 4. Variación de la difracción con el \varnothing pup.

Scatter o dispersión intraocular: Se refiere a la luz que ha sido reflejada, refractada, difractada o combinaciones entre ellas debido a partículas presentes a lo largo del camino óptico [Bohren et al, 1995] interaccionando con las estructuras internas del ojo.

Aberraciones: Entendemos por aberración cualquier aceleración o enlentecimiento del trayecto de los rayos de luz que atraviesan el ojo a causa de una irregularidad en alguna de las superficies. Así pues la Aberración de onda son las distorsiones del frente de onda en el plano de la pupila. Las hay de dos tipos:

- **Cromáticas:** Se definen como la incapacidad de enfocar todas las longitudes de onda a la vez sobre la retina. Se dividen en longitudinal y transversal.
- **Monocromáticas:** Son las encargadas de deformar y desenfocar la imagen. Se dividen en:
 - Piston.
 - 1º orden: Tilt: inclinación
 - 2º orden: Defocus: miopía e hipermetropía y astigmatismo.
 - 3º orden: Coma. Es similar a un astigmatismo asimétrico.
 - 4º orden: Aberración esférica: el radio de curvatura periférico es menor que el central
 - A partir de 4º orden: Aberraciones de alto orden. Éstas se distribuyen en su mayor parte por la periferia, por lo que su repercusión dependerá del \varnothing pup pupilar.

Number	n	m	Radial polynomial	Common name
0	0	0	$1^{(1/2)}(1)$	Piston
1	1	-1	$4^{(1/2)}(1\rho)\sin(\theta)$	Tilt about y axis
2	1	1	$4^{(1/2)}(1\rho)\cos(\theta)$	Tilt about x axis
3	2	-2	$6^{(1/2)}(1\rho^2)\sin(2\theta)$	Cylinder with axis at $\pm 45^\circ$
4	2	0	$3^{(1/2)}(2\rho^2-1)$	Defocus
5	2	2	$6^{(1/2)}(1\rho^2)\cos(2\theta)$	Cylinder with axis at 0/90
6	3	-3	$8^{(1/2)}(1\rho^3)\sin(3\theta)$	Trefopil on x axis
7	3	-1	$8^{(1/2)}(3\rho^3-2\rho)\sin(\theta)$	Coma along x axis
8	3	1	$8^{(1/2)}(3\rho^3-2\rho)\cos(\theta)$	Coma along y axis
9	3	3	$8^{(1/2)}(1\rho^3)\cos(3\theta)$	Trefoil on y axis
10	4	-4	$10^{(1/2)}(1\rho^4)\sin(4\theta)$	Tetrafoil on x axis
11	4	-2	$10^{(1/2)}(4\rho^4-3\rho^2)\sin(2\theta)$	Astigmatism
12	4	0	$5^{(1/2)}(6\rho^4-6\rho^2+1)$	Spherical aberration
13	4	2	$10^{(1/2)}(4\rho^4-3\rho^2)\cos(2\theta)$	Astigmatism
14	4	4	$10^{(1/2)}(1\rho^4)\cos(4\theta)$	Tetrafoil on y axis

Tabla 1. Clásica descripción de los Polinomios de Zernique hasta el cuarto orden (Z_n^m): n indica el orden radial y m la frecuencia angular.

1.1.1.2 Factores que mejoran la visión

No todos los factores ópticos y neurales juegan un papel prejudicial en la visión. A continuación pasaremos a describir aquellos que juegan un papel a favor.

Respuesta fotópica: Se basa en la diferente sensibilidad de los tres tipos de fotorreceptores que encontramos en la retina. Se encarga de maximizar la sensibilidad en el medio del espectro (verde), disminuyendo el efecto pernicioso de la aberración cromática.

Efecto Stiles-Crawford: Respuesta disminuida de la retina frente a las posiciones más aberrantes del frente de onda, debido a la preferencia de los conos foveales a la luz que entra por el centro de la pupila y le inciden rectos, y no por los rayos que entran por los márgenes de la pupila que le llegan oblicuos.

Dithering: Es un movimiento constante de la retina que hace que la imagen caiga en diferentes fotorreceptores. Mejora los límites neurales.

1.1.2 Aberraciones

El ojo humano se encuentra afectado por aberraciones. Éstas son producidas por imperfecciones de las superficies ópticas, tanto en forma como en posicionamiento o en distribución de índice de refracción. Las aberraciones que producen un mayor impacto en la calidad de imagen en la retina son las aberraciones de bajo orden (desenfoque y astigmatismo) aunque éstas son fácilmente compensables por medio de lentes oftálmicas y/o de contacto, o corregibles por medio de cirugía. Por otro lado, las aberraciones de alto orden son, en general, de una magnitud menor, por lo que la degradación óptica que introducen es menos acusada, aunque su impacto sobre la visión puede condicionar en gran medida la calidad visual final del paciente.

Las aberraciones oculares se clasifican en cromáticas y monocromáticas [Atchinson, 2000, Simonet et al, 2001]. La **aberración cromática** se origina como consecuencia de la diferencia de refracción de la luz según la longitud de onda. Se clasifica en *longitudinal* y *transversal*. La primera genera una borrosidad a nivel de la imagen en la retina ya que el ojo está optimizado para un rango limitado de longitudes de onda. La *transversal* representa la variación de posición de las imágenes en la retina en función de la longitud de onda.

Las aberraciones pueden considerarse, en esencia, como defectos contra las predicciones de la óptica paraxial debido a que los rayos que parten de un punto objeto no concurren, después de atravesar el sistema óptico ocular, en el punto imagen paraxialmente calculado [Casas, 1983]. Cuando se analizan utilizando una única longitud de onda se denominan **aberraciones monocromáticas**. En este trabajo nos centraremos en el estudio de las aberraciones oculares monocromáticas de alto orden en particular.

Hay tres formas de representar las aberraciones monocromáticas de un sistema óptico: *aberración transversal*, *aberración longitudinal* y *aberración de onda* [Atchison et al, 2000]. Esta última es la que emplearemos.

La *aberración de onda* es una función que caracteriza las propiedades de la imagen formada en la retina. Se puede representar en un mapa con código de color (bidimensional o tridimensional) que se llama mapa aberrométrico o simplemente aberración. Los distintos colores representan el avance o retroceso del frente de ondas real respecto al perfecto. Para un ojo perfecto —esto es, sin aberraciones o limitado por difracción—, el mapa de aberración de onda es plano. Por aberración de onda se entiende la diferencia entre el frente de onda distorsionado y el frente de onda ideal.

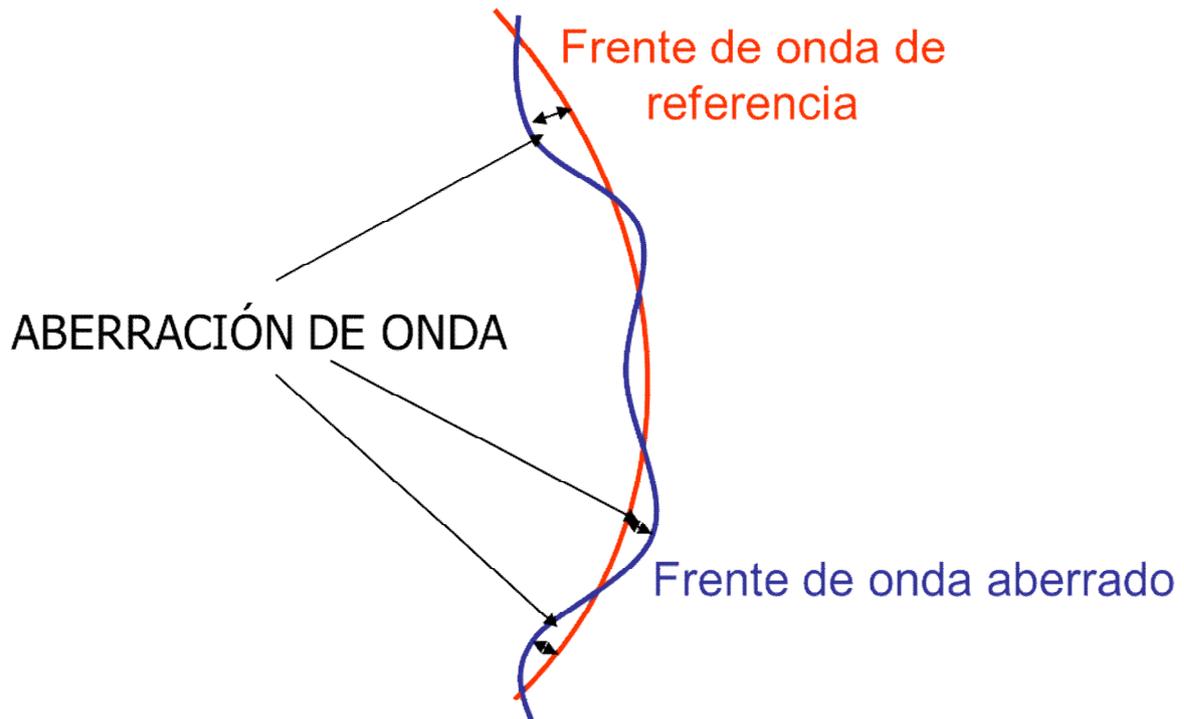


Figura 5. Concepto de aberración de onda o diferencia entre el frente de onda distorsionado y el frente de onda esférico del sistema perfecto. Se obtiene a partir de las desviaciones de los rayos con respecto a la trayectoria ideal.

El error cuadrático medio del frente de onda (RMS) constituye, así, una métrica global de calidad óptica del ojo. La aberración de onda es una superficie compleja, que se suele describir como suma de polinomios más simples (expansión en polinomios de Zernique). Los coeficientes de Zernique de orden inferior remiten a errores de refracción. Así, los coeficientes de primer orden representan un prisma; los de segundo, un desenfoque, que caracteriza a la miopía, hipermetropía y astigmatismo. Los términos de alto orden incluyen la aberración esférica, que indica un desenfoque variable con el \varnothing_{pup} de la pupila y produce halos en las imágenes, y el coma, que es una aberración de tercer orden, sin simetría rotacional y produce imágenes dobles.

En la actualidad se utilizan los polinomios de Zernique [Noll, 1976] debido a sus propiedades matemáticas adecuadas para pupilas circulares [Liang et al., 1994 y 1997; Liang y Williams, 1997; Iglesias et al., 1998]. Consisten en un conjunto ortogonal de polinomios que representan las aberraciones y que además están relacionados con las aberraciones clásicas de Seidel [Born y Wolf, 1985].

Cada modo individual (Z_n^m) se identifica mediante un sistema de doble índice. El subíndice "n" indicaría el orden radial y el superíndice especifica la frecuencia angular. La

importancia o peso de cada coeficiente de Zernique (el coeficiente C_n^m) especificaría la magnitud que cada uno añadiría a la representación de la medida del error del frente de onda.

La aberración de onda representada matemáticamente por W , así pues puede ser descompuesta en los polinomios de Zernique (Z_n^m - expresadas en coordenadas polares (ρ, θ), C_n^m (peso en la magnitud de la aberración), n (0,1,2,3,...) representa el orden radial de la aberración ($r_0, r_1, r_2, r_3, \dots$) y m (...-3,-2,-1,0,1,2,3,...) la frecuencia angular (...-3 θ , -2 θ , 0, 0, 2 θ , 3 θ , ...).

$$W(\rho, \Theta) = \sum C_n^m Z_n^m(\rho, \Theta) \quad \text{Ecuación 1}$$

Cada nivel del triángulo (figura 6) representa un orden de aberración. Aunque en realidad existe un número infinito de modos o polinomios, siempre se muestran los 15 primeros.

1.1.2.1 Aberraciones monocromáticas de alto orden

Siguiendo la clasificación de la figura 6, el orden 0 se denomina pistón, el orden 1 *tip* y *tilt*, el orden 2 desenfoque e incluye los defectos refractivos tradicionales especificados en esfera y cilindro. Estas son las **aberraciones de bajo orden**. El pistón es una constante y los tres primeros términos (orden 0 y 1) no se suelen utilizar.

A partir del orden 3 se denominan genéricamente **aberraciones de alto orden** (*high order aberration* –HOA-) u orden superior y cada una tiene un nombre determinado. Los coeficientes desde la cúspide del triángulo, de arriba abajo y de izquierda a derecha se representan por:

$$C^0_0 ; C^{-1}_1 ; C^1_1 ; C^{-2}_2 ; C^0_2 ; C^2_2 ; C^{-3}_3 ; C^{-1}_3 ; C^0_3 ; C^1_3 ; C^3_3 \dots \text{etc.}$$

Pueden ser representados en índice único por Z_0 ; Z_1 ; Z_2 ; etcétera (igualmente de arriba abajo y de izquierda a derecha en el triángulo). Cada aberración tiene un patrón de mapa aberrométrico determinado y el mapa aberrométrico total de alto orden es la combinación de todas las aberraciones individuales.

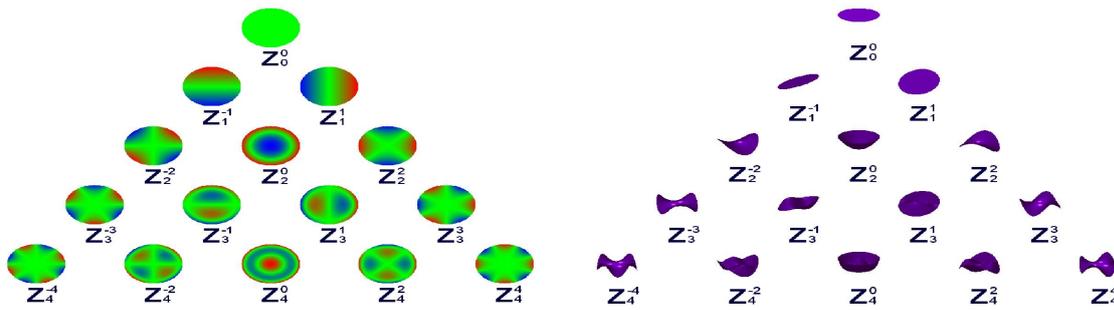


Figura 6. Triángulo de Zernique. Representación de los polinomios hasta el 4º orden, en dos (izquierda) y en tres (derecha) dimensiones. Imágenes obtenidas con Vol-CT software v.6.89 (Sarver and Associates, Inc, USA).

1.1.2.1.1 Métricas

El ojo humano es un filtro de paso bajo. Ello significa que la reducción del contraste es mayor para frecuencias espaciales altas (detalles finos en la imagen). Para describir la calidad de un sistema óptico suele recurrirse a la *Razón de Strehl*, una métrica que representa el máximo de la imagen de un punto en la retina del sistema óptico con relación al máximo de la PSF de un sistema sin aberraciones; equivalentemente, representa el volumen de la MTF con relación al volumen de la MTF del sistema sin aberraciones. Se considera que el sistema está limitado por difracción si la *Razón de Strehl* es superior a 0,8 (*Criterio de Raleigh*).

Las distintas métricas utilizadas para especificar cuantitativamente las aberraciones son las siguientes [Marsack et al., 2004; Thibos et al., 2004]:

Peak-Valley: En el mapa de aberraciones la diferencia en valor absoluto, expresada en μm entre el punto más avanzado y más retrasado de la onda real respecto a la perfecta se conoce con el nombre de Peak-Valley (PV).

Root Mean Square (RMS): Se trata de la raíz cuadrada de la suma de cuadrados de los coeficientes de los polinomios de Zernique. Puede ser calculado para el total, para un orden completo, para un modo de aberración determinado o para combinaciones de varios modos de aberraciones. Su unidad es la micra.

$$RMS = \sqrt{\sum (Z_n^m)^2} \quad \text{Ecuación 2}$$

A la suma de los cuadrados de los coeficientes de Zernique se le denomina varianza total. Con el RMS también se puede calcular el desenfoque equivalente en dioptrías (D) mediante:

$$D = 4\pi\sqrt{3} \left(\frac{RMS}{\text{área pupilar en mm}^2} \right) \quad \text{Ecuación 3}$$

RMS es la métrica que se utilizará en este trabajo.

Fracción pupilar: La fracción pupilar (pupil fraction –PF-) cuantifica que fracción de la pupila del ojo tiene buena calidad óptica. Hay 2 métodos generales para determinarla y especificarla. Uno de ellos (critical pupil) es mediante el área concéntrica de la pupila cuyo RMS es inferior a $\lambda/4$ (su acrónimo inglés es PFWc), a 1 minuto de arco (PFSc) o el desenfoque equivalente es inferior a 0,25 dioptrías (su acrónimo inglés es PFCc). El otro método (tesselated pupil) define la fracción pupilar con buena calidad óptica en función de pequeñas subaperturas ($< 1\%$ del \varnothing_{pup}) que en el área pupilar su RMS es inferior a $\lambda/4$ (PFWt), a 1 minuto de arco (PFSt) o su desenfoque equivalente a 0,25 dioptrías (PFCt).

Point Spread Function. Razón de Strehl: La Point Spread Function (PSF) o función de respuesta impulsional nos dice cómo es la imagen que proporciona un sistema óptico de un objeto puntual. Si consideramos al ojo como un sistema óptico dicha función nos dice como es la imagen de un punto en la retina.

Para un sistema óptico perfecto libre de aberraciones (limitado sólo por la difracción), la PSF no sería un punto sino lo que se conoce como disco de Airy en caso de una pupila circular. Si la pupila es pequeña (menor de 2 mm de \varnothing_{pup}) las aberraciones son pequeñas pero la PSF es grande (más cuanto menor sea la pupila) debido al efecto de la difracción y las imágenes retinianas pierden nitidez. Si por el contrario la pupila es grande (más de 3 mm) el efecto de la difracción disminuye pero las aberraciones suelen ser más elevadas (más cuanto mayor sea la pupila) y por tanto también hay pérdida de nitidez en las imágenes.

El cociente entre la intensidad central de la PSF real (ojo con aberraciones) y la de la PSF ideal (ojo sin aberraciones, limitado por difracción) es lo que se conoce como razón de Strehl (Strehl ratio). Cuanto menor sea este número más afectado de aberraciones está el sistema.

Función de transferencia óptica: Es habitual cuando se trabaja en estudios de calidad óptica utilizar, en vez de la PSF, su transformada de Fourier, la función de transferencia óptica, OTF – Optical Transfer Function-. En concreto, se trabaja con el módulo de dicha función, conocida como función de transferencia en modulación, MTF –Modulation Transfer Function-. Esta función nos dice como se transmite la información en el espacio de frecuencias espaciales. De este modo es posible valorar como se transmiten y hasta que frecuencia espacial nuestro sistema óptico es capaz de resolver.

La fase de la OTF es la función de transferencia de fase o PTF –Phase Transfer Function- menos utilizada en las cuestiones indicadas anteriormente.

Existen varias métricas relacionadas tanto con la MTF como con la OTF. Algunas de ellas, por sus siglas en ingles son conocidas por SFcMTF y SFcOTF (relacionadas ambas con la frecuencia espacial); SRMTF y SROTf (relacionadas ambas con la razón de Strehl) y las que analizan áreas o volúmenes bajo las funciones (VSMTF, VSOTF, VOTF y VNOTF) [Cheng et al., 2004; López-Gil et al., 2009]

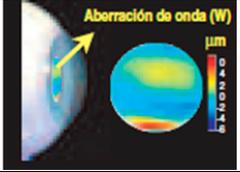
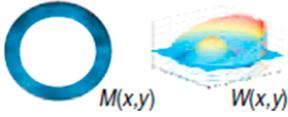
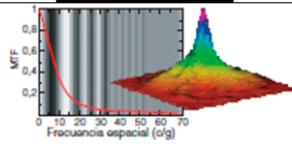
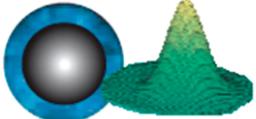
<p>ABERRACIÓN DE ONDA</p>	<p>Distorsiones del frente de onda en el plano de la pupila. Las derivadas locales de la aberración de onda son proporcionales a las desviaciones de los rayos.</p>	$W(x,y)$	
<p>FUNCIÓN PUPILA</p>	<p>Función cuyo módulo es la transmitancia de la pupila, y su fase la aberración de onda.</p>	$P(x,y) = M(x,y) \cdot e^{-i\frac{2\pi}{\lambda}w(x,y)}$	
<p>IMAGEN DE UN PUNTO (PSF)</p>	<p>Distribución de intensidades de la imagen de una fuente puntual tras su paso por un sistema óptico.</p>	$PSF = FT(P(x,y)) ^2$	
<p>FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA DE MODULACIÓN</p>	<p>Reducción del contraste en función de la frecuencia espacial de las imágenes a su paso por un sistema óptico.</p>	$MTF = iFT(PSF) $	
<p>FUNCIÓN STILES-CRAWFORD</p>	<p>Transmitancia gaussiana de la pupila, consecuencia de las propiedades direccionales (como guías de onda) de los fotorreceptores retinianos.</p>	$P(x,y) = M(x,y) \cdot e^{-i\frac{2\pi}{\lambda}w(x,y)}$	

Figura 7. Definiciones, expresiones matemáticas e ilustraciones de las funciones que se utilizan comúnmente para describir la calidad óptica del ojo.

1.1.2.2 Las aberraciones monocromáticas oculares o totales.

Son la combinación de las aberraciones monocromáticas de la superficie anterior de la córnea y las de los medios oculares internos. Las totales se obtienen mediante instrumentos clínicos denominados aberrómetros.

En la actualidad existen distintos aberrómetros basados en diferentes principios físicos: Unos analizan el frente de ondas fuera del ojo y otros lo hacen en retina. Entre los primeros el más utilizado es el denominado sensor de **Hartmann-Shack** del que existen diversos comercializados. La calidad de imagen en retina se especifica mediante la PSF o la MTF, es bastante precisa cuando no existe una importante dispersión intraocular (scattering), en caso contrario suele ser sobreestimada [Luque et al., 2004].

A partir de la aberración de onda podemos calcular la imagen de un punto en la retina (PSF) y la función de transferencia de modulación (MTF). La PSF designa la distribución de intensidades de la imagen de una fuente tras su paso por un sistema óptico. La MTF nos ofrece el grado de detalle, esto es, la reducción del contraste en función de la frecuencia espacial de la imagen a su paso por un sistema óptico. (Figura 8)

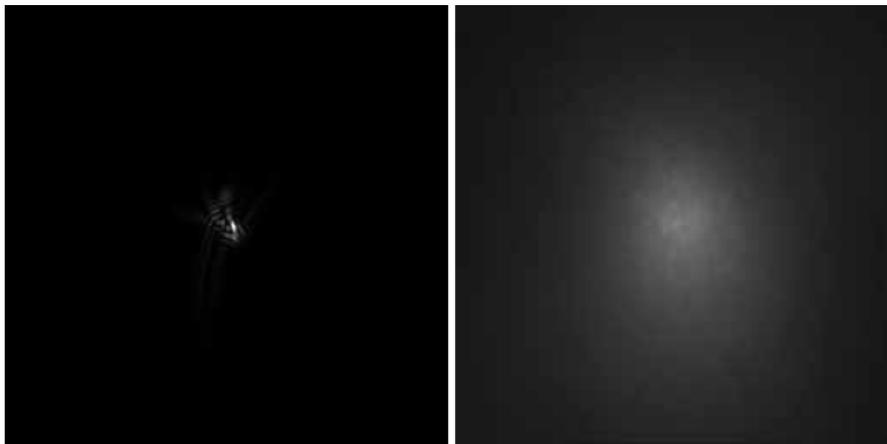


Figura 8. La figura de la izquierda representa la PSF obtenida a partir de la evaluación de la función aberración de onda con un sensor Hartmann- Shack para un ojo con catarata incipiente. A la derecha la PSF del mismo ojo obtenida con OQAS™. Cortesía del Dr. Jaume Pujol de la Universidad Politécnica de Cataluña.

1.1.2.3 Aberración monocromática corneal.

Para la obtención de la aberración monocromática corneal se precisa de la topografía corneal y en concreto de los datos de elevación. En la actualidad existen programas informáticos de diseño óptico que pueden ser empleados para la obtención de los coeficientes de Zernique a partir de los datos de elevación topográficos. Actualmente estos programas están disponibles en todos los topógrafos corneales del mercado.

El uso de los polinomios de Zernique para representar la superficie corneal ha sido sugerida por varios autores [Lange y Thall, 1992; Web, 1992; Applegate et al., 1994]. Los topógrafos miden la elevación corneal sólo en un número discreto de puntos y los polinomios de Zernique no son ortogonales sobre un conjunto discreto de puntos. La ortogonalización de Gram – Smith permite expandir el conjunto discreto de datos de elevación corneal en términos de polinomios de Zernique y conseguir las ventajas de una expansión ortogonal [Wang y Silva, 1980]. Una vez completada la expansión, las funciones ortogonales se transforman en términos de polinomios de Zernique, resultando un conjunto único de coeficientes de Zernique.

1.1.2.4 Aberración monocromática interna.

La determinación de las aberraciones internas se puede realizar de dos formas: directamente o por sustracción. Directamente consiste en anular la refracción de la superficie anterior de la córnea mediante unas gafas rellenas de solución salina. Por sustracción consiste en obtener por una parte las aberraciones totales y por otra las corneales. La diferencia entre ambas es la correspondiente a los medios oculares internos. No se encontraron diferencias significativas entre ambas formas de medición [Artal et al., 2001]. A la aberración monocromática interna contribuye fundamentalmente el cristalino ya que en ojos sanos la influencia de la superficie posterior de la córnea es insignificante [Barbero et al., 2002].

En el presente trabajo haremos referencia solamente al estudio de las aberraciones corneales en particular.

1.1.3 Dispersión intraocular de la luz.

Otro factor a tener en cuenta para determinar la calidad óptica del ojo lo constituye la difusión o dispersión intraocular. Ésta es generada por la interacción de la luz con moléculas o partículas que cambian localmente el índice de refracción de los medios oculares.

Su efecto es el de alterar la dirección de la luz aleatoriamente, dispersando los rayos de luz a otras áreas de la retina distintas de la fovea, provocando un emborronamiento de la imagen retiniana por disminución del contraste. Este fenómeno presente en el ojo humano ha sido definido como *deslumbramiento discapacitante* (disability glare) [Vos, 1984].

Existen en el ojo cinco fuentes principales que contribuyen a la cantidad total de luz dispersada sobre la retina, y son: córnea, iris, esclera, cristalino y la propia retina.

La contribución corneal a la dispersión es constante con la edad y puede cambiar tras someterse el sujeto a cualquier tratamiento de superficie o patología. [Van den Berg, 1995 y Ijspeert, 1990]. En ojos jóvenes y sin patologías, la contribución de este factor en la calidad global del ojo no es importante. Sin embargo, su importancia crece significativamente en el caso de ojos con alteraciones estructurales y envejecimiento.

Los principales efectos visuales de la dispersión de la luz intraocular son la disminución del contraste en la imagen retiniana y el deslumbramiento.

El **deslumbramiento** es la pérdida de eficacia visual o visibilidad con molestia o falta de confort provocados por una iluminación mayor que la iluminación a la que los ojos estaban adaptados previamente.

El **contraste** es una medición de la distribución relativa de las componentes más claras y más oscuras de un estímulo visual. Está definido por la fórmula de Michaelson que relaciona la magnitud de la diferencia en la intensidad de la luz entre las áreas claras y oscuras de la luminancia total del estímulo $[(L_{\text{máx}} - L_{\text{min}}) / (L_{\text{máx}} + L_{\text{min}})]$. Cuando la diferencia de luminancia es demasiado pequeña para ser percibida nos encontramos en el umbral del contraste. El umbral del contraste está relacionado con la frecuencia espacial a través de la CSF.

El **deslumbramiento y la sensibilidad al contraste** están íntimamente relacionados. Mientras que la sensibilidad al contraste reside en la capacidad de diferenciación de intensidad de luz entre distintas áreas (claras y oscuras) para una determinada luminancia del estímulo, el deslumbramiento reside en la dificultad de distinguir esas diferencias cuando la iluminación es excesiva o mal dirigida.

1.1.3.1 Deslumbramiento y distorsión luminosa. Concepto de Halo, Glare y Starburst

El deslumbramiento puede ser definido como el efecto reductor del contraste de la luz dispersada en una escena visual. El deslumbramiento forma un velo de luminosidad que reduce el contraste y por lo tanto la visibilidad de un objeto.

Cuando se habla de deslumbramiento en sentido global nos estamos refiriendo a la fuente de luz que provoca deslumbramiento. A la hora de referirnos al efecto visual haremos una distinción sobre los distintos tipos de deslumbramiento. Según Stenson (2008), existen cuatro grados de deslumbramiento:

Deslumbramiento perturbador: Resultante de la luz reflejada de la superficie de un medio óptico, produciendo reflejos o halos alrededor de las luces por la noche, originando molestias visuales y astenopia (ocurre con un flujo luminoso menor a 300 lúmenes).

Deslumbramiento molesto: Resultante de deslumbramiento directo o reflejado, produciendo una clara incomodidad visual (3 000-10 000 lumen).

Deslumbramiento discapacitante: Resulta de la dispersión de la luz por falta de homogeneidad en el medio óptico de los ojos anormales, lo cual interfiere en la visión e incluso la puede bloquearla ocasionalmente (superior a 10 000 lumen).

Deslumbramiento cegador: Resultante del reflejo de luz incidente en superficies lisas y brillantes como el agua y la nieve y al ser polarizadas en un plano, conducen a un bloqueo de la visión suficiente como para comprometerla.

Así pues el **deslumbramiento** es un término físico que se refiere a la fuente de luz. Tiene dos efectos sobre la visión: *disconfort* (disconfort glare, produce molestia pero no hace disminuir la visión) y *discapacidad* (afecta a la visión y además puede ir acompañado o no de molestias). Como es deslumbramiento de disconfort no parece tener ninguna implicación clínica, nos referiremos al deslumbramiento incapacitante por tener un mayor impacto visual ya que produce una disminución en la respuesta del sujeto.

En este apartado se pretende definir el concepto de distorsión luminosa nocturna (DLN), sus diferencias con otras alteraciones de la visión nocturna (AVN) así como su medida clínica.

El término **AVN** engloba varios efectos; el *deslumbramiento discapacitante* (*glare disability*), *alteración de la sensibilidad al contraste* y *degradación de la imagen* [Fan-Paul et al., 2002; Püell et al, 2004].

Cómo hemos señalado anteriormente, ópticamente, el deslumbramiento discapacitante ocurre por la dispersión de la luz al atravesar los medios oculares.

La degradación de la imagen se expresa en base a la forma o tamaño de la misma, obtenida de una fuente de luz puntual o extensa. Las descripciones más comunes son el **starburst** (forma estrellada) y el **halo** que puede ocurrir con o sin starburst. (Figura 9)

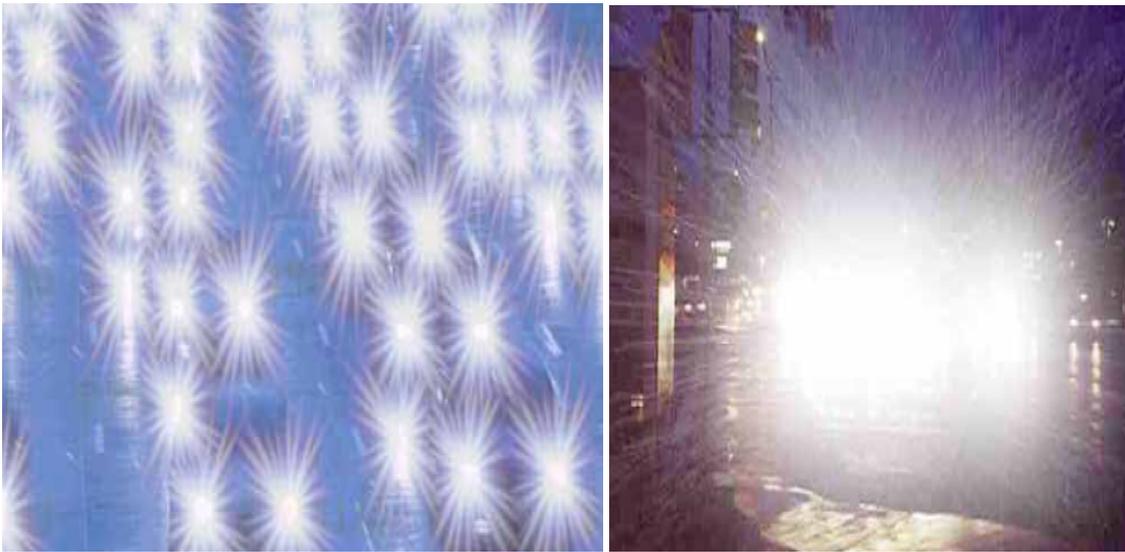


Figura 9. Simulación de *starburst* en los faros de los automóviles después de LASIK complicado.

De: www.visionsurgeryrehab.org.

En este trabajo, se entiende por Distorsión Luminosa a la degradación de la imagen y será expresada en base a su tamaño o área y estará en función de la cuantía de starburst y/o halo existente.

Por otra parte, la visión fotópica se entiende como aquella en que actúan exclusivamente los conos de la retina, por saturación de los bastones, y corresponde a una luminancia superior a 10 cd/m². A partir de 104 cd/m² la visión es incómoda y según Judd citado por Aguilar [Aguilar y Mateos, 1993a] el deslumbramiento ocurre a partir de 106 cd/m². Entre 10-3 y 10 cd/m² se encuentra una zona de transición en que actúan a la vez tanto los conos como los bastones de la retina y se denomina visión mesópica o crepuscular.

La visión escotópica, en que la visión se produce exclusivamente gracias a la sensibilidad de los bastones, se extiende desde 10-6 hasta 10-3 cd/m².

En este trabajo, la medición de la distorsión luminosa se realizó en un gabinete con iluminación global de 0,17 lux. Esa magnitud de iluminancia (E) es equivalente a 4×10^{-2} cd/m² de luminancia (L) de acuerdo a la siguiente expresión que las relaciona:

$$E \cong \frac{\pi}{\beta} \times L \quad \text{Ecuación 4}$$

Donde E expresada en lux, L en cd/m² y siendo β igual a 0,8 para un blanco normal (38) Teniendo en cuenta que la visión por la noche (visión nocturna) se encuentra comprendida entre 10⁻⁴ y 10⁻¹ cd/m² [Aguilar y Mateos, 1993b] se denomina a la distorsión luminosa obtenida en las condiciones de iluminación antes mencionadas, distorsión luminosa nocturna y corresponde a condiciones de visión mesópica (figura 10).

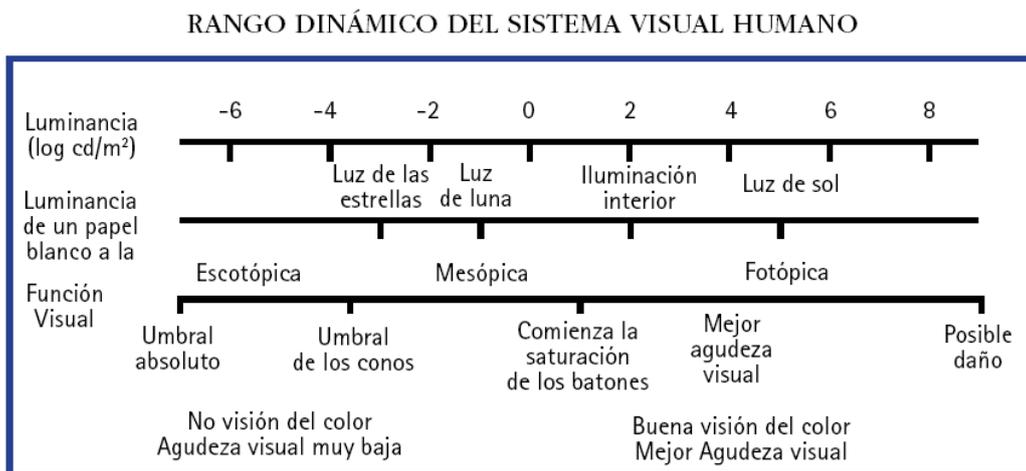


Figura 10. Rango dinámico del sistema visual humano. (Log: logaritmo). [Kalloniatis M, 2007]

Véase en la figura 11 cómo los **halos** ocurren cuando un observador percibe círculos de luz en torno a fuentes luminosas o puntos de luz, especialmente por la noche, produciéndose una pérdida en la calidad visual, y por tanto, en su discriminación visual.



Figura 11. Dos fotografías realizadas de una escena nocturna: la de izquierda en condiciones normales; la de la derecha con presencia de halos alrededor de las fuentes luminosas. En condiciones de baja iluminación, la presencia de halos disminuye considerablemente la capacidad de discriminación en torno a los estímulos con luminancia alta.

1.1.3.1.1 Medida y parámetros cuantitativos de la Distorsión Luminosa

Los test de deslumbramiento se utilizan en una amplia variedad de enfermedades que producen distorsiones luminosas tales como el queratocono y las cataratas. También son empleados en la evaluación de la calidad óptica de las lentes intraoculares y de la cirugía refractiva. [Pesudovs et al., 2004b; Cerviño et al., 2008; Ferrer-Blasco et al., 2008 y 2009; Alfonso et al., 2009].

La medición de la AV y el contraste bajo condiciones de deslumbramiento nos dan una valoración indirecta de la función visual, sin embargo no describe en si la distorsión luminosa (en forma de halo o starburst), queja principal de las personas afectadas.

Para objetivar las AVN se han desarrollado varios test. Muchos de ellos miden la CSF (con letras o redes sinusoidales), otros permiten determinar la discapacidad por deslumbramiento (con letras, redes sinusoidales o anillos de Landolt C), existen instrumentos específicos para ese fin como el BAT (Brightness Acuity Tester) o el Miller-Nadler Glare Test y el Van den Berg Straylightmeter.

El Van der Berg Straylightmeter, comercializado como C-Quant (Oculus Optikgeräte gMBh; Wetzlar, Alemania), realiza una medida del *straylight retiniano*, una de las causas del disability glare [Van den Berg et al., 2005; Franssen et al., 2006 y 2007].

En la tabla 2 se extrae una revisión sobre problemas en la visión nocturna después de cirugía refractiva, se especifican algunos de estos tests, qué parámetros de la función visual

miden y qué tipo de estímulos utilizan [Fan-Paul et al., 2002]. Según la Food and Drug Administration (FDA) los test de redes sinusoidales son los que más sensibilidad muestran en el análisis de la calidad de visión [Evans, 2005].

Nombre del test	Mide (*)	Utiliza
Bailey-Lovie	SC	Letras
Peli-Robson	SC (y DD con BAT)	Letras
Carta de Regan	SC (y DD con BAT)	Letras
Test de contraste de pequeñas letras	SC	Letras
Vistech MCT 8000	SC	Redes sinusoidales
Vistech 6500	SC	Redes sinusoidales
CSV 1000	SC	Redes sinusoidales
Test de deslumbramiento Berkeley	DD	Letras
Test de deslumbramiento Miller-Nadler	DD	Anillos de Landolt C
BAT	DD	-----
Van den Berg Straylightmeter	DD	-----

(*) SC: Sensibilidad al contraste; DD: Discapacidad por deslumbramiento.

Tabla 2. Nombre, parámetro que mide y estímulos que utilizan algunos de los test utilizados en clínica para valorar las AVN [Fan-Paul et al., 2002]

Con posterioridad a esta revisión han aparecido nuevos test, muchos de ellos computerizados, para la medida de la CSF con o sin deslumbramiento [Sánchez-Ramos, 2003; Pesudovs et al., 2004a; Bühren et al., 2006; Pesudovs, 2007]. Según la FDA los tests de redes sinusoidales son los que más sensibilidad muestran en el análisis de la calidad de visión. [Puell, 2004a]

Existe menos disponibilidad de tests para determinar la degradación de la imagen (en adelante Distorsión Luminosa), por ese motivo una gran mayoría de profesionales realizan la valoración de la distorsión luminosa a través de cuestionarios u otras interpretaciones subjetivas, no existiendo hasta el momento un método de valoración cuantitativa suficientemente contrastado y con suficiente reproducibilidad.

Seguidamente se describen algunos tests subjetivos:

1- Mediante un test denominado carta de registro de visión nocturna -Night Vision Recording Chart- [Florakis et al., 1994]. El test consiste en la proyección de un pequeño disco en una pantalla ubicada en una habitación oscura. El paciente reproduce lo que ve (starburst, halo u otra alteración de la forma y tamaño) en una hoja a la que ha sido adaptada una rejilla de Amsler (figura 12).

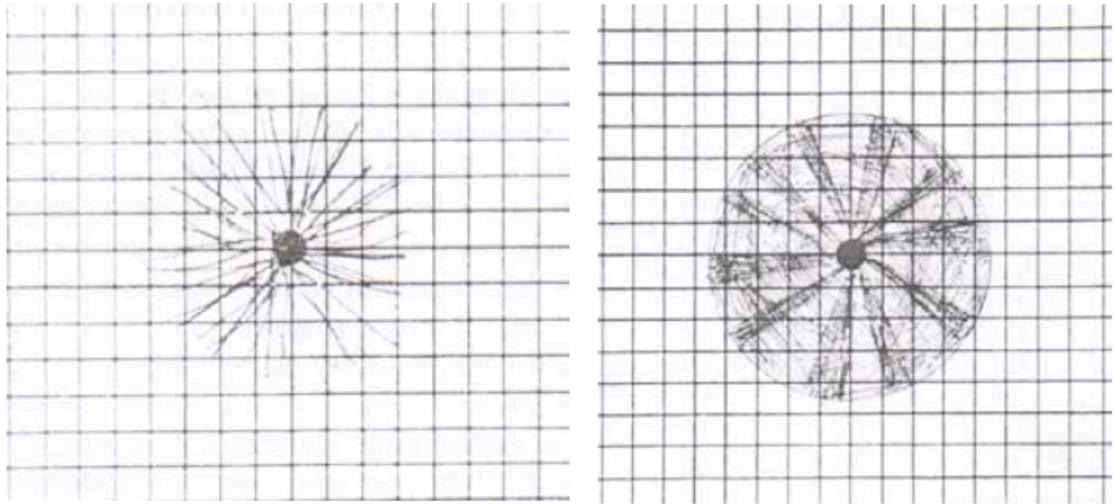


Figura 12. Starbust (izquierda) y halo (derecha) expresado subjetivamente con el Night Vision Recording Chart. De: Fan-Paul NI, Li J, Sullivan J et al. Night vision disturbances after corneal refractive surgery. *Survey of Ophthalmology*. 2002; 47:533-546.

2- Con el refractómetro de resolución espacial (Emory Vision InterWave Aberrometer – Emory Vision; Atlanta, ga-) basado en el principio de Scheiner y desarrollado por Webb y colegas en el Schepens Eye Research Institute. Con este instrumento se puede determinar la calidad de la imagen a nivel occipital de una imagen extensa [Carr et al., 2004].

3- Con el software Glare & Halo (FW Fitzke and C Lohmann, Tomey Ag) la prueba consiste en la evaluación subjetiva realizada por el paciente con un estímulo que se mueve de la periferia hacia el centro. El paciente juzga cuando el estímulo llega al límite externo de la distorsión [Pieh et al., 2001; Lackner et al., 2003].

En cualquier caso los 3 presentan importantes limitaciones basadas fundamentalmente en la excesiva participación subjetiva del paciente como ya se ha dicho anteriormente. Además, alguno de ellos como el Glare & Halo, ni siquiera están disponibles comercialmente.

Aun siendo cierto que todos los métodos de exploración anteriormente citados son interesantes y evalúan aspectos clínicamente relevantes de la función visual, se cuestiona la correlación que pueda existir entre los resultados de dichas pruebas y las quejas que pueden presentar los pacientes. Además, considerando que el hecho de la percepción de la distorsión en la visión nocturna de las fuentes luminosas es el factor responsable de las quejas, y no la capacidad discriminativa de detalles o de contraste, se estima necesaria la introducción de un nuevo enfoque en el estudio de estas anomalías visuales.

En esta tesis, para el estudio de la distorsión luminosa nocturna se utilizó un dispositivo experimental que permite cuantificar la distorsión luminosa en cuanto a su forma y tamaño. El instrumento cuantifica dicha distorsión con un índice denominado índice de distorsión luminosa (IDL). Este dispositivo está basado en la técnica desarrollada por Gutiérrez y colaboradores [Gutiérrez et al, 2003] y se describirá en la sección de material y métodos.

1.1.3.2 Función de sensibilidad al contraste (CSF)

Se ha demostrado que la sensibilidad al contraste es una medida muy sensible a la degradación óptica de la imagen retiniana y que la AV de bajo contraste detecta pequeños cambios de la visión en condiciones de baja iluminación.

En general, y a pesar de las limitaciones impuestas por la no linealidad del sistema visual, los resultados obtenidos con tests sinusoidales han sido ampliamente considerados como herramientas idóneas para la descripción de la visión espacial.

Dado que es sistema visual responde bien a los cambios espaciales de luminancia, una forma obvia de caracterizar la habilidad del sistema visual para detectar tales cambios es medir el contraste umbral necesario para ver un estímulo cuya luminancia varía espacialmente. Este tipo de estímulo se consigue con redes de onda sinusoidales ya que éstas pueden ser especificadas de una manera muy precisa.

Las redes de ondas sinusoidales son barras luminosas y oscuras que se van repitiendo de manera periódica y cuyos perfiles de luminancia tienen la forma matemática seno. Se emplea como tipo de medida del contraste *el contraste de Michelson* se define como:

$$\text{Contraste de Michelson} = \frac{L_{\max} - L_{\min}}{L_{\max} + L_{\min}} \quad \text{Ecuación 5}$$

Y generalmente se usa el cálculo del contraste de las redes sinusoidales. L_{\max} y L_{\min} son las luminancias de las regiones luminosas/oscuras de las redes respectivamente. El contraste de Michelson es una cantidad sin unidades, variando entre 0 y 1 o 0% y 100%.

Un par de barras clara y oscura forman un ciclo. También se *denomina periodo espacial de la red* y es la distancia entre máximos y mínimos en el perfil de la luminancia.

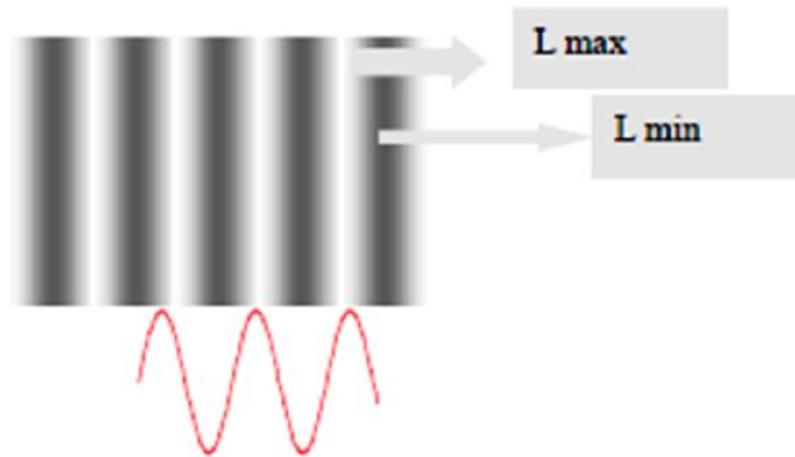


Figura 13. Modelo de red sinusoidal.

La frecuencia espacial es el número de periodos o ciclos completos de alternancias luminosas por grado de ángulo visual y se mide en ciclos/grado (c/g). Cuando un número alto de redes se ajustan dentro de un grado de ángulo visual, se dice que la red tiene una frecuencia espacial alta en este caso las redes son finas. Cuando las redes son anchas o son pocas las que se pueden ajustar en un grado de ángulo visual, se dice que la red es de frecuencia espacial baja.

La fase espacial es la posición de una red respecto a una referencia u otra red, de manera que dos redes estarán en fase si sus picos y valles de sus perfiles están alineados.

La CSF representa la medida psicofísica de la sensibilidad del sistema visual a los cambios de luminancia espacial para la detección de distribuciones sinusoidales [Campbell, 1965; Bour, 1980; Williams, 1994]. La CSF es análoga en cierto modo a la MTF de un sistema óptico pero en el caso del sistema visual la CSF incluye además el procesamiento neuronal de la señal. Por tanto en la CSF normal intervienen ambos factores ópticos y neuronales siendo los primeros la mayor limitación para la visión central [Thibos, 1996]. Campbell y Robson [Campbell, 1968] dieron el nombre de función de sensibilidad al contraste o CSF a la representación de la inversa del contraste umbral de distribuciones sinusoidales en función de la frecuencia espacial de la sinusoide. Una curva de CSF a través de un rango de frecuencias espaciales da la CSF.

$$CSF_{SV} = MTF_{OJO} \cdot CSF_{RC} \quad \text{Ecuación 6}$$

Donde CSF_{sv} es la función sensibilidad al contraste del sistema visual, MTF_{OJO} es la función de transferencia de modulación del ojo y CSF_{RC} es el componente retino-neural de la CSF del sistema visual.

La CSF se mide presentando redes sinusoidales de una determinada frecuencia espacial, y el procedimiento consiste en ir reduciendo el contraste de la red manteniendo su luminancia media constante hasta alcanzar un umbral y el observador vea un campo uniforme.

La inversa de este nivel de contraste es la sensibilidad al contraste. La medida se repite para diferentes frecuencias espaciales y se obtiene la CSF. Por lo tanto, la gráfica que muestra la inversa de la cantidad de contraste imprescindible para detectar redes de distinta frecuencia espacial se conoce como la CSF espacial.

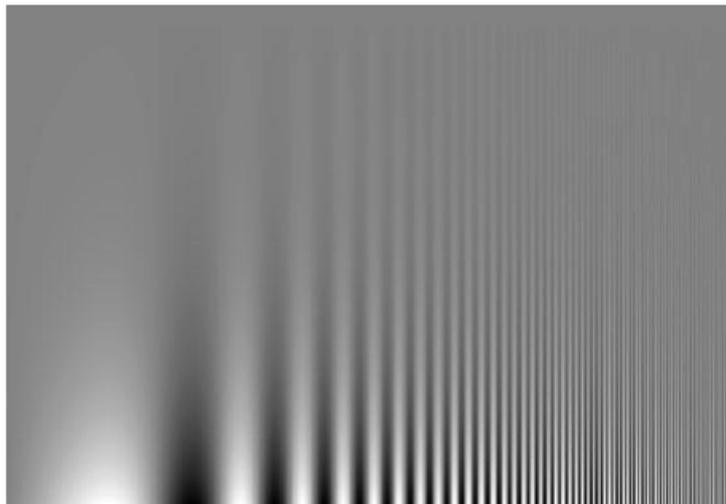


Figura 14. Patrón de contraste diseñado para demostrar la forma de la CSF espacial humana. [Campbell et al. 1968]

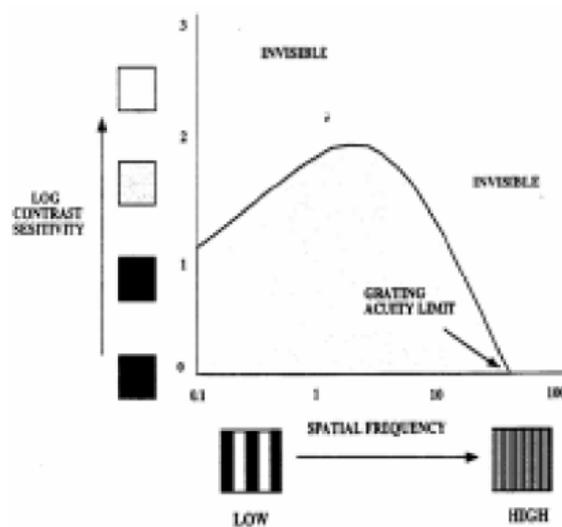


Figura 15. Función típica de sensibilidad al contraste en condiciones fotópicas.

En general, la forma de una CSF humana fotópica es la de una función de pasa banda que asigna valores máximos de sensibilidad al contraste a frecuencias intermedias entre 4 y 8 c/g. Seguidamente se produce un descenso gradual de la sensibilidad en las frecuencias bajas y una disminución más rápida en las frecuencias altas.

La disminución en bajas frecuencias para tests estacionarios se atribuye a mecanismos neuronales, mientras que en las altas frecuencias se atribuye además a mecanismos físicos como el sistema óptico del ojo, el tamaño y densidad de fotorreceptores, etc. [Robson, 1966]

Uno de los primeros procedimientos de valorar la función visual es la determinación de la AV. El paciente leerá el optotipo más pequeño que pueda resolver en un test de alto contraste, siendo esto una medida del punto de corte de la CSF del paciente con las frecuencias espaciales altas. [Bedell, 2002]

Factores que afectan a la CSF

1- La *luminancia* (fracción de Weber): La medida de un umbral de contraste por medio de una red sinusoidal es similar a medir un umbral diferencial, el cual, para estímulos puntuales de luz sobre un fondo grande variará con la luminancia del fondo tal que el umbral aumenta a medida que la luminancia del fondo disminuye y si el umbral de contraste se eleva la sensibilidad disminuye. El umbral de contraste se eleva en la CSF espacial humana a medida que la iluminancia retiniana desciende, aunque no uniformemente para todas las frecuencias espaciales.

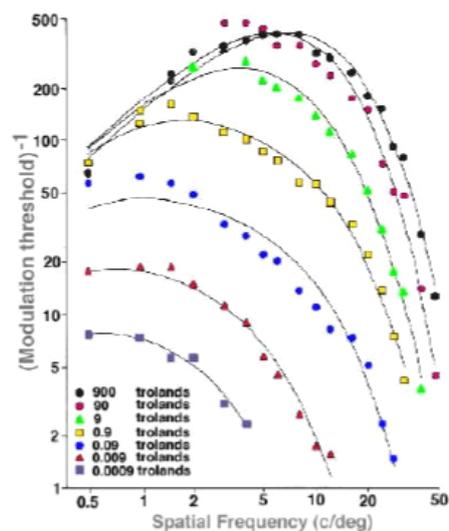


Figura 16. Funciones de sensibilidad al contraste espaciales según la iluminancia retiniana media. [De Valois et al. 1974].

La CSF cambia de tres maneras a medida que la iluminancia retiniana media de la red se reduce. Primero, el máximo de la sensibilidad al contraste se desplaza hacia las frecuencias espaciales más bajas.

Segundo, independientemente de la iluminancia, siempre existe un corte pronunciado de alta frecuencia espacial, presentándose a frecuencias menos elevadas a medida que la iluminancia retiniana media es más baja, lo que se puede explicar por la transición desde las condiciones de iluminación fotópicas, donde los campos receptores son pequeños, a condiciones escotópicas, donde los campos receptores de los bastones son más grandes [De Valois, 1974].

Y tercero, a medida que la iluminación retiniana desciende, no se observa la disminución típica en las frecuencias bajas, sino que disminuye progresivamente a medida que aumente la frecuencia espacial. Esto se relaciona con la desactivación de los campos receptores periféricos en condiciones de muy baja luminancia [Barlow, 1957].

2- El *defecto óptico* que más afecta a la calidad de la imagen retiniana es el error refractivo. La forma típica de la curva CSF tiene la característica de un filtro pasa-baja, con un descenso monótono en el máximo de la curva y en su parte inferior. Las ametropías esféricas reducen la sensibilidad al contraste proporcionalmente a la frecuencia espacial, con un mínimo efecto en las frecuencias bajas, una moderada reducción en las medias y mayor descenso en las altas. [Campbell, 1965; Woods, 1995]

La presbicia igualmente afectaría a las frecuencias altas cuando se les examina a ojo desnudo y a una distancia de trabajo corta.

3- La *edad* también es importante, ya que el descenso de la iluminancia retiniana se debe a los cambios en el tamaño pupilar por la edad, pérdida de transparencia de medios y cambios neuronales que también afectan al reconocimiento; generalmente se da un descenso de la sensibilidad al contraste con la edad en las frecuencias medias y altas en condiciones fotópicas [Elliot, 1990; Elliot, 1992; Owsley, 1983; Puell, 2004] y mesópicas. [Puell, 2004; Owsley, 1994]

1.2 MIOPIA Y SU TRATAMIENTO ÓPTICO Y QUIRÚRGICO

La miopía es seguramente el problema visual con mayor prevalencia en el mundo. Se calcula que aproximadamente 1.600 millones de personas la tengan, lo que representaría más de $\frac{1}{4}$ de la población mundial, aunque esta incidencia no es igual en toda la geografía mundial. La miopía tiene mayor incidencia en países como los Estados Unidos, donde aproximadamente el 25% de la población tiene miopía. En países como Japón, Singapur y Taiwán, hasta una de cada tres personas adultas es miope así pues es significativamente mayor en comunidades asiáticas que en individuos de otras razas [Maduka et al., 2009; Hem et al., 2009] o procedencias geográficas [Voo et al., 1988].

En España entre un 20 y un 35% es miope aunque estos valores varían con la edad [Montes-Mico et al., 2000]. Por otra parte, existen evidencias de que la prevalencia de la miopía está aumentando, lo que se ha atribuido a factores ambientales y educacionales en una sociedad cada vez con mayores exigencias visuales en visión próxima tanto en niños como en jóvenes y adultos [Saw et al., 2002].

1.2.1 Definición de Miopía

La **miopía**, del griego *myops* formado por *myein* (entrecerrar los ojos) y *ops* (ojo), es el estado refractivo que se caracteriza porque las imágenes de un objeto en el infinito se forman delante de la retina cuando el ojo está desacomodado. Se debería a una descompensación entre los medios refractivos oculares con respecto del eje antero-posterior, bien por un exceso de potencia de refracción de los medios transparentes del ojo con respecto a su longitud axial, o bien por una longitud axial demasiado grande, por lo que en ambos casos los rayos luminosos procedentes de objetos situados a cierta distancia (infinito) del ojo convergen hacia un punto anterior a la retina.

Una persona con miopía tiene dificultades para ver bien los objetos lejanos. Así pues la miopía es un defecto de refracción o ametropía.

1.2.2 Tratamientos Ópticos

La miopía se compensa con lentes divergentes, ya sean gafas o lentes de contacto, o bien mediante el moldeo corneal con lente de contacto. . En todos estos casos, el procedimiento es reversible.

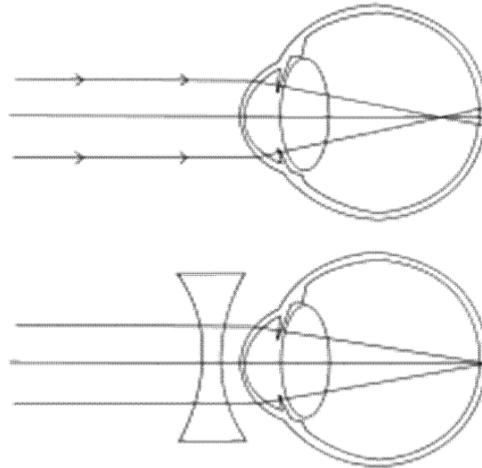


Figura 17. Miopía y su corrección con una lente divergente.

1.2.2.1 Corrección con lentes divergentes en gafa.

En primer lugar destacaremos el tratamiento común de la miopía mediante lentes divergentes, es decir, mediante las gafas. La misión de la lente será focalizar la imagen en retina, siendo el valor de dicha lente igual al valor refractivo de dicha ametropía (figura 17).

1.2.2.2 Corrección de miopía con lentes de contacto blandas y rígidas convencionales.

Tan común como la prescripción del error refractivo miópico en gafa es, hoy en día, el uso de las lentes de contacto. Una de las ventajas respecto de las gafas es que proporcionan un mejor y más amplio campo visual periférico al usuario, sobre todo si se trata de graduaciones altas.

Otra de las ventajas de las lentes de contacto es el papel que juega la distometría en el caso de la anisoametropía, ya que al situar la corrección en el plano corneal, las imágenes obtenidas de cada ojo por separado son más similares en cuanto a forma y tamaño.

El aumento del campo visual periférico, la mejora de la calidad y estabilidad de la imagen retiniana es otro de los motivos por el que las lentes de contacto se prefieren al uso de la gafa, como sucede en el caso de ametropías medias y altas. Hay estudios que indican una mayor efectividad en el control de la miopía evolutiva con las lentes de contacto permeables (RGP) que con las lentes de contacto blandas [Walline et al, 2003 y 2004].

1.2.2.3 Ortoqueratología o Terapia Refractiva Corneal.

Ortoqueratología (también conocido como OK, orto-k), es la remodelación de la córnea mediante lentes de contacto RGP, también se le llama terapia refractiva corneal (CRT). Por definición la OK es la adaptación de lentes de contacto con el fin de variar la curvatura de la córnea, especialmente para reducir su poder refractivo en la miopía. [Millodot, 1986]

En los comienzos de esta técnica se requería una serie de lentes de contacto RGP con radios de curvatura progresivamente más planos, aplicados durante un período de semanas o incluso meses. Hoy en día, la mayoría de adaptaciones de Ortoqueratología se consiguen a menudo con una sola lente y eso se debe al diseño de las lentes de geometría inversa.

Las lentes de geometría inversa fueron ideadas por Fontana, aunque algunos autores justifican que el fin de estas lentes era el de adaptar a los pacientes sometidos a queratotomía radial. Estas lentes tenían un radio de zona óptica seguido de otra zona con un radio de curvatura más cerrado. En el capítulo 2 (objetivos) de este trabajo, describiremos ampliamente el diseño de estas lentes.

1.2.3 Tratamientos Quirúrgicos

En el siguiente apartado se citarán las técnicas que actualmente se usan en oftalmología para la corrección de la miopía y el resto de ametropías. Las clasificaremos en *técnicas implantorrefractivas* o técnicas en las que se corrige el error refractivo mediante el implante de una lente intraocular (LIO) y *técnicas de cirugía refractiva* en las que mediante la acción del láser se modifica la curvatura de la córnea para variar su potencia dióptrica:

1.2.3.1 Técnicas de Cirugía Implantorrefractiva

- **Lentes fáquicas de cámara anterior:** Son lentes que tienen como finalidad compensar miopías, hipermetropías y astigmatismos, respetando el cristalino. Estas lentes son rígidas y plegables. Se sitúan en la cámara anterior del ojo, entre la cara posterior de la córnea y la cara anterior del iris, con fijación en el ángulo de la cámara anterior o con fijación iridiana.

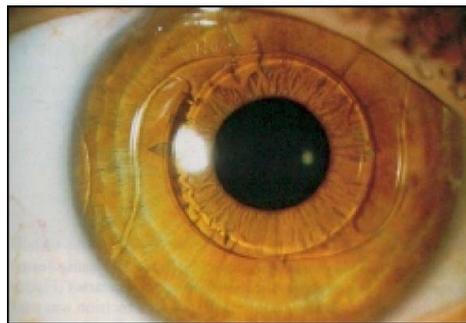


Figura 18. Ejemplo de LIO fáquica de cara anterior con apoyo angular.

- **Lentes fáquicas de cámara posterior (ICL):** Son lentes que respetando el cristalino corrigen la miopía, hipermetropía y astigmatismo. Se sitúan en la cámara posterior del ojo (*implantable collamer lens*) exactamente por delante del cristalino y por detrás del iris.

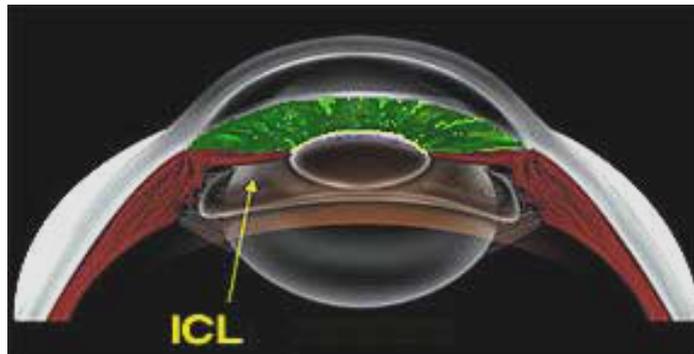


Figura 19. Esquema de posicionamiento de ICL.

- **Extracción de cristalino + lente intraocular (lentes afáquicas):** Son lentes que sustituyendo al cristalino natural se alojan en el saco capsular. La técnica consiste en la eliminación de la catarata con ultrasonidos (facoemulsificación) implantando a continuación una lente plegable. Precisan una incisión pequeña en la córnea sin necesidad de puntos de sutura.

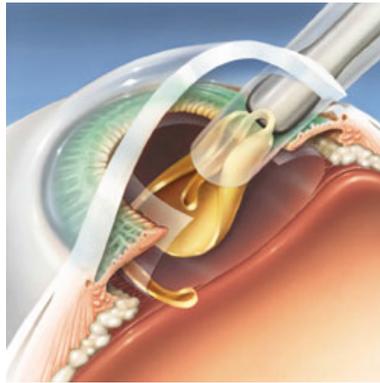


Figura 20. Esquema de la inserción de una LIO en la cirugía de catarata.

1.2.3.2 Técnicas de Cirugía Refractiva Corneal

- **Técnicas debilitadoras: queratotomía radial, queratotomía arcuata:** Esta técnica consiste en realizar incisiones con bisturí en área paracentral corneal con el fin de cambiar la curvatura de la córnea por la debilitación de esta. La diferencia entre ellas es la forma y la localización de las incisiones.

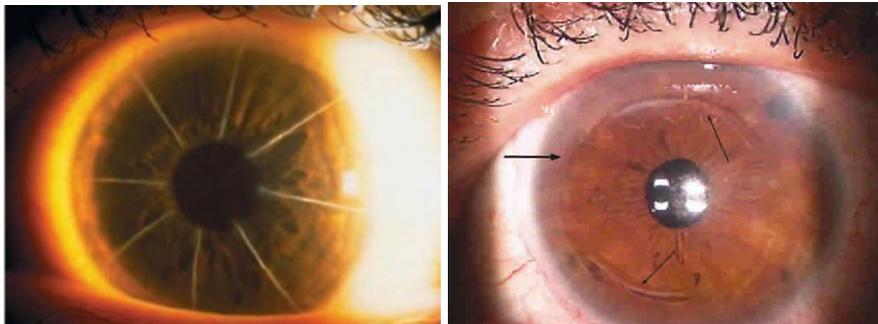


Figura 21. Imágenes de una queratotomía radial (imagen de la izquierda) y una queratotomía arcuata (imagen de la derecha).

- **Técnicas sustractoras de tejido (Láser Excímer) :** Estas técnicas cambian la curvatura de la córnea mediante la acción del láser excímer. Existen varias modalidades de tratamiento según la aplicación:

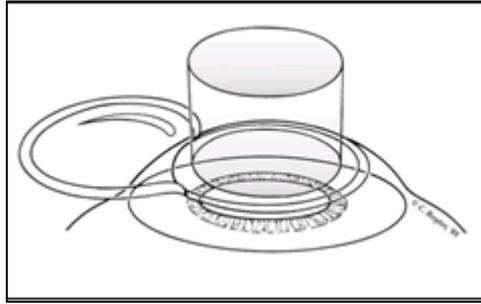


Figura 22. Ilustración de la aplicación del láser tras la creación del flap.

- a) Queratomileusis: Extracción de un lentículo de tejido corneal
- b) Queratectomía superficial con láser excímer (PRK): Fotoablación del tejido corneal directamente sobre la superficie.
- c) Queratectomía in situ asistida con láser excímer (LASIK): Resección incompleta de un lentículo y aplicación láser en estroma.
- d) Queratectomía subepitelial asistida con láser excímer (LASEK): Levantamiento del epitelio y aplicación del láser en la superficie inferior.

- **Técnicas aditivas de tejido:**

- a) Anillos intraestromales: Inserción de segmentos en la periferia corneal para modificar curvatura central.

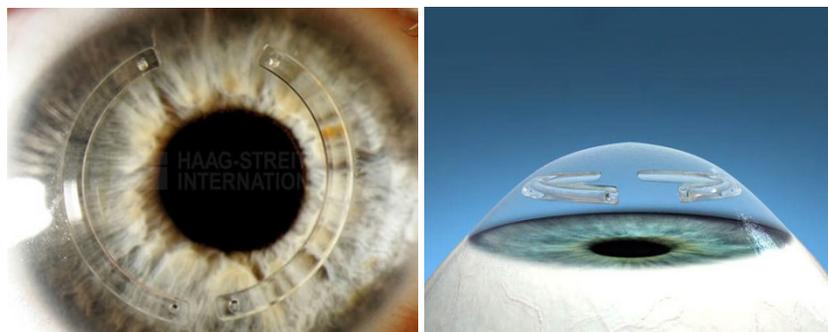


Figura 23. Imagen del implante de los anillos estromales.

- b) Queratofaquia: Interposición de un tejido dentro de la córnea para modificar su curvatura.
- c) Epikeratofaquia: Situar un lentículo sobre la córnea desepitelizada.

1.3 TERAPIA REFRACTIVA CORNEAL CON LENTES DE CONTACTO PARA ORTOQUERATOLOGÍA

Las primeras referencias al moldeo corneal se remontan a la antigua cultura china, en la que se aplicaban pequeñas pesas o saquitos de arena sobre los párpados mientras dormían para reducir la miopía. En 1888, el oftalmólogo francés, Eugene Kalt, usaba lentes esclerales de vidrio para aplanar el cono en pacientes con queratocono y por lo tanto reducir su miopía.

Sin embargo, el término de OK fue sugerido por primera vez por George Jessen en 1962. Descubrió el efecto de manera accidental, mediante la aplicación de su técnica "orthofocus" para lentes de PMMA. En esta técnica, la lente se iba aplanando con respecto de la córnea en función de la cantidad de miopía en dioptrías (D).

En los años 1960 y 1970 una serie de profesionales experimentaron dichos efectos en sus pacientes con las lentes de diseño y ajuste convencional; nombres asociados a esta época, desarrolladores la Ortoqueratología, fueron May, Grant, Nolan, y Paige.

Debido a la dificultad en la estabilización de las lentes, por ser lentes con radios de curvatura demasiado planos, se hicieron intentos (Ziff y Tabb) de manipular los parámetros de las lentes (diámetro de zona óptica (\emptyset zop) y radios de curvatura secundaria) con el fin de mejorar el centrado de la lente.

Hasta finales de 1970 y principios de 1980 no aparecen publicaciones científicas al respecto. Cuatro grandes estudios fueron realizados por Kerns (1978), Binder et al (1980), Polse et al (1983), y Coon (1984) con la finalidad de estudiar la eficacia clínica de la Ortoqueratología, y aunque se utilizan diferentes diseños de lentes y diferentes filosofías de adaptación, los cuatro estudios llegaron a conclusiones similares. La reducción de la miopía era pequeña (promedio aproximado de 1,00D), impredecible y mostraba una alta variabilidad individual. Siendo el principal problema de la técnica la inducción de astigmatismo.

También se vio que había una regresión de la córnea hacia el estado inicial y como consecuencia el abandono del uso de lentes. Esto fue considerado como una característica negativa, ya que se esperaba que el efecto pudiera ser permanente. Por tanto queda la técnica en desuso hasta mediados de 1990.

A partir de los años 90 se dan una serie de acontecimientos que hacen resurgir la técnica moderna de la Ortoqueratología acelerada. La invención de la lente de geometría inversa

por Wlodyga y Stoyan, basada en un diseño de Fontana (aproximadamente en 1992), fue sin duda un punto de inflexión.

El diseño de la lente de geometría inversa (figura 24) contaba con una primera zona de tratamiento con un radio de curvatura más plano que K (radio en mm del meridiano más plano de la córnea), una zona de curvatura secundaria más curva que el radio K corneal o zona de cierre de la lente, seguido de una o más radios periféricos también más cerrados que el radio central para conseguir el alineamiento de la lente con la córnea periférica.

Lentes de geometría inversa mejoraban el centrado a pesar de que la curva base principal era más plana que K. Además se vio que la córnea alteraba su forma a través de una combinación de presión positiva (empuje) en el centro de la córnea y negativa (succión) en la media periferia coincidiendo con esta segunda zona de cierre de radio, pensada para mantener el centrado y la estabilidad de la lente.

Estos diseños inducían aplanamientos corneales y reducciones de la miopía más rápidamente. Las zonas ópticas o zonas de tratamiento que se consiguieron eran relativamente grandes y mejoró también la retención y el efecto de la regresión pasando a ser mínima durante el día.

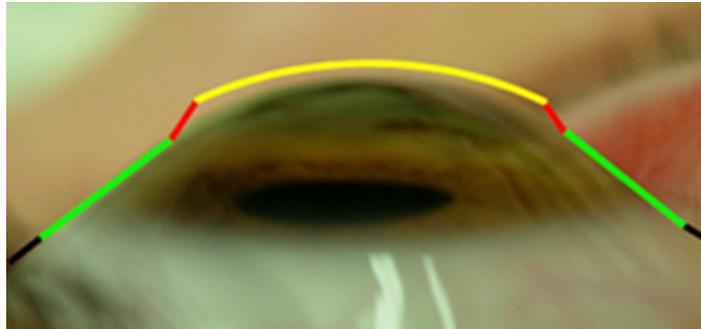


Figura 24. Idea general de una lente de geometría inversa para Ortoqueratología uso nocturno. En amarillo se representa la zona de tratamiento, en rojo la zona de cierre de la lente y en verde la zona de alineamiento o apoyo. En negro se representa el levantamiento de borde de la lente, encargado del intercambio lagrimal.

Otros avances que contribuyeron al renacimiento de la técnica fueron el desarrollo de la instrumentación para la exploración de la córnea (topógrafos corneales) y también la disponibilidad de materiales de alto Dk en las lentes RGP que permitieron el uso de dichas lentes durante la noche.[Villa Collar y González Meijome, 2007].

1.3.1 Mecanismo Ortoqueratológico

La Ortoqueratología (OK) es una técnica clínica basada en el moldeo corneal mediante lentes de contacto RGP de geometría inversa. La finalidad de la variación de la curvatura corneal es la de la reducción, modificación o eliminación temporal del error refractivo miópico, de magnitud leve/moderado. Hoy en día la modalidad de uso de esta técnica es nocturno [Swarbrick, 2004].



Figura 25. Esquema del mecanismo Ortoqueratológico.

El mecanismo consiste en producir una rápida redistribución del espesor epitelial y estromal, produciéndose un adelgazamiento en la región central o presión positiva ejercida por el radio de curvatura de la zona óptica de la lente y un engrosamiento de la media periferia como consecuencia de la presión negativa o de succión ejercida por la zona de retorno de la lente [Choo J, 2004].

Swarbrick et al (1998) y Swarbrick y Alharbi (2003) vieron que dicho adelgazamiento sucedía básicamente en el epitelio central corneal.

Así pues, los cambios epiteliales asociados al tratamiento OK no son producidos por la presión directa de la lente solamente, sino por las fuerzas hidrodinámicas de la lágrima. Las diferencias en el espesor de la película lagrimal, presente entre la córnea y la lente, son las que ejercen las fuerzas de presión que aplanan el centro del epitelio y las fuerzas de succión las que engrosan el epitelio corneal en la media periferia.

Existe una influencia de la lágrima y de los párpados en las fuerzas causantes de los cambios corneales en OK (Teoría Hidrodinámica). Esta lágrima alterará el espesor epitelial sin alterar la funcionalidad fisiológica. [Matsubara, 2004]

Aunque a día de hoy se desconoce exactamente cómo responde la córnea fisiológicamente y anatómicamente a estas fuerzas de presión, las teorías actuales sobre los posibles mecanismos de estos cambios incluyen la flexión corneal, la redistribución de células epiteliales, la compresión de las células epiteliales con transferencia de fluido intercelular, aumento de la mitosis celular, aumento de la retención celular, la remodelación del estroma, y tal vez la combinación de estos factores produciéndose simultáneamente o en diferentes momentos durante el proceso de remodelación.

1.3.1.1 Redistribución del tejido corneal

Aunque en un principio se pensaba que el adelgazamiento se debía a la migración celular del centro a la periferia corneal, se sabe que realmente el adelgazamiento es una compresión celular sin pérdida en las capas celulares epiteliales. Los estudios en humanos de Helen Swarbrick et al, han sentado las bases anatómicas actuales que explican cómo se producen los cambios topográficos en la superficie anterior corneal.[Alharbi, 2003; Alharbi, 2005; Swarbrick, 1998 y Swarbrick,2004]

Inicialmente se pensaba que el aplanamiento era global, afectando a toda la estructura corneal, pero los estudios de Alharbi y Swarbrick (2003) demostraron que los cambios se producían en el espesor epitelial central y que la superficie corneal posterior no sufría alteración, alguna.

Previamente Coon (1984) y Mountford (1997) indicaron que existían cambios en el espesor corneal central, provocándose un adelgazamiento a nivel de epitelio central y engrose de la media periferia.

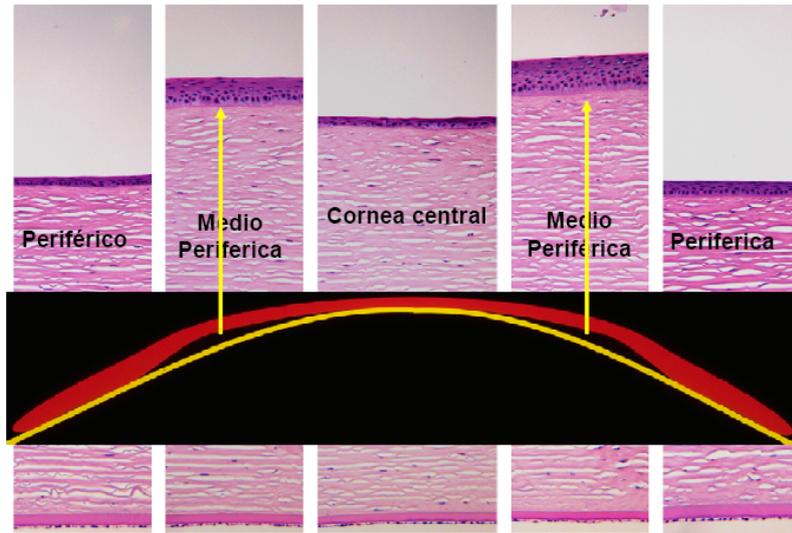


Figura 26. Redistribución epitelial en Ortoqueratología para miopía. Cortesía del Profesor Patrick Caroline.

Sin embargo, Owens (2004) si describió un efecto de aplanamiento en la parte posterior de la córnea. Este efecto se atribuye al efecto de flexión que afecta a toda la estructura.

Hoy en día existen estudios en los que se emplean paquimetría óptica modificada de Holden-Payor [Alharbi, 2005], tomografía de coherencia óptica (OCT) [Haque, 2004] y la microscopia confocal [Soni, 2003] en los que se muestra que durante la noche, el uso nocturno de las lentes de geometría inversa (OK) inhibía la respuesta de edema estromal central. Sin embargo se encontraron altos niveles edema en la media periferia y periferia de la córnea. La adaptación a la respuesta edematosa ocurría con el uso continuado debido de la presión central que ejercía la lente. [Alharbi,2005]

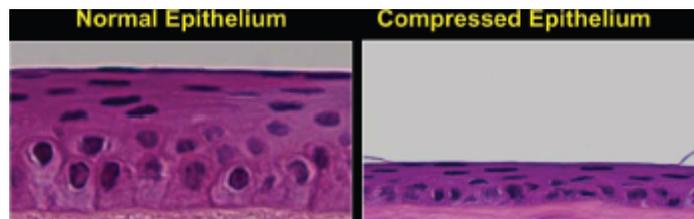


Figura 27. Imagen de la compresión epitelial.

Estas fuerzas o presiones generan una compresión en el epitelio generando una reducción en la profundidad sagital de la córnea central. Esta reducción hace que la imagen se forme en la retina o más próxima a ésta, compensando total o parcialmente la miopía. De forma simultánea se produce un engrosamiento de la periferia media de la córnea, en particular del estroma. [Swarbrick et al, 1998]

Haque et al (2004) vieron que la OK inducía diferentes niveles de edema a través de toda la córnea y que este edema remitía rápidamente durante el día. El espesor del epitelio central y paracentral recobraba su espesor tras 3 días de no uso.

Soni (2003) mostró que el efecto completo de la Ortoqueratología nocturna se conseguía al final de 1 semana de uso. Los cambios en la visión y la córnea se mantienen estables tras despertar, permitiendo a los pacientes disfrutar de excelente visión sin otros métodos de compensación

Los cambios inducidos por el tratamiento ortoqueratológico en la forma corneal no son permanentes dado que la córnea es un material viscoelástico y tiene "memoria". Por ese motivo la córnea volverá a su forma original una vez interrumpido el tratamiento y cesado es estrés mecánico. Gracias a este proceso de relajación se le atribuye a la córnea la propiedad de "memoria biológica". Por tanto la córnea puede recuperar su curvatura tras un tiempo de no uso.

En el estudio FDA de la lente Paragon CRT® se analizó el grado de recuperación del efecto refractivo, topográfico y visual, observando que tras un período de 3 días prácticamente toda la muestra regresaban a los valores iniciales.

Según Barr (2004) esta recuperación era más rápida a medida que aumentaba el valor refractivo corregido.

La respuesta a este estrés también dependerá de la fuerza aplicada y de la duración de la misma, siendo la respuesta mayor y más duradera a medida que aumenta la fuerza ejercida y el tiempo de aplicación. La rigidez corneal también es un factor a tener en cuenta, así pues con el aumento de la edad se espera una mayor resistencia. Pallikaris (2005) confirmó que la rigidez del globo ocular aumentaba con la edad.

Así pues, la consecuencia de esta rigidez sería por un lado la resistencia a las alteraciones mecánicas inducidas por el tratamiento y por otro lado la duración de las mismas.

Existe un estudio en el que se ha descrito una facilidad mayor para inducir alteraciones topográficas en pacientes jóvenes. En este estudio se valoró la AV sin corrección (AVSC), aplanamiento corneal apical, disminución de la asfericidad y la disminución en el espesor corneal, siendo menores en los pacientes con edades cercanas a los 40 años con respecto del grupo cercano a los 24 años. [Jayakumar, 2004]

La elasticidad corneal podría ser otro factor determinante para preveer la respuesta de la córnea al tratamiento de OK, pero por el momento no hay evidencia científica de que la elasticidad corneal sea un factor determinante, aunque el estudio de las propiedades biomecánicas de la córnea podría tener un gran peso en OK.

1.3.1.2 Cambios en la topografía corneal.

La córnea es irregularmente esférica, o sea, es más aplanada en la región superior nasal y más curva en las regiones inferior y temporal. El ápex corneal y el eje visual no coinciden necesariamente, sino que a menudo el ápex está desplazado. Este desplazamiento del ápex puede darse en cualquier dirección, aunque raramente se produce en dirección nasal.

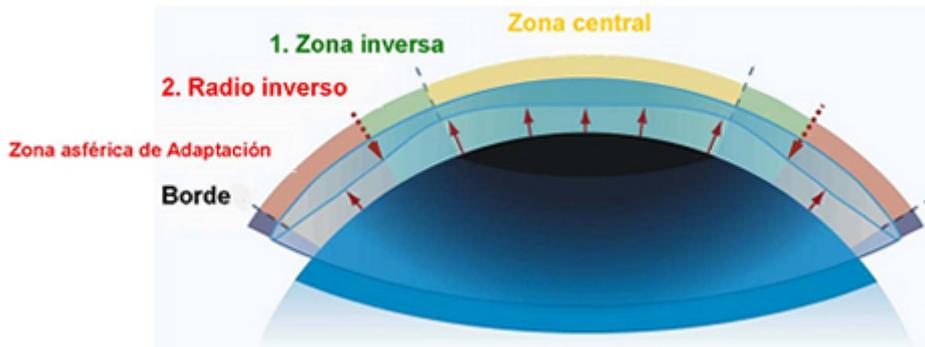


Figura 28. Esquema de diseño de lente de contacto de OK.

Como se ha descrito anteriormente, los cambios morfológicos provocados por la OK se producen por el efecto de la presión positiva ejercida sobre el ápex [Kame, 1995] y por una presión negativa o de succión en la media periferia de la córnea, haciendo que la parte central se aplane aún más. Estos dos efectos resumen los cambios de la morfología corneal, pasando de una forma prolata (zona central más curvada que zona periférica) a una forma oblata (zona central más plana que zona periférica).

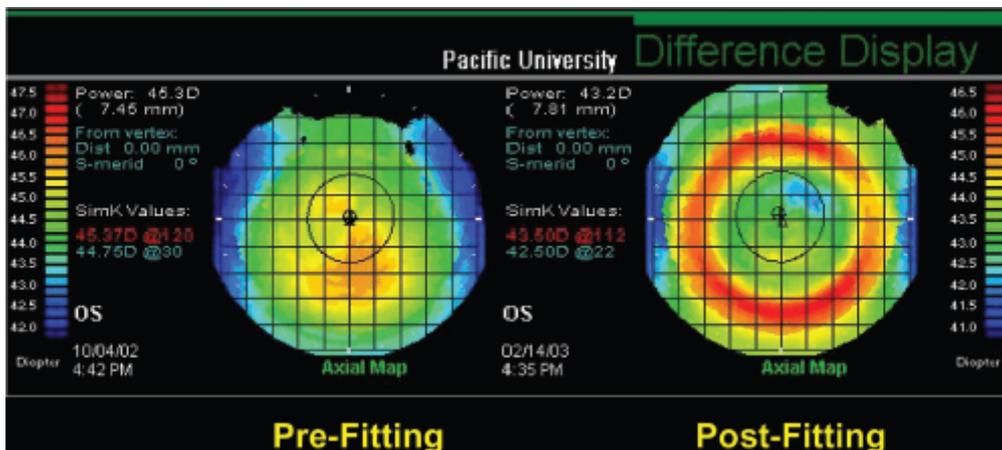


Figura 29. Ejemplo de un mapa topográfico antes del tratamiento de OK y tras el tratamiento.

El cambio en el mapa topográfico ideal correspondería al llamado “Patrón centrado de ojo de buey o en diana” (figura 30). Se caracteriza por una zona central de aplanamiento uniforme, una zona paracentral circular con un aumento de curvatura corneal y sin cambios o con ligeros cambios en la periferia de la córnea.

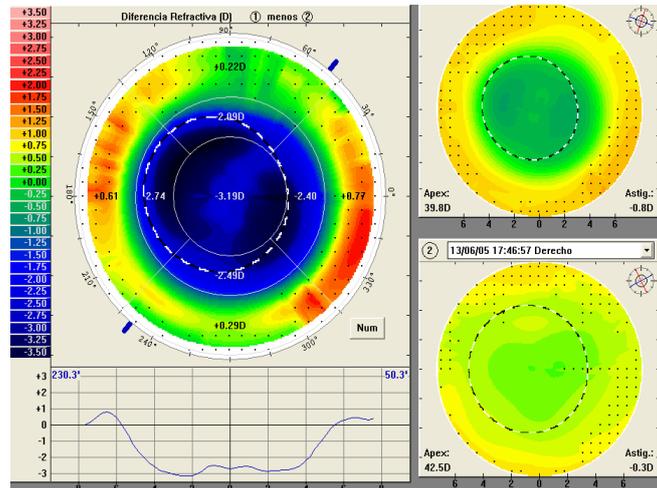


Figura 30. Ejemplo de mapa topográfico refractivo diferencial. En este tipo de mapas el topógrafo nos indica la cantidad de aplanamiento en D como resultado de la resta entre el mapa de inicio y el actual.

1.3.1.3 Cambios queratométricos

Mediante un estudio de Grant y May (1970), con una muestra limitada de pacientes, se llegó a la conclusión de que los cambios queratométricos ocurrían al doble de velocidad que los cambios refractivos.

Sin embargo, Ericsson y Thorn (1977) recopilaron los cambios refractivos y queratométricos de 181 ojos de varios pacientes y concluyeron que podía haber un cambio en la refracción de aproximadamente 0,75D antes de cualquier cambio en la medida en la queratometría, además encontraron que la mejor relación entre cambios queratométricos y refractivos era:

$$\Delta RE = 0,68 (\Delta K) + 0,72 D \quad \text{Ecuación 7}$$

Donde RE es el error refractivo y K es el cambio queratométrico.

Por tanto, en sus resultados vieron que se producía un cambio de 0,75 D sin haber ningún cambio queratométrico previo. Los cambios queratométricos que encontraron se correspondían a 2/3 de cambios refractivos totales, por tanto el cambio de 0,75D en el error refractivo y los cambios queratométricos no concordaban con la reducción total de dioptrías.

La posible causa de esta discrepancia posiblemente se debiera a que con el queratómetro no era posible medir los cambios en el ápex corneal, donde se espera que la mayoría de los cambios ocurran.

Wlodyga y Bryla (1989) introdujeron el uso de la queratometría temporal con intención de predecir el grado de cambio refractivo y también para valorar los cambios corneales mientras fuesen ocurriendo. Las lecturas queratométricas temporales fueron tomadas manteniendo al paciente fijo en la mira nasal del queratómetro a lo largo del meridiano plano. La finalidad de esta medida era la de obtener información sobre la curvatura corneal a 4 mm del ápex. El tercer anillo del corneascopio correspondía a la medida a 3 mm desde el ápex corneal (punto más elevado de la córnea), mientras que el noveno anillo correspondía aproximadamente 7,5mm.

Lui y Edwards (2000), apuntaron que era inválido, el análisis con el método de los anillos, ya que el lugar exacto para medir el centro de curvatura corneal no era el eje óptico, por tanto no se podía utilizar para determinar la curvatura periférica. La relación entre el K central y temporal y los cambios refractivos era:

$$\Delta R_x = 2(K_c - K_t) + 1,00 \quad \text{Ecuación 8}$$

Una diferencia de 2D en las medidas del K central y periférico podía, por tanto, preveer un cambio refractivo de 5D. Esta relación se basaba en asumir que los cambios refractivos eran el doble en magnitud que los cambios queratométricos [May-Grant, 1970].

Bennett y Rabbetts (1991) demostraron que el valor real desde las lecturas queratométricas temporales es igual a la mitad de la diferencia entre los valores central y temporal. Una medida de 2D de diferencia es por tanto más cercana a 1D del valor actual. Por tanto la fórmula real de los cambios refractivos es:

$$DR_x = (K_c - K_t) \quad \text{Ecuación 9}$$

Por tanto, cuando se midiera, en el curso de un tratamiento, las medidas del K temporal se debería observa un descenso gradual en dichas medidas. Esto se debía al cambio en la forma de la córnea, pasando de una superficie prolata a una superficie oblata.

1.3.1.4 Cambios refractivos.

El principal objetivo de la Ortoqueratología es la reducción de dioptrías de miopía y de astigmatismo, siendo la miopía donde mejores resultados se obtienen [Winkler et al, 1995 y Barr et al, 1995].

Como se ha señalado anteriormente, la mayor parte del cambio sucede en epitelio corneal. Mountford (1997) sugirió que los cambios refractivos deberían de ir acompañados de la disminución del epitelio en aproximadamente 22 μm y un correspondiente aumento del espesor del epitelio periférico.

La forma normal de la córnea no es la de una esfera, sino la de una elipse prolata (figura 31) dado que su curvatura va aplanándose según nos alejamos del centro hacia la periferia. Así pues, la córnea humana es esférica por tener una zona central más curva que en la periferia.

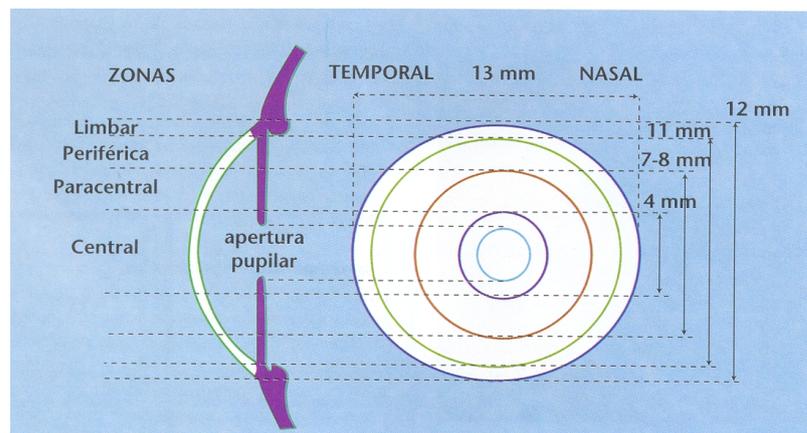


Figura 31. Configuración geométrica de la córnea.

Para definir la geometría de la córnea se emplean 3 conceptos:

- Altura o elevación: distancia de cada punto de la córnea con respecto a una superficie de referencia (normalmente una esfera).
- Radio de curvatura (mm): caracterización de la curvatura de la superficie corneal anterior
- Potencia (D): propiedad óptica de la superficie corneal anterior

$$P(D) = \frac{SKI - 1}{r} = \frac{337,5}{r(mm)}$$

Ecuación 10

Si consideramos a la córnea como una sección cónica, obtendremos una forma semejante a la de una elipse prolata. A una sección cónica la definen 2 parámetros, el Radio apical y la Excentricidad (e), indicando este último cómo se separa el radio periférico del apical, o factor que cuantifica ese aplanamiento del radio de curvatura central respecto del radio de curvatura periférico. El valor de la excentricidad en corneal normales es de $0,45 \pm 0,10$.

Suponiendo el origen en vertex o radio apical (radio del punto más elevado de la córnea), donde el eje Z es el eje óptico, r_0 el radio apical y e la excentricidad.

$$Y^2 = 2r_0Z - (1 - e^2)Z^2$$

Ecuación 11

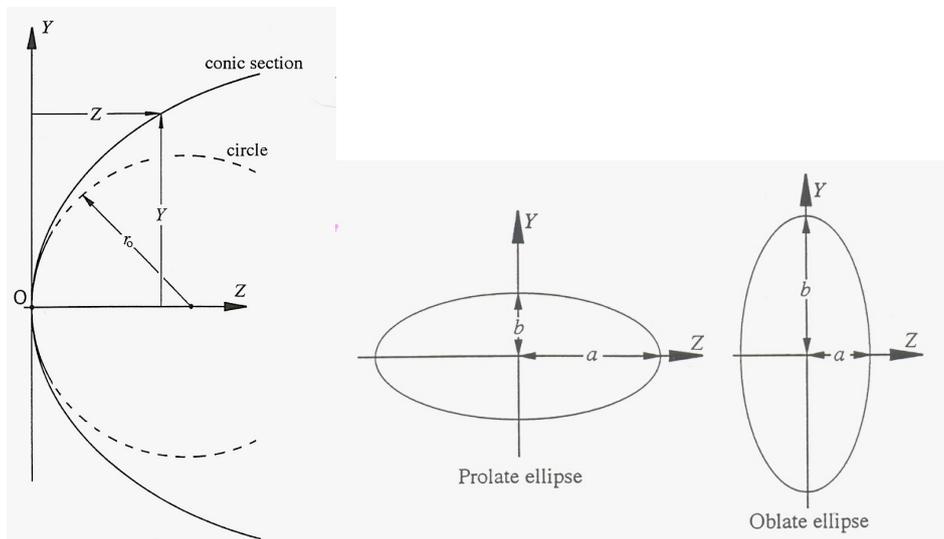


Figura 32. Córnea cómo sección cónica.

Esta forma corneal esférica cambiará durante el proceso, de manera que la forma de la córnea se hace cada vez más esférica.

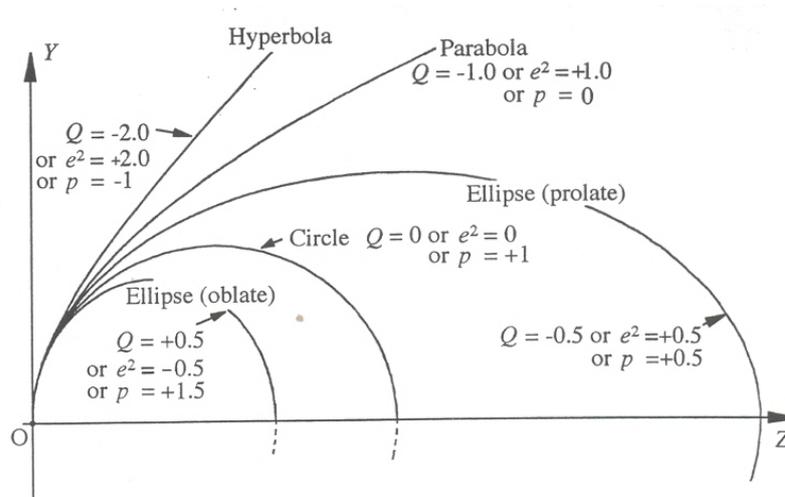


Figura 33. Perfiles de la superficie corneal.

Según algunos autores [Kerns, 1977] cuanto mayor sea la excentricidad corneal más dioptrías de miopía se podrán reducir con éxito mediante tratamiento ortoqueratológico. Una vez el factor de forma se reducía a cero, no era posible reducir más miopía sin inducir distorsiones corneales o astigmatismos en contra de regla. Además consideró por primera vez que la rigidez corneal podría ser un factor determinante e individual de cada paciente en la respuesta corneal a la OK.

Este principio de que el punto final del tratamiento OK se alcanza cuando la córnea consigue una forma general esférica se ha usado para predecir el cambio refractivo alcanzable basado en la forma corneal original. Ej. Mountford propuso el cambio refractivo potencial ($\Delta R_x; D$) estimado desde la excentricidad mediante la siguiente ecuación:

$$\Delta R_x = e/0,21$$

Ecuación 12

Otro ejemplo;

$$\text{Miopía reducible} = 2 (K_c - K_t) + 1 \text{ dioptrías}$$

Ecuación 13

Siendo K_c y K_t los valores queratométricos central y temporal más planos expresados en dioptrías. Por ejemplo: un miope de 2,5 dioptrías y con unos radios central y temporal más planos de 45 y 43,5 dioptrías respectivamente, tendrían una miopía reducible de aproximadamente: $2 \times (45 - 43,5) + 1 = 4$ dioptrías.

1.3.1.4.1 Progresión de la Miopía con Ortoqueratología

El cambio en la refracción corneal tras tratamiento OK es el principio en los que la OK se basa para actuar sobre el crecimiento axial ocular, produciéndose así un enlentecimiento de dicho crecimiento, convirtiéndose esta técnica en un método efectivo en el control de la miopía en pacientes con miopía evolutiva.

La retina periférica del ojo miope es más prolata que en el ojo hipermetrope [Atchinson et al., 2005], por tanto si la imagen foveal es nítida, a nivel de retina periférica tenemos borrosidad constante. Dicha borrosidad estimulará la elongación axial del ojo miópico hasta que se consiga un enfoque nítido en la periferia retiniana, quedando la imagen foveal a su vez con un desenfoque miópico. La corrección con lentes esféricas y tras Ortoqueratología se restaura o mejora el desenfoque hipermetrópico periférico y por tanto su efecto en la elongación axial del ojo miope (figura 35).

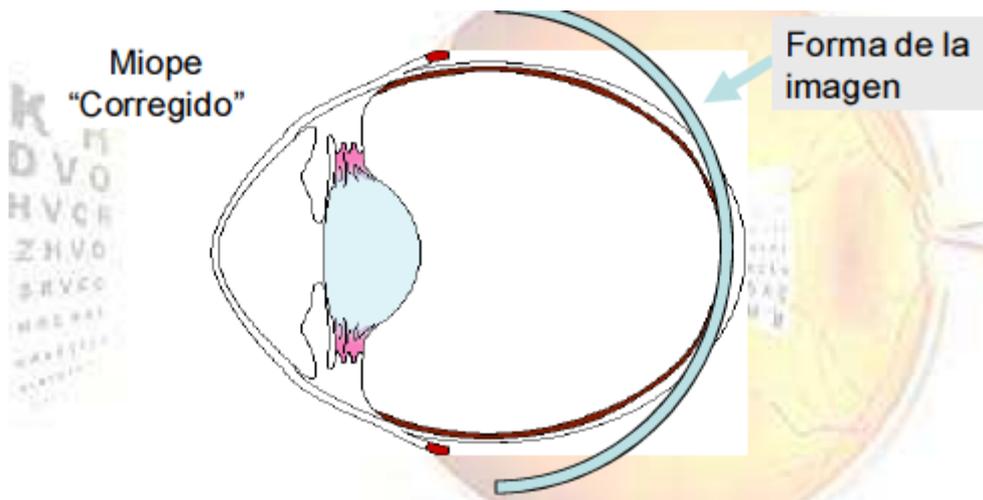


Figura 34. Desenfoque hipermetrópico a nivel de retina periférica. Cortesía Jaume Pauné.

Como consecuencia de la forma del y de las superficies esféricas ópticas del ojo, los miopes “corregidos” frecuentemente muestran un desenfoque hipermetrópico a lo largo del campo visual periférico (periferia retiniana).

Mediante las modificaciones que sobre la córnea induce el tratamiento ortoqueratológico, se consigue a su vez la modificación del enfoque de la imagen a nivel periférico, consiguiendo un mejor enfoque a nivel central y periférico simultáneamente (figura 35).

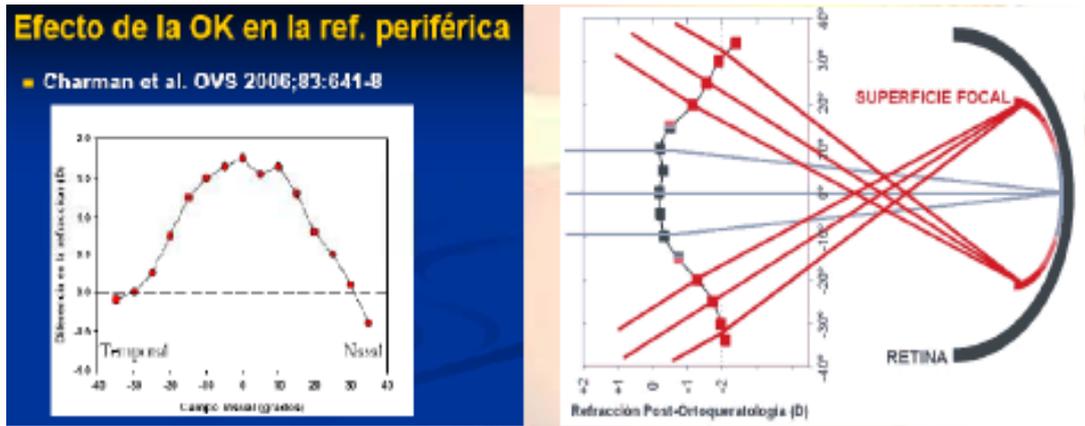


Figura 35. Modificación del enfoque retiniano tras OK debido a la variación de la superficie corneal.

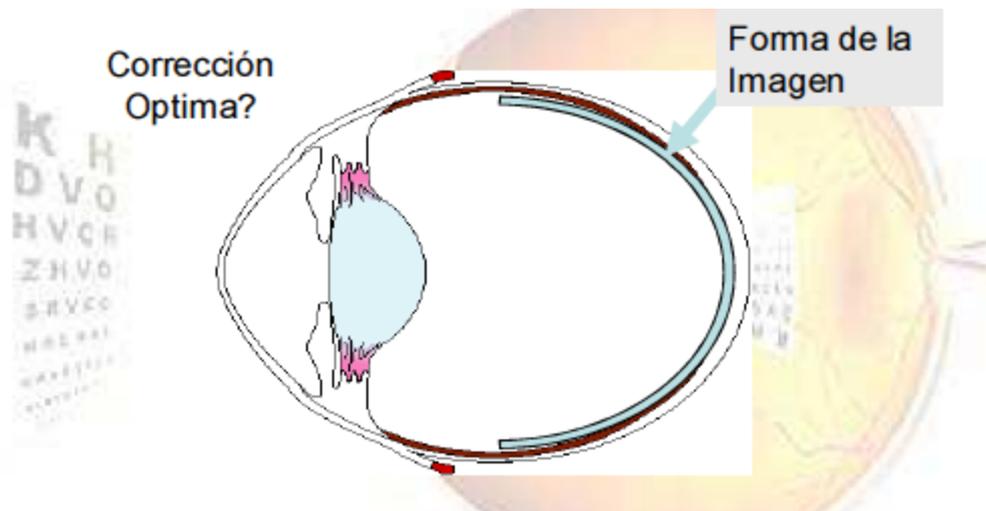


Figura 36. Imagen retiniana perfectamente enfocada tanto a nivel de retina central como de retina periférica.

Incrementando la curvatura efectiva de campo debería ser posible corregir los errores centrales y al mismo tiempo corregir también los periféricos o incluso inducir un desenfoque miópico. Dicha condición inhibiría directamente sobre los mecanismos que desencadenan el crecimiento axial ocular. [Cho, 2005,y Koffler, 2004]

1.3.2 Calidad Óptica y Visual tras OK

La calidad de la visión depende del conjunto de varios factores tanto ópticos como neurales, e incluso en la medición subjetiva también influirían los factores psicológicos [Atchinson DA, 2000].

Los *factores ópticos* que determinan la calidad de la imagen en retina y que afectan a la calidad de la visión son las aberraciones oculares, la difracción y la dispersión intraocular. Las aberraciones dependen de la longitud de onda y del tamaño pupilar (las aberraciones influyen proporcionalmente a su tamaño y la difracción de forma inversa) y la dispersión intraocular depende de la turbidez de los medios transparentes del ojo [Artal P, 2004 y Berrio E, 2004].

Los *factores neurales* incluyen entre otros el tamaño y el espaciado de los fotorreceptores de la retina y la sumación espacial a diferentes niveles de procesamiento desde la retina al cortex visual [Corbé C, 2002].

El tratamiento ortoqueratológico ejerce una influencia directa en la córnea y por tanto estos cambios corneales afectarán a la calidad de la visión y de manera distinta según la duración del tratamiento y según si es visión fotópica o escotópica.

Las aberraciones monocromáticas de alto orden son pues un factor de deterioro de la imagen, incluso varios autores concluyen en que determinadas alteraciones en la visión nocturna se deben al incremento de estas [Marcos et al, 2004 y Hong et al, 2000].

Una de las aberraciones monocromáticas corneales de alto orden de la que más se conoce su influencia negativa en la visión nocturna es la aberración esférica, la cual queda modificada tras Ortoqueratología debido a los cambios en la asfericidad corneal.

Anera y colaboradores (2006a) compararon la asfericidad corneal y la aberración esférica corneal en dos grupos con tratamientos de superficie corneal distintos, Lasik y Terapia Corneal Refractiva (CRT). En ambos grupos se produce un incremento significativo de la aberración esférica y de la asfericidad siendo el incremento tras CRT mayor que tras Lasik.

Otros autores realizaron estudios similares para varios tamaños pupilares y concluyeron que el incremento de la aberración esférica era mayor en CRT que en Lasik y además empezaba a suceder en \varnothing_{pup} pequeños, concretamente entre los 4 y 5 mm, mientras que para el grupo Lasik el mayor incremento era entre los 5 y 6mm. Para este estudio en concreto se midió la aberración esférica en pacientes de CRT y post-Lasik para \varnothing_{pup} de 3, 4,5 y 6mm.

Otras aberraciones monocromáticas que cambian con la Ortoqueratología son los índices topográficos de asimetría y de astigmatismo irregular tras el tratamiento, generalmente

debidos a la falta de homogeneidad o regularidad en la zona tratada, y descentramientos respecto al eje visual [Hiraoka, 2004; Mountford J, 2002 y Konhen T, 2004].

Los descentramientos moderados incrementan las aberraciones de primer orden (tip y tilt) y de tercer orden (coma). Fuertes descentramientos con mapas topográficos con patrón de media sonrisa, cara triste e isla central incrementan significativamente todas las aberraciones monocromáticas de alto orden [Hiraoka et al, 2005; Asbell et al, 2003].

Villa y González-Méijome (2005) estudiaron varios casos con estos tipos de patrones topográficos y encontraron que las aberraciones monocromáticas corneales de alto orden (hasta orden 5) que más deterioran la calidad visual fueron las de orden 3 y 5 en el caso del patrón topográfico de media sonrisa (parte de la aberración esférica se transformaba en coma), todas en el caso de descentramiento lateral y las de orden 5 en los casos de patrón isla central (la elevación central produce una forma menos oblata de la córnea, reduciendo la aberración esférica) frente al caso de patrón ideal de “ojo de buey o patrón en diana” en la que el único incremento es el de la aberración esférica y el resto se reducen o permanecen igual.

Así pues sería interesante saber cuál es la repercusión en la visión de ese cambio de aberración esférica tras OK. Según Bernsten en 2005 la aberración esférica tras OK puede reducir la AV de bajo contraste en condiciones de poca iluminación y dilatación pupilar. Una miopización nocturna y la percepción de halos pueden acompañar a los pacientes con Δ ρ elevados.

Se cree que no todas las aberraciones tienen el mismo impacto en el resultado visual, por tanto habrá unos más responsables que otros de la distorsión luminosa.

A nivel binocular habrá diferencias notables entre los valores de asfericidad corneal y de aberraciones oculares entre ambos ojos, lo que provocará que la CSF binocular se vea más deteriorada, así pues también es de esperar un mayor deterioro en los valores de CSF y distorsión luminosa en pacientes con anisometropías.

Se espera una cierta adaptación cerebral a estos cambios producidos en el sistema óptico. Según Holladay [mencionado por Donald, 2005] existen dos tipos de adaptación neural, una rápida de segundos o minutos y otra a largo plazo que puede durar de meses a un año. De hecho, no precisamente los sujetos con mayor AV son los que su sistema óptico presenta menos aberraciones. La adaptación neural explicaría este fenómeno, de tal modo que cuando las aberraciones no cambian en valor de RMS pero sí en orientación, el sujeto manifiesta una disminución en su visión. Esto se observó con solo modificar 30° a orientación de determinadas aberraciones.

1.3.2.1 Cambios en la CSF.

Según algunos autores a nivel monocular, la aberración esférica que induce el tratamiento de OK nocturno puede reducir la AV de bajo contraste hasta en dos líneas y también la de alto contraste en condiciones de baja iluminación y dilatación pupilar [Bernsten, 2005].

A nivel binocular se señala que las diferencias entre valores de asfericidad corneal y de aberraciones oculares entre los ojos hacen que las CSF binocular se vean más deterioradas.

Jiménez y colaboradores encontraron que debido a que cada ojo sufría un cambio dióptrico y de asfericidad corneal diferente, se esperaba resultados binoculares peores tanto de CSF como de distorsión luminosa, siendo estos cambios de asfericidad proporcionales al grado de miopía a eliminar [Jiménez et al, 2006; Anera et al, 2006].

Concretamente [Anera, 2009] obtuvo que el deterioro de la CSF monocular respecto del inicio fue de un 12%, siendo las frecuencias monoculares más afectadas significativamente en condiciones mesópicas fueron las de 6, 12 y 18 c/g y en las medidas de la CSF binocular el deterioro fue de un 28%, siendo las frecuencias más afectadas las de 3,6 y 12 c/g. Esto sucedía también para otros tratamientos de superficie como el LASIK, en el que el deterioro de CSF monocular respecto del inicio fue de 4% y de la binocular un 10%.

Van Gaalen en 2009 hace un estudio en donde compara la CSF y la aberración esférica usando 7 test de medida de CSF diferentes para diferentes tamaños de pupila artificial (pupilas artificiales de 5mm en sujetos bajo cicloplegía y en condiciones fotópicas únicamente) y natural, en condiciones de luz mesópica y fotópica. No encontró, en el caso de las pupilas naturales, ninguna relación entre la sensibilidad al contraste y la aberración esférica bajo ninguna condición de iluminación.

Hiraoka y colaboradores en 2009 publicaron un estudio cuantitativo de varios aspectos de la visión tales como la CSF y aberraciones de alto orden en sujetos pacientes de OK con descentramientos durante 3 meses. Tal descentramiento obtuvo correlación significativa con la cantidad de miopía a corregir, con el incremento de la aberración comática y la aberración esférica y también con la reducción de la CSF. Los cambios en la sensibilidad al contraste también obtuvieron correlación con la cantidad de miopía a tratar, con el cambio de aberración esférica y comática, aunque tras el análisis de regresión múltiple se vio que solamente el descentramiento era la variable relacionada con la CSF.

1.3.2.2 Cambios en las Aberraciones

Una de las maneras que tenemos para valorar y cuantificar las alteraciones corneales cuando adaptamos cualquier tipo de LC tanto antes como después de la adaptación es mediante el análisis de aberraciones monoculares de alto orden.

Las LC solamente actúan en la compensación de las aberraciones monocromáticas de la superficie anterior de la córnea, por este motivo se piensa que dichas aberraciones son las que más influyen en la distorsión luminosa escotópica.

Según Barbero y colaboradores (2002) la superficie anterior de la córnea es la responsable en un 60-70% del poder refractivo total del ojo, y la repercusión de la cara posterior de la córnea en las aberraciones monocromáticas es aproximadamente de un 2% en ojos sanos no intervenidos. Así pues, el análisis de las aberraciones monocromáticas de alto orden debidas a la cara anterior de la córnea nos puede dar una idea de la calidad de visión del paciente y en qué medida puede verse alterada tras cualquier adaptación, ej. En un queratocono, asumiendo pues que a mayor incremento de estos valores, más alterada estará la visión.

1.3.2.3 Cambios en la distorsión luminosa

Los efectos que el moldeo corneal produce sobre la visión del paciente son apreciados por este principalmente en condiciones de baja iluminación, en donde se ponen de manifiesto en mayor medida los efectos del cambio de asfericidad corneal, que junto con el aumento del \varnothing_{pup} , siendo este último de igual o mayor tamaño que el diámetro de la zona corneal tratada, provocan la percepción de distorsión luminosa. Esta percepción subjetiva de la distorsión luminosa se da en forma de halos [Fan-Paul et al, 2002; Brunette et al, 2000]. En el caso del Lasik la percepción subjetiva del halo es directamente proporcional al grado de aberración esférica inducida. En el caso de la OK se ha observado una disminución de la calidad visual en términos de CSF que no llega a tener significación estadística aunque coincide con estudios que relacionan la calidad de vida con el error refractivo, en los que los pacientes parecen mejorar sus quejas subjetivas tras 1 mes de uso y además se atribuye el aumento de esta sintomatología al aumento de la aberración esférica, más evidente en condiciones de poca iluminación. [Berntsen et al, 2006]

Así pues, la etiología de esta distorsión luminoso tras OK está ligada al aumento de las aberraciones corneales y al tamaño de la \varnothing_{zop} vs tamaño pupilar [Berntsen et al, 2005].

Fue en 2003 cuando un grupo de investigadores Gutiérrez y colaboradores, presentan por primera vez un dispositivo (halómetro) para detectar y cuantificar el fenómeno de halos después de ciertos procedimientos quirúrgicos, como la cirugía refractiva. El sujeto tenía que

discriminar, previa adaptación a la oscuridad, una pequeña fuente de luz alrededor de un estímulo central de alta luminancia. Este dispositivo estaba conectado a un ordenador y en función de las respuestas del paciente proporcionaba un índice de perturbación y así se conseguía medir el efecto de los halos. Fue probado con sujetos intervenidos de Lasik y con pacientes no intervenidos resultando ser este dispositivo lo suficientemente sensible para cuantificar los halos en los sujetos que habían sido sometidos a cirugía [Gutiérrez et al, 2003].

Cerviño et al, (2011) realizan un estudio cuyo objetivo es determinar las relaciones existentes entre las medidas psicométricas la distorsión de la luz y la determinación psicométrica de straylight en retina en pacientes normales y pacientes tras cirugía refractiva.

Lackner et al (2003) describen el glare y el halo en un estudio con pacientes antes y tras ser tratados con Lasik para miopía y astigmatismo. Midieron el deslumbramiento y halos antes y durante el posoperatorio analizando la cantidad de luz y tamaños de halo mediante la simulación por ordenador.

Pesudovs (2007) evalúa el glare y la CSF utilizando un instrumento ya que además el propósito de este estudio fue el de comprobar también la fiabilidad del Takagi Contraste Glare Tester CGT-1000. Para tal fin compara las medidas entre un grupo de sujetos normales y otro grupo de sujetos con cataratas, haciendo las pruebas con y sin deslumbramiento.

Pop y Payette (2004) evalúan subjetivamente las quejas en la visión nocturna de los pacientes sometidos a Lasik llegando a la conclusión de que el 5% de sujetos los mostraban. Estudiaron los factores de riesgo que a priori, en el preoperatorio, podían tener influencia en los resultados tras la intervención con respecto a las quejas de visión nocturna (NVC), factores tales como la corrección esférica a tratar, la edad del paciente, el equivalente esférico del postoperatorio, el tamaño pupilar del paciente y el Øzop de tratamiento. Los NVC reportados para cada ojo se calificaron en una escala subjetiva basada en confort visual funcional. En su estudio hubo un descenso considerable de las quejas en la visión nocturna, desde un 25,6% tras el primer mes de la operación hasta 4,7% tras el primer año, tiempo en el cual los pacientes manifestaron tener NVC similares en ambos ojos. La corrección esférica de partida, la edad del paciente y el residual refractivo postoperatorio tuvieron una gran importancia durante el primer año tras la intervención. Desde el mes 6 hasta el primer año tras la intervención los factores más predictivos, estadísticamente significativos, de las NVC fueron los valores de la ametropía inicial y el Øzop conseguido. El tamaño pupilar no fue un factor preoperatorio predictivo, estadísticamente significativo, en las NVC en ningún mes tras la operación.

Kojima et al, (2011) evaluaron las perturbaciones de la visión nocturna en los pacientes de Ortoqueratología e investigaron las correlaciones entre los parámetros antes y después del tratamiento junto con la valoración del glare en 28 ojos derechos de 28 pacientes. Utilizaron la topografía corneal para valorar el índice de regularidad corneal (SRI) y el índice de asimetría de superficie (SAI) junto con un test de distorsión nocturna. Y para una zona analizada de 6mm vieron que no había correlación entre la puntuación o valoración del glare y los valores queratométricos pre tratamiento, ni el componente astigmático pre y post tratamiento ni esférico post tratamiento. Y si había correlación significativa entre el equivalente esférico pre tratamiento y la valoración del glare, además esta última mostró una correlación estadísticamente significativa con el índice de irregularidad y asimetría corneal, por tanto estos parámetros eran válidos para evaluar el rendimiento de visión nocturna en los pacientes de Ortoqueratología.

1.3.3 Eficacia y Seguridad del Tratamiento

Actualmente disponemos de topógrafos corneales en el gabinete con tecnología suficiente para tener un control preciso de los cambios durante el tratamiento, garantizando medidas rápidas y precisas, permitiendo al clínico hacer los ajustes necesarios en cada adaptación en particular.

También gracias al avanzado diseño de las lentes actuales, suele ser suficiente un único par de lentes en la mayoría de los casos, lo que le confiere fiabilidad y rapidez a la técnica.

La **eficacia** del tratamiento se define como la proporción de pacientes/ojos que alcanzan una AVSC de 20/20 o mejor (estándar) o 20/40 o mejor (mínimo requerido para la conducción en algunos países).

Se define un parámetro para la cuantificación de la eficacia como *Índice de Eficacia* que es el cociente de la AV tras el tratamiento y la AV antes del tratamiento. La eficacia es mayor a medida que este índice se hace mayor a la unidad.

$$I.E = \frac{AV_{sc} (post)}{AV_{sc} (pre)}$$

Ecuación 14

La **seguridad** se define como la proporción pacientes/ojos con pérdida de una o más líneas de AV con corrección (AVCC) tras el tratamiento respecto antes del mismo.

Como parámetro cuantitativo, el *Índice de Seguridad* se define como el cociente entre AVCC tras el tratamiento y la mejor AVCC antes de la misma. La seguridad es mayor a medida que este índice se hace mayor a la unidad.

$$I.S = \frac{AVCC (post)}{AVCC (pre)}$$

Ecuación 15

Una revisión reciente hecha por Walline y colaboradores muestra la importancia del uso nocturno en la eficacia de la Ortoqueratología para la corrección de la miopía. Según los resultados de nueve estudios llevados a cabo con diferentes lentes (geometría esférica, inversa y sigmoidea) y diferentes modalidades de uso (diurno vs nocturno), demuestran que los mayores niveles de corrección miópica se alcanzan con lentes de doble geometría inversa en uso nocturno en un espacio de tiempo más corto [Walline et al, 2005].

Estos hallazgos han sido confirmados por Swarbrick y colaboradores en cuyos estudios además encontraron un mayor efecto en el adelgazamiento epitelial durante el uso nocturno, relacionado a su vez con una mayor reducción miópica [Swarbrick et al, 1998; Alharbi et al, 2005].

La **estabilidad** se define como la proporción de pacientes/ojos cuya refracción y AV permanecen estables (sin regresiones) durante un tiempo determinado.

Existen varios estudios clínicos que tratan sobre la estabilidad del tratamiento ortoqueratológico que deben ser mencionados por la aplicabilidad clínica de sus resultados, por las dimensiones de la muestra y rigor en el diseño del estudio, con diferentes diseños de lentes para Ortoqueratología nocturna, son por ejemplo el de Nichols et al (2000) en el que se consigue el 100% de la reducción de la corrección o estabilidad refractiva a los 60 días de uso.

Rah y colaboradores (2002) hicieron un estudio con dos diseños de lentes y llegaron a la conclusión de que la reducción miópica final es aproximadamente igual tras un mes de tratamiento que a los tres meses de uso.

Soni y Nguyen (2006) realizaron un estudio con tres diseños diferentes de lentes para OK. Concluyeron que el 85% de pacientes con miopía inferior a 2D consiguen la estabilidad refractiva entre los 9-12 meses, sin embargo para miopías superiores a 3D esta proporción disminuye al 69%.

CAPÍTULO 2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS

2.1 OBJETIVOS

La práctica de la Ortoqueratología nocturna (OK) ha experimentado un crecimiento en los últimos años. Sin embargo, un elevado porcentaje de pacientes manifiestan alteraciones en la visión nocturna al principio y durante el tratamiento [Hiraoka, 2007].

Uno de los principales efectos negativos del tratamiento ortoqueratológico es la degradación de la imagen retiniana, afectando a la solvencia visual del paciente. El objetivo general de la presente investigación está dirigido hacia la determinación del efecto de la OK para la corrección de la miopía en la degradación de la imagen retiniana y su impacto en la función visual. Para ello se realizó un estudio longitudinal de un año de duración en pacientes neófitos.

Los objetivos específicos de este proyecto son:

- 1) Evaluar la calidad de vida, calidad óptica y función visual referida por pacientes de OK con diferentes duraciones de tratamiento a largo plazo.
- 2) Determinar los cambios que ocurren desde que se inicia el tratamiento de OK, y a lo largo de un año de tratamiento, en la calidad de vida, calidad óptica y la función visual de pacientes neófitos.

2.2 HIPÓTESIS

La queja subjetiva más común en muchos de los pacientes de Ortoqueratología nocturna para la miopía es la degradación de la imagen por fenómenos de distorsión luminosa en situaciones de baja iluminación [Santolaria, 2013; Yamane et al, 2004 y Wang et al, 1997].

Afortunadamente en la mayoría de los casos estas quejas se reducen o eliminan con el tiempo, pero persiste en un número menor de pacientes, pese a que no llega a intervenir en la calidad de vida del paciente.

Así pues, como hipótesis del trabajo de investigación se establece:

- 1) La Ortoqueratología nocturna aumenta el grado de distorsión luminosa debido a los cambios topográficos y al consecuente aumento de las aberraciones corneales durante el tratamiento y al finalizar éste, degradando la visión sobre todo en condiciones de baja iluminación.
- 2) La distorsión luminosa producida por la OK varía con el tiempo por un proceso neural de adaptación a la distorsión, conforme a lo sugerido en investigaciones previas [Santolaria, 2015 y Pop, 2004], independientemente de que las alteraciones físicas en la córnea se mantengan constantes una vez finalizada la adaptación o tras la consolidación del tratamiento.

CAPÍTULO 3. MATERIAL Y MÉTODOS

3.1 MUESTRA

El presente trabajo está subdividido en cuatro partes, cada una de las cuales tiene muestras diferentes. Todos los pacientes fueron informados de la naturaleza del estudio y firmaron un consentimiento informado tras aclarar todo tipo de dudas al respecto, siguiendo los principios de la Declaración de Helsinki.

Los criterios de inclusión y exclusión fueron comunes para todos ellos, excepto la duración del tratamiento ortoqueratológico en el momento de la toma de datos.

Los estadísticos descriptivos de las muestras utilizadas en cada uno de los capítulos experimentales serán descritos más adelante en éstos.

3.1.1 Criterios generales de inclusión y exclusión.

Se consideraron como sujetos válidos para formar parte de los distintos estudios aquellos que cumplían con los siguientes criterios generales de inclusión:

- Buena salud ocular y general
- Ausencia de contraindicaciones para el porte de LC RGP
- Error refractivo inferior a 6 dioptrías de miopía, y astigmatismos inferiores a 1,5D si es a favor de regla y a 0,75 si es en contra de regla.
- AV máxima con corrección igual o mayor a 1,0 decimal.

Por otro lado se excluyó a los candidatos que presentaban cualquiera de los siguientes criterios generales de exclusión

- Embarazo
- Patología ocular o sistémica
- Astigmatismo oblicuo
- Presbicia
- Hipermetropía
- Topografía corneal irregular
- Cirugía ocular previa

3.2 RUTINA DE EXAMEN Y EVALUACIONES PRE Y POST-ADAPTACIÓN

3.2.1 Material empleado

- Topógrafo Oculus Easy-Graph.
- Dispositivo experimental que permite cuantificar la distorsión luminosa en cuanto a su forma y tamaño, basado en la técnica desarrollada por Gutiérrez y colaboradores [Gutiérrez et al, 2003]. (Light Distortion Analysis, University of Minho)
- Optotipo AV lineal y medida de la CSF con los test que incorpora el modelo CC1000 de Topcon.
- Biomicroscopio. Fluoresceína y filtro amarillo.
- Cajas de prueba de CRT (Paragon©), DRL (Pauné Visión), Sefree (Conoptica).
- Software de cálculo los coeficientes de Zernique del mismo topógrafo.
- Tabla de cálculo para la adaptación de lentes de CRT.

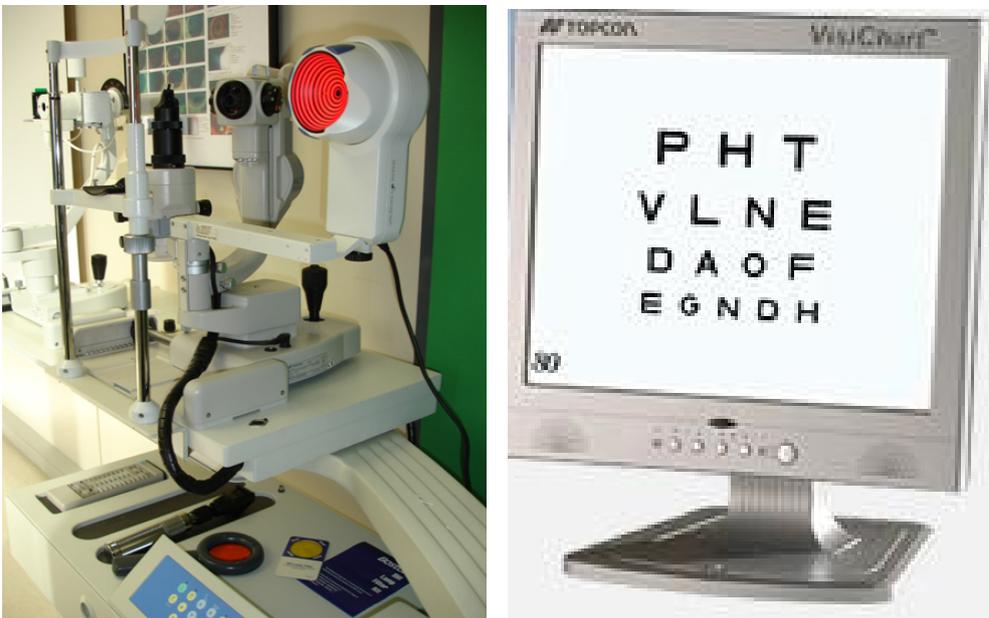


Figura 37. Imágenes del topógrafo Oculus Easy y proyector de AV y CSF

3.2.2 Método

Adaptaremos binocularmente las lentes para OK nocturna considerando como resultado “final-lente correcta” a la semana de la adaptación. La lente final presentará un centrado correcto y una compensación total del error refractivo inicial. En el caso de cambio de lente, la adaptación continuará previo borrado de la lente anterior, para no arrastrar errores en el moldeo.

De las topografías se obtienen los coeficientes de Zernique con los que posteriormente se calcularán las aberraciones de alto orden en forma de RMS esférica, RMS comática y RMS astigmatismo secundario para \varnothing_{pup} de 3, 4,5 y 6mm. Las agudezas visuales y CSF se toman monocular y binocularmente con presentaciones aleatorias, en condiciones fotópicas, a ojo desnudo y/o con el residual puesto en gafa de prueba en caso de existir.

Las medidas de la distorsión luminosa se hacen en condiciones de baja iluminación a 2m de distancia y con la corrección pertinente si el defecto refractivo residual es alto.

Así pues, las medidas realizadas, en todas las visitas, sobre las que se trabaja:

- Refracción subjetiva para el cálculo del residual refractivo.
- Valoración completa de la superficie ocular. Valoración de la cantidad y calidad lagrimal.
- AV lineal monocular y binocular, AV estereoscópica en condiciones fotópicas sin corrección y con el valor del residual refractivo. (Luz ambiente general de gabinete-consulta)
- Medidas de CSF en condiciones fotópicas monoculares y binoculares.
- Topografía corneal de cara anterior.
- Medida de la distorsión luminosa con el aparato experimental de manera monocular y binocular en condiciones mesópicas.

3.2.3 Protocolo de examen

El protocolo de revisiones y seguimiento fue el siguiente:

1º visita: Toma de los datos iniciales con su compensación en gafa de prueba usando los valores queratométricos y el valor del equivalente esférico.

Siguiendo las instrucciones del fabricante, procedimos a calcular la primera lente. Tras 30 minutos de uso se valoró el centrado, movimiento, sobrecorrección con lente de contacto y fluorograma.

Con estos datos se concluyó si la lente era adecuada o no y se procedió a la variación de parámetros en caso de que fuese necesario. Seguidamente, se le instruyó al paciente en el manejo.

2º visita: Tras la primera noche de uso, se citó al paciente a primera hora del día siguiente (entre las 9:30 y 10:30h) sin lentes. Se le hizo una toma AV sin lente a ojo desnudo. Refracción ocular objetiva y subjetiva con toma de AV. Retinoscopía.

Topografía tangencial y valoración del moldeo a través de mapas diferenciales. Examen con lámpara de hendidura para ver si existía edema o tinciones con fluoresceína. Medida de CSF en condiciones fotópicas de iluminación.

Medida con el halómetro en condiciones prácticamente escotópicas, situando al paciente a 2m del dispositivo. Si todo era correcto se les citaba a la semana, día 7.

3º visita: A la semana de uso, se les citó por la tarde, entre las 17:00 y 20:00h, tras haber pasado un tiempo de entre 10 a 12h desde la extracción de las lentes, para ver si el moldeo era efectivo. Las pruebas fueron las mismas que en la segunda visita.

4º visita, 5º y 6º: A los 15 días, 30 días y al año de tratamiento respectivamente. Se les realizaron las mismas pruebas que en las visitas anteriores citándoles siempre a última hora y procurando que fuese siempre a la misma hora que los días anteriores.

3.3 ADAPTACIÓN DE LENTES DE CONTACTO DE ORTOQUERATOLOGÍA

3.3.1 Selección de la lente de prueba

Para que la lente produzca los efectos o cambios morfológicos en la córnea que pretendemos, deberá adaptarse con una separación de al menos 10 μm en el ápex corneal, y en la zona donde termina la reserva de lágrima la lente estará prácticamente en contacto con ella [Fernández, 1997]. La primera lente de prueba puede ser calculada empíricamente o con caja de pruebas.

En los comienzos de esta técnica, el radio de curvatura de la lente se calculaba en función del radio corneal más plano, hoy en día se le da más importancia al concepto de sagita [Douthwaite WA, 1987 y Rubén M, 1975].

Así pues, la sagita de la lente a adaptar será igual a la de la propia córnea más 10 μm en el diámetro periférico que incluya el Øzop y la zona de reservorio lagrimal. Para su cálculo se precisará pues del valor del radio de curvatura apical y el de la excentricidad. A este concepto se le suma un factor de compresión denominado Factor Jessen (factor de regresión) que suele oscilar entre -0,5 a -1,00D, y así formar entre córnea y lente un menisco lagrimal negativo, que ocupará toda la zona óptica, equivalente en potencia a las dioptrías que se pretende aplanar [Jessen G, 1962].



Figura 38. Perfil lagrimal ideal. Espesor de lágrima acumulada bajo la lente en μm .

Básicamente existen dos procedimientos para seleccionar la primera lente en el tratamiento de OK. De manera *empírica* en donde el laboratorio hace el cálculo de la lente con los datos de topografía y refracción para su suministro, y mediante un software de cálculo, en el que tras el cálculo de la lente se procede a su prueba inmediata si se dispone de caja de pruebas.

Se comprueba la idoneidad de la lente mediante la toma de AV, una sobre refracción con las lentes puestas para confirmar si el radio base es el adecuado y en consecuencia determinar la potencia definitiva de la lente y finalmente un fluorograma para comprobar si la lente está ligeramente abierta o cerrada, centrada, etc.

3.3.2 Limitaciones generales actuales

La técnica actual está limitada en cuanto al grado de reducción de la miopía, a la rapidez de corrección y al diámetro de la zona de tratamiento (DZT).

3.3.2.1 Ametropía

Siendo la mayoría de las lentes usadas en este estudio CRT de Paragon® y siguiendo las recomendaciones del fabricante, estas lentes fueron aprobadas por la FDA el 13-junio-2002 para la CRT nocturna con límite de hasta -6,00D de miopía y -1,75 de cilindro. Sin restricción por edad.

3.3.2.2 Diámetro de zona tratada

Cuanto más pequeña es la zona de tratamiento, más dioptrías se pueden reducir; esto es debido a que cuanto más pequeña sea la zona de tratamiento, el espesor corneal que es necesario eliminar para reducir una cantidad concreta de dioptrías es menor.

Tabla 3 Relación entre el DZT en mm y la compresión corneal requerida para reducir 1,00D de miopía en μm

DZT(mm)	Cambio en el grosor corneal para reducir 1,00D (μm)
2-3	5
3-4	7
4-5	9
5-6	11
6-7	13
7-8	15

3.3.2.3 Rapidez

El grado de reducción y la rapidez del tratamiento depende de la maleabilidad y la excentricidad corneal, según algunos autores a mayor excentricidad más posibilidad de moldeo y más éxito en la adaptación, pero gracias a los nuevos diseños de las lentes, hoy en día ya no se le da tanta importancia a la excentricidad a la hora de calcular la lente de contacto, aunque este parámetro si puede condicionar el centrado de la lente.

El número de horas de uso, la cantidad de ametropía a tratar y la edad son factores que pueden influir directamente en la rapidez de los resultados esperados.

3.3.3 Proceso de adaptación.

Tras el momento en el que al paciente se le insertan las lentes de cálculo, el fluoresceinograma y la topografía corneal se convierten en las pruebas fundamentales para la toma de decisiones en cuanto al cambio o no de los parámetros de las lentes:

3.3.3.1 Fluoresceinograma. Lente óptima.

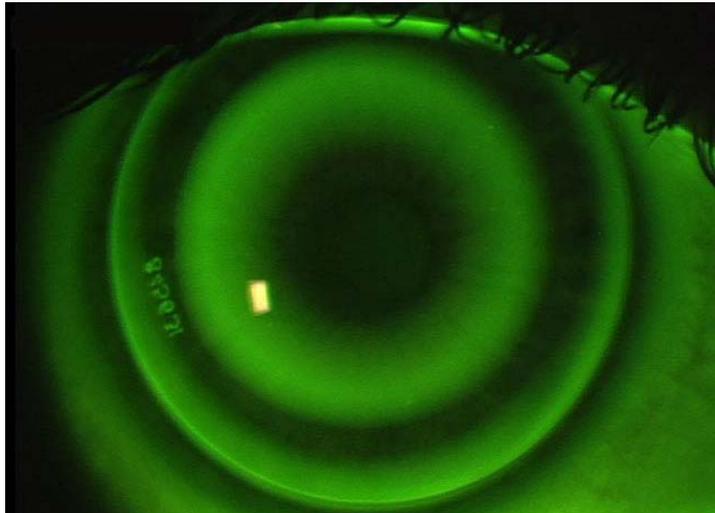


Figura 39. Fluorograma de lente óptima.

Hay **cuatro objetivos** en la adaptación de las lentes CRT:

1. Zona central de la lente o **radio Base** que remodelará la córnea para producir emetropía es la responsable de la zona de tratamiento. Esta zona tendrá un diámetro de al menos 4-6mm. El valor del radio base se calculará en función del K_{plano} del paciente y el número de dioptrías a tratar.

Esta zona corresponde a la parte oscura central del fluorograma, en la que parece que hay un contacto por la ausencia de fluoresceína, pero en realidad hay una separación de unas $10\mu\text{m}$ de espesor lagrimal no visto en el fluorograma debido a que el tamaño molecular de la fluoresceína es mayor.

2. Anillo de fluoresceína en los 360° : Proporciona un efecto sobre la posición de la lente. El anillo lo forma la lágrima acumulada en la parte de la lente llamada **zona de retorno o cierre (RZD)**. La simetría del anillo fluoresceínico vista dependerá directamente del astigmatismo corneal y de la regularidad corneal.

3. **Zona de apoyo (LZA)** o zona oscura correspondiente a las bandas de alineamiento en los 360° . Esta zona es tangente a la córnea en la media periferia. Este parámetro de la lente viene dado por un ángulo.

4. Anillo de fluoresceína correspondiente al **levantamiento de borde**, que junto con el centrado dado por RZD, LZA, y el diámetro total afecta directamente al centrado.

Por tanto las lentes deberían presentar una apariencia centrada de limbo a limbo, una zona de tratamiento de 5 a 6 mm, un levantamiento de borde apropiado, un toque tangencial en la media periferia y un patrón de fluoresceína “negro, verde, negro, verde” como el de la figura 40.

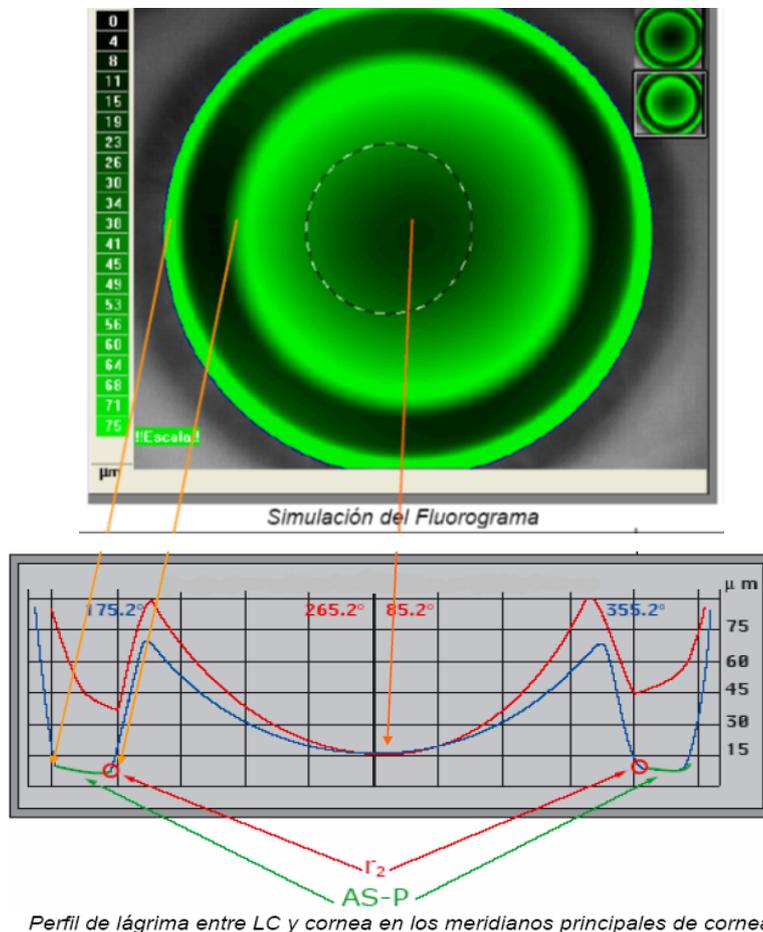


Figura 40. Simulación del perfil teórico lagrimal de la lente See Free® usado para el cálculo de la lente correcta.

3.3.3.2 Topografía corneal

Este seguimiento es imprescindible ya que la posición de las lentes con el ojo abierto puede no ser el mismo que con el ojo cerrado. La topografía informa de si el centrado ha sido correcto durante las horas de sueño. Los descentramientos afectan directamente a la calidad visual, por este motivo las topografías ayudan a tomar decisiones de cambio de lente. Usamos los mapas de curvatura tangencial para obtener una mayor información de lo sucedido, y mediante las diferencias pre y post o mapas diferenciales tanto de curvatura como de potencia sabremos con exactitud la cantidad del cambio.

Daremos como correcto el patrón centrado “diana” donde la zona de aplanamiento será centrada y uniforme, exista un círculo en la zona paracentral de encurvamiento y sin cambios o con cambios mínimos en la periferia corneal (figura 41).

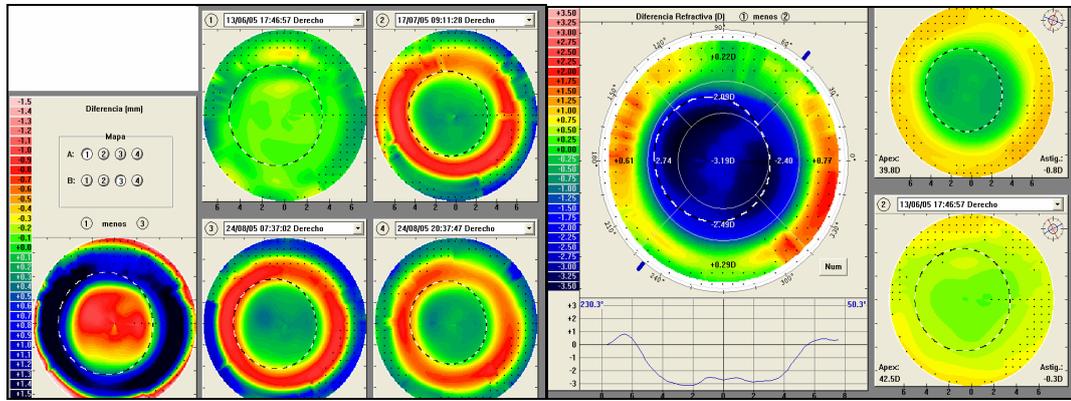


Figura 41. Patrones topográficos ideales (Patrón de ojo de buey).

3.4 MEDIDA DE LA DISTORSIÓN LUMINOSA

El dispositivo experimental utilizado en nuestro trabajo permite obtener una medida de la distorsión luminosa nocturna, entorno a un foco luminoso en condiciones de visión nocturna. Este dispositivo es capaz de discriminar eficazmente y cuantificar a través del índice de distorsión luminosa la distorsión luminosa nocturna existente antes y después del tratamiento con Ortoqueratología.

Existen trabajos sobre la validación de este tipo de dispositivos para otros tratamientos para la miopía como el LASIK [Villa, 2010]. Consiste en una pantalla frontal (LED), cuyo fondo es completamente oscuro o negro, incorpora una fuente luminosa central-circular circundada por 240 pequeñas fuentes LED luminosas o leads dispuestos radialmente en 24 semi-meridianos con una separación angular de 15° . En este experimento se consideró una separación angular de 30° . La figura 42 representa la disposición de diseño del diodo emisor de luz central blanco (LED) y los LEDs blancos más pequeños de alrededor. El LED central era un LED blanco disponible en el mercado de Agilent Technologies (ref. HLMP- CW47 - RU000 de Agilent Technologies, Inc., Berkshire, Reino Unido); LEDs que rodean eran blancos disponibles en el

mercado LED de Avago Technologies (ref - HSMW - CL25 de Avago Technologies, San José , California , Estados Unidos) [Linhares et al. 2014].

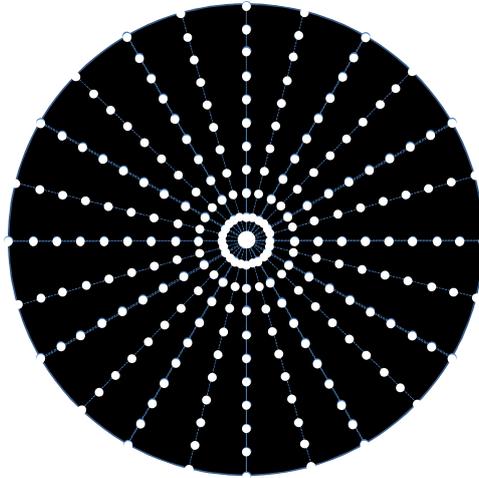


Figura 42. Ilustra la distribución de la principal fuente central de luz y estímulos periféricos.

El paciente se sitúa a 2m del dispositivo en condiciones de oscuridad, de manera que para esa distancia el punto luminoso central subtende un ángulo de $0,34^\circ$ y los periféricos de $0,06^\circ$. En la oscuridad, el paciente fija la vista sobre la fuente luminosa central y presionará el ratón en el momento que deje de detectar o discriminar la presencia (encendido) del punto luminoso periférico que aparecerá del exterior hacia el punto central, a lo largo de los diferentes meridianos, siendo el orden de estos aleatorio.

Se considera este punto el momento en el que la luz del lead deja de verse, en el caso de que se detecte la luz aunque sea alterada sería un resultado válido, así pues en el momento de desaparecer se le da la orden al paciente de pulsar. Esto correspondería a la visión del halo cuando este es discapacitante.

Los puntos luminosos radiales no discriminados delimitarán un área de luz dispersa (o tapada) por la distorsión luminosa de la fuente central y servirán de base para cuantificar dicha distorsión.

El dispositivo físico (tarjeta electrónica) de pantalla está conectado a un dispositivo de control central (ordenador PC) a través de conexión USB. El sujeto que está siendo evaluado proporciona información al sistema a través de un dispositivo de respuesta remota (PC ratón).

Los estímulos periféricos se presentan alrededor de la fuente central de luz desde el exterior hacia la parte interior del campo en momentos aleatorios 250-750 milisegundos

explorándose los semimeridianos en orden aleatorio. Cuando el sujeto deja de ver el estímulo, presiona el ratón y el sistema presenta el siguiente semimeridiano.

Después de la recolección y el almacenamiento de datos, el software calcula los tres índices que determinan el tamaño y la regularidad de la distorsión que rodea el LED central.

El radio del círculo mejor ajuste (BFCR) se define como el círculo que mejor se adapta a la zona de la distorsión resultante de la unión de todos los puntos en cada meridiano del dispositivo lineal. Este parámetro se expresa en mm y está linealmente relacionada con el parámetro de índice de distorsión luminosa (LDI).

LDI se calcula como la relación de la zona o puntos no vistos por el sujeto y el área total explorada, expresándose como un porcentaje (%). Los valores más altos de distorsión (BFCR y LDI) se interpretan como la menor capacidad para discriminar.

La irregularidad de la zona de distorsión se define como la desviación de la forma poligonal real obtenida a partir del ajuste de BFC y se llama el BFC Irregularidad (BFCirr). La desviación estándar de BFCirr, llamado BFCsd, es la salida de los límites reales de la distorsión de la forma circular perfecta del BFC. Juntos, BFCirr y BFCsd se pueden interpretar como la desviación de la distorsión real de una forma simétrica de rotación y se expresa en mm.

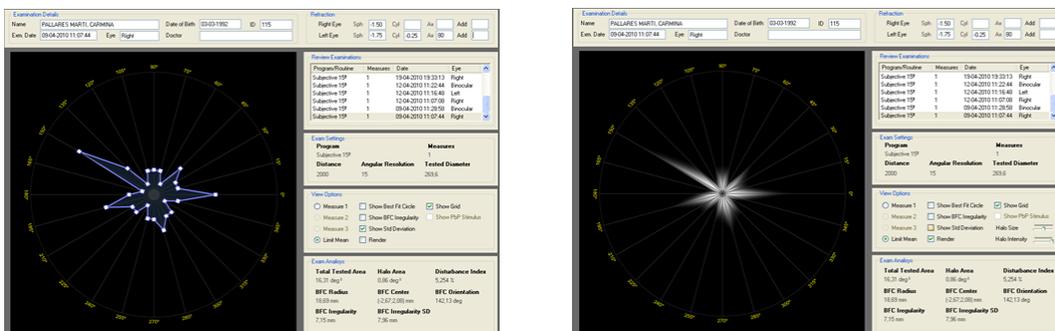


Figura 43. Ejemplo de medición de la distorsión luminosa. Representación del área de distorsión luminosa acotada durante la prueba.

La luminancia del LED central como de los periféricos puede ser regulada, pero en nuestro trabajo será siempre la misma: Para el lead central usaremos el máximo $2,75 \times 10^3$ cd/m² y para los leads periféricos el mínimo que es 0,1 cd/m². El tiempo de presentación del estímulo será a demanda del examinado, ya que es este mismo el que irá acercando, por meridianos, el lead de fuera a dentro con el ratón del ordenador.

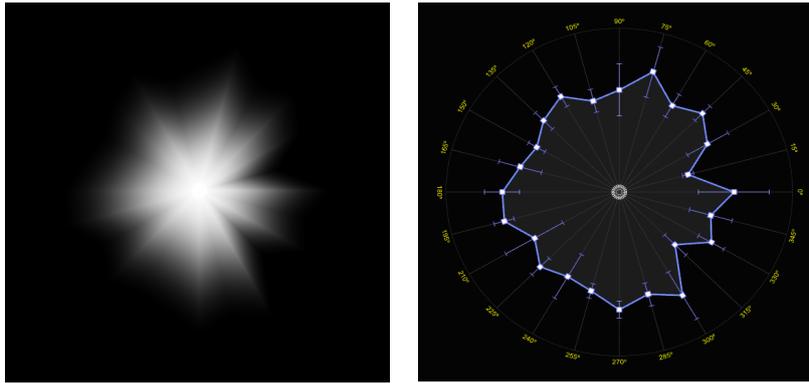


Figura 44. Ejemplo de medición de la distorsión luminosa.

Se realizará una medida por ojo, ocluyendo totalmente el no examinado, y una medida binocular para ver el efecto de la sumación binocular, en total 3 por sesión.

Una vez realizada la prueba, el software nos da el valor numérico de diferentes índices o parámetros:

-HA o *Área de distorsión (Dist_Area)*: Indica directamente el área de distorsión luminosa, es decir, de un total de $16,3 \text{ deg}^2$ de área analizada, correspondería al tamaño del área en el cual los puntos luminosos no fueron detectados por el paciente.

-LDI o *Índice de distorsión luminosa (Dist_Index)*: este índice es calculado como o cociente entre el área de dos puntos no detectados por el paciente y el área total explorada. Se expresa en porcentaje (%). Cuanto mayor es el índice de distorsión, menor es la capacidad de discriminación, indicando mayor influencia en la distorsión luminosa.

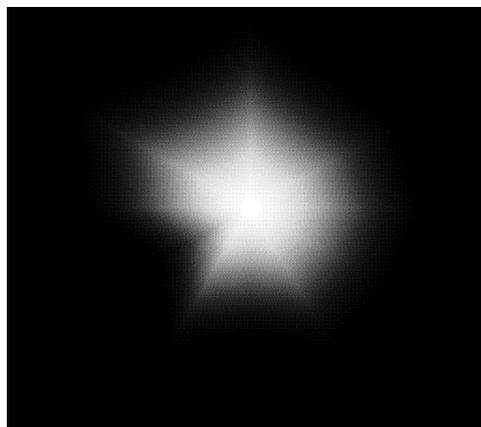


Figura 45. Simulación artificial del efecto de la distorsión luminosa alrededor de una fuente de luz.

- **BFCr** o *Best Fit Circle Radius (BFC_Radius)*: Unión de todos los puntos indicados por el paciente, en todos los semi-meridianos, representado por un círculo, que sería el que más se aproxima a esos puntos (BFC). Esta medida indicaría el radio de BFC, expresado en milímetros.

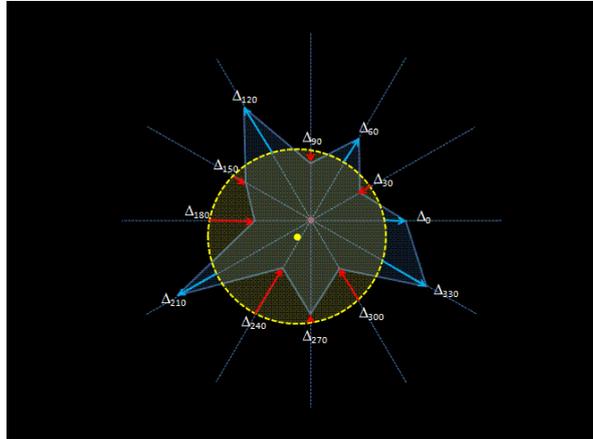


Figura 46. Círculo de mejor adaptación de distorsión luminosa.

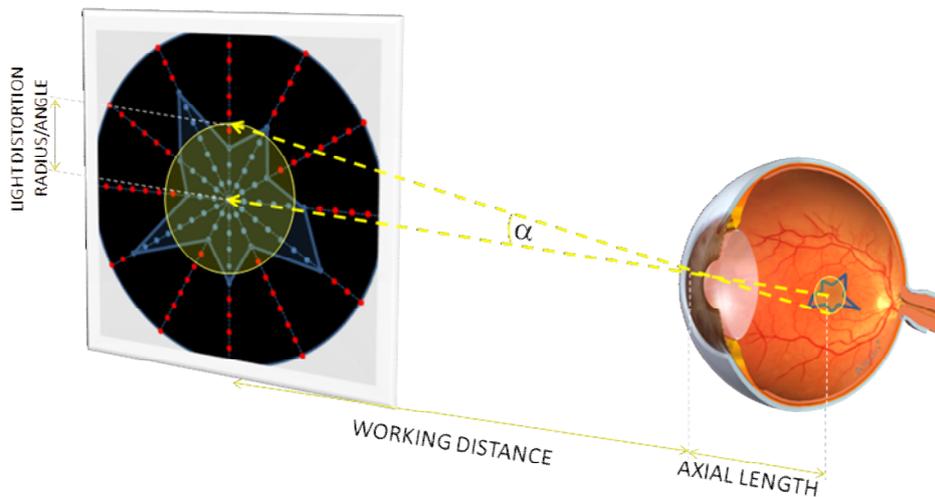


Figura 47. Representación del círculo de mejor adaptación de distorsión luminosa con el dispositivo experimental y en la retina del paciente.

- **BFC x coordenada** y **BFC y coordenada** o *Centro_x* e *Centro_y* : Correspondería a las coordenadas **x** e **y** del centro del BFC y por tanto estaría indicando el descentramiento en milímetros, respecto de un eje de coordenadas dado por la posición de los meridianos luminosos, o la orientación de la distorsión luminosa.

- **BFCirr** o *BFC Irregularity Mean (Irreg_Mean)*: Indica la media de la diferencia entre la distancia del extremo del área no vista y el borde del BFC en cada semi-meridiano. Cuanto más elevado es el valor de este parámetro, más distorsión se aleja de la geometría circular para adoptar otras morfologías más asimétricas. Se expresa en milímetros.

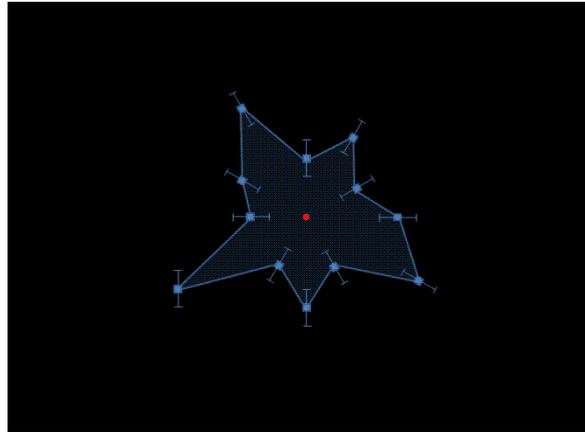


Figura 48. Desviación estándar de varias medidas.

- **BFCsd** o *BFC Irregularity SD (Irreg_SD)*: Este índice indica la desviación estándar del parámetro BFCirr, indicando que cuanto más elevados son los valores de este parámetro, más irregular es la distorsión luminosa. Se expresa en milímetros.

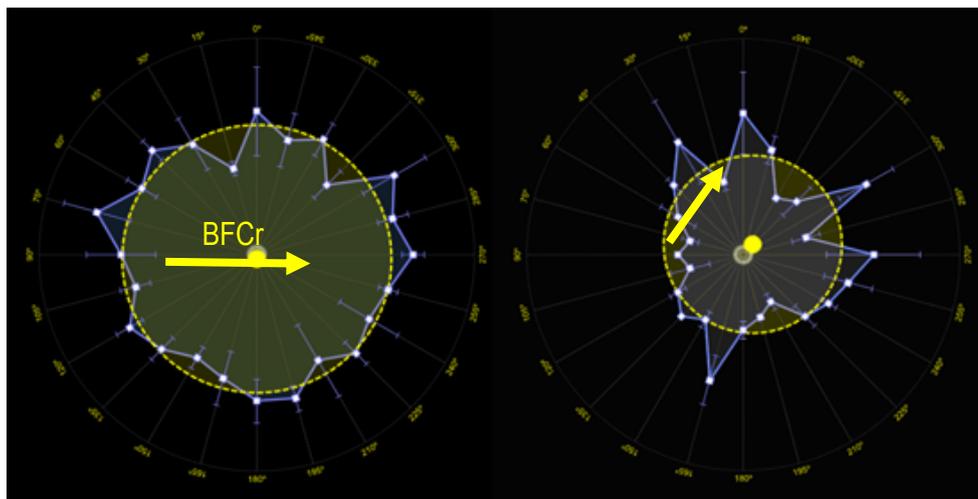


Figura 49. Ejemplo de BFC y BFCr.

3.5 MEDIDA DE LA CALIDAD ÓPTICA DE LA SUPERFICIE CORNEAL ANTERIOR

El topógrafo Oculus Easy-graph realiza una descomposición en polinomios de Zernique a partir de los datos de altura medida, calculando un coeficiente para cada polinomio que describa su contribución.

En el software es posible especificar el \varnothing_{pup} para el cual queremos que se haga el cálculo de los coeficientes de Zernique. En nuestro trabajo calcularemos las HOA para los \varnothing_{pup} 3, 4,5 y 6mm, ya que corresponde a los tamaños que tendría la pupila en el caso de normalidad y en el caso más desfavorable, en condiciones de baja iluminación.

También existe la posibilidad de especificar si los datos de elevación se tienen que convertir directamente en coeficientes de Zernique o si se tiene que utilizar la diferencia de los datos de elevación de un cuerpo de referencia como base para la conversión. Esta forma de referencia puede ser una esfera, elipsoide con una excentricidad media igual a la de la medición o un elipsoide con una excentricidad de 0,75. El cuerpo de referencia es siempre simétrico cuando gira y el radio central del cuerpo de referencia siempre se toma como el radio central medio de la medición.

Si tenemos en cuenta el índice refractivo de la córnea, con características óptimas, tendría que tener, teóricamente, la forma de un elipsoide con una excentricidad numérica de 0,7, por tanto en nuestro trabajo elegimos esta forma para cuerpo de referencia [Kiely, 1984].

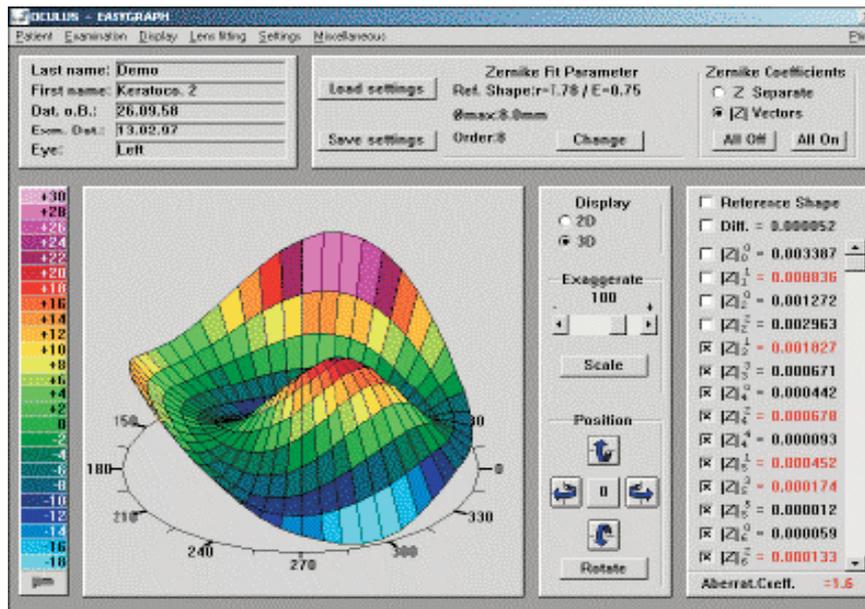


Figura 50. Ventana de visualización del cálculo de los coeficientes de Zernique, en función del \emptyset pup.

Numerosos trabajos experimentales han estudiado la relación entre las aberraciones y la asfericidad. Por ejemplo, Kiely y colaboradores, calcularon la aberración esférica de Seidel para objetos en el infinito y mostraron que una variación en la asfericidad corneal proporciona una contribución mucho mayor en la aberración esférica de la córnea humana que la que proporciona una variación en el radio de curvatura corneal central [Kiely et al, 1984].

Mostraron que el valor de la asfericidad (Q) corneal teórica necesario para reducir la aberración esférica de Seidel a 0 era $Q = -0,528$. Se asociaron valores de Q menos negativos a aberraciones esféricas corneales positivas y al contrario, cuando la Q era más negativa que ese valor, la aberración esférica corneal se torna negativa [Carney et al, 1997].

Las aberraciones de alto orden se calculan a partir de los coeficientes de Zernique en forma de RMS esférica, RMS comática y RMS astigmatismo secundario mediante las siguientes ecuaciones en función del \emptyset pup:

$$\text{RMS Esférica} = \sqrt{[(Z^0_4)^2 + (Z^0_6)^2]} \quad \text{Ecuación 16}$$

$$\text{RMS Comática} = \sqrt{[(Z^1_5)^2 + (Z^{-1}_5)^2 + (Z^1_3)^2 + (Z^{-1}_3)^2]} \quad \text{Ecuación 17}$$

$$\text{RMS Astigmatismo Sec.} = \sqrt{[(Z^{-2}_6)^2 + (Z^2_6)^2 + (Z^{-2}_4)^2 + (Z^2_4)^2]} \quad \text{Ecuación 18}$$

3.6 DETERMINACIÓN DE LA CSF

Para determinar la CSF se ha utilizado la pantalla CC1000 de Topcon. Es un sistema de pantalla de optotipos que como incorpora un software que permite al examinador elegir el número de presentaciones y con eso la duración del test (número de frecuencias por número contraste).

Nosotros para nuestro estudio hemos elegido el test de más larga duración, en el que aparecen nueve frecuencias diferentes, con orientaciones vertical y oblicuas a ambos lados y presentadas aleatoriamente, para nueve contrastes que aparecen de mayor a menor.

Mediante un mando a distancia, el paciente marcará la orientación de la red y en el caso de no discriminarla marcará dicha opción. Al final de la presentación, el software presenta la CSF junto con la zona de normalidad. Las frecuencias evaluadas son: 1,5, 2,12, 3, 4,24, 6, 8,49, 12, 16,97 y 24 c/g a diferentes contrastes.

La ventaja principal de este dispositivo, utilizado en este estudio, es que el sujeto no puede aprender las respuestas, por su carácter aleatorio y además, no pierde calidad con el paso del tiempo, a diferencia de otros test cuyo soporte son planchas de metacrilato que pueden amarillear.

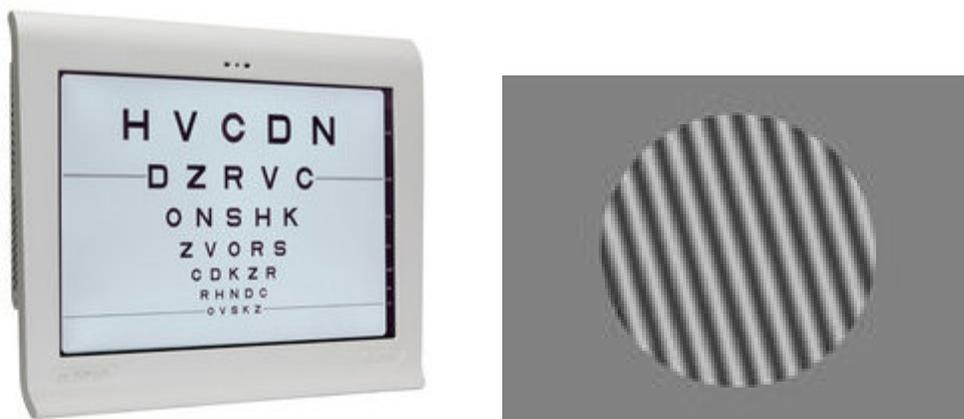


Figura 51. Test de sensibilidad al contraste de frecuencia espacial.

Los valores de CSF se toman en condiciones fotópicas, con valores de iluminación ambiente normales, y primero de manera monocular y también binocular, y con corrección en el caso de existir un componente refractivo residual. La distancia de presentación del test es de 5m.

3.7 DETERMINACIÓN DE LA AV

Se ha utilizado también el optotipo CC1000 de Topcon, con presentaciones de letras a 5m de distancia en condiciones fotópicas y con corrección en caso de presentar un residual refractivo.

La escala del optotipo es Agudeza Decimal, con un número de 5 letras por línea de AV y una presentación aleatoria para evitar el factor aprendizaje por parte del paciente. Dado que hay 5 letras por fila, se le asigna un valor de 0,02 unidades a cada una. Las medidas se toman primero de manera monocular y luego de forma binocular.

La Agudeza decimal es la inversa del ángulo u subtendido por el detalle más pequeño detectado expresado en minutos de arco:

$$AV=1/u \text{ (min)}$$

Ecuación 19

$$\text{O bien, } AV=5/\omega \text{ (min) donde } \omega=5u$$

Ecuación 20

Un valor de AV=1 se considera como un valor de AV normal. Es evidente que cuanto más pequeño sea el detalle que el paciente puede detectar mayor será su AV. Las ecuaciones 16 y 17 son formas de calcular la AV en función de si se toma el valor del detalle más pequeño (ecuación 16) o el tamaño de la letra más pequeña que puede ver (ecuación 17). Esto se debe a que la mayoría de los tests se diseñan de modo que el menor detalle es 1/5 el tamaño de la letra.

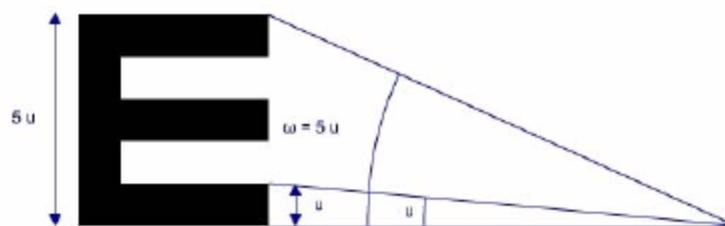


Figura 52. Esquema del cálculo de AV decimal.

Como la escala de AV log MAR es la que está más ampliamente documentada, haremos la conversión mediante la siguiente tabla 4 de equivalencias.

Tabla 4. Equivalencias entre diferentes escalas de AV. Estas notaciones se corresponden con tamaños de letra ligeramente menores que los equivalentes en log MAR.

MAR (min arc)	Log MAR	Snellen (d=6m)	Snellen (d=20 ft)	Escala decimal	Keeler A
100	2,0	6/600	20/2000	0,01	
79	1,9	6/480	20/1600	0,0125	20*
63	1,8	6/380	20/1250	0,016	19*
50	1,7	6/300	20/1000	0,02	18*
40	1,6	6/240	20/800	0,025	17*
32	1,5	6/190	20/630	0,032	16*
25	1,4	6/150	20/500	0,04	15*
20	1,3	6/120	20/400	0,05	14*
15,8	1,2	6/95	20/320	0,063	13*
12,5	1,1	6/75	20/250	0,08	12
10,0	1,0	6/60	20/200	0,1	11
8,0	0,9	6/48	20/160	0,125	10
6,3	0,8	6/38	20/125	0,16	9
5,0	0,7	6/30	20/100	0,2	8
4,0	0,6	6/24	20/80	0,25	7
3,2	0,5	6/19	20/63	0,32	6
2,5	0,4	6/15	20/50	0,4	5
2,0	0,3	6/12	20/40	0,5	4
1,58	0,2	6/9,5	20/32	0,63	3
1,25	0,1	6/7,5	20/25	0,8	2
1,0	0,0	6/6	20/20	1,0	1
0,8	-0,1	6/4,8	20/16	1,25	
0,63	-0,2	6/3,8	20/12,5	1,6	
0,5	-0,3	6/3	20/10	2,0	

Logaritmo MAR: En esta escala, la AV es el logaritmo decimal del tamaño angular, en minutos de arco, del detalle más pequeño reconocido por el sujeto ($MAR=u$). Veamos la notación. Por ejemplo: Un paciente que vea un detalle que subtende un minuto ($MAR=u=1'$) daría lugar a una agudeza $\log MAR = 0$; Un detalle que subtende 10 minutos de arco ($MAR=10'$) daría $\log MAR = 1$.

NOTA: Tendremos en cuenta de que una AV decimal $AV=1$ es equivalente a un $\log MAR=0$.

3.8 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los resultados se han analizado con el programa estadístico SPSS v17.0. Se evaluó la distribución de los resultados utilizando el Test de Kolmogorov-Smirnov (K-S). Se calcularon estadísticos descriptivos por medias (máximo, mínimo) y frecuencias en un primer lugar y en segundo lugar se han hecho análisis comparativos entre medias o ANOVA, y correlaciones entre variables. Para efectos de significación estadística se consideró un valor $P < 0,05$.

Para ver la relación entre el índice de distorsión luminosa, CSF y los datos aberrométricos se han hecho correlaciones calculando el coeficiente de correlación de Pearson (r) o Spearman (Rho) y así medir la fuerza de la relación lineal entre las dos variables.

CAPÍTULO 4.

PERCEPCIÓN SUBJETIVA DE LOS RESULTADOS DEL TRATAMIENTO ORTOQUERATOLÓGICO A LARGO PLAZO

Partiendo de las hipótesis presentadas bajo el epígrafe 2.2, se plantean como primer objetivo específico el determinar la satisfacción subjetiva del paciente sometido a OK tras, al menos, un año de tratamiento.

Aunque el tratamiento ortoqueratológico es reversible y se espera una regresión del tratamiento durante el día sin el uso de lentes,[Soni, 2004] algunos pacientes son capaces de mantener un nivel razonable de rendimiento visual sin necesidad de utilizar sus lentes cada noche.[Swarbrick , 1998]

Sin embargo, no hay información disponible sobre la prevalencia de los patrones de uso irregular de los pacientes y las consecuencias visuales de las mismas.

Por otra parte, a pesar de la considerable cantidad de estudios científicos disponibles sobre los resultados en OK, [Tahhan, 2003] la mayor parte de los estudios existentes se han realizado a corto y a medio plazo existiendo muy pocas publicaciones a largo plazo (después de más de 1 año de tratamiento).

Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue determinar la percepción subjetiva de los pacientes que usan lentes de OK durante más de 1 año, con respecto a resultados visuales y la satisfacción al principio y al final del día, y correlacionarlos con el error de refractivo de inicio.

4.1 MUESTRA

Esta muestra la integraron un total de 44 pacientes actualmente bajo tratamiento ortoqueratológico para miopía. La condición para ellos fue que su antigüedad fuera de al menos 1 año.

Libres de cualquier condición patológica, los pacientes deberían mostrar buenos resultados en la evaluación objetiva y subjetiva y tener una AV monocular sin corrección de 0,67 (20/30) o mayor. La AVSC se midió en condiciones fotópica a 5m usando la escala decimal. El valor del defecto miópico inicial y en residual miópico tras el tratamiento en el momento de la recogida de medidas se determinó como la combinación esfero-cilíndrica y con el mayor positivo mayor AV.

A continuación pasamos a resumir en la tabla 5 las características de los pacientes que participaron en este estudio de recopilación de la sintomatología.

Tabla 5. Descriptivos de la muestra de antiguos pacientes de OK n=44 pacientes. (Media \pm desvi típica)

EDAD	24,39 \pm 9,12 años	[10 a 46]
MUESTRA (mujeres/hombres ratio)	44 pacientes	[25/19]
M (inicio)	-2,40 \pm 0,94D	[-4,75 a -1,00]
J0 (inicio)	0,01 \pm 0,26D	[-0,50 a 0,49]
J45 (inicio)	-0,01 \pm 0,15D	[-0,48 a 0,36]
Sim-K plano	7,76 \pm 0,29mm	[7,20 a 8,64]
Sim-K curvo	7,64 \pm 0,29mm	[6,97 a 8,63]
Exmed (inicio)	0,46 \pm 0,13	[0,06 a 0,83]
AV decimal (monocular)	1,21 \pm 0,23	[0,67 a 2,00]

Se les presenta un cuestionario clínico con 18 cuestiones (Anexo D). En ellas se incluirían datos como el número de noches de uso a la semana, el número de horas de uso de las lentes por la noche, el número de horas hasta notar o no borrosidad dependiendo de si se han saltado una noche de uso, la valoración de la sensación de distorsión luminosa alrededor de las fuentes puntuales de luz en exteriores y en el interior del hogar, la mejora o no de esta sensación, etc.

La distorsión luminosa aquí hace referencia a la combinación de halos, glare y starburst alrededor de las luces en condiciones de baja iluminación. Se les presentaron imágenes de simulación de dichos efectos para su mejor entendimiento (Apéndice E).

4.2 RESULTADOS

Todos los participantes de este estudio, 44 pacientes, contestaron las 18 preguntas de un cuestionario clínico y fueron sometidos a un examen subjetivo para confirmar los criterios de inclusión.

4.2.1 Resultados del cuestionario

La media del periodo de tiempo de tratamiento en el momento de la recogida de datos fue de 19 ± 7 meses. La media de la AVsc en este momento fue de $1,21 \pm 0,23$ en la escala decimal (20/16) en condiciones fotópicas monoculares. El equivalente esférico del residual refractivo, tras un patrón regular de uso (no habiéndose saltado el uso nocturno en los 2 días previos al examen), fue de $-0,16 \pm 0,28D$ [-0,13 a -0,75] con un astigmatismo $\leq 0,5D$ en todos los casos.

Más de la mitad de la muestra (55%) confirmaba no dormir todas las noches con las lentes de contacto como se muestra en la figura 53.

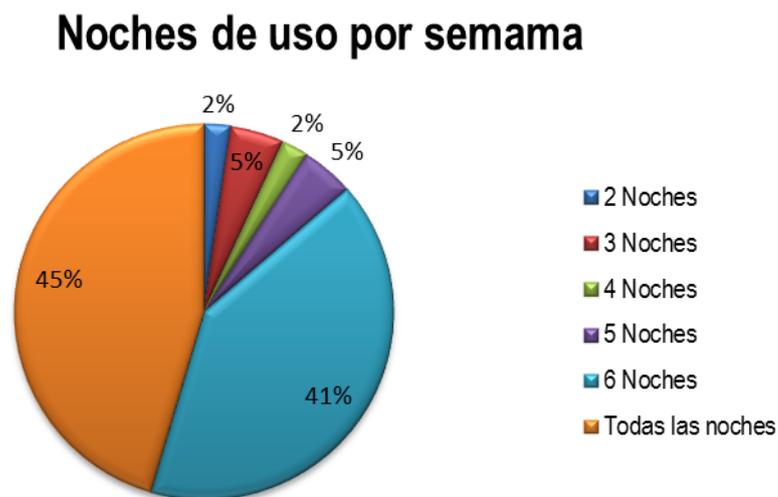


Figura 53. Mapa de distribución de los hábitos de uso de los pacientes de la muestra.

La frecuencia media en cuanto al número de noches fue de 6 ± 1 días a la semana y el 55% de ellos confesaron tener una visión aceptable (puntuaciones por encima de 6) al día siguiente de haberse saltado el uso nocturno

Se encontró una tendencia significativa que mostraba que los pacientes que llevaban más noches las lentes eran aquellos que partían de una miopía inicial mayor como se muestra en la figura 55. A continuación pasaremos a mostrar cuales fueron los resultados de la encuesta.

Tabla 6. Puntuación obtenida para los resultados de la encuesta calificados mediante Escala Visual Analógica para las variables continuas.

Nº cuestión	Media \pm Desv. Típ.	Rango	
		Mínimo	Máximo
5-Confort al colocar lentes	8 ± 1	3	10
6-Confort al retirar lentes	7 ± 2	1	10
7-Valoración ver detalles fin día	8 ± 1	4	10
8-Valoración ver detalles inicio día	9 ± 1	6	10
9-Valor distorsión lum. noche ext	4 ± 1	1	10
12-Valor distorsión lum. noche int	3 ± 2	1	9
15-Visión al despertar tras NO uso	7 ± 2	2	10
16-Visión al final del día tras NO uso	6 ± 2	1	10

Según los resultados de la tabla 7 el tiempo de uso nocturno de las lentes fue de 6-8 horas para 72,7% de los participantes y de 8-10 horas para el 22,73% de los participantes.

Después de saltarse una noche del uso de lentes, la puntuación de la visión subjetiva fue significativamente menor en comparación con las puntuaciones obtenidas cuando lentes se usan regularmente.

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas (T-test, $p < 0,05$) comparando las valoraciones de la visión subjetiva del paciente tras la eliminación de la lente (de 8 a 10) con respecto de las valoraciones obtenidas por la noche, antes de la inserción de la lente (de 7 a 9) en los pacientes que tenían un patrón de uso regular.

Por otro lado, los valores de AV se correlacionaron significativamente con la visión subjetiva de visión al detalle fino tras quitarse las lentes ($r = 0,335$; $p = 0,026$), figura 58B.

La puntuación general en la pregunta que hacía referencia a ver detalles finos al final del día, tras saltarse 1 noche de uso, fue de 4 a 8 puntos (rango, 0-10). La AV se correlacionó significativamente con la visión al final del día siguiente tras saltarse 1 noche el uso de las lente ($r = 0,372$; $p = 0,020$), figura 54B.

La AV se correlacionó significativamente con el tiempo (horas) en el que el paciente notaba el empeoramiento de la visión después de saltarse el uso de lentes ($r = 0,425$; $p = 0,007$) figura 57B.

Tabla 7. Frecuencias (%) para las preguntas categóricas incluidas en la encuesta en cuanto a tiempo de desgaste o tiempo hasta notar cambios en la visión.

Nº cuestión	2 a 6h	4 a 6h	6 a 8h	8 a 10h	Nada
1- Horas de regresión			5%	9%	86%
2- Horas visión insuficiente			2%	2%	95%
4- Horas de uso nocturno		5%	73%	23%	
17- Horas mala visión tras NO uso	15%	21%	21%	23%	21%
18- Horas visión insuficiente tras NO uso	5%	15%	10%	23%	46%

En cuanto a la distorsión observada alrededor de las luces brillantes en el hogar (*interiores*) en condiciones de baja iluminación (preguntas 12 a 14), el 45,5% refirió no tener quejas al respecto. Del 54,5% restante con quejas, el 70,8% de los pacientes puntuaron con valores de 1 a 2 puntos, mientras que el 16,7% puntuaba dentro del rango de 6 a 9 puntos (recordemos que mientras más alta era la puntuación, más significativa la queja era).

En cuanto el grado de distorsión de luz mientras conducían por la noche tras 1 año de uso de lentes (*exteriores*), el 45,5% de los sujetos indicaron no haber experimentado esta sensación (preguntas 9 a 11). Para el resto de pacientes, esta sensación disminuyó para 22,7%, se mantuvo sin cambios para otro 25% de los pacientes, y finalmente un 2,3% informó de que esta sensación había aumentado.

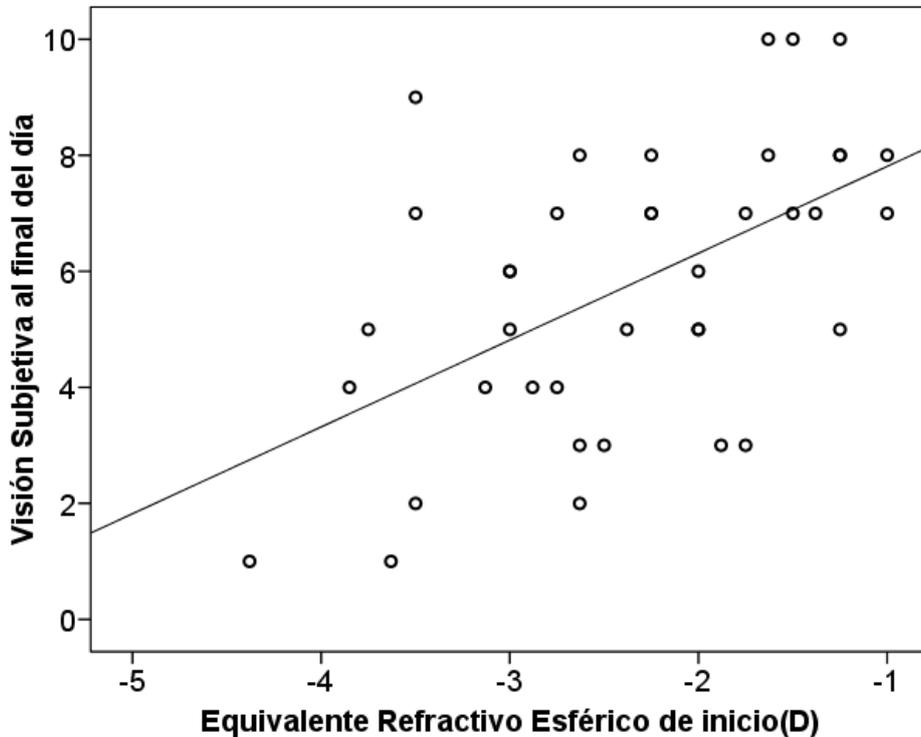
Con respecto a la cantidad de tiempo en el que los pacientes notaron una disminución de la sensación de distorsión luminosa, se obtuvo una media de $14,63 \pm 35,29$ semanas para la experiencia en *exteriores*, y de unas $10,1 \pm 14,4$ semanas de promedio para la experiencia de en *interiores*.

4.2.2 Correlaciones de síntomas con edad/ Rx inicio

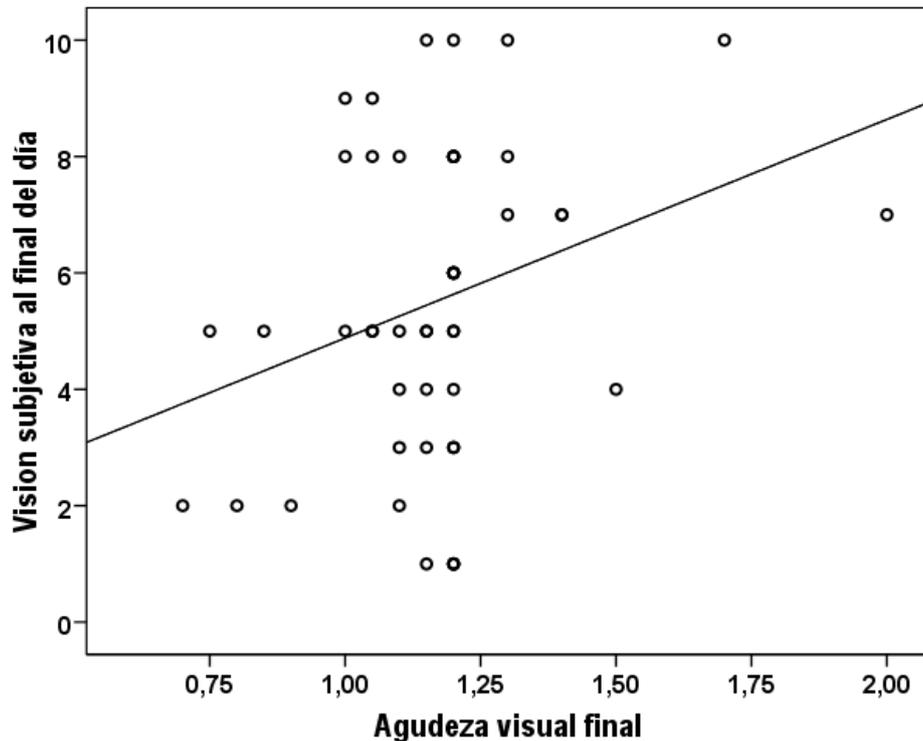
Se calcularon las correlaciones entre los resultados del cuestionario con respecto de la ametropía inicial, la edad y la AV.

Se obtuvo correlación estadísticamente significativa entre la cuestión 16 (visión al final del día tras saltarse 1 noche de uso) con la ametropía inicial ($r=0,636$, $p<0,001$) y también con la AV tras el tratamiento ($r=0,301$, $p=0,038$).

Estas observaciones indican que tras haberse saltado el uso de lentes en la noche anterior la sensación visual subjetiva al final del día fue más pobre en los pacientes con mayor miopía inicial (Figura 54A). Y además, que los pacientes que al final del día ven mejor serán los que mostrarán AV finales mejores (figura 54B).



(A)



(B)

Figura 54. Correlación entre la visión al final del día tras NO uso (pregunta 16) y la miopía inicial. ((A): $r=0,543, p<0,01$, D (dioptrías) y ((B): $r=0,335, p=0,026$)

Por otro lado se da correlación estadísticamente significativa también entre los resultados sobre la visión del detalle al inicio del día tras quitarse las lentes (pregunta 8) y la AV ($r=0,335, p<0,026$).

El número de noches por semana de uso (pregunta 3) se correlacionó con el valor de la ametropía inicial. Por tanto se obtuvo una tendencia significativa que mostraba que los pacientes que llevaban más noches las lentes eran aquellos que partían de una miopía inicial mayor como se muestra en la figura 55.

Hubo correspondencia estadísticamente significativa entre la edad de los pacientes y el tiempo en notar una reducción de la distorsión luminosa en interiores bajo una iluminación tenue (pregunta 14). Los pacientes de más edad presentaron una tendencia a requerir más tiempo para adaptarse (Figura 56).

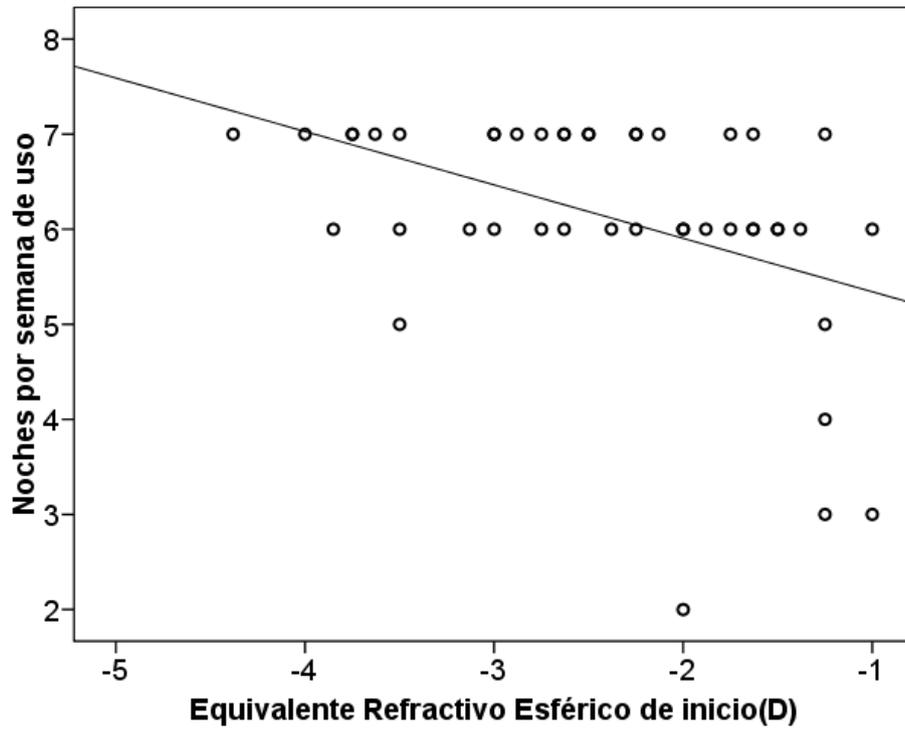


Figura 55. Gráfico de correlación entre el valor del equivalente esférico de inicio y el número de noches de uso por semana (pregunta 3) con ($r=-0,388$; $p=0,041$; $n=44$, D dioptrías)

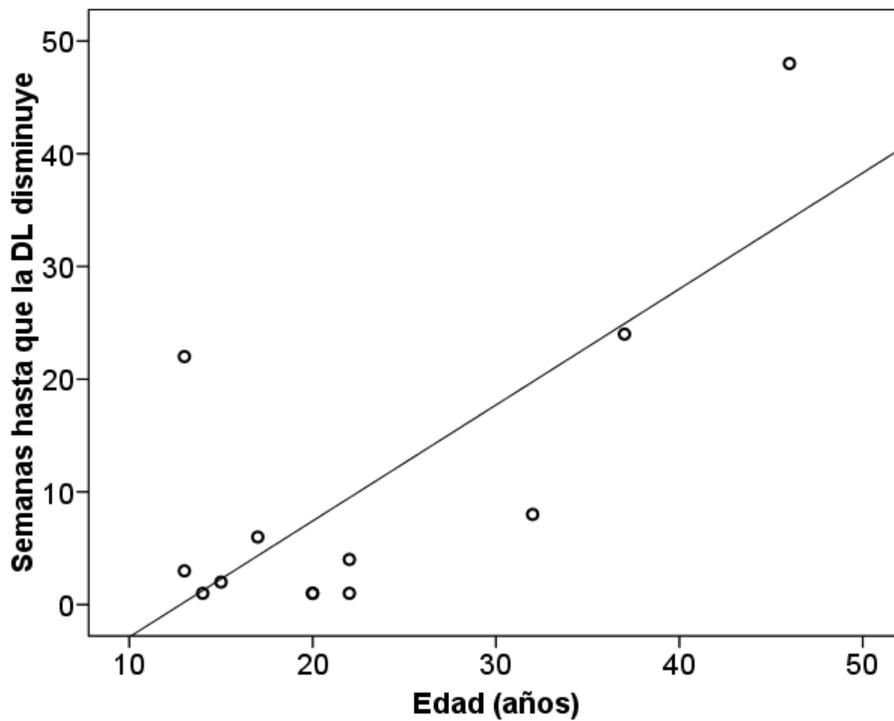
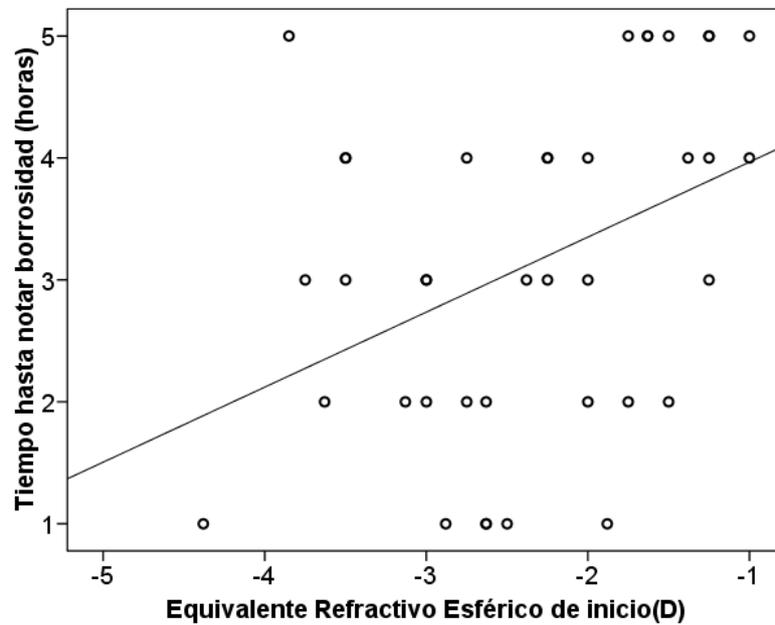
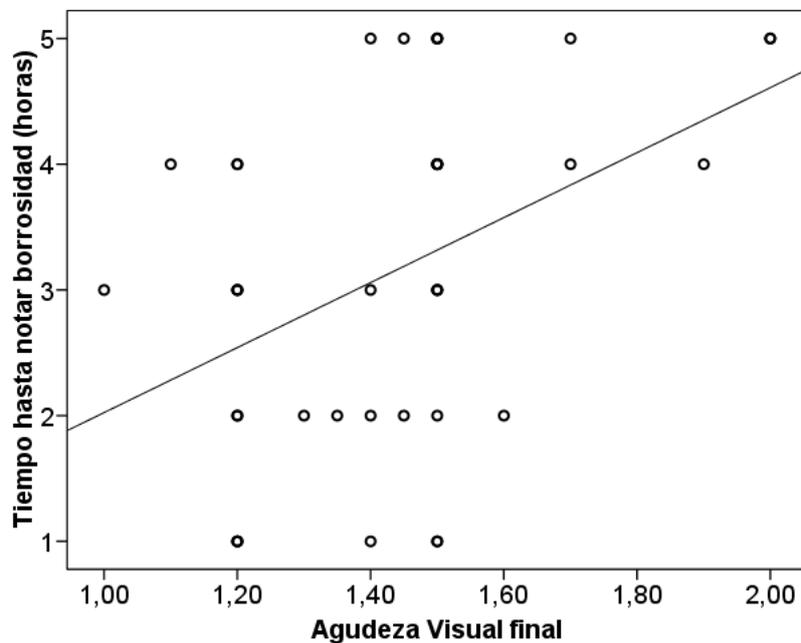


Figura 56. Gráfico de correlación entre el valor del equivalente la edad y la pregunta 14 (interiores). ($r=0,749$; $p=0,005$).

Se obtuvieron dos correlaciones significativas más entre el número de horas en el que el sujeto tarda en notar que su visión ha empeorado en relación al inicio del día, tras saltarse el uso de las lentes (pregunta 17) con la AV final (Figura 57B) y con la cantidad de miopía o equivalente esférico inicial ($r=0,396$, $p=0,013$). (Figura 57A).



(A)



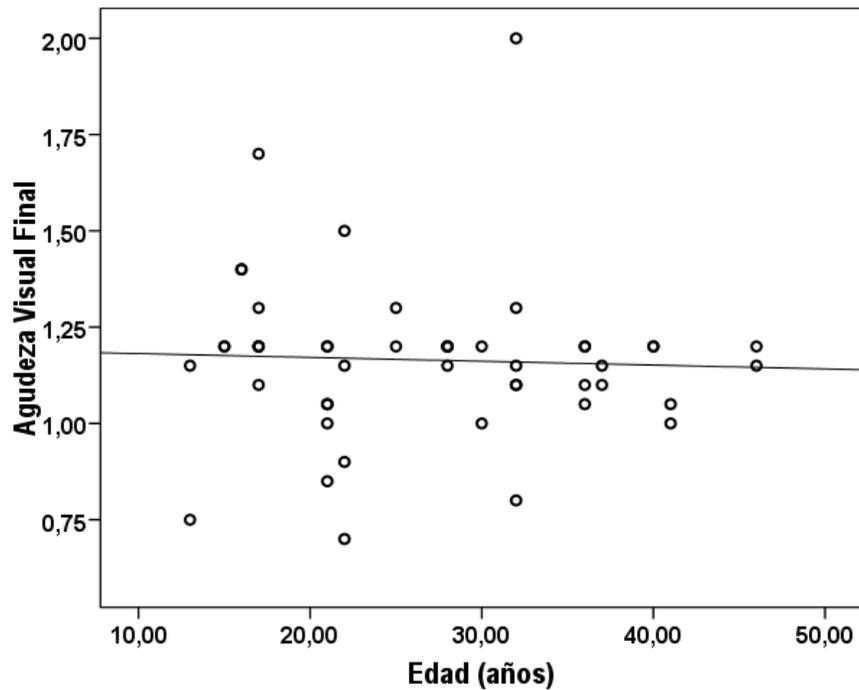
(B)

Figura 57. Correlaciones entre las “Horas de mala visión tras el NO uso LC” (pregunta 17 del cuestionario) con respecto de la miopía inicial (A, $r=0,396$, $p=0,013$) y con respecto de la AV (B, $r=0,425$, $p=0,007$)

Hubo correlación significativa entre la edad y la miopía inicial ($r=0,297$, $p=0,04$), entre la edad del paciente y la valoración en casa en condiciones de baja iluminación (pregunta nº12) ($r=0,321$, $p=0,26$).

No hubo correlación entre AV y la valoración del nivel de distorsión luminosa que el paciente ve alrededor de las luces al conducir de noche (preguntas 9). Aunque si la hubo entre la valoración de los pacientes de la DL en exteriores al conducir (pregunta 9) y en interiores (pregunta 12) ($r=0,630$, $p<0,001$).

La AV final o los valores de AV recogidos en el momento del examen se correlacionaron significativamente con la edad de manera inversa, de manera que los pacientes con edades mayores alcanzan menores valores de AV (figura 58A) y con la valoración subjetiva de visión al inicio del día tras quitarse las LC de manera directa, de manera que aquellos que ya de por la mañana ven mejor (pregunta 8), serán los que mejores resultados de AV tendrán (figura 58B).



(A)

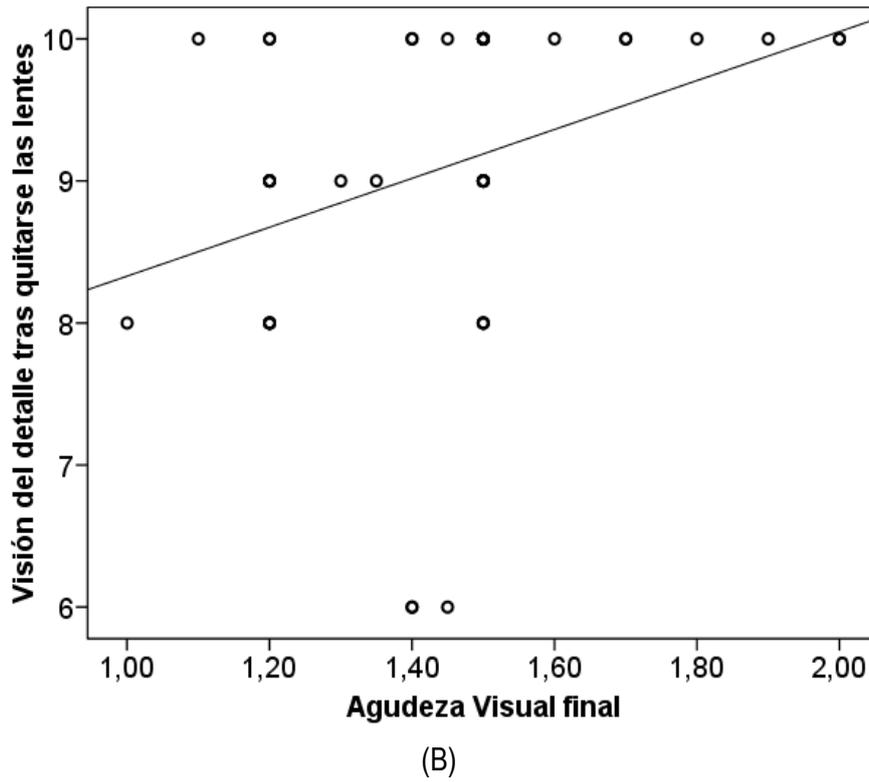


Figura 58. Correlaciones: (A: $r=-0,302$, $p<0,001$) y (B: $r=0,335$, $p=0,026$) directa entre la visión al detalle al inicio del día con la AV.

4.3 DISCUSIÓN.

A pesar del creciente interés en la OK nocturna, existe una escasa información sobre la satisfacción subjetiva respecto de la visión de estos pacientes a largo plazo.

Sabemos que durante este tratamiento se dan una serie de cambios en las aberraciones corneales que tienen un impacto en la calidad óptica de la ojo, y por lo tanto afecta a la función visual,[Hiraoka, 2007; 2008a; 2009]. Estos cambios se deben a la modificación de la forma original de la cara anterior de la córnea. En la práctica clínica los pacientes de OK suelen tener distorsión luminosa en forma de halo, la cual podría estar vinculada a dichos cambios. Existen estudios anteriores que concluyeron que halos se correlacionan significativamente con la irregularidad corneal, así pues esto justificaría el rendimiento de la visión nocturna en pacientes tratados con OK [Kojima, 2011].

Queirós et al (2010a) compararon las aberraciones de frente de onda de la superficie anterior de la córnea para tres técnicas diferentes de corrección de miopías bajas y medias, es decir láser in situ keratomileusis (LASIK), custom LASIK y OK. Hubo un incremento significativo en las aberraciones corneales, pero este fue más alto en las medidas de los casos de Ok para pupilas mayores de 5mm. La OK indujo los valores más altos de aberración comparados con el Lasik estándar y personalizado. La correlación entre el incremento de la aberración esférica y los halos fue previamente descrito por Villa et al. (2007) en un estudio que involucró a pacientes tratados con Lasik. Los autores encontraron una moderada correlación entre la aberración esférica corneal y el índice de distorsión luminosa. Sin embargo, la ausencia de medición en la aberración en función de la medida del tamaño pupilar no nos permite evaluar la posible participación de dichas aberraciones de superficie corneal en la sensación de distorsión de la luz.

A pesar de las limitaciones de la OK, como su reversibilidad para corregir pequeños y moderados errores refractivos, estudios previos han mostrado que un número significativo de pacientes preferirían OK frente a las lentes de contacto blandas [Villa, 2007]. Más recientemente, Queirós et al (2012) mostraron que la OK comparada con otros métodos de corrección visual superaba a la corrección en gafa y a la lente de contacto blanda en los resultados globales de calidad de vida obtenidos con el cuestionario NEI-RQL42. Aspectos como la visión de halos fueron valorados a la baja en el caso de la OK, lo que podría estar relacionado con los cambios en la forma de la córnea. Además, dado que el procedimiento es reversible, el paciente precisará de un porte nocturno regular, lo que en la práctica clínica es sabido que no se cumple

frecuentemente, pudiendo aumentar la sintomatología. El conocimiento de estos hechos llama la atención sobre la percepción subjetiva del paciente. Los resultados de la investigación desarrollada en la presente tesis doctoral muestran que un número significativo de pacientes no usaron sus lentes de contacto de manera regular durante todo el período evaluado. Las puntuaciones más bajas obtenidas en el cuestionario se observaron en las cuestiones relativas a la visión después de saltarse el porte de las lentes, evidenciando que el empeoramiento de la calidad visual era superado por la comodidad de no tener que usar las lentes de manera regular.

Suponiendo que los cambios en la superficie ocular se mantienen en el medio y largo plazo [Hiraoka, 2009] es interesante observar que los síntomas sobre la sensación de distorsión luminosa en forma de halos y otras sensaciones desaparece para la mayoría de los pacientes tras varias semanas de uso tras el inicio del tratamiento. Esto podría reflejar algún tipo de neuroadaptación a la percepción de tales distorsiones.

Como era de esperar, el tiempo de adaptación tiende a ser más largo para los errores de refracción más altos y también podría tener algo relación con la edad del paciente, de manera que el tiempo de adaptación es mayor en los pacientes de más edad.

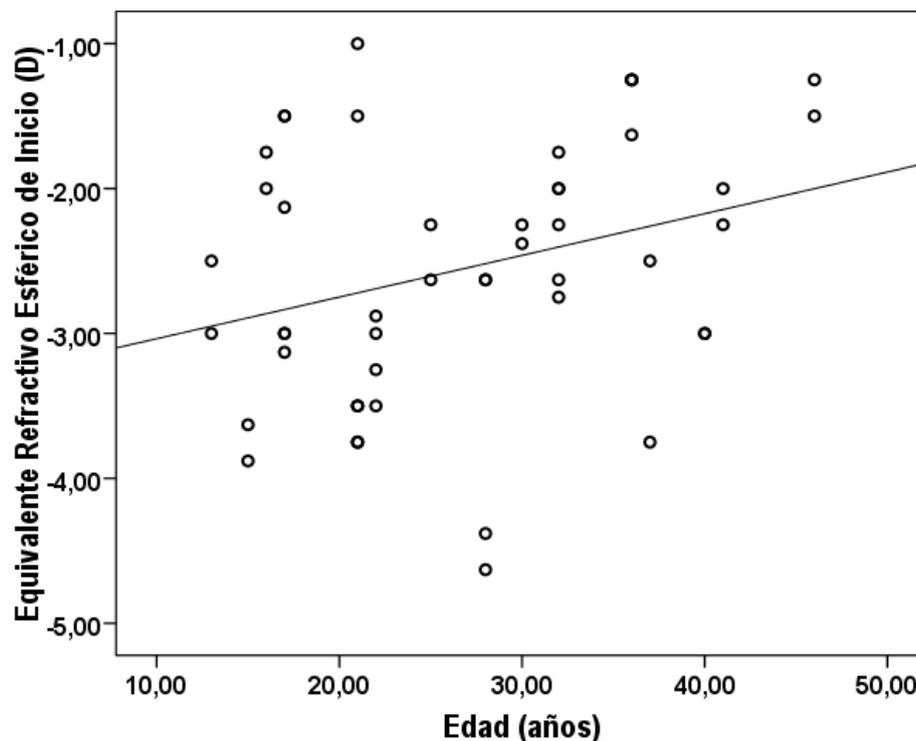


Figura 59. Gráfica de dispersión que muestra la correlación entre la edad y el valor de la miopía inicial. ($r = 0,297$; $p = 0,04$).

Sin embargo, los datos que se presentan en la figura 59 muestran que el rango de edad de los pacientes examinados es reducido, mientras que la dispersión de los datos es considerable. Para este estudio se excluyeron a los pacientes con opacidades oculares, las cuales podrían aumentar la dispersión de la luz y agravar algunos síntomas de distorsión en forma de halos y otras sensaciones. Por lo tanto, la tendencia observada podría ser el resultado de unos valores de error refractivo ligeramente más miópicos en los pacientes más mayores, y dicha causa podría ser la razón por la que estos pacientes de mayor edad tardan más en acostumbrarse a la DL.

La información presentada en este estudio es relevante a nivel clínico a la hora de manejar la información que se le da al paciente y así poder evitar falsas expectativas con respecto a la calidad de visión en el primer periodo del tratamiento. Así pues, el clínico puede reconocer qué paciente es más propenso a experimentar más formas de distorsión luminosa tanto dentro de casa y durante la conducción nocturna en las fases iniciales del tratamiento.

El tiempo de adaptación para dichos síntomas visuales, será diferente entre individuos, pero los presentes resultados sugieren que para los casos de miopías bajas la adaptación es más rápida. Una limitación del estudio es la ausencia de la medida del tamaño pupilar, lo que podría ayudar a explicar las diferencias de distorsión luminosa entre los individuos. A pesar de esta limitación, sí computaron los tamaños pupilares de inicio en el topógrafo corneal, y se vio tras analizar los datos que no había correlación entre el tamaño pupilar con la intensidad del halo y la sensación de distorsión luminosa.

Los resultados de este estudio muestran que la mayoría de las quejas disminuyen con el tiempo. Tras 1 año de seguimiento, solamente un pequeño porcentaje de pacientes de OK refieren significantes quejas persistentes en cuanto a distorsión luminosa se refiere en condiciones de baja iluminación. En resumen, los presentes resultados muestran que la satisfacción del paciente con respecto a su visión es alto y mejora durante el primer año de tratamiento. Los síntomas de la distorsión de la luz están presentes como se esperaba, teniendo en cuenta los cambios morfológicos inducidos por el tratamiento en si sobre la superficie corneal anterior, aunque en este estudio no se llegue a establecer una relación causal entre las quejas subjetivas y los cambios en la calidad óptica.

Aunque en las directrices del tratamiento se requiera el uso de estas lentes cada noche para mantener el efecto de la corrección, un número significativo de pacientes dejan de usarlas durante una o varias noches a la semana a la vez que conserva una calidad visual subjetiva satisfactoria. A mayor error refractivo inicial, menor será el tiempo que pasará hasta que el paciente note la borrosidad , tras saltarse una noche.

CAPÍTULO 5.

ANTIGUOS PACIENTES DE ORTOQUERATOLOGÍA

Las modificaciones histológicas que ocurren durante el tratamiento de OK [Haque, 2004 y 2007] provocan a su vez un cambio en la calidad visual de la córnea, incrementándose la aberración esférica positiva [Hiraoka, 2005 y Queirós, 2010a] , impactando directamente en la calidad visual, particularmente en condiciones de baja iluminación. Además, en la práctica clínica, los pacientes de OK suelen quejarse de fenómenos luminosos en forma de halos, imágenes fantasma o deslumbramiento. [Lu, 2007; Santolaria, 2013 y Queirós 2012].

El capítulo anterior, sin embargo, ha permitido comprobar que el tiempo de tratamiento tiene un impacto positivo en los resultados subjetivos del mismo. Así pues, en este estudio se pretende medir y valorar la superficie corneal de manera objetiva, en pacientes con al menos 2 años de tratamiento ortoqueratológico continuado, y compararlos con los parámetros corneales que tenían estos mismos pacientes antes del tratamiento.

5.1 MUESTRA

Para el presente estudio se examinó a 24 pacientes. En la tabla 8 se detallan las características de la muestra sobre la que se hizo el análisis transversal. Como requisito general, la duración del tratamiento en el momento del examen había de ser de al menos 2 años.

La AV se midió en condiciones fotópicas y tanto monocular como binocularmente en escala decimal. La graduación subjetiva, en el momento de la recogida de datos, se determinó con la combinación de esfera y cilindro, calculando el máximo positivo para la máxima AV.

Se midieron las aberraciones corneales de superficie anterior (HOA), en forma de aberración esférica, coma y astigmatismo secundario con el topógrafo Oculus Easy-Graph y mediante su software se extraen los coeficientes de Zernique para \emptyset pup de 3, 4,5 y 6mm.

Tabla 8. Descriptivos de la muestra de antiguos pacientes de OK n=24 pacientes. (Media \pm desvi típica)

EDAD	26,88 \pm 9,32 años	[13 a 46]
MUESTRA (mujeres/hombres ratio)	24 pacientes	[13/11]
M (inicio)	-2,55 \pm 0,89D	[-4,63 a -1,00]
J0 (inicio)	-0,04 \pm 0,22D	[-0,37 a 0,49]
J45 (inicio)	-0,01 \pm 0,15D	[-0,48 a 0,35]
Sim-K plano	7,78 \pm 0,31mm	[7,21 a 8,54]
Sim-K curvo	7,65 \pm 0,28mm	[6,97 a 8,29]
Exmed (inicio)	0,48 \pm 0,14	[0,06 a 0,83]
AV decimal (monocular)	1,16 \pm 0,21	[0,70 a 2,00]

La medida de la CSF se realizó en visión de lejos (5m) y en condiciones fotópicas, de manera monocular y binocular durante todas las visitas. El paciente llevó la corrección pertinente en caso de necesitarla. El examen constó de 81 presentaciones de redes sinusoidales con orientaciones al azar, en el que combinaban 9 frecuencias espaciales (1,5, 2,12, 3, 4,24, 6, 8,49, 12, 16,97 y 24 c/g) para 9 contrastes diferentes.

La distorsión luminosa fue determinada utilizando el dispositivo experimental descrito previamente en el epígrafe 3.4, de cuyo software se obtuvieron los valores de los índices que determinarían el tamaño (HA_{deg2} , $BFCr_{mm}$, LDI %), la irregularidad ($BFCirr_{mm}$, $BFCsd_{mm}$) y el centrado ($BFCx_{mm}$, $BFCy_{mm}$, $BFCang_{deg}$) de la distorsión observada entorno a la luz puntual central. Se hicieron mediciones monoculares y binoculares en un ambiente de baja iluminación y a una distancia de 2m alineando el test a la altura del paciente.

Finalmente los pacientes respondieron un cuestionario específico con 18 preguntas para determinar la percepción subjetiva del paciente en cuanto a la estabilidad y satisfacción.

5.2 RESULTADOS

En esta parte del estudio escogimos a los pacientes más veteranos, a un grupo de 24 sujetos para analizar con detalle los parámetros de calidad visual e intentar ver la correspondencia con la sintomatología obtenida en el punto anterior.

5.2.1 Eficacia del Tratamiento

Los resultados sobre la *eficacia* del tratamiento de Ortoqueratología muestran la proporción de pacientes/ojos que alcanzan una AVSC de 20/20 (estándar visual), así pues nuestros resultados están basados en las pruebas de los casos de adaptaciones realizadas con éxito.

En la tabla 9 se muestran los datos queratométricos y de excentricidad de la muestra tras al menos dos años de tratamiento, de los 24 pacientes.

Tabla 9. Datos iniciales/ finales de la muestra de pacientes con al menos 2 años de tratamiento. (24 pacientes).

Media \pm Error típico (Rango).

Valores	Iniciales	Finales
M(D)	-2,55 \pm 0,13 (-4,63 a -1,00)	-0,53 \pm 0,08 (-1,88 a 0,50)
J0(D)	0,04 \pm 0,03 (-0,37 a 0,49)	0,09 \pm 0,03 (-0,43 a 0,47)
J45(D)	-0,01 \pm 0,02 (-0,48 a 0,35)	-0,03 \pm 0,03 (-0,48 a 0,56)
SimK_Plano(mm)	7,78 \pm 0,04 (7,21 a 8,54)	8,11 \pm 0,04 (7,61 a 8,67)
SimK_Curvo(mm)	7,65 \pm 0,04 (6,97 a 8,29)	7,90 \pm 0,03 (7,46 a 8,46)
Rmin(mm)	7,50 \pm 0,04 (6,89 a 8,20)	7,42 \pm 0,06 (6,39 a 8,04)
ExN	0,55 \pm 0,02 (0,09 a 0,88)	-0,21 \pm 0,06 (-1,14 a 0,64)
ExT	0,41 \pm 0,02 (0,12 a 0,71)	-0,42 \pm 0,03 (-1,13 a 0,25)
ExI	0,44 \pm 0,03 (-0,12 a 0,80)	-0,30 \pm 0,04 (-1,10 a 0,56)
ExS	0,50 \pm 0,03 (-0,23 a 0,94)	-0,17 \pm 0,06 (-1,34 a 0,87)
Exmed	0,48 \pm 0,02 (0,06 a 0,83)	-0,27 \pm 0,04 (-0,99 a 0,40)

La media de los resultados de la AV en condiciones fotópicas fue de 1,16 \pm 0,21 unidades en la escala decimal bajo condiciones monoculares y binoculares, respectivamente, con un residual esférico de -0,53 \pm 0,53 D. (Media \pm Error típico)

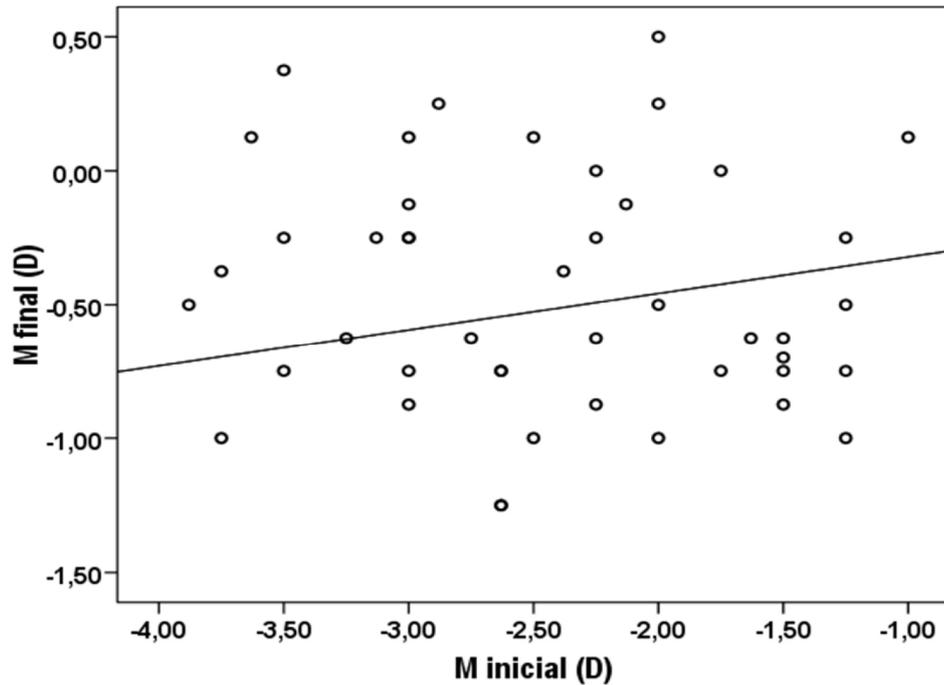


Figura 60. Correlación del equivalente esférico PRE vs POST tratamiento.

Haciendo una correlación entre los valores de ametropía inicial y el valor miópico de los posibles residuales encontrados en el momento de análisis se obtuvo que existía una leve correlación directa y no significativa entre los valores pre y post de este parámetro ($r=0,228$, $p=0,120$). Esto sugiere que a valores mayores de miopía inicial cabría esperar mayores residuales miópicos. (Figura 60)

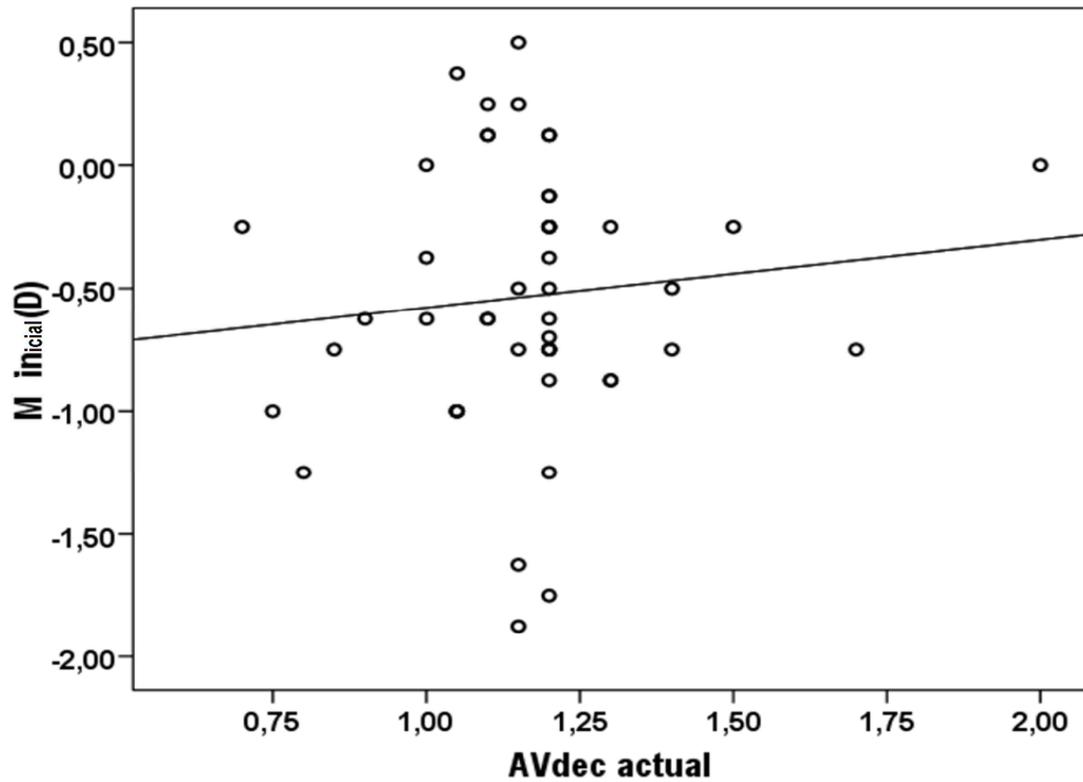


Figura 61. Correlación del equivalente esférico PRE tratamiento vs AV.

Analizando los valores de AV junto con los de miopía se obtuvo una correlación directa y significativa entre los valores de miopía inicial y la AV en el momento de la medida ($r=0,299$, $p=0,039$) y por otro lado leve correlación directa y no significativa entre la miopía residual encontrada en el momento del examen y los valores de AV.

5.2.2 Calidad Óptica de la Córnea

A continuación se muestran los resultados del análisis cuantitativo del grupo de antiguos pacientes con más de dos años de antigüedad (n=24).

Tabla 10. Descriptivos de los coeficientes de Zernique y HOA para los tres Øpup.

Coeficientes Zernique	Øpup	Media ± Error típico (µm)
Z ¹ ₃ Coma Vertical	3 mm	-0,01±0,01
	4,5 mm	0,04±0,02
	6 mm	0,09±0,06
Z ⁻¹ ₃ Coma Horizontal	3 mm	-0,01±0,02
	4,5 mm	0,00±0,03
	6 mm	0,01±0,08
Z ² ₄ Astig. Secundario a 0°	3 mm	0,01±0,00
	4,5 mm	0,02±0,01
	6 mm	0,06±0,02
Z ⁰ ₄ Aberración Esférica	3 mm	0,06±0,01
	4,5 mm	0,30±0,02
	6 mm	0,89±0,05
Z ⁻² ₄ Astig. Secundario a 45°	3 mm	0,01±0,00
	4,5 mm	0,01±0,01
	6 mm	0,00±0,02
Z ¹ ₅ Coma Sec. Vertical	3 mm	0,00±0,00
	4,5 mm	0,02±0,01
	6 mm	0,01±0,02
Z ⁻¹ ₅ Coma Sec. Horizontal	3 mm	0,00±0,00
	4,5 mm	0,00±0,01
	6 mm	0,02±0,02
Z ² ₆ Astig. Terciario a 0°	3 mm	0,00±0,00
	4,5 mm	0,00±0,00
	6 mm	0,01±0,01
Z ⁰ ₆ Aberración Esf. Sec.	3 mm	0,00±0,00
	4,5 mm	0,03±0,01
	6 mm	0,07±0,02
Z ⁻² ₆ Astig. Terciario a 45°	3 mm	0,00±0,00
	4,5 mm	0,00±0,00
	6 mm	0,00±0,01
RMS Esférica	3 mm	0,07±0,01
	4,5 mm	0,30±0,02
	6 mm	0,90±0,05
RMS Coma	3 mm	0,12±0,01
	4,5 mm	0,25±0,02
	6 mm	0,57±0,06
RMS Astig. Secundario	3 mm	0,04±0,00
	4,5 mm	0,09±0,01
	6 mm	0,19±0,02

La tabla 11 muestra la comparativa de los resultados iniciales y finales obtenidos monocularmente para los tres Øpup.

Tabla 11. Descriptivos pre y post tratamiento de los valores de HOA para los tres Øpup estudiados en el momento del estudio, con al menos 2 años de antigüedad. (n=24) (Media± Desv. típ.µm)

HOA	Iniciales	Finales
RMS Esf. 3mm	0,03±0,01	0,07±0,05
RMS Coma 3mm	0,05±0,03	0,12±0,07
RMS Astig.Sec. 3mm	0,03±0,01	0,04±0,03
RMS Esf 4,5mm	0,10±0,03	0,30±0,11
RMS Coma 4,5mm	0,11±0,05	0,25±0,15
RMS Astig Sec. 4,5mm	0,03±0,01	0,09±0,07
RMS Esf 6mm	0,24±0,06	0,90±0,33
RMS Coma _6mm	0,21±0,09	0,57±0,44
RMS Astig Sec. 6mm	0,05±0,02	0,19±0,12

Se observa un gran aumento de la mayoría de los coeficientes de Zernique cuando se pasa de un Øpup de 3mm a uno de 6mm y lo mismo sucede en la comparativa pre/post. En concreto los coeficientes que más aumentan son: Z^1_3 , Z^2_4 , Z^0_4 , Z^1_5 , Z^{-1}_5 , Z^0_6 ; también sufren una gran variación las RMS esférica, comática y de astigmatismo secundario. Z^{-1}_3 , Z^{-2}_4 , Z^2_6 y Z^{-2}_6 sufren un incremento menor; pero en cualquier caso todos aumentan cuando aumenta el Øpup (Figura 62).

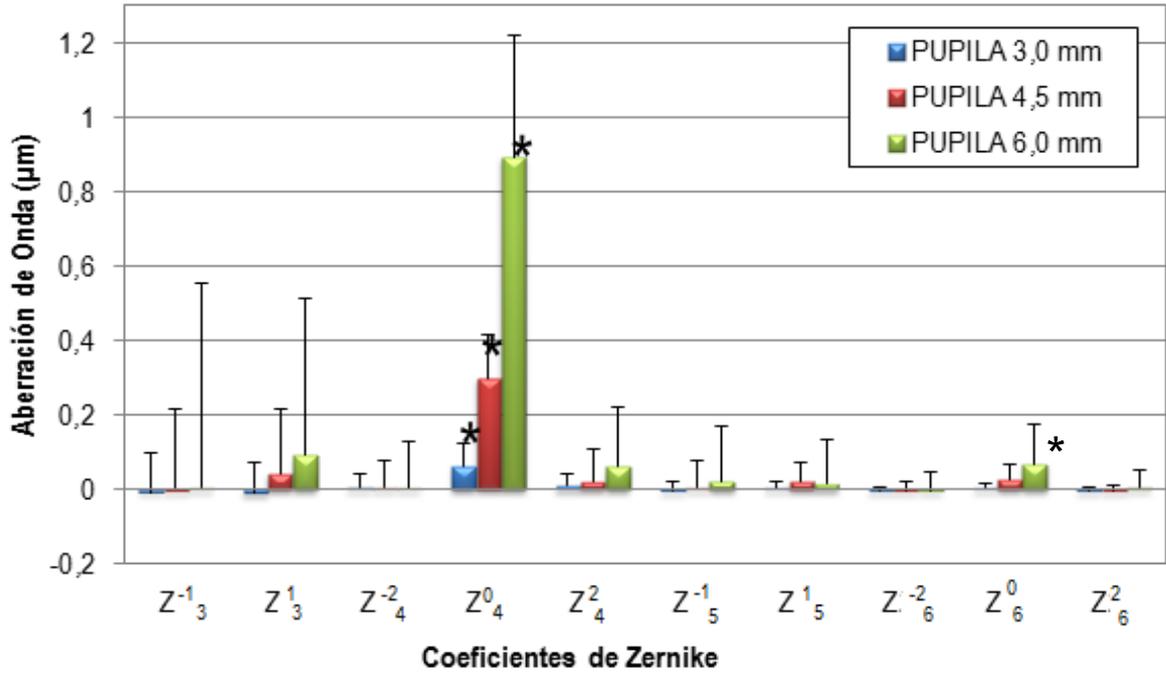


Figura 62. Valores medios de los coeficientes de Zernike.*Diferencia estadísticamente significativas entre pupilas (ANOVA; $p < 0,05$). Ver tabla 12 para evaluación de las comparaciones múltiples.

En cuanto a la comparación de medidas para el \emptyset pup, mediante el Anova de un factor y comparaciones múltiples mediante Bonferroni (tabla 12), nos da significación estadística ($p < 0,05$) para los coeficientes Z^0_4 (aberración esférica), RMS Esférica y RMS Astigmatismo Secundario para todas las comparativas de \emptyset pup; y para los coeficientes Z^0_6 (aberración esférica secundaria) y el RMS Comática da significancia estadística solamente en la comparativa de 3 con 6mm y 4,5 con 6mm (figura 63).

En cuanto a la aberración de coma (Z^{-1}_3 y Z^1_3 , coma horizontal y vertical respectivamente), sorprende que no existan diferencias significativas entre diferentes diámetros. En parte esto se debe a que al ser considerados con su signo, unos se anulan a otros en función del descentramiento de la lente.

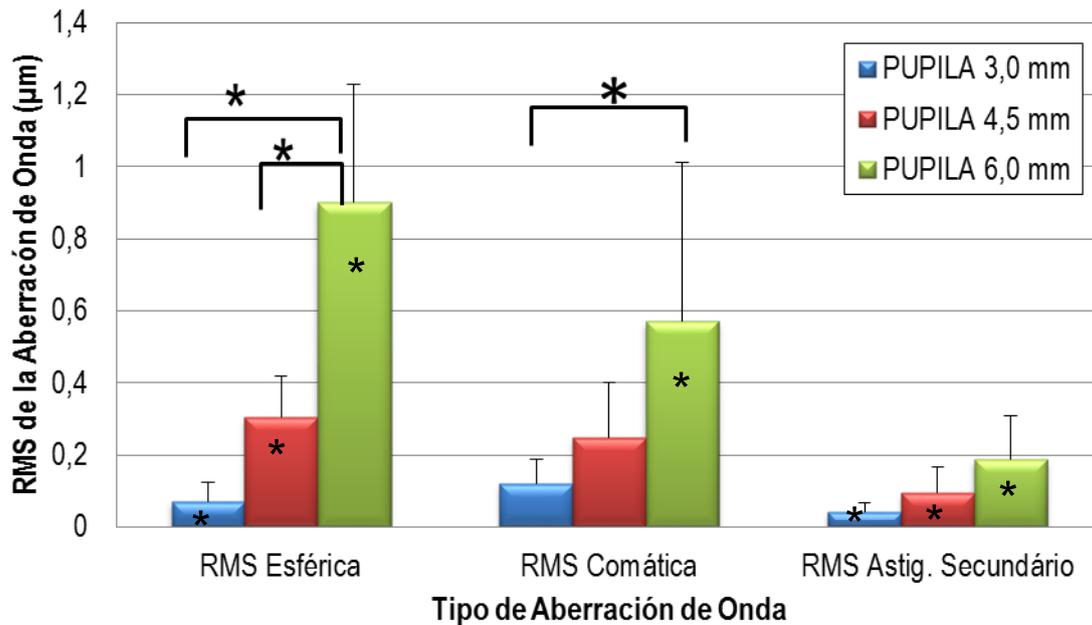


Figura 63. Valores RMS de las aberraciones de Alto Orden de tipo esférico, comático y astigmático secundario para diferentes \emptyset pup.*Diferencia estadísticamente significativas entre pupilas (ANOVA; $p < 0,05$). Ver tabla 12 para evaluación de las comparaciones múltiples.

Este efecto es anulado al calcular la RMS en que todos los Zerniques pasan a tener un valor positivo y por lo tanto tienen un efecto aditivo entre sí. No sucede lo mismo con la aberración esférica (tanto al considerar Zerniques individuales como al considerar RMS las diferencias son significativas) pues el cambio de aberración esférica de 4^o y 6^o orden (Z^0_4 y Z^0_6 respectivamente), los valores son siempre positivos en este análisis cuantitativo.

Los coeficientes con mayores aumentos en función de la dilatación pupilar fueron: Z^1_3 , Z^2_4 , Z^0_4 , Z^1_5 , Z^{-1}_5 , Z^0_6 ; también sufren una variación significativa las RMS esférica, comática y de astigmatismo secundario. Por otro lado sufren un incremento menor los coeficientes Z^{-1}_3 , Z^{-2}_4 , Z^2_6 y Z^{-2}_6 .

Sin embargo, en cuanto a la comparación de medidas mediante el Anova y análisis de Bonferroni, para el \emptyset pup, nos da significación estadística ($p < 0,05$) solamente para los coeficientes Z^0_4 (aberración esférica), RMS esférica y de RMS Astigmatismo Secundario para todas las comparativas de \emptyset pup. Para los coeficientes Z^0_6 (aberración esférica secundaria) y la RMS comática da significancia estadística solamente en la comparativa de 3 con 6mm y 4,5 con 6mm. Esta última aberración, el coma, aumenta solo en su forma RMS.

Tabla 12. Análisis de Bonferroni. Comparaciones múltiples en el momento del estudio, con al menos 2 años de antigüedad.(n=48)

Coefficientes Zernique	Comparaciones entre pupilas	Diferencias± Error típico(μm)	Sig.
Z ¹ ₃ Coma Vertical	4,5 vs 3,0 mm	0,06±0,05	0,946
	6,0 vs 3,0 mm	0,10±0,05	0,18
	6,0 vs 4,5 mm	0,05±0,05	1
Z ⁻¹ ₃ Coma Horizontal	4,5 vs 3,0 mm	0,01±0,07	1
	6,0 vs 3,0 mm	0,01±0,07	1
	6,0 vs 4,5 mm	0,01±0,07	1
Z ² ₄ Astig. Secundario a 0°	4,5 vs 3,0 mm	0,01±0,02	1
	6,0 vs 3,0 mm	0,05±0,02	0,062
	6,0 vs 4,5 mm	0,04±0,02	0,17
Z ⁰ ₄ Aberración Esférica	4,5 vs 3,0 mm	0,24±0,04	<0,001
	6,0 vs 3,0 mm	0,83±0,04	<0,001
	6,0 vs 4,5 mm	0,59±0,04	<0,001
Z ⁻² ₄ Astig. Secundario a 45°	4,5 vs 3,0 mm	0,00±0,02	1
	6,0 vs 3,0 mm	0,00±0,02	1
	6,0 vs 4,5 mm	0,00±0,02	1
Z ¹ ₅ Coma Sec. Vertical	4,5 vs 3,0 mm	0,02±0,02	0,59
	6,0 vs 3,0 mm	0,01±0,02	1
	6,0 vs 4,5 mm	-0,01±0,02	1
Z ⁻¹ ₅ Coma Sec. Horizontal	4,5 vs 3,0 mm	0,01±0,02	1
	6,0 vs 3,0 mm	0,02±0,02	0,612
	6,0 vs 4,5 mm	0,02±0,02	0,976
Z ² ₆ Astig. Terciario a 0°	4,5 vs 3,0 mm	0,00±0,01	1
	6,0 vs 3,0 mm	0,01±0,01	0,315
	6,0 vs 4,5 mm	0,01±0,01	0,308
Z ⁰ ₆ Aberración Esf. Sec.	4,5 vs 3,0 mm	0,02±0,01	0,229
	6,0 vs 3,0 mm	0,06±0,01	<0,001
	6,0 vs 4,5 mm	0,04±0,01	0,01
Z ⁻² ₆ Astig. Terciario a 45°	4,5 vs 3,0 mm	0,00±0,01	1
	6,0 vs 3,0 mm	0,00±0,01	1
	6,0 vs 4,5 mm	0,00±0,01	1
RMS Esférica	4,5 vs 3,0 mm	0,23±0,04	<0,001
	6,0 vs 3,0 mm	0,83±0,04	<0,001
	6,0 vs 4,5 mm	0,60±0,04	<0,001
RMS Coma	4,5 vs 3,0 mm	0,13±0,06	0,063
	6,0 vs 3,0 mm	0,45±0,06	<0,001
	6,0 vs 4,5 mm	0,32±0,06	<0,001
RMS Astig. Secundario	4,5 vs 3,0 mm	0,05±0,02	0,008
	6,0 vs 3,0 mm	0,14±0,02	<0,001
	6,0 vs 4,5 mm	0,09±0,02	<0,001

5.2.3 Distorsión Luminosa

La tabla 13 muestra cómo cambian los valores descriptivos de los índices y parámetros pre/post tratamiento. Se observó que no había mucha diferencia entre los valores iniciales de la muestra y los valores finales de los pacientes con antigüedad superior a 2 años.

Tabla 13. Descriptivos monoculares para cada índice o parámetro pre y post tratamiento. (Media± Desv. típ.)

	Inicial	Final
HA (deg ²)	0,22±0,14	0,23±0,21
LDI (%)	1,36±0,84	1,45±1,30
BFCr (mm)	9,05±2,24	9,14±2,80
BFCx (mm)	-0,04±0,76	0,27±0,92
BFCy (mm)	-0,39±1,12	-0,25±1,67
BFCang (deg)	78,55±120,12	61,29±112,42
BFCirr (mm)	0,92±1,64	0,84±1,40
BFCsd (mm)	0,80±1,49	0,75±1,18

En la tabla 14 se muestra la comparativa entre los valores monoculares y binoculares obtenidos con el software. Se observa que los resultados AO (binoculares) son mejores que los monoculares por dar valores inferiores en todos los índices.

Tabla 14. Descriptivos para cada índice o parámetro de distorsión luminosa en función de los valores monoculares y binoculares estudiados en el momento del estudio, con al menos 2 años de antigüedad. (n=24) Media ± Error típico (Rango).

Índice	Monocular	Binocular
HA (deg ²)	0,23±0,03 (0,16 a 1,32)	0,18±0,02 (0,16 a 0,65)
LDI (%)	1,45±0,19 (1,00 a 8,09)	1,13±0,13 (1,00 a 4,01)
BFCr (mm)	9,14±0,40 (8,01 a 22,03)	8,37±0,33 (8,01 a 16,02)
BFCx (mm)	0,27±0,13 (-2,37 a 2,97)	0,07±0,07 (0,00 a 1,78)
BFCy (mm)	-0,25±0,24 (-8,01 a 2,67)	0,00±0,00 (0,00 a 0,00)
BFCang (deg)	61,29±16,23 (0,00 a 343,30)	0,00±0,00 (0,00 a 0,00)
BFCirr (mm)	0,84±0,20 (0,00 a 5,86)	0,07±0,07 (0,00 a 1,64)
BFCsd (mm)	0,75±0,17 (0,00 a 4,81)	0,11±0,11 (0,00 a 2,58)

Los valores medios obtenidos para todos los índices de distorsión luminosa obtenidos con el dispositivo de medida aparecen reflejados en la tabla 15.

Tabla 15. Comparaciones entre los resultados monoculares y binoculares

Índice		N	Media \pm Error típico	Mejora (%)	Sig
HA (deg ²)	monoc	48	0,23 \pm 0,03	22,42%	0,136
	binoc	24	0,18 \pm 0,02		
LDI (%)	monoc	48	14,5 \pm 0,19	21,84%	0,141
	binoc	24	11,3 \pm 0,13		
BFCr(mm)	monoc	48	9,14 \pm 0,40,	8,37%	0,125
	binoc	24	8,37 \pm 0,33		
BFCx(mm)	monoc	48	0,27 \pm 0,13	72,12%	0,102
	binoc	24	0,07 \pm 0,07		
BFCy(mm)	monoc	48	-0,25 \pm 0,24	100%	0,222
	binoc	24	0 \pm 0,00		
BFCang(deg)	monoc	48	61,29 \pm 16,23	100%	0,001
	binoc	24	0 \pm 0,00		
BFCirr(mm)	monoc	48	0,84 \pm 0,20	91,85%	0,05
	binoc	24	0,07 \pm 0,07		
BFCsd(mm)	monoc	48	0,75 \pm 0,17	85,71%	0,007
	binoc	24	0,11 \pm 0,11		

En este análisis solamente se obtienen valores estadísticamente significativos para los índices BFCang, BFCirr y BFCsd al comparar los resultados monoculares respecto de los binoculares. Los valores binoculares siempre son mejores, y en este caso con valores menores, poniéndose de manifiesto la sumación binocular.

5.2.4 Función de Sensibilidad Visual al Contraste

Las siguientes tablas reúnen los valores de las medias, para cada frecuencia, del grupo de pacientes de OK antes y después del tratamiento (tablas 16 y 17).

Tabla 16. Descriptivos monoculares de CSF pre y post al tratamiento. (Media± Desv. típ.)

Frecuencia (c/g)	Inicial	Final
LogCS 1,5	1,99±0,03	1,98±0,06
LogCS 2,12	2,08±0,00	2,07±0,03
LogCS 3	2,18±0,02	2,17±0,04
LogCS 4,24	2,16±0,12	2,18±0,07
LogCS 6	2,17±0,16	2,19±0,09
LogCS 8,49	2,07±0,16	2,08±0,17
LogCS 12	1,85±0,36	1,90±0,23
LogCS 16,97	1,64±0,42	1,62±0,29
LogCS 24	1,20±0,50	1,19±0,39

Veamos la comparativa entre los resultados monoculares y binoculares de nuestro grupo de pacientes con al menos 2 años de antigüedad.

Tabla 17. Descriptivos para cada frecuencia estudiada en función de los valores monoculares y binoculares en el momento del estudio, con pacientes de al menos 2 años de antigüedad.(n=24) Media ± Error típico (Rango).

Frecuencia (c/g)	Monocular	Binocular
LogCS 1,5	1,98±0,01 (1,70 a 2,00)	2,00±0,00 (2,00 a 2,00)
LogCS 2,12	2,07±0,00 (1,97 a 2,08)	2,08±0,00 (2,08 a 2,08)
LogCS 3	2,17±0,01 (1,90 a 2,18)	2,18±0,00 (2,18 a 2,18)
LogCS 4,24	2,18±0,01 (1,93 a 2,20)	2,20±0,00 (2,20 a 2,20)
LogCS 6	2,19±0,01 (1,79 a 2,22)	2,22±0,00 (2,22 a 2,22)
LogCS 8,49	2,08±0,02 (1,45 a 2,15)	2,13±0,02 (1,73 a 2,15)
LogCS 12	1,90±0,03 (1,18 a 2,04)	2,04±0,00 (1,93 a 2,04)
LogCS 16,97	1,62±0,04 (0,78 a 1,94)	1,88±0,02 (1,52 a 1,94)
LogCS 24	1,19±0,06 (0,00 a 1,81)	1,57±0,06 (0,90 a 1,81)

En la figura 63, se puede observar que los valores monoculares quedan por debajo con respecto de los resultados binoculares en las altas frecuencias debido al efecto de sumación binocular. Solamente se obtiene significancia estadística para las frecuencias de 12, 16,97 y 24 c/g (tabla 18).

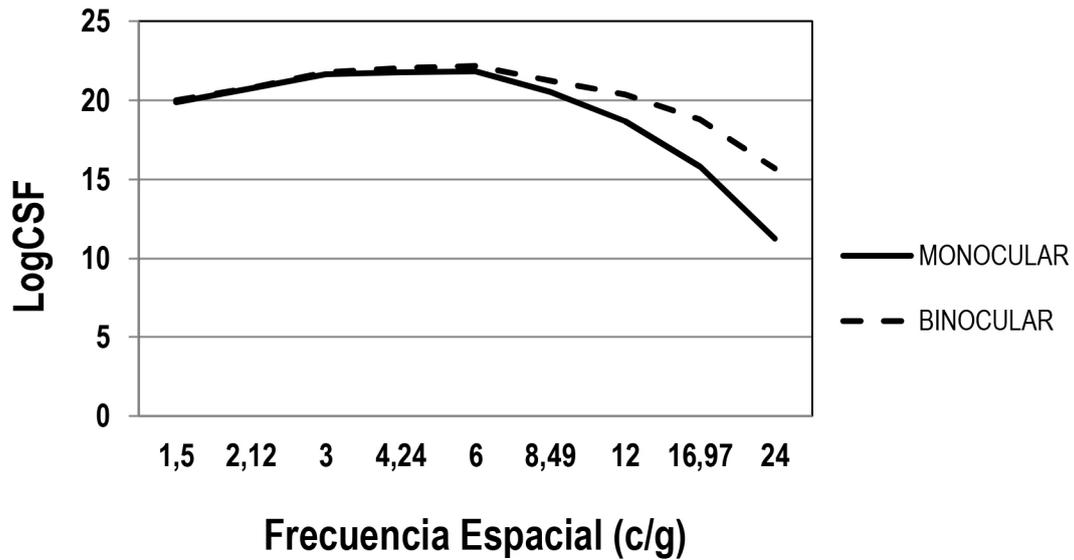


Figura 64. Variación de la sensibilidad al contraste para las diferentes frecuencias (c/g/ grado).

Los incrementos en los valores medios de la CSF son estadísticamente significativos en las frecuencias 12, 16,97 y 24 c/g en las comparativas de los valores monoculares respecto de los binoculares, siendo la diferencia de medias significativa a nivel de 0,05.(Tabla 18)

Tabla 18. Incrementos de los valores de CSF por frecuencia.

Frecuencia (c/g)		N	Media± Error típico	Mejora (%)	Sig.
LogCS 1,5	binoc	24	2,00± 0,00	0,78	0,18
	monoc	48	1,98±0,01		
LogCS 2,12	binoc	24	2,08±0,00	0,38	0,17
	monoc	48	2,07±0,00		
LogCS 3	binoc	24	2,18±0,00	0,56	0,17
	monoc	48	2,17±0,01		
LogCS 4,24	binoc	24	2,20±0,00	0,83	0,21
	monoc	48	2,18±0,01		
LogCS 6	binoc	24	2,22±0,00	1,41	0,08
	monoc	48	2,19±0,01		
LogCS 8,49	binoc	24	2,13±0,02	2,46	0,18
	monoc	48	2,08±0,02		
LogCS 12	binoc	24	2,04±0,00	7,06	0,01
	monoc	48	1,90±0,03		
LogCS 16,97	binoc	24	1,88±0,02	16,07	<0,001
	monoc	48	1,62±0,04		
LogCS 24	binoc	24	1,57±0,06	31,50	<0,001
	monoc	48	1,19±0,06		

5.2.5 Satisfacción y Sintomatología

En este apartado se determinó la sintomatología mediante el cuestionario.

Tabla 19. Estadísticos descriptivos de las respuestas obtenidas.

Preguntas Formulario	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
1- Horas de regresión	24	3	5	4,83	0,48
2- Horas visión insuficiente	24	4	5	4,96	0,20
3- Noches por semana	24	3	7	6,17	1,13
4- Horas de uso nocturno	24	2	4	3,17	0,48
5- Confort al colocar lentes	24	6	10	8,13	1,12
6- Confort al retirar lentes	24	1	10	7,46	2,28
7- Valoración ver detalles fin día	24	5	10	8,08	1,35
8- Valoración ver detalles inicio día	24	6	10	9,04	1,23
9- Valor distorsión lum. noche exterior	24	1	10	3,58	2,55
10- Cómo ha cambiado exterior	24	1	3	1,71	0,62
11- Tiempo del cambio ext. (nº semanas)	6	2	144	35,33	53,88
12- Valor distorsión lum. noche interior	24	1	9	2,83	2,39
13- Cómo ha cambiado interior	24	1	3	1,75	0,53
14- Tiempo del cambio int. (nº semanas)	4	8	48	25,50	16,60
15- Visión al despertar tras NO uso	24	2	10	7,21	2,13
16- Visión al final del día tras NO uso	24	1	10	5,50	2,69
17- Horas mala visión tras NO uso	24	1	5	2,88	1,39
18- Horas visión insuficiente tras NO uso	24	1	5	3,71	1,23

En primer lugar haremos una primera valoración sobre el valor de las medias obtenido en el análisis estadístico descriptivo de la tabla 20, en donde se observa que del total de pacientes solamente 6 refieren (en la pregunta 11) haber notado distorsión luminosa alrededor de las luces de los coches cuando va por la carretera durante la noche y solamente 4 dicen tener molestias alrededor de las luces en casa cuando se encuentra en un ambiente oscuro (pregunta 14). Destacaremos que la AV monocular en escala decimal en el momento de la recogida de datos era de $1,2 \pm 0,24$ y $1,35 \pm 0,17$ binocularmente.

La cantidad de horas de uso nocturno más común entre los participantes fue de 6-8 horas/día para el 72,7%, con un 54,5% de los pacientes que usan lentes cada 2-3 noches únicamente, estando el número de horas hasta que se percibe una falta de visión notable reducida relacionada con el de nivel de miopía inicial a tratar ($r = 0,396$, $p < 0,001$).

Los resultados de frecuencias estadísticas obtenidas para las preguntas del cuestionario fueron las siguientes:

1. Cuantas horas tarda en notar que su visión ha empeorado respecto al inicio del día.

Tabla 20. Pregunta 1 - Horas de regresión.

Respuestas elegidas	Frecuencia	Porcentaje válido
Válidos 6-8h	1	4,2%
8-10h	2	8,3%
NO sucede	21	87,5%
Total	24	100%

¿CUANDO NOTA QUE EMPIEZA A EMPEORAR SU VISIÓN?

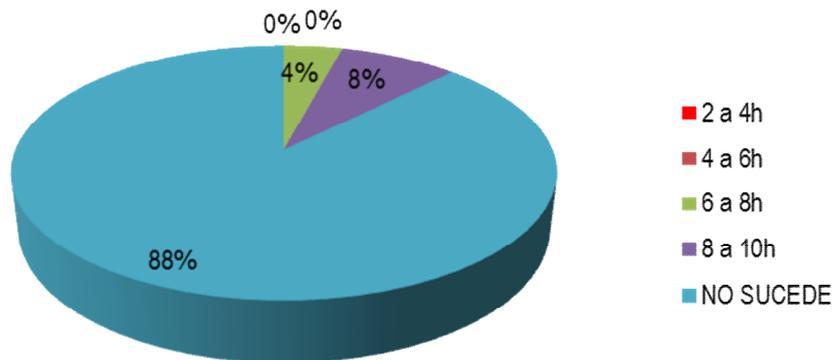


Figura 65. Pregunta 1 - Horas de regresión.

El 88% de los pacientes no tienen la sensación de que su visión haya empeorado a lo largo del día.

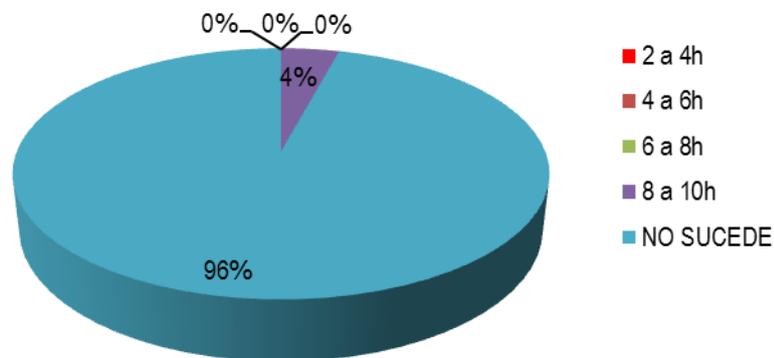
2. Cuantas horas tarda en notar que la visión es claramente insuficiente para realizar las tareas diarias.

En este apartado el 95,8% de los pacientes han contestado no tener esa sensación.

Tabla 21. Pregunta 2 - Horas visión insuficiente.

Respuestas elegidas	Frecuencia	Porcentaje válido
Válidos 8-10h	1	4,2%
NO sucede	23	95,8%
Total	24	100%

¿CUANDO NOTA SU VISIÓN CLARAMENTE INSUFICIENTE?


Figura 66. Pregunta 2 - Horas visión insuficiente.

3. Cuantas noches por semana duerme con las lentes?

Tabla 22. Pregunta 3 - Noches por semana.

Respuestas elegidas	Frecuencia	Porcentaje válido
Válidos 3 Noches	2	8,3%
5 Noches	1	4,2%
6 Noches	10	41,7%
Todas	11	45,8%
Total	24	100%

¿CUANTAS NOCHES A LA SEMANA DUERME CON LAS LC OK?

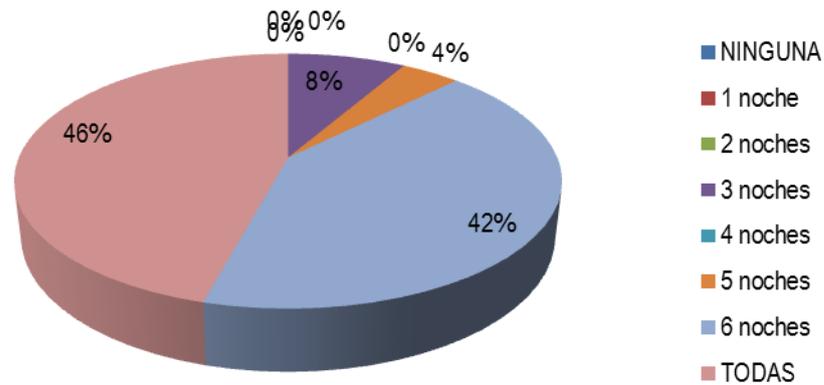


Figura 67. Pregunta 3 - Noches por semana.

El 46% respondió ponérselas todas las noches de la semana

4. Cuantas horas utiliza las lentes durante la noche.

Tabla 23. Pregunta 4 - Horas de uso nocturno.

Respuestas elegidas	Frecuencia	Porcentaje válido
Válidos		
4-6h	1	4,2%
6-8h	18	75,0%
8-10h	5	20,8%
Total	24	100%

La media de horas de uso es de 6-8h para el 75% de los participantes.

HORAS DE UTILIZACIÓN/DORMIR

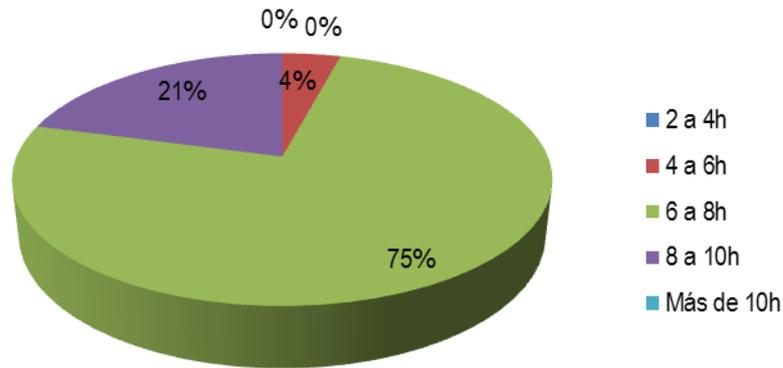


Figura 68. Pregunta 4 - Horas de uso nocturno.

5. En una escala de 1 (muy incómodas) a 10 a (totalmente cómodas) cómo calificaría el confort al colocar sus lentes de contacto antes de acostarse?

Tabla 24. Pregunta 5 - Confort al colocar lentes

Valor de la respuesta	Frecuencia	Porcentaje válido
Válidos 6	2	8,3%
7	5	20,8%
8	7	29,2%
9	8	33,3%
10	2	8,3%
Total	24	100%

CONFORT AL COLOCAR LC OK

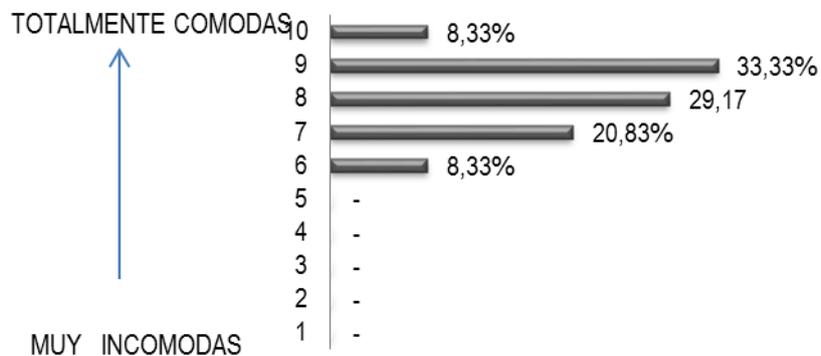


Figura 69. Pregunta 5 - Confort al colocar lentes

6. En una escala de 1 (muy incómodas) a 10 (totalmente cómodas) cómo calificaría el confort justo antes de retirar sus lentes de contacto al despertar?.

Tabla 25. Pregunta 6 - Confort al retirar lentes.

Valor de la respuesta	Frecuencia	Porcentaje válido	
Válidos	1	4,2%	
	4	8,3%	
	5	4,2%	
	6	12,5%	
	7	12,5%	
	8	16,7%	
	9	25,0%	
	10	16,7%	
	Total	24	100%

CONFORT JUSTO ANTES DE RETIRAR LC OK

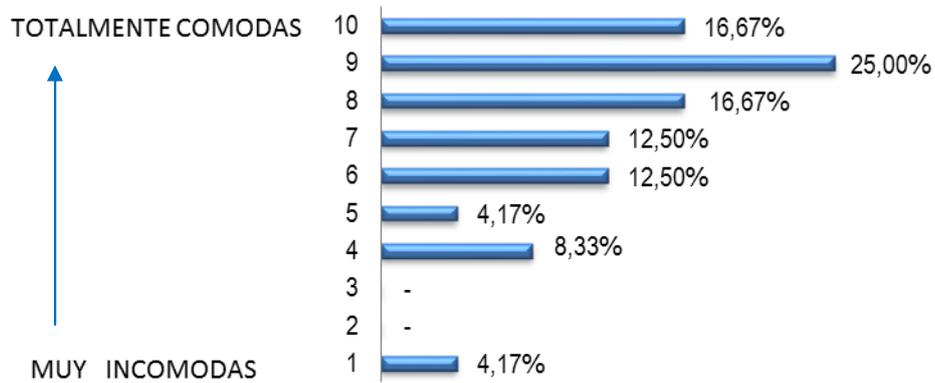


Figura 70. Pregunta 6 - Confort al retirar lentes.

7. En una escala de 1 (muy mala) a 10 (excelente) cómo calificaría su visión (capacidad para ver detalles pequeños) al final del día?

Tabla 26. Pregunta 7 - Valoración ver detalles fin día.

Valor de la respuesta	Frecuencia	Porcentaje válido	
Válidos	5	1	4,2%
	6	2	8,3%
	7	3	12,5%
	8	11	45,8%
	9	2	8,3%
	10	5	20,8%
Total	24	100%	

La satisfacción general para ver detalles al final del día, obtuvo una puntuación media de 9 ± 1 puntos (rango de 0 a 10).

VISIÓN DEL DETALLE AL FINAL DEL DÍA

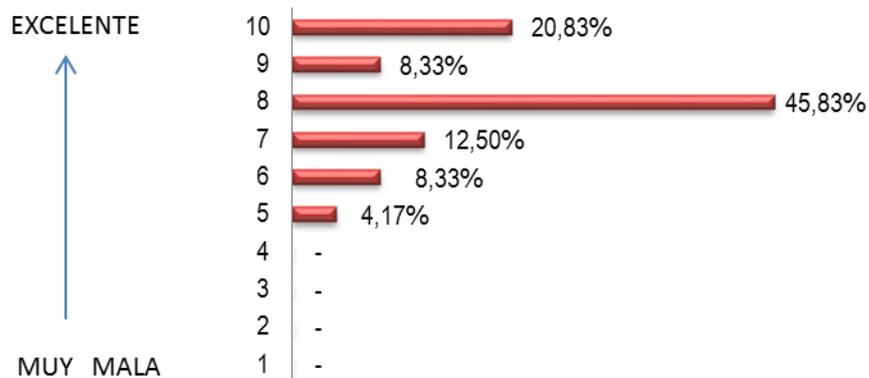


Figura 71. Pregunta 7 - Valoración ver detalles fin día.

8. En una escala de 1 (muy mala) a 10 (excelente) cómo calificaría su visión (capacidad para ver detalles pequeños) al retirar sus lentes después de haber dormido con ellas?

Tabla 27. Pregunta 8 - Valoración ver detalles inicio día.

Valor de la respuesta	Frecuencia	Porcentaje válido
Válidos 6	2	8,3%
8	5	20,8%
9	5	20,8%
10	12	50,0%
Total	24	100%

VISIÓN DEL DETALLE AL INICIO DEL DÍA

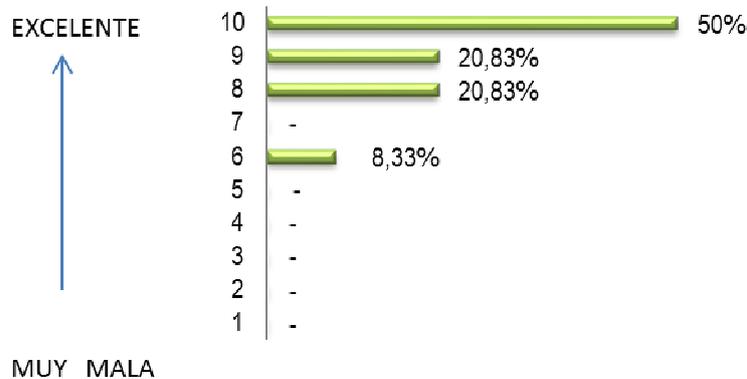


Figura 72. Pregunta 8 - Valoración ver detalles inicio día.

9. En una escala de 1 (no siento esa sensación) a 10 (muy incómodo) cómo calificaría el nivel de distorsión luminosa que ve alrededor de las luces de los coches cuando va por la carretera durante la noche?

Tabla 28. Pregunta 9 - Valor distorsión luminosa noche exterior.

Valor de la respuesta	Frecuencia	Porcentaje válido
Válidos 1	4	16,7%
2	7	29,2%
3	5	20,8%
4	1	4,2%
5	2	8,3%
6	1	4,2%
7	2	8,3%
9	1	4,2%
10	1	4,2%
Total	24	100%

DISTORSIÓN LUMINOSA DE NOCHE/ EXTERIOR

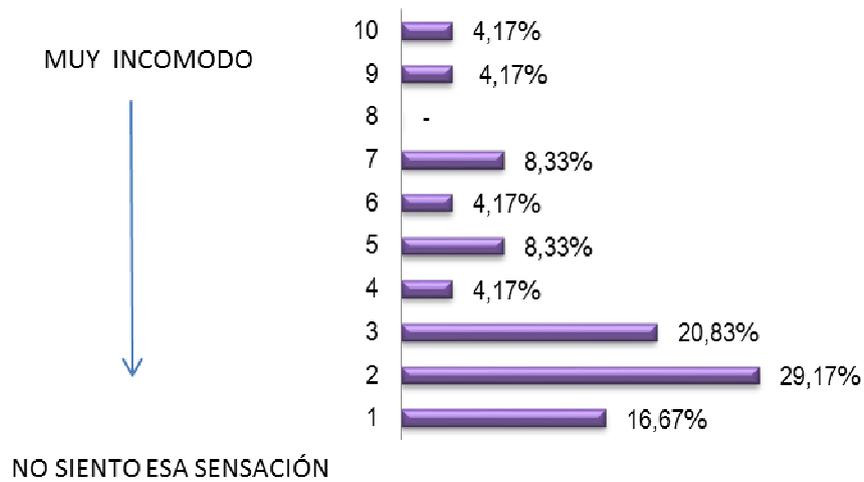


Figura 73. Pregunta 9 - Valor distorsión luminosa noche exterior.

El 54% refiere continuar con un cierto grado sensación de distorsión luminosa al conducir por la noche.

10. Ha notado que esta sensación...

Tabla 29. Pregunta 10 - Cómo ha cambiado exterior.

Respuestas elegidas		Frecuencia	Porcentaje válido
Válidos	Ha disminuido	9	37,5%
	Continua igual	13	54,2%
	Ha aumentado	2	8,3%
Total		24	100%

ESA DISTORSIÓN LUMINOSA...

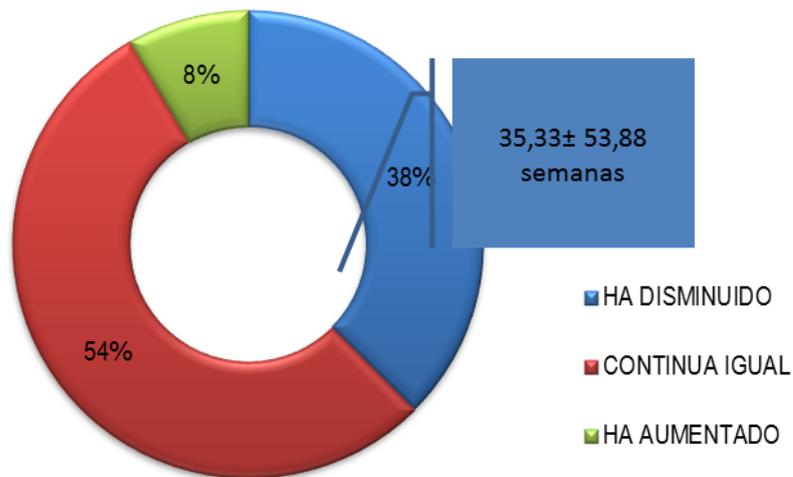


Figura 74. Pregunta 10 - Cómo ha cambiado exterior.

El 54% refiere continuar con un cierto grado sensación de distorsión luminosa al conducir por la noche.

11. Si ha disminuido, al final de cuantas semanas de usar sus lentes ha notado que esto haya sucedido?

Tabla 30. Pregunta 11 - Tiempo del cambio ext. (nº semanas).

	Nº de semanas	Frecuencia	Porcentaje válido
Válidos	2,00	1	16,7%
	8,00	1	16,7%
	12,00	1	16,7%
	22,00	1	16,7%
	24,00	1	16,7%
	144,00	1	16,7%
	Total	6	100%

12. En una escala de 1 (no siento esa sensación) a 10 (muy incómodo) cómo calificaría el nivel de distorsión luminosa que ve alrededor de las luces en casa (luces de detectores de alarma, números de relojes digitales, luces de aparatos eléctricos,...) cuando se encuentra en un ambiente oscuro?

Tabla 31. Pregunta 12 - Valor distorsión luminosa noche interior.

Valor de la respuesta	Frecuencia	Porcentaje válido
Válidos 1	8	33,3%
2	9	37,5%
3	1	4,2%
4	1	4,2%
5	1	4,2%
6	1	4,2%
7	1	4,2%
8	1	4,2%
9	1	4,2%
Total	24	100%

El 67% refiere continuar con un cierto grado sensación de distorsión luminosa vista alrededor de las luces en casa: detectores de alarma, relojes digitales, aparatos eléctricos... en ambiente oscuro.

DISTORSIÓN LUMINOSA EN INTERIOR

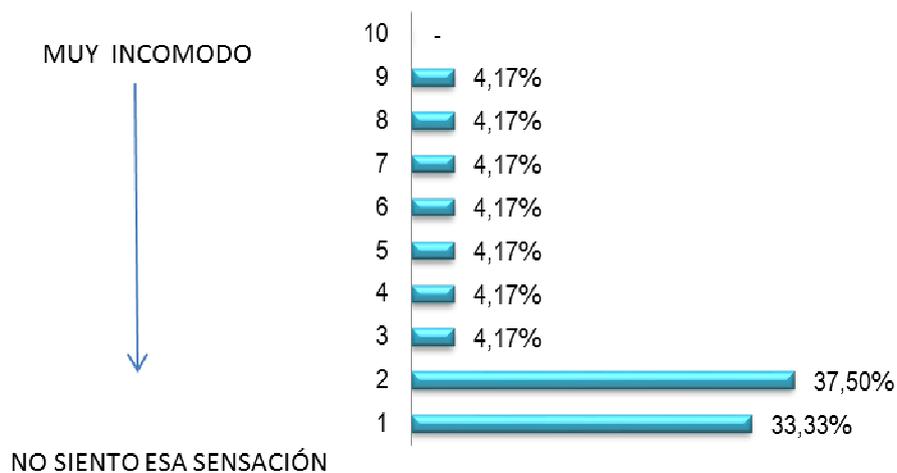


Figura 75. Pregunta 12 - Valor distorsión luminosa noche interior.

13. Ha notado que esa sensación...

Tabla 32. Pregunta 13 - Cómo ha cambiado interior.

Respuestas elegidas		Frecuencia	Porcentaje válido
Válidos	Ha disminuido	7	29,2%
	Continúa igual	16	66,7%
	Ha aumentado	1	4,2%
	Total	24	100%

ESA DISTORSIÓN LUMINOSA...

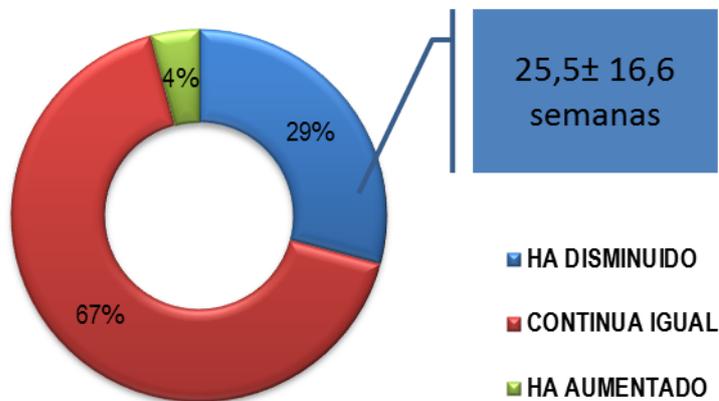


Figura 76. Pregunta 13 - Cómo ha cambiado interior.

14. Si ha disminuido, al final de cuantas semanas de usar sus lentes ha notado que esto haya sucedido?

Tabla 33. Pregunta 14 - Tiempo del cambio interior. (nº semanas)

Valor de la respuesta	Frecuencia	Porcentaje válido
Válidos		
8,00	1	25,0%
22,00	1	25,0%
24,00	1	25,0%
48,00	1	25,0%
Total	4	100%

15. Cuando no duerme con las lentes, cómo calificaría su visión en una escala de 1 (muy mala) a 10 (excelente) al 16. despertarse?

Tabla 34. Pregunta 15 - Visión al despertar tras NO uso.

	Valor de la respuesta	Frecuencia	Porcentaje válido
Válidos	2	1	4,2%
	4	1	4,2%
	5	3	12,5%
	6	4	16,7%
	7	4	16,7%
	8	3	12,5%
	9	4	16,7%
	10	4	16,7%
	Total	24	100%

El 79% dicen tener una visión aceptable al día siguiente al despertar sin haberlas utilizado.

VISIÓN AL DESPERTAR TRAS NOCHE SIN LC OK

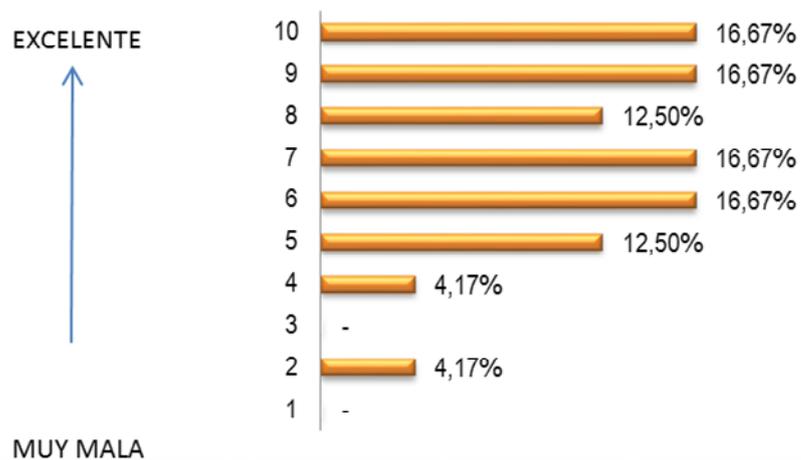


Figura 77. Pregunta 15 - Visión al despertar tras NO uso.

16. Cuando no duerme con las lentes, cómo calificaría su visión en una escala de 1 (muy mala) a 10 (excelente) al final del día?

Tabla 35. Pregunta 16 - Visión al final del día tras NO uso.

Valor de la respuesta	Frecuencia	Porcentaje válido	
Válidos	1	2	8,3%
	2	2	8,3%
	3	2	8,3%
	4	2	8,3%
	5	5	20,8%
	6	2	8,3%
	7	2	8,3%
	8	4	16,7%
	9	1	4,2%
	10	2	8,3%
Total	24	100%	

Un 46% terminan dicha jornada también aceptablemete (sumatorio de 6 ptos hacia arriba).

VISIÓN AL FINAL DEL DÍA TRAS NOCHE SIN LC OK

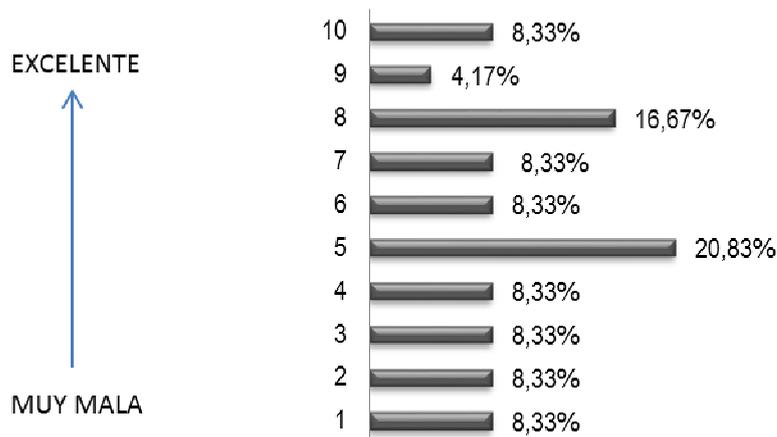


Figura 78. Pregunta 16 - Visión al final del día tras NO uso.

17. Cuando no duerme con las lentes, en media cuantas horas tarda en notar que su visión empeora en relación al inicio del día?

Tabla 36. Pregunta 17 - Horas mala visión tras NO uso.

Respuesta elegida	Frecuencia	Porcentaje válido
Válidos 2-4h	5	20,8%
4-6h	5	20,8%
6-8h	6	25,0%
8-10h	4	16,7%
NO sucede	4	16,7%
Total	24	100%

Al intentar cuantificar estas sensaciones empieza a empeorar la visión en horas y 17% no lo notan, el 25 % tardan de 6 a 8h...por tanto, estos dos grupos suman un 42% del total.

TRAS NO USO... ¿CUANDO EMPEORA SU VISIÓN?

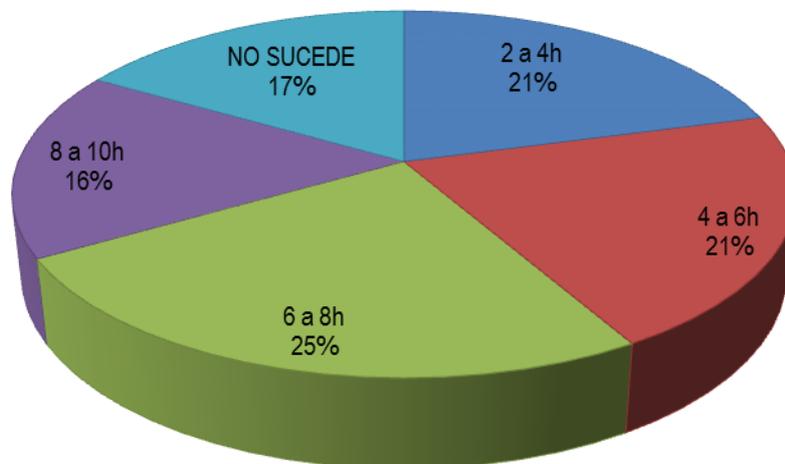


Figura 79. Pregunta 17 - Horas mala visión tras NO uso.

18. Cuando no duerme con las lentes, en media de cuantas horas tarda en notar que su visión es claramente insuficiente para realizar las tareas de su día a día?

Tabla 37. Pregunta 18 - Horas visión insuficiente tras NO uso.

	Respuesta elegida	Frecuencia	Porcentaje válido
Válidos	2-4h	1	4,2%
	4-6h	4	16,7%
	6-8h	4	16,7%
	8-10h	7	29,2%
	NO sucede	8	33,3%
	Total	24	100%

Ahora se les hace hincapié en cuando esta visión es claramente insuficiente, o incapacitante. El 33% no le sucede y 46% tardan de 6 a 10h.



Figura 80. Pregunta 18 - Horas visión insuficiente tras NO uso.

5.2.6 Correlación entre Halometría, Aberraciones Corneales y FSC

5.2.6.1 Halometría vs Aberraciones corneales.

A fin de visualizar gráficamente las correlaciones significativas obtenidas previamente ($p < 0,05$) y que además presentan un Coeficiente de Pearson alto ($r \geq 0,3$) se muestran a continuación las gráficas correspondientes a los siguientes parámetros:

- Para \varnothing_{pup} de 4,5mm: muestran correlación los índices HA (Figura 81), LDI (Figura 82) y BFCr (Figura 83) con el coeficiente de Zernique Z^1_3 .
- Para \varnothing_{pup} de 6mm: muestran correlación el índice BFCx, con los coeficientes Z^{-2}_4 (Figura 84) y Z^0_6 (Figura 85).

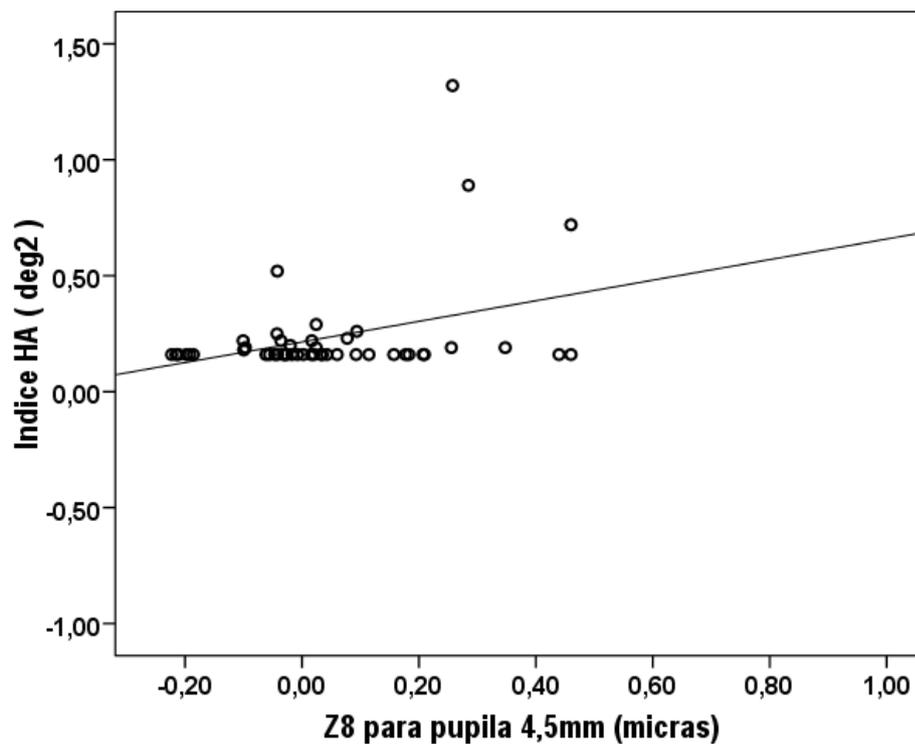


Figura 81. Correlación entre el índice de distorsión HA (área de distorsión luminosa) en deg^2 y el Coeficiente de Zernique Z^1_3 (Z_8) para \varnothing_{pup} de 4,5mm en μm .

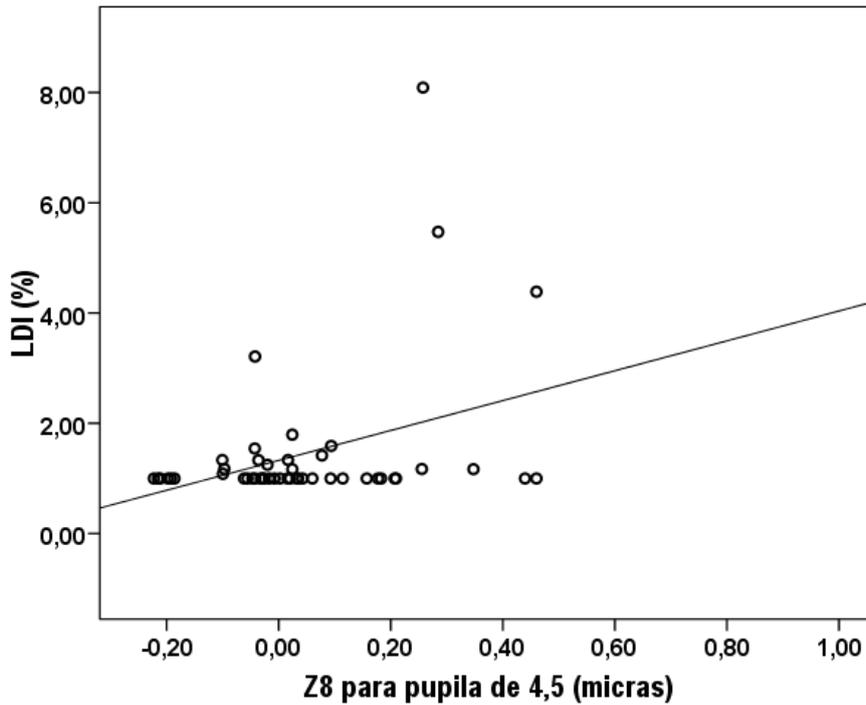


Figura 82. Correlación entre el índice de distorsión LDI (Índice de distorsión luminosa) y el Coeficiente de Zernique Z^1_3 (Z_8) para \varnothing pup de 4,5mm en μ m.

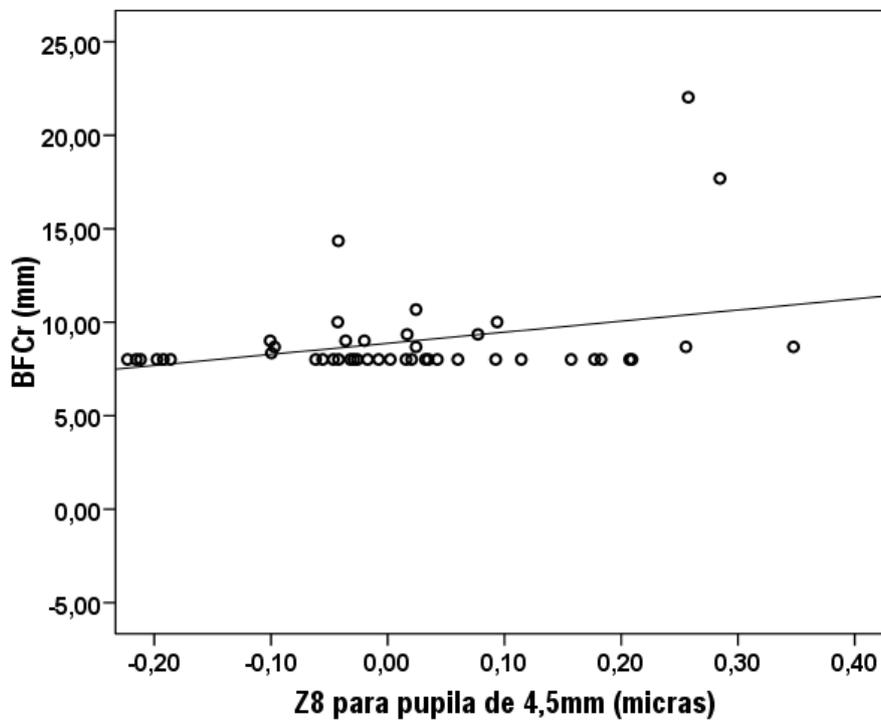


Figura 83. Correlación entre el índice de distorsión BFCr (Radio de la esfera de mejor adaptación) expresado en milímetros y el Coeficiente de Zernique Z^1_3 (Z_8) para \varnothing pup de 4,5mm en micras.

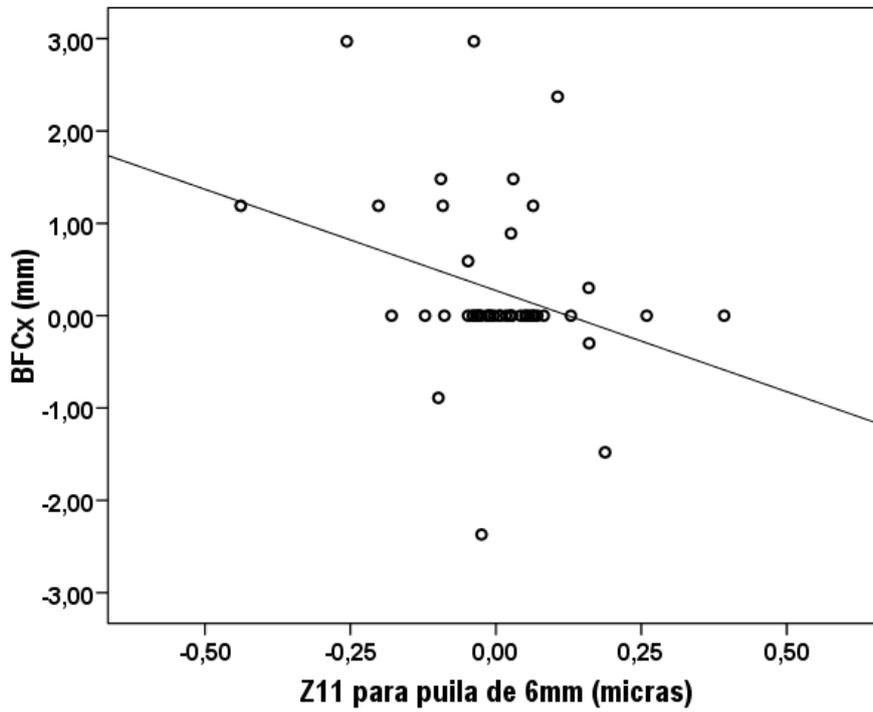


Figura 84. Correlación entre el índice de distorsión BFCx (Coordenada X del centro BFC indicando el descentramiento) expresado en milímetros y el Coeficiente de Zernique Z^{-2}_4 (Z11) para \varnothing pup de 6mm en μm .

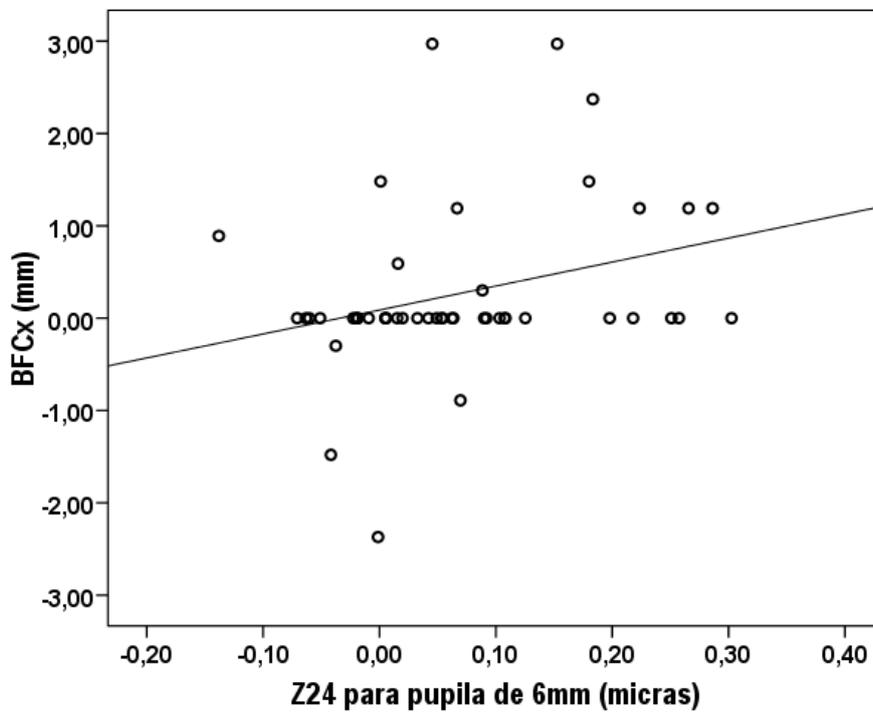


Figura 85. Correlación entre el índice de distorsión BFCx (Coordenada X del centro BFC indicando el descentramiento) expresado en milímetros y el Coeficiente de Zernique Z^0_6 (Z24) para \varnothing pup de 6mm en μm .

5.2.6.2 Halometría vs CSF

Entre estas dos variables no encontramos ningún resultado que sea estadísticamente significativo y la fuerza de la relación entre estas variables dada por el Coeficiente de Pearson (r) es insignificante.

5.2.6.3 Halometría vs AV y AVest

Entre estas variables tampoco encontramos ningún resultado que sea estadísticamente significativo y con una fuerza de relación entre variables insignificante.

5.2.6.4 Aberraciones corneales vs CSF

Las correlaciones entre los distintos tipos de aberración corneal y la CSF para los \emptyset pup evaluados aparecen reflejados en las tablas 38, 39 y 40. Destacan en negrita los resultados estadísticamente significativos ($p < 0,05$) y con una correlación destacable ($r \geq 0,3$).

Tabla 38. Tabla de correlaciones entre CS y las aberraciones (μ) corneales para \varnothing pup 3mm.

Frecuencias (c/g)	\varnothing pup de 3mm											RMS Esférica	RMS Coma	RMS Astig.S ec.
	Z^{1_3}	Z^{-1_3}	Z^{2_4}	Z^{0_4}	Z^{-2_4}	Z^{1_5}	Z^{-1_5}	Z^{2_6}	Z^{0_6}	Z^{-2_6}				
LogCS 1,5	r	-0,221	0,095	-0,206	-0,464	-0,072	-0,018	0,098	-0,008	0,235	0,232	-0,487	-0,038	-0,044
	p	0,132	0,522	0,159	0,001	0,627	0,906	0,506	0,954	0,108	0,113	<0,001	0,796	0,768
LogCS 2,12	r	-0,088	0,112	-0,201	-0,359	-0,033	-0,108	-0,066	0,258	0,197	0,119	-0,371	-0,008	-0,119
	p	0,553	0,450	0,171	0,012	0,822	0,464	0,655	0,077	0,180	0,421	0,009	0,958	0,420
LogCS 3	r	-0,051	-0,056	-0,124	-0,240	-0,039	0,026	-0,222	0,195	0,162	0,021	-0,245	0,062	-0,058
	p	0,732	0,707	0,402	0,101	0,791	0,861	0,130	0,184	0,272	0,887	0,093	0,674	0,695
LogCS 4,24	r	0,007	-0,034	-0,227	-0,321	-0,018	0,008	-0,003	0,209	0,177	-0,073	-0,320	0,072	-0,059
	p	0,961	0,816	0,121	0,026	0,903	0,958	0,982	0,154	0,228	0,622	0,026	0,627	0,690
LogCS 6	r	0,084	-0,052	-0,167	-0,258	-0,070	0,091	-0,040	0,058	0,139	0,009	-0,247	0,074	0,080
	p	0,573	0,728	0,257	0,077	0,636	0,537	0,790	0,695	0,346	0,949	0,090	0,617	0,590
LogCS 8,49	r	0,016	-0,127	-0,002	-0,420	0,076	0,219	0,200	-0,041	0,101	-0,166	-0,448	-0,104	0,032
	p	0,911	0,391	0,987	0,003	0,609	0,135	0,172	0,784	0,496	0,260	0,001	0,481	0,827
LogCS 12	r	-0,057	-0,099	-0,124	-0,425	-0,154	0,103	0,058	-0,114	0,330	-0,037	-0,432	-0,048	-0,074
	p	0,700	0,503	0,400	0,003	0,296	0,484	0,694	0,441	0,022	0,804	0,002	0,746	0,619
LogCS 16,97	r	-0,066	-0,022	-0,020	-0,316	0,030	0,073	0,220	-0,080	0,240	-0,084	-0,327	-0,024	-0,175
	p	0,657	0,881	0,891	0,029	0,842	0,624	0,133	0,589	0,101	0,571	0,023	0,872	0,233
LogCS 24	r	-0,033	-0,076	0,022	-0,088	-0,155	-0,021	0,249	-0,070	0,102	0,114	-0,134	-0,087	-0,208
	p	0,825	0,607	0,880	0,551	0,292	0,889	0,087	0,635	0,490	0,439	0,364	0,555	0,156

Tabla 39. Correlaciones entre CS y aberraciones corneales (μ) para un \varnothing pup de 4,5mm.

Frecuencias (c/g)	\varnothing pup de 4,5mm													
	Z ¹ ₃	Z ⁻¹ ₃	Z ² ₄	Z ⁰ ₄	Z ⁻² ₄	Z ¹ ₅	Z ⁻¹ ₅	Z ² ₆	Z ⁰ ₆	Z ⁻² ₆	RMS Esférica	RMS Coma	RMS Astig.Sec	
LogCS 1,5	r	-0,193	0,098	-0,125	-0,365	0,064	0,045	0,006	0,142	0,385	0,125	-0,361	-0,108	0,086
	p	0,188	0,506	0,397	0,011	0,664	0,762	0,967	0,336	0,007	0,396	0,012	0,466	0,560
LogCS 2,12	r	-0,027	0,098	-0,021	-0,345	-0,009	0,106	-0,009	0,191	0,244	0,032	-0,340	-0,118	0,164
	p	0,858	0,508	0,890	0,016	0,954	0,472	0,954	0,194	0,094	0,827	0,018	0,425	0,265
LogCS 3	r	0,044	-0,117	-0,007	-0,316	0,020	0,142	-0,054	0,094	0,131	0,052	-0,312	-0,104	0,136
	p	0,765	0,427	0,960	0,029	0,891	0,336	0,717	0,524	0,375	0,725	0,031	0,481	0,356
LogCS 4,24	r	0,076	0,022	-0,034	-0,279	-0,024	0,076	0,065	0,218	0,262	0,027	-0,271	0,021	0,208
	p	0,607	0,881	0,821	0,055	0,872	0,610	0,663	0,136	0,072	0,857	0,063	0,888	0,155
LogCS 6	r	0,148	-0,030	-0,054	-0,144	-0,002	0,029	0,025	0,137	0,286	0,115	-0,134	0,130	0,228
	p	0,315	0,838	0,717	0,328	0,990	0,845	0,866	0,352	0,049	0,435	0,364	0,378	0,120
LogCS 8,49	r	0,160	0,023	0,022	-0,313	-0,088	0,115	0,166	0,047	0,353	-0,103	-0,311	0,056	0,131
	p	0,277	0,877	0,882	0,030	0,554	0,435	0,260	0,752	0,014	0,485	0,031	0,704	0,374
LogCS 12	r	0,046	-0,070	-0,042	-0,307	-0,234	0,101	0,068	0,095	0,281	0,088	-0,305	-0,051	0,000
	p	0,754	0,638	0,779	0,034	0,110	0,494	0,648	0,520	0,053	0,554	0,035	0,732	0,998
LogCS 16,97	r	0,022	0,106	0,055	-0,304	0,024	0,073	0,155	0,040	0,150	0,010	-0,308	-0,114	-0,094
	p	0,881	0,473	0,711	0,035	0,872	0,621	0,292	0,785	0,310	0,948	0,033	0,442	0,526
LogCS 24	r	0,127	0,005	0,052	-0,199	-0,016	0,169	0,050	0,093	0,032	0,197	-0,214	-0,093	-0,258
	p	0,390	0,974	0,728	0,175	0,913	0,251	0,734	0,532	0,830	0,179	0,143	0,531	0,076

Tabla 40. Tabla de correlaciones entre CS y las aberraciones (μ) corneales para \varnothing pup 6mm.

Frecuencias (c/g)	\varnothing pup de 6mm													
	Z ¹ ₃	Z ⁻¹ ₃	Z ² ₄	Z ⁰ ₄	Z ⁻² ₄	Z ¹ ₅	Z ⁻¹ ₅	Z ² ₆	Z ⁰ ₆	Z ⁻² ₆	RMS Esférica	RMS Coma	RMS Astig.Sec	
LogCS 1,5	r	0,014	0,084	-0,117	0,033	0,133	-0,054	0,005	-0,047	-0,152	0,089	0,025	0,043	0,068
	p	0,925	0,570	0,429	0,823	0,366	0,715	0,975	0,749	0,302	0,548	0,865	0,772	0,647
LogCS 2,12	r	0,194	0,167	-0,129	-0,198	-0,026	0,204	0,293	-0,132	-0,306	0,216	-0,206	-0,076	-0,113
	p	0,185	0,256	0,382	0,178	0,859	0,164	0,043	0,370	0,034	0,140	0,161	0,609	0,446
LogCS 3	r	0,115	0,029	-0,224	-0,093	0,075	0,190	0,183	-0,151	-0,064	0,185	-0,093	-0,016	-0,254
	p	0,438	0,844	0,126	0,528	0,615	0,196	0,213	0,305	0,668	0,208	0,531	0,913	0,082
LogCS 4,24	r	0,244	0,234	-0,191	-0,208	-0,052	0,280	0,216	-0,154	-0,125	0,100	-0,209	-0,074	-0,115
	p	0,095	0,110	0,193	0,156	0,725	0,054	0,141	0,297	0,396	0,501	0,155	0,618	0,438
LogCS 6	r	0,189	0,169	-0,222	-0,011	0,052	0,219	0,085	-0,126	0,036	0,080	-0,010	0,049	-0,050
	p	0,198	0,250	0,129	0,939	0,728	0,135	0,567	0,395	0,808	0,591	0,946	0,741	0,734
LogCS 8,49	r	0,253	0,320	-0,026	-0,008	-0,089	0,205	0,174	-0,147	-0,038	-0,078	-0,011	-0,019	-0,092
	p	0,083	0,027	0,859	0,955	0,546	0,163	0,236	0,317	0,797	0,596	0,939	0,899	0,533
LogCS 12	r	0,223	0,131	-0,111	-0,092	0,003	0,108	0,089	-0,176	-0,139	-0,006	-0,096	-0,062	-0,109
	p	0,128	0,375	0,451	0,532	0,983	0,465	0,546	0,232	0,345	0,967	0,515	0,676	0,460
LogCS 16,97	r	0,272	0,060	-0,069	-0,071	0,099	0,147	0,040	-0,227	-0,001	-0,109	-0,071	0,003	0,038
	p	0,062	0,685	0,642	0,632	0,502	0,317	0,789	0,120	0,994	0,463	0,633	0,983	0,795
LogCS 24	r	0,183	0,104	-0,037	0,016	0,093	0,161	0,112	-0,154	0,070	-0,039	0,015	0,103	0,095
	p	0,213	0,482	0,803	0,916	0,528	0,273	0,447	0,298	0,637	0,791	0,921	0,486	0,522

Para \varnothing pup de 3mm: Están relacionadas LogCS 1,5, LogCS 1,12, LogCS 4,24, LogCS 8,49 y LogCS 16,97 con Z^0_4 y RMS esférica. Y LogCS 12 con Z^0_4 , Z^0_6 y RMS esférica. Se representan las correlaciones de la CS con RMS.

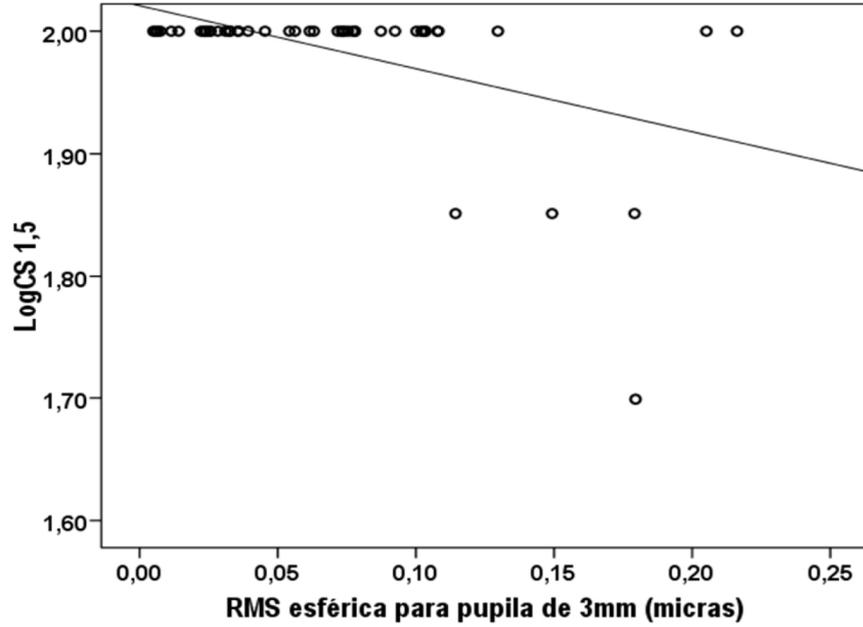


Figura 86. Correlación entre LogCS 1,5 y la RMS esférica para un \varnothing pup de 3mm.

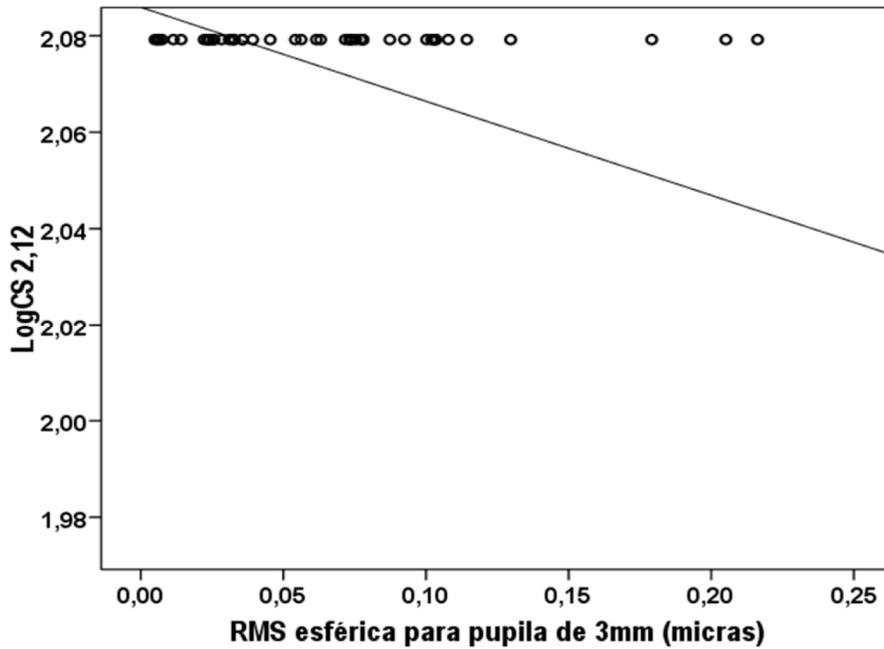


Figura 87. Correlación entre LogCS 1,12 y la RMS esférica para un \varnothing pup de 3mm.

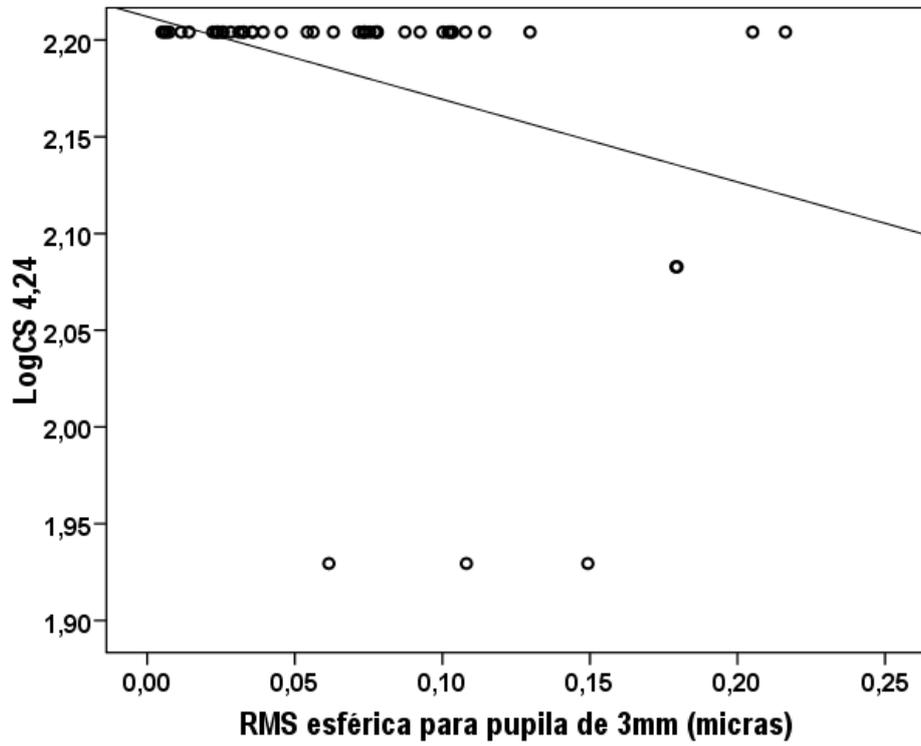


Figura 88. Correlación entre LogCS 4,24 y la RMS esférica para un Øpup de 3mm.

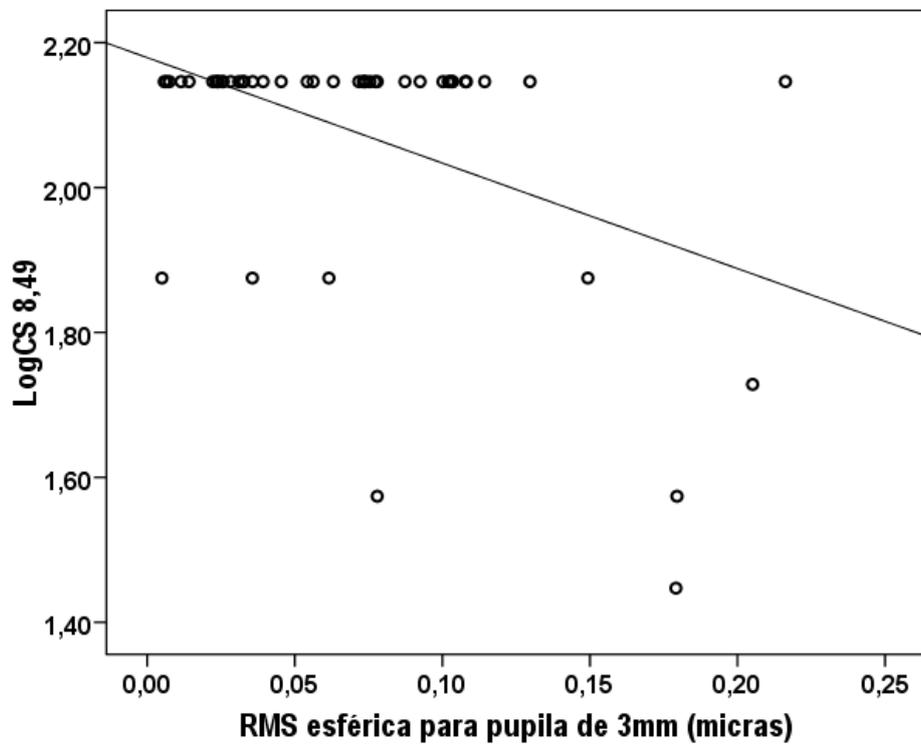


Figura 89. Correlación entre LogCS 8,49 y la RMS esférica para un Øpup de 3mm.

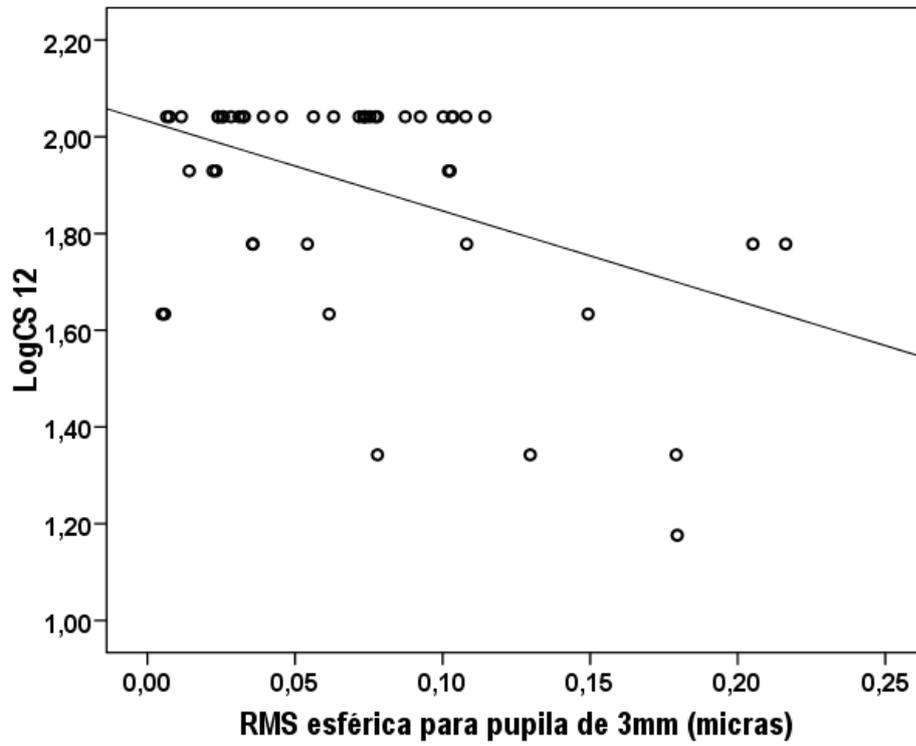


Figura 90. Correlación entre LogCS 12 y la RMS esférica para un \varnothing pup de 3mm.

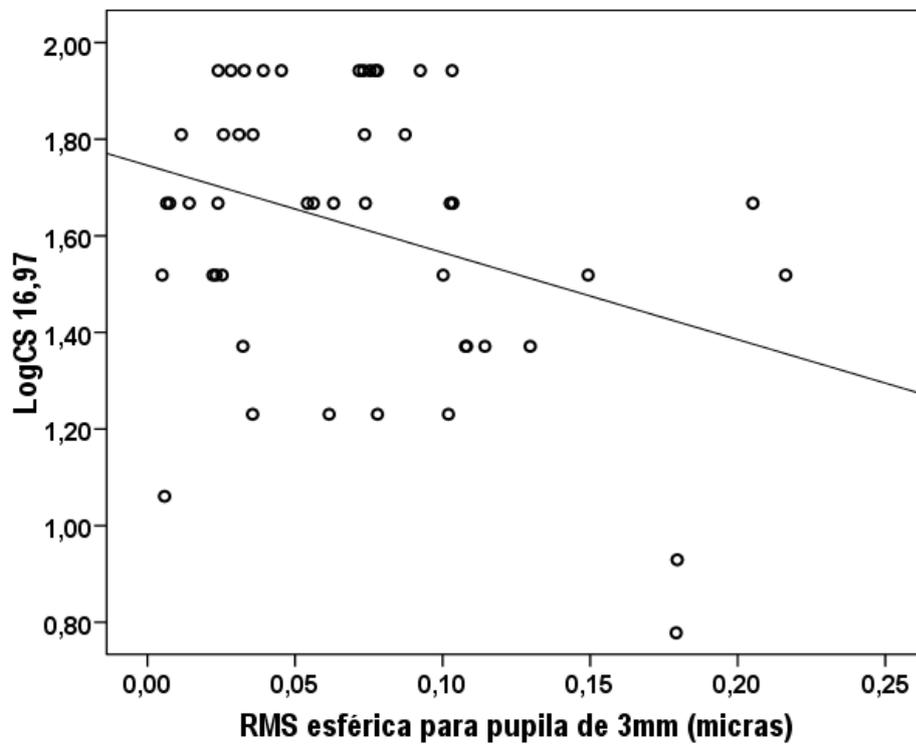


Figura 91. Correlación entre LogCS 16,97 y la RMS esférica para un \varnothing pup de 3mm.

Para \varnothing pup de 4,5mm: Están relacionadas LogCS 1,5, LogCS 1,12, LogCS 3 y LogCS 12 con Z^0_4 y RMS esférica. LogCS 8,49 con Z^0_4 , Z^0_6 y RMS esférica y LogCS 16,97 únicamente con RMS ESF. Se representan las correlaciones de CS con RMS.

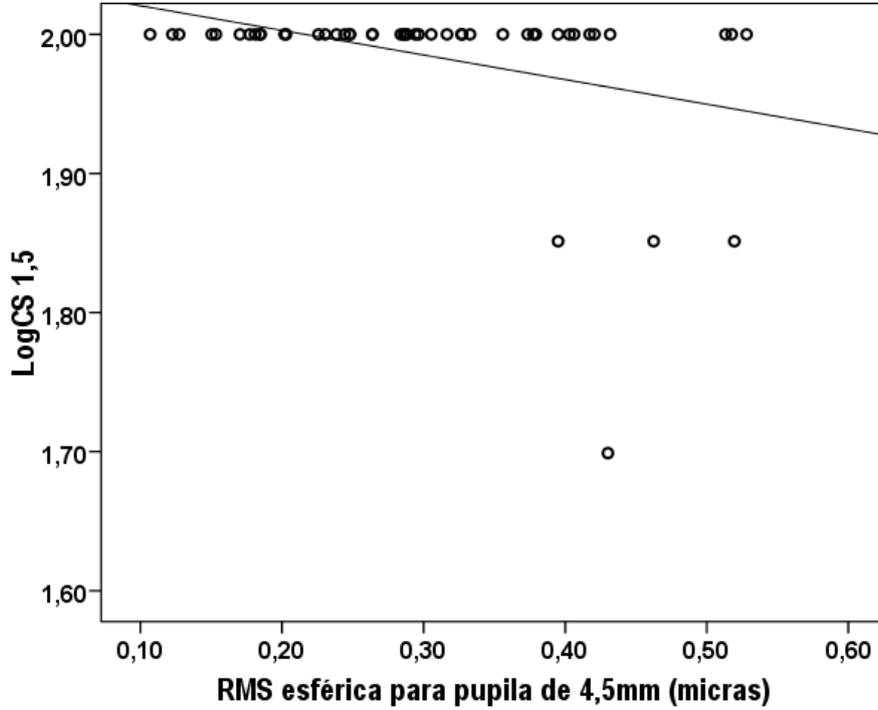


Figura 92. Correlación entre LogCS 1,5 y la RMS esférica para un \varnothing pup de 4,5mm.

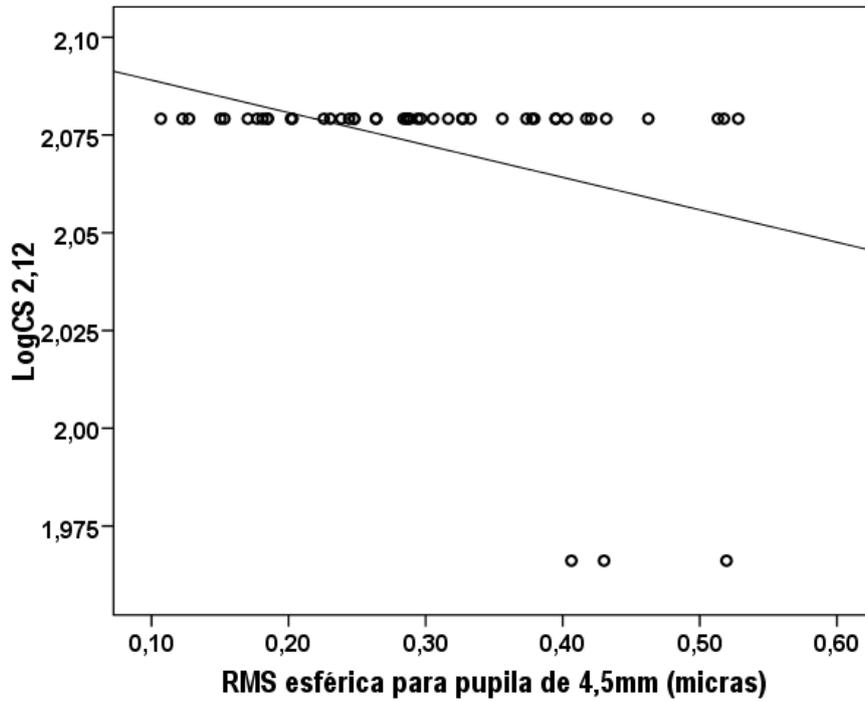


Figura 93. Correlación entre LogCS 2,12 y la RMS esférica para un \varnothing pup de 4,5mm.

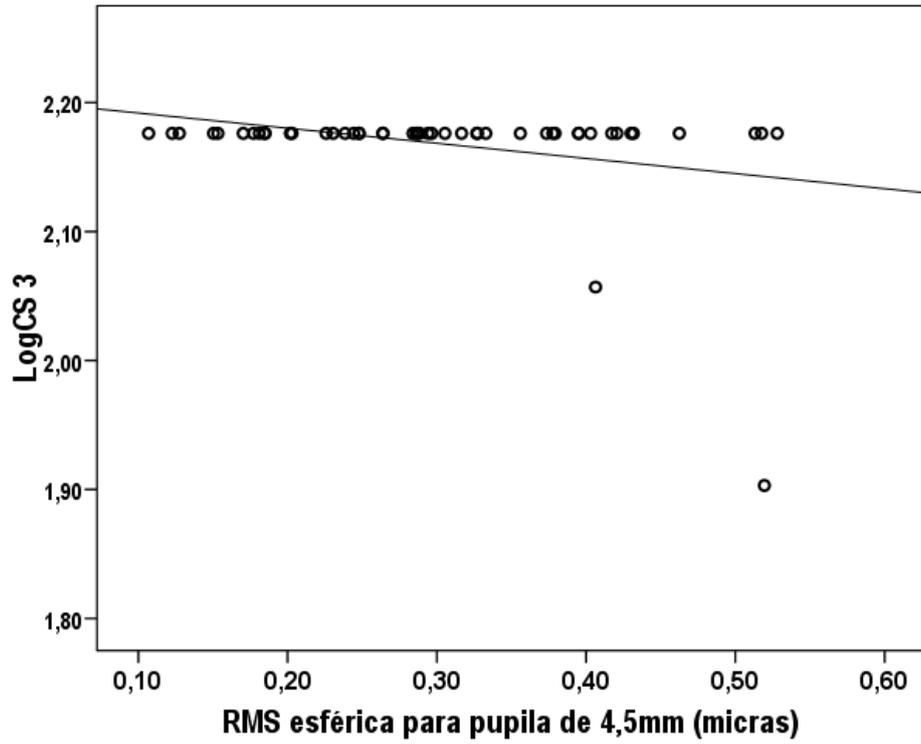


Figura 94. Correlación entre LogCS 3 y la RMS esférica para un \varnothing pup de 4,5mm.

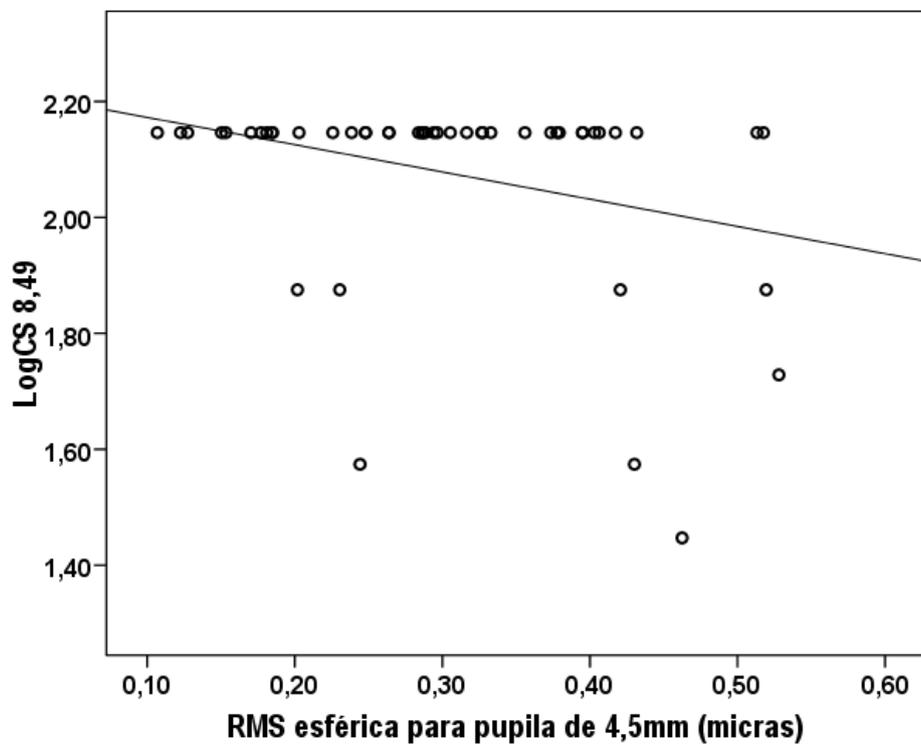


Figura 95. Correlación entre LogCS 8,49 y la RMS esférica para un \varnothing pup de 4,5mm.

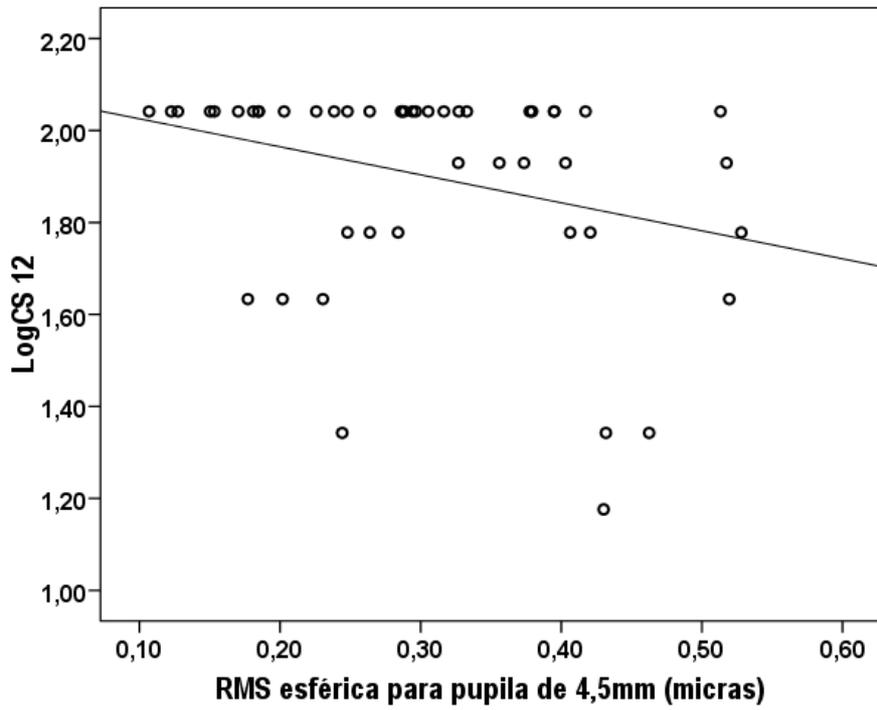


Figura 96. Correlación entre LogCS 12 y la RMS esférica para un \varnothing pup de 4,5mm.

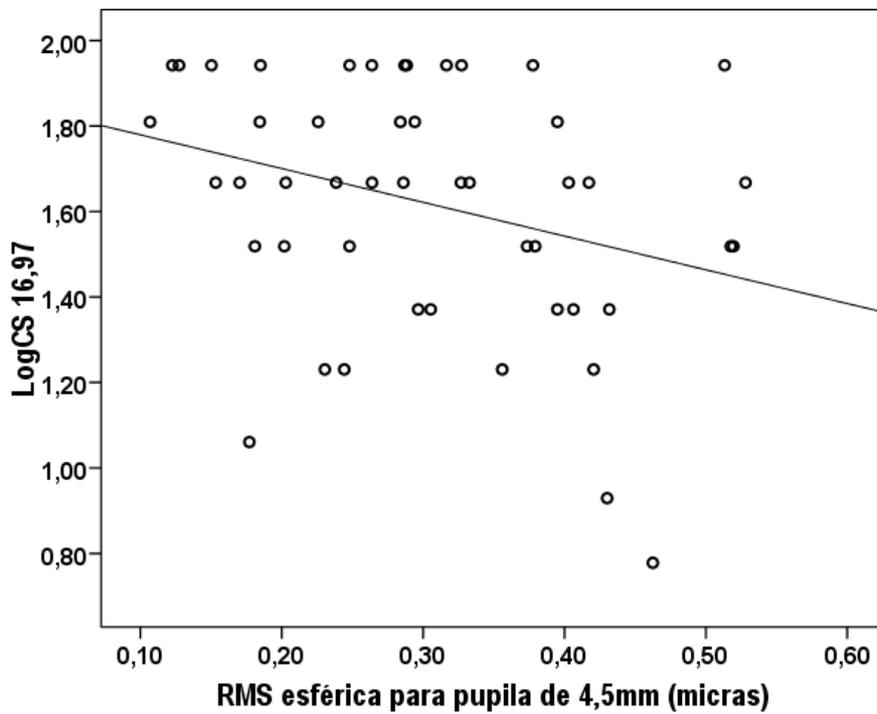


Figura 97. Correlación entre LogCS 16,97 y la RMS esférica para un \varnothing pup de 4,5mm.

Para diámetros pupilares de 6mm: Únicamente existe correlación significativa entre LogCS 2,12 con Z_6^0 y LogCS 8,49 con Z_3^{-1} para pupila de 6mm.

La mayoría de correlaciones resultan inversas, lo que significa que a medida que aumenta el valor de las aberraciones corneales decrecen los valores respuesta de CSF, con lo que la calidad de visión disminuye. Solamente esta correlación es positiva o directa en los casos de: Z^0_6 y RMS_{esf} para los diámetros pupilares de 3mm; Z^0_4 , Z^0_6 y RMS_{esf} para el \varnothing_{pup} de 4,5mm y finalmente para Z^{-1}_3 , Z^1_5 y Z^{-1}_5 para diámetros de 6mm, lo que parece lógico ya que la el aumento de aberración esférica es intrínseco al tratamiento OK, por tanto a mayor aberración esférica mayor calidad de visión por mayor compensación del error refractivo. Los coeficientes comáticos Z^{-1}_3 , Z^1_5 y Z^{-1}_5 nos están indicando que las lentes tienen algo de descentramiento, o al menos la zona de tratamiento se descentra ligeramente en relación al centro de la pupila, tanto para el coma de 3^{er} como de 5^o orden.

5.2.7 Correlación entre Síntomas y otras variables (Error refractivo inicial y final, Halometría, Aberraciones, CSF, AV)

En este apartado mencionaremos solamente aquellas correlaciones que sean estadísticamente significativas ($p < 0,05$) y que además su Coeficiente de Pearson sea alto ($r \geq 0,3$).

5.2.7.1 Síntomas vs Error Refractivo inicial y final.

Se obtuvo una correlación significativa y directa entre el valor de la miopía a tratar y el número de horas en las cuales el paciente empieza a notar un empeoramiento de su visión (cuestión 1), entre la cantidad de miopía y cómo ve el paciente por la mañana (cuestión 15) cuando no duerme con las lentes y por la noche (cuestión 16), cantidad de miopía inicial con la regresión del tratamiento, con respecto al despertarse, tras 1 noche sin dormir con las lentes (cuestión 17) y a partir de cuándo su visión es insuficiente para realizar tareas (cuestión 18). (Tabla 41) También este último aspecto está correlacionado con el residual miópico tras el tratamiento. Por tanto parece lógico que a más cantidad de miopía inicial más rápida sea la regresión en los pacientes y a mayor miopía residual tras el tratamiento el paciente tarda menos en tener una visión insuficiente para sus tareas.

Además este valor, de cantidad de miopía inicial, se correlaciona de manera inversa con las cuestiones 3 (a menos cantidad de miopía inicial, menos noches a la semana duermen con lentes, ya que la regresión en este caso es menor) y 11 (a menos cantidad de miopía inicial y a menos residual miópico tras el tratamiento, menos tiempo en notar que la sensación de halo ha disminuido).

El componente J_0 del astigmatismo se correlaciona directamente con el confort justo antes de retirar las lentes al despertar, o sea, mayor confort a valores menos negativos (cuestión 6) y también tiene una relación directa con la cantidad de tiempo en el que el paciente deja de percibir la distorsión luminosa en ambientes interiores (cuestión 14), lo que significa que el paciente tardará más en adaptarse cuanto mayor o más positivo sea el valor del J_0 e inversamente relacionada con la cantidad de tiempo en el que el paciente deja de percibir la distorsión luminosa de noche en el exterior, por ejemplo al conducir, o sea que el paciente tardará más tiempo en adaptarse cuanto más alto (y negativo) sea el valor del astigmatismo (cuestión 11). El componente J_{45} solamente se correlaciona de manera inversa con la cuestión número 14.

Tabla 41. Correlaciones entre sintomatología y error refractivo (D) en el momento inicial o pre-tratamiento y el momento de la medida. Destacados los valores estadísticamente significativos y con una cierta correlación. ($p < 0,05$ y $r \geq 0,3$)

CUESTIONES		M inicio	J0 inicio	J45 inicio	M 2 años	J0 2 años	J45 2 años
1- Horas de regresión	r	0,319	0,215	-0,011	0,093	0,072	0,029
	p	0,027	0,141	0,942	0,529	0,625	0,845
2- Horas visión insuficiente	r	-0,026	0,211	-0,055	0,209	0,137	-0,022
	p	0,860	0,151	0,712	0,154	0,353	0,881
3- Noches por semana	r	-0,443	-0,213	0,101	-0,241	-0,085	0,087
	p	0,002	0,147	0,495	0,099	0,564	0,557
4- Horas de uso nocturno	r	-0,162	-0,165	-0,042	0,043	-0,086	-0,065
	p	0,271	0,263	0,777	0,772	0,560	0,662
5- Confort al colocar lentes	r	-0,072	0,152	-0,080	0,140	-0,353	-0,049
	p	0,626	0,301	0,589	0,343	0,014	0,743
6- Confort al retirar lentes	r	-0,089	0,317	-0,039	0,287	-0,086	-0,082
	p	0,548	0,028	0,793	0,048	0,560	0,580
7- Valoración ver detalles fin día	r	0,141	0,262	-0,084	0,212	0,096	-0,045
	p	0,341	0,072	0,571	0,148	0,515	0,759
8- Valoración ver detalles inicio día	r	-0,155	-0,071	0,025	0,028	-0,291	0,099
	p	0,294	0,631	0,865	0,849	0,045	0,505
9- Valor distorsión lum. noche exterior	r	0,144	-0,093	-0,015	-0,152	0,188	0,038
	p	0,329	0,530	0,919	0,303	0,201	0,796
10- Cómo ha cambiado exterior	r	0,185	0,059	-0,096	-0,086	0,133	-0,112
	p	0,208	0,690	0,516	0,561	0,367	0,449
11- Tiempo del cambio ext. (nº semanas)	r	-0,754	-0,794	-0,158	-0,665	-0,784	0,307
	p	0,005	0,002	0,624	0,018	0,003	0,331
12- Valor distorsión lum. noche interior	r	0,030	0,132	-0,096	-0,021	0,218	0,056
	p	0,841	0,370	0,518	0,888	0,138	0,704
13- Cómo ha cambiado interior	r	-0,102	-0,008	-0,041	-0,039	0,037	0,102
	p	0,492	0,958	0,781	0,791	0,805	0,490
14- Tiempo del cambio int. (nº semanas)	r	0,416	0,828	-0,845	-0,178	0,741	-0,409
	p	0,305	0,011	0,008	0,673	0,036	0,315
15- Visión al despertar tras NO uso	r	0,422	0,119	-0,022	0,094	0,218	-0,080
	p	0,003	0,419	0,884	0,526	0,136	0,587
16- Visión al final del día tras NO uso	r	0,636	0,072	0,013	0,134	-0,051	-0,119
	p	<0,001	0,629	0,929	0,364	0,729	0,420
17- Horas mala visión tras NO uso	r	0,574	0,137	-0,005	0,169	0,033	-0,131
	p	<0,001	0,355	0,974	0,250	0,826	0,375
18- Horas visión insuficiente tras NO uso	r	0,474	0,135	0,000	0,432	0,206	-0,142
	p	0,001	0,360	0,997	0,002	0,160	0,337

5.2.7.2 Síntomas vs Halometria

Tabla 42. Correlaciones entre sintomatología y coeficientes de distorsión luminosa monocular.

Resaltados $p < 0,05$ y $r \geq 0,3$.

CUESTIONES		HA (deg ²)	DIX (%)	BFCr (mm)	BFCx (mm)	BFCy (mm)	BFCang (deg)	BFCirr (mm)	BFCsd (mm)
1- Horas de regresión	r	-0,069	-0,069	-0,096	0,031	-0,156	0,139	0,073	0,091
	p	0,642	0,640	0,517	0,834	0,289	0,347	0,623	0,539
2- Horas visión insuficiente	r	0,074	0,073	0,085	0,061	-0,031	0,115	0,126	0,134
	p	0,619	0,622	0,567	0,681	0,833	0,437	0,392	0,362
3- Noches por semana	r	0,056	0,056	0,082	0,140	0,002	0,100	0,090	0,071
	p	0,704	0,706	0,581	0,342	0,988	0,499	0,542	0,633
4- Horas de uso nocturno	r	-0,264	-0,267	-0,187	0,257	0,625	-0,018	-0,112	-0,096
	p	0,070	0,066	0,204	0,078	<0,001	0,903	0,449	0,518
5- Confort al colocar lentes	r	-0,296	-0,296	-0,311	0,128	0,182	-0,304	-0,286	-0,227
	p	0,041	0,041	0,032	0,387	0,217	0,035	0,049	0,121
6- Confort al retirar lentes	r	-0,134	-0,135	-0,102	0,207	0,294	-0,161	-0,093	-0,036
	p	0,365	0,359	0,488	0,158	0,043	0,273	0,531	0,811
7- Valoración ver detalles fin día	r	-0,283	-0,283	-0,300	-0,013	0,131	-0,126	-0,179	-0,151
	p	0,051	0,052	0,039	0,928	0,374	0,394	0,224	0,306
8- Valoración ver detalles inicio día	r	0,151	0,150	0,142	-0,060	-0,066	0,095	0,161	0,130
	p	0,304	0,308	0,336	0,683	0,655	0,521	0,275	0,378
9- Valor distorsión lum. noche exterior	r	-0,083	-0,082	-0,098	-0,258	0,041	-0,011	-0,125	-0,166
	p	0,575	0,580	0,507	0,077	0,782	0,943	0,396	0,258
10- Cómo ha cambiado exterior	r	-0,301	-0,301	-0,299	0,084	0,137	0,053	-0,141	-0,085
	p	0,038	0,038	0,039	0,572	0,354	0,721	0,339	0,565
11- Tiempo del cambio ext. (nº semanas)	r	-0,127	-0,127	-0,130	-0,128	-0,026	-0,108	-0,142	-0,144
	p	0,695	0,695	0,688	0,691	0,936	0,739	0,661	0,656
12- Valor distorsión lum. noche interior	r	-0,103	-0,103	-0,112	-0,205	0,084	0,025	-0,081	-0,106
	p	0,486	0,487	0,450	0,161	0,571	0,867	0,582	0,472
13- Cómo ha cambiado interior	r	-0,382	-0,381	-0,384	0,075	0,173	0,018	-0,214	-0,151
	p	0,007	0,008	0,007	0,613	0,241	0,904	0,144	0,304
14- Tiempo del cambio int. (nº semanas)	r	-0,143	-0,143	-0,147	-0,121	-0,055	-0,085	-0,146	-0,152
	p	0,735	0,735	0,729	0,775	0,897	0,841	0,731	0,719
15- Visión al despertar tras NO uso	r	0,076	0,075	0,108	0,091	0,028	-0,051	0,132	0,166
	p	0,609	0,610	0,467	0,537	0,853	0,731	0,371	0,259
16- Visión al final del día tras NO uso	r	0,097	0,097	0,094	-0,092	0,033	-0,192	0,100	0,124
	p	0,512	0,512	0,523	0,535	0,826	0,190	0,499	0,402
17- Horas mala visión tras NO uso	r	0,247	0,247	0,227	-0,108	-0,148	-0,036	0,261	0,254
	p	0,090	0,091	0,121	0,466	0,314	0,810	0,073	0,081
18- Horas visión insuficiente tras NO uso	r	0,015	0,015	0,015	-0,059	0,106	-0,129	0,083	0,102
	p	0,917	0,920	0,919	0,690	0,472	0,384	0,577	0,490

Tras hacer las correlaciones de manera monocular y binocular, cabe mencionar que no se obtuvo correlación alguna con los valores binoculares. Para el resto de valores monoculares, expresaremos en la siguiente tabla los valores de correlación. (Tabla 42)

El resultado del índice BFCr correlacionándose con la cuestión nº15 indicaría que tras saltarse una noche de uso, el tamaño del halo sería mayor y por tanto peor se califica la visión al despertar en estas condiciones.

También a mayor número de uso de las lentes durante la noche mayor es el componente vertical del descentramiento del halo y por último la distorsión luminosa en interiores tarda más en disminuir a medida que la cuantía de los índices HA, LDI y BFCr es mayor. (Tabla 42)

5.2.7.3 Síntomas vs Aberraciones de alto orden (RMS)

Tras hacer las correlaciones de manera monocular, expresaremos en la siguiente tabla los valores de correlación obtenidos. (Tabla 43)

Se observa que a más horas de uso nocturno menor es la RMS comática medida para tamaños pupilares grandes (cuestión 1), que a mayor número de noches a la semana de uso mayor es el valor de la aberración esférica tanto para tamaños pequeños como para tamaños medios de pupila (cuestión 3). La capacidad de ver detalles pequeños tras retirar las lentes es mayor a medida que la aberración comática es menor para pupilas pequeñas (cuestión 8). El nivel de distorsión luminosa que se ve de noche al conducir es mayor y por cierto el paciente está más incómodo a medida que la aberración comática de alto orden es menor para un tamaño pupilar medio (cuestión 9).

A medida que la aberración esférica de alto orden para un tamaño mediano de pupila (4,5mm) es mayor, el paciente nota menos la distorsión luminosa en conducción nocturna (cuestión 10), su visión es peor tanto al despertar como al final del día tras no dormir con sus lentes (cuestiones 15 y 16), y también tarda más en notar que su visión empeora o es insuficiente en estas mismas condiciones (cuestiones 17 y 18).

Para tamaños pupilares de 3mm también se muestra en la tabla 43 que la correlación entre la aberración esférica de alto orden y la visión tanto al despertar como al final del día tras no dormir con lentes es inversa, al igual que la misma aberración medida para un tamaño pupilar de 4,5mm. A mayor aberración esférica peor es la sensación subjetiva de visión tras saltarse una noche del uso de las lentes.

Tabla 43. Correlaciones entre sintomatología y las RMS (μ) para los diferentes diámetros pupilares. Resaltados $p < 0,05$ y $r \geq 0,3$.

CUESTIONES		RMS esférica 3mm	RMS coma 3mm	RMS astig.sec 3mm	RMS esféric a 4,5mm	RMS coma 4,5mm	RMS astig.se c 4,5mm	RMS esférica 6mm	RMS coma 6mm	RMS astig.sec 6mm
1- Horas de regresión	r	0,142	0,175	0,202	-0,033	0,006	0,089	-0,196	-0,321	-0,205
	p	0,336	0,234	0,169	0,822	0,967	0,549	0,182	0,026	0,161
2- Horas visión insuficiente	r	0,027	0,290	0,146	0,047	0,205	0,091	0,096	-0,048	0,010
	p	0,855	0,045	0,323	0,753	0,161	0,538	0,516	0,744	0,949
3- Noches por semana	r	0,316	0,052	0,165	0,410	0,214	0,024	0,193	0,206	0,218
	p	0,029	0,726	0,262	0,004	0,144	0,870	0,189	0,159	0,136
4- Horas de uso nocturno	r	-0,156	-0,172	-0,165	-0,013	-0,172	0,072	0,113	0,120	0,098
	p	0,290	0,242	0,264	0,930	0,243	0,625	0,444	0,417	0,506
5- Confort al colocar lentes	r	-0,179	-0,072	0,063	-0,072	0,120	0,139	-0,060	-0,159	-0,022
	p	0,223	0,629	0,673	0,625	0,416	0,344	0,688	0,280	0,882
6- Confort al retirar lentes	r	-0,244	-0,070	0,086	-0,179	0,061	0,199	-0,013	-0,013	-0,011
	p	0,094	0,636	0,561	0,224	0,678	0,175	0,930	0,929	0,939
7- Valoración ver detalles fin día	r	0,086	0,182	0,203	-0,003	0,150	0,146	-0,077	-0,273	-0,160
	p	0,563	0,215	0,166	0,986	0,308	0,323	0,605	0,061	0,277
8- Valoración ver detalles inicio día	r	-0,298	-0,507	-0,129	0,043	-0,168	0,089	0,023	0,003	0,003
	p	0,040	<0,001	0,382	0,774	0,254	0,549	0,878	0,984	0,983
9- Valor distorsión lum. noche exterior	r	-0,174	-0,103	-0,161	-0,232	-0,340	-0,114	-0,069	0,042	-0,092
	p	0,236	0,484	0,273	0,112	0,018	0,439	0,641	0,777	0,534
10- Cómo ha cambiado exterior	r	-0,079	0,010	0,205	-0,328	-0,175	0,048	-0,209	-0,055	-0,052
	p	0,592	0,945	0,162	0,023	0,234	0,747	0,154	0,709	0,727
11- Tiempo del cambio ext. (nº semanas)	r	0,255	-0,149	0,530	0,417	0,326	-0,223	0,289	0,132	0,506
	p	0,424	0,645	0,076	0,177	0,301	0,485	0,363	0,683	0,093
12- Valor distorsión lum. noche interior	r	-0,257	0,056	0,024	-0,299	-0,265	-0,029	0,008	0,001	-0,087
	p	0,078	0,707	0,873	0,039	0,069	0,844	0,957	0,997	0,555
13- Cómo ha cambiado interior	r	0,211	0,130	0,289	-0,079	-0,077	0,065	-0,140	-0,073	-0,018
	p	0,151	0,377	0,046	0,595	0,604	0,661	0,344	0,622	0,904
14- Tiempo del cambio int. (nº semanas)	r	-0,399	0,105	0,373	-0,467	-0,327	-0,063	-0,100	-0,308	-0,095
	p	0,327	0,804	0,362	0,243	0,430	0,883	0,813	0,458	0,823
15- Visión al despertar tras NO uso	r	-0,441	-0,228	-0,104	-0,411	-0,207	0,047	-0,162	-0,135	-0,219
	p	0,002	0,120	0,480	0,004	0,157	0,752	0,272	0,361	0,134
16- Visión al final del día tras NO uso	r	-0,327	-0,029	-0,215	-0,457	-0,054	0,003	-0,214	-0,188	-0,144
	p	0,023	0,843	0,142	0,001	0,717	0,982	0,144	0,201	0,329
17- Horas mala visión tras NO uso	r	-0,138	0,279	-0,109	-0,361	-0,009	-0,047	-0,202	-0,216	-0,213
	p	0,349	0,054	0,460	0,012	0,953	0,752	0,168	0,141	0,145
18- Horas visión insuficiente tras NO uso	r	-0,097	0,224	-0,190	-0,424	-0,139	-0,027	-0,192	-0,072	-0,119
	p	0,513	0,125	0,196	0,003	0,345	0,856	0,192	0,626	0,422

5.2.7.4 Síntomas vs CSF

A continuación, pasamos a resumir los valores para las medidas obtenidas de forma monocular.

La correlación de la CSF monocular en las bajas y medias frecuencias (2,12, 3, 4,24 y 6 c/g) se correlaciona de manera inversa respecto del tiempo que se necesita para notar que la sensación de distorsión luminosa al conducir de noche disminuye (cuestión 11), es decir, que cuanto mejores son estos valores de CSF menor este tiempo. Para las frecuencias bajas (2,12, 3 y 4,24) la correlación es directa con la mejor calificación de la visión tras una noche sin lentes, tanto al principio como al final del día (cuestiones 15 y 16), a mejores valores de CSF mejor se ve el paciente al día siguiente, tanto al principio como al final del día, de no usar las lentes.

Los resultados binoculares no muestran tener correlación entre ellos, salvo la cuestión número 4 que se correlaciona con el valor de LogCS 16,97 ($r = -0,454$ y $p = 0,026$),

Tabla 44. Resumen de correlaciones entre sintomatología y las CSF(c/g) monoculares.

 (Resaltadas $p < 0,05$ y $r \geq 0,3$). (a) variable constante.

CUESTIONES		LogCS 1,5	LogCS 2,12	LogCS 3	LogCS 4,24	LogCS 6	LogCS 8,49	LogCS 12	LogCS 16,97	LogCS 24
1- Horas de regresión	r	0,019	0,274	0,342	0,236	0,093	-0,075	0,095	-0,008	0,049
	p	0,896	0,060	0,017	0,106	0,530	0,614	0,520	0,957	0,742
2- Horas visión insuficiente	r	-0,059	-0,054	-0,040	-0,067	-0,070	-0,086	-0,008	-0,087	-0,016
	p	0,69	0,716	0,785	0,653	0,637	0,562	0,957	0,556	0,916
3- Noches por semana	r	-0,059	-0,117	-0,146	-0,101	-0,040	0,016	-0,118	-0,092	0,075
	p	0,689	0,429	0,322	0,496	0,789	0,917	0,424	0,536	0,612
4- Horas de uso nocturno	r	-0,261	-0,091	0,068	-0,041	-0,015	-0,186	-0,190	-0,221	-0,339
	p	0,073	0,537	0,644	0,781	0,922	0,205	0,197	0,131	0,018
5- Confort al colocar lentes	r	0,085	-0,049	-0,155	-0,123	-0,154	0,004	-0,058	0,050	-0,048
	p	0,565	0,740	0,293	0,405	0,297	0,980	0,697	0,736	0,747
6- Confort al retirar lentes	r	0,059	0,091	0,040	-0,012	-0,135	-0,067	-0,100	-0,023	-0,010
	p	0,692	0,537	0,789	0,933	0,360	0,649	0,499	0,874	0,944
7- Valoración ver detalles fin día	r	-0,283	-0,114	0,012	-0,028	0,057	-0,183	-0,047	-0,122	-0,166
	p	0,052	0,44	0,934	0,852	0,700	0,214	0,752	0,408	0,258
8- Valoración ver detalles inicio día	r	0,058	-0,062	-0,154	-0,133	-0,162	0,018	-0,089	-0,105	-0,150
	p	0,698	0,674	0,297	0,366	0,271	0,906	0,549	0,477	0,310
9- Valor distorsión lum. noche exterior	r	0,111	0,060	0,045	0,108	0,147	0,171	0,172	0,126	0,069
	p	0,452	0,684	0,760	0,467	0,318	0,244	0,242	0,392	0,643
10- Cómo ha cambiado exterior	r	0,236	0,299	0,224	0,371	0,388	0,393	0,368	0,313	0,119
	p	0,107	0,039	0,125	0,010	0,006	0,006	0,010	0,030	0,419
11- Tiempo del cambio ext. (nº semanas)	r	-0,021	-0,720	-0,908	-0,846	-0,697	0,136	-0,034	-0,024	-0,016
	p	0,948	0,008	<0,001	0,001	0,012	0,673	0,917	0,941	0,960
12- Valor distorsión lum. noche interior	r	0,125	-0,092	-0,179	-0,066	0,018	0,156	0,197	0,109	0,137
	p	0,396	0,534	0,223	0,655	0,901	0,289	0,179	0,461	0,352
13- Cómo ha cambiado interior	r	-0,136	-0,124	-0,093	0,005	0,171	0,066	0,057	0,014	-0,168
	p	0,357	0,401	0,530	0,975	0,245	0,658	0,701	0,923	0,254
14- Tiempo del cambio int. (nº semanas)	r	.(a)	-0,339	-0,004	.(a)	-0,004	0,004	0,092	-0,079	-0,058
	p	0	0,411	0,993	0	0,993	0,993	0,828	0,852	0,892
15- Visión al despertar tras NO uso	r	0,354	0,522	0,484	0,379	0,084	0,115	0,207	0,130	0,181
	p	0,013	<0,001	<0,001	0,008	0,570	0,438	0,158	0,377	0,218
16- Visión al final del día tras NO uso	r	0,312	0,409	0,331	0,300	0,090	0,138	0,190	0,166	0,127
	p	0,031	0,004	0,021	0,038	0,544	0,349	0,197	0,261	0,391
17- Horas mala visión tras NO uso	r	0,057	0,229	0,266	0,152	-0,011	-0,065	0,043	-0,037	-0,037
	p	0,702	0,118	0,067	0,303	0,940	0,662	0,774	0,805	0,805
18- Horas visión insuficiente tras NO uso	r	0,072	0,365	0,434	0,332	0,167	-0,059	0,058	0,078	0,015
	p	0,629	0,011	0,002	0,021	0,258	0,690	0,695	0,600	0,920

5.2.7.5 Síntomas vs AV

Con respecto a los cambios en la AV, es muy frecuente encontrar una mejora de la AV en la mayoría de los pacientes sometidos a Ortoqueratología, de tal forma que la AV sin compensación, aunque quede un residual miópico, es superior a la teórica que cabría esperar. Es frecuente que con una miopía residual de 0,75 o 1 dioptría, el paciente tenga una AV, sin compensación, cercana a la unidad en la escala de Snellen. Aún no se ha podido hallar una explicación científica a este hecho. Se piensa que se debe a la mayor esfericidad conseguida en la zona central de la córnea, pero si bien esto es cierto, debería aumentar la aberración esférica, y por lo tanto no explicaría satisfactoriamente una mejora de la AV.

También se atribuye a un presunto acercamiento del punto nodal a la retina, y hay quien lo achaca al sistema nervioso, argumentando que el masaje mecánico de la lente sobre el ápex corneal, transmitido a través del capilar lagrimal, produce una estimulación del trigémino, lo que provoca algún tipo de actuación sobre el músculo ciliar, causando el efecto de mejora de la AV al reducir posibles espasmos acomodativos.

También se menciona una mejora de la claridad retinal en los pacientes tratados con esta técnica para explicar este hecho. De cualquier forma, lo que sí se puede comprobar en todos los casos tratados es una mejora significativa de la AV tanto con compensación como sin ella.

En este apartado volvemos a hacer un doble análisis considerando los datos de manera monocular y binocular, así pues se obtiene que de manera binocular no exista ninguna correlación entre los valores de AV binocular tanto decimal como estereoscópica al final del tratamiento con ninguna de las preguntas del cuestionario.

Con respecto del análisis de la AV monocular diremos que existe una correlación estadísticamente significativa y directa entre la AV monocular al final del tratamiento respecto a cómo ve el paciente al final del día cuando no duerme con las lentes (pregunta número 16 del cuestionario), aunque la fuerza de esta correlación es leve ($r=0,301$, $p=0,038$) es un resultado lógico que los pacientes consiguen mantener una buena visión al final del día tras una noche sin lentes, que su AV sea buena.

5.2.7.6 Otros factores

Estas son las correlaciones encontradas al analizar factores como la edad y sexo respecto de las preguntas del formulario de satisfacción.

Tabla 45. Correlaciones entre sintomatología y otros factores. (Resaltados $p < 0,05$ y $r \geq 0,3$)

CUESTIONES		Edad (años)	Sexo
1- Horas de regresión	r	0,315	0,325
	p	0,029	0,024
2- Horas visión insuficiente	r	0,043	-0,227
	p	0,772	0,121
3- Noches por semana	r	-0,118	0,088
	p	0,425	0,551
4- Horas de uso nocturno	r	-0,257	-0,148
	p	0,078	0,316
5- Confort al colocar lentes	r	0,006	-0,105
	p	0,969	0,476
6- Confort al retirar lentes	r	-0,018	-0,226
	p	0,905	0,122
7- Valoración ver detalles fin día	r	0,150	0,005
	p	0,310	0,972
8- Valoración ver detalles inicio día	r	-0,094	-0,309
	p	0,524	0,033
9- Valor distorsión lum. noche exterior	r	0,210	-0,114
	p	0,152	0,439
10- Cómo ha cambiado exterior	r	0,023	0,029
	p	0,875	0,847
11- Tiempo del cambio ext. (nº semanas)	r	0,041	-0,569
	p	0,899	0,053
12- Valor distorsión lum. noche interior	r	0,321	-0,435
	p	0,026	0,002
13- Cómo ha cambiado interior	r	-0,112	0,121
	p	0,449	0,415
14- Tiempo del cambio int. (nº semanas)	r	0,539	-0,703
	p	0,168	0,052
15- Visión al despertar tras NO uso	r	0,170	-0,172
	p	0,247	0,241
16- Visión al final del día tras NO uso	r	0,166	-0,016
	p	0,260	0,915
17- Horas mala visión tras NO uso	r	0,109	0,084
	p	0,460	0,569
18- Horas visión insuficiente tras NO uso	r	-0,030	0,014
	p	0,841	0,922

Parece ser que a los pacientes de mayor edad tienen una menor regresión del tratamiento durante el día (cuestión 1) y en ambientes interiores se sienten más incómodos en cuanto a la distorsión luminosa alrededor de las luces, en ambientes oscuros.

En cuanto al género se obtiene que los hombres tardan más tiempo en notar que su visión empeora al final del día (cuestión 1), ven mejor los detalles pequeños la retirar las lentes (cuestión 8) y se sienten menos incómodos en ambientes interiores oscuros frente a la distorsión luminosa que los aparatos domésticos puedan generar (cuestión 12).

5.3 DISCUSIÓN

El tratamiento ortoqueratológico lleva asociados cambios en la redistribución del epitelio corneal que provocarán a su vez un cambio en la forma, alterando la calidad visual de imagen retiniana particularmente en condiciones de baja iluminación, dando lugar a que muchos pacientes refieran la presencia de deslumbramientos y halos sobre todo en las primeras fases del tratamiento.

El primer estudio nos permitió evaluar la sintomatología y la calidad óptica subjetiva. En este estudio se midió la calidad óptica objetiva correspondiente a los pacientes más veteranos de la misma muestra, incluyendo en el estudio a los pacientes con al menos 2 años de antigüedad.

Los resultados del presente trabajo coinciden con los resultados de otros estudios al ponerse de manifiesto que tras el tratamiento ortoqueratológico se produce un incremento en la mayoría de las aberraciones corneales y de entre ellas la que sufre un incremento mayor es la aberración esférica de 4º y 6º orden, y en términos de RMS [Hiraoka 2005 y 2008, Anera, 2009]. A su vez estos incrementos serán más fuertes a medida que se consideran \emptyset pup mayores [Queirós, 2010a]. Como se ha dicho anteriormente, entre las quejas comunes se incluye la percepción se halos y otras formas de deslumbramiento alrededor de las luces, tanto en ambientes de interior como en el exterior. En el capítulo 4 se ha comprobado que a medida que transcurre el tiempo y se afianza el tratamiento el paciente deja de describir estos fenómenos con la misma intensidad que al principio, por tanto se observa que esta percepción cambia, y con ella cambia la calidad visual del paciente. [Yamane, 2004 y Wang, 1997; Santolaria et al, 2013].

Por tanto se ha visto que los cambios en las aberraciones de alto orden corneales y la consecuente degradación de la calidad óptica de la córnea se mantienen constantes durante el tiempo en el que el paciente sigue el tratamiento, coincidiendo con otros estudios. [Hiraoka, 2008]

Los resultados de CS en el momento del examen fueron similares también a los obtenidos en el momento de la preadaptación, siendo los valores monoculares similares a los binoculares para las frecuencias medias y bajas, y significativamente mejores los binoculares en el caso de las altas frecuencias. Este hecho coincide con los resultados referidos por otros autores en los que estudian el comportamiento de la CS en otras técnicas de corrección como PRK [Montés-Micó, 2001 y Wang, 1997] o Lasik [Pérez-Santoja, 1998; Mutyala, 2000 y Chan, 2002].

En lo referente a la distorsión luminosa no hubo correlación alguna con la SC y con respecto a las aberraciones corneales de alto orden en función del diámetro pupilar, solamente hubo correlación entre el coma horizontal y el tamaño del halo para diámetros pupilares medios.

Los valores de SC y DL resultaron dentro de los rangos normales pese a haber sido medidos a los 2 años de tratamiento, y junto con la ausencia de correlación entre ellos sugiere que ambos métodos podrían estar midiendo aspectos diferentes de la calidad visual.

El valor del error refractivo inicial fue el factor más influyente en la sintomatología del paciente, inclusive más que el error refractivo residual. A mayor cantidad de miopía inicial, mayor regresión y mayor miopía residual, por tanto el sujeto tardará menos tiempo e tener una visión insuficiente para realizar sus tareas.

CAPÍTULO 6. VARIACIONES TEMPORALES EN LOS NUEVOS PACIENTES

Como se vio en el estudio anterior, los cambios en la redistribución del epitelio provocarán a su vez un cambio en la calidad visual de la córnea particularmente en condiciones de baja iluminación, dando lugar a que muchos pacientes refieran la presencia de deslumbramientos y halos sobre todo en las primeras fases del tratamiento.

Recordemos que en el caso de la corrección de la miopía, la parte central de la córnea experimenta un aplanamiento controlado en función de magnitud de error refractivo que se pretende reducir, y un engrose del epitelio corneal situado en la media periferia, produciéndose a nivel histológico una redistribución del epitelio de la cara anterior de la córnea.

Así pues, estos cambios intrínsecos al tratamiento deterioran la calidad de la visión [Hiraoka et al, 2005; Anera et al, 2009; Lu F et al, 2007b y Hiraoka et al, 2008] y además estos cambios dependen del tamaño pupilar [Wang Y et al, 2003] y de la cantidad de error refractivo a compensar [Llorente et al, 2004].

Como se ha dicho anteriormente, entre las quejas comunes se incluye la percepción de halos y otras formas de deslumbramiento alrededor de las luces, tanto en ambientes de interior como en el exterior. En el capítulo 4 se ha comprobado que a medida que transcurre el tiempo y se afianza el tratamiento el paciente deja de describir estos fenómenos con la misma intensidad que al principio, por tanto se observa que esta percepción cambia, y con ella cambia la calidad visual del paciente. [Yamane, 2004 y Wang, 1997; Santolaria et al, 2013].

Sin embargo, se asume que los cambios en las aberraciones de alto orden corneales y la consecuente degradación de la calidad óptica de la córnea se mantienen constantes durante el tiempo en el que el paciente sigue el tratamiento. [Hiraoka, 2008]

Por tanto, surge la hipótesis de que el aumento de los fenómenos de distorsión luminosa podría ser un proceso transitorio y a su vez independiente de los cambios de la superficie corneal y a su impacto en la calidad visual.

Así pues, se pretende evaluar las variaciones en el tiempo del tamaño y de la irregularidad de los fenómenos de distorsión luminosa, y valorar las posibles correlaciones de estos con las aberraciones de la superficie corneal anterior y función de sensibilidad de contraste (CSF) durante todo el periodo de tratamiento.

6.1 MUESTRA

Las características de los 29 pacientes que participaron en esta fase longitudinal del estudio se presentan en la tabla 46. Estos pacientes nunca habían sido sometidos a ningún tratamiento ortoqueratológico previo. Parte de los pacientes eran pacientes de LC blandas desechables y otra parte eran pacientes de gafa graduada.

Tras el estudio a corto plazo (1 mes) 20 pacientes decidieron completar el estudio a largo plazo (1 año). A continuación se detallan las características iniciales de ambas muestras.

Tabla 46. Descriptivos iniciales de la muestra de pacientes del estudio longitudinal a 1 mes (n=29).

EDAD	22,36 ± 8,03 años [10 a 43]	
MUESTRA (mujeres/hombres ratio)	29 pacientes [23/6]	
M (inicio)	-2,17±0,95D	[-4,75 a -1,00]
J0 (inicio)	-0,04±0,19D	[-0,50 a 0,46]
J45 (inicio)	-0,01 ±0,11D	[-0,29 a 0,36]
Sim-K plano	7,78 ±0,28mm	[7,20 a 8,64]
Sim-K curvo	7,66 ±0,28mm	[7,06 a 8,63]
Exmed (inicio)	0,45±0,11	[0,16 a 0,64]
AV decimal (monocular)	1,17 ±0,10	[0,90 a 1,50]

Tabla 47. Descriptivos de la muestra de pacientes que continuó el estudio hasta finalizar 1 año (n=20).

EDAD	21,40± 8 años [10 a 42]	
MUESTRA (mujeres/hombres ratio)	20 pacientes [4/16]	
M (inicio)	-2,19±0,97D	[-1,00 a -4,75]
J0 (inicio)	-0,04±0,20D	[-0,50 a 0,46]
J45 (inicio)	0,01 ±0,12D	[-0,29 a 0,36]
Sim-K plano	7,74 ±0,29mm	[7,20 a 8,64]
Sim-K curvo	7,63 ±0,30mm	[7,06 a 8,63]
Exmed (inicio)	0,45±0,13	[0,16 a 0,64]
AV decimal (monocular)	1,17 ±0,09	[1,00 a 1,50]

El procedimiento de recogida de datos fue el mismo descrito en el apartado anterior, repitiéndose la batería de pruebas en cada una de las visitas hasta finalizar el estudio.

Así pues se realizan todas las medidas al inicio del tratamiento, tras 1 día de tratamiento, a los 7, 15, 30 días para el estudio a corto plazo y tras los 12 meses para aquellos que continuarán el estudio a largo plazo.

6.2 RESULTADOS

En esta parte del estudio se parte de una muestra de n=29 pacientes en los que se hace el seguimiento durante el primer mes de tratamiento. A partir de este punto, 9 pacientes abandonan el seguimiento y continúan hasta el año los 20 pacientes restantes. Los resultados están basados en las pruebas de los casos de adaptaciones realizadas con éxito.

6.2.1 Eficacia del Tratamiento

En la tabla 48 se muestran los datos de refracción, AVCC, queratométricos y de excentricidad de la muestra que, sin haber hecho nunca el tratamiento con anterioridad, han finalizado la adaptación con éxito.

Tabla 48. Tabla inicio/final del tratamiento OK en función del tiempo. Media± Error típico (Rango)

Valores	Pre adaptación n=58	1 mes n=58	1 año n=40
M (D)	-2,21±0,12 (-4,75 a -1,00)	0,38±0,43 (-1,00 a 25)	-0,03±0,02 (-0,75 a 0)
AVcc	1,19±0,01 (1 a 1,5)	1,23±0,03 (0,8 a 1,8)	1,29±0,03 (0,9 a 1,9)
SimK_Plano (mm)	7,78±0,04 (7,2 a 8,64)	8,05±0,04 (7,4 a 8,73)	8,01±0,05 (7,47 a 8,77)
SimK_Curvo (mm)	7,66±0,04 (7,06 a 8,63)	7,90±0,04 (7,32 a 8,64)	7,86±0,04 (7,39 a 8,71)
Rmin (mm)	7,55±0,04 (6,92 a 8,52)	7,46±0,05 (6,31 a 8,45)	7,36±0,08 (5,37 a 8,47)
ExzN	0,50±0,02 (-0,03 a 0,78)	-0,17±0,04 (-0,9 a 0,58)	-0,19±0,07 (-1,76 a 0,52)

En cuanto a la eficacia del tratamiento señalamos que existen diferencias estadísticamente significativas en los valores del equivalente esférico para todos los intervalos de tiempo respecto del inicio, como muestra la siguiente tabla. (tabla 49)

Tabla 49. Incrementos estadísticamente significativos para valores de M (equivalente esférico miópico).

M (D)	Tiempo	Diferencia \pm Error típico	Sig.	%
Preadaptación	1 día	-1,20 \pm 0,27	<0,001	54,51
	7 días	-2,21 \pm 0,27	<0,001	100,00
	15 días	-2,20 \pm 0,27	<0,001	99,61
	1 mes	-2,59 \pm 0,27	<0,001	117,38
	1 año	-2,18 \pm 0,29	<0,001	98,87
1 día	7 días	-1,00 \pm 0,27	0,005	100,00
	15 días	-1,00 \pm 0,27	0,006	99,14
	1 mes	-1,39 \pm 0,27	<0,001	138,20
	1 año	-0,98 \pm 0,29	0,026	97,51

De estos valores se extrae que el gran cambio en la refracción del paciente se da tras la primera noche de tratamiento, y a partir de aquí los cambios se van dando de una manera más suave o más lentamente.

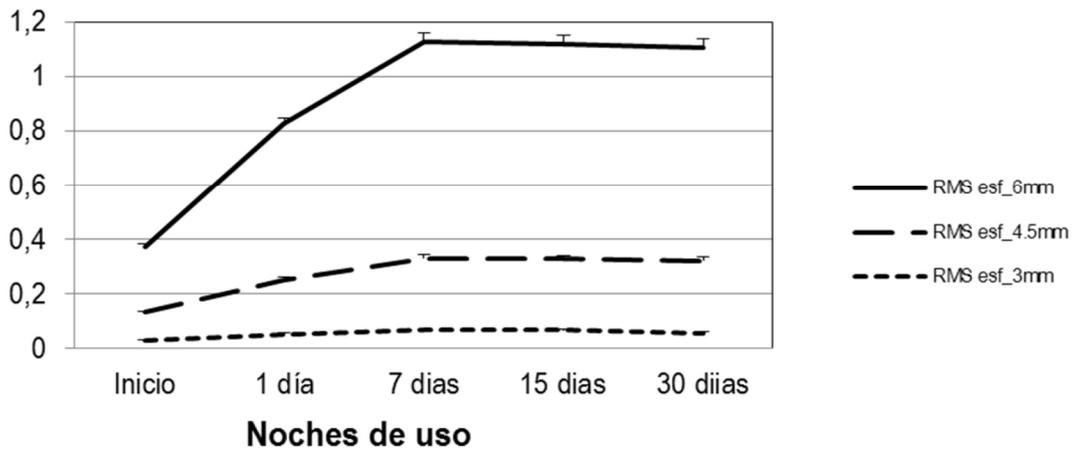
6.2.2 Calidad Óptica de la Córnea

Tras el análisis de la variación de las aberraciones de alto orden en función tiempo para cada grupo de muestra, se observó que el promedio de la RMS esférica en el estudio a 1 mes (figura 98A) aumenta significativamente para todos los diámetros de la pupila en todos los tiempos analizados con respecto del inicio, siendo el incremento más fuerte para el \varnothing_{pup} de 3mm de 109,68% ($p<0,05$) en el 7º día de tratamiento y a partir de este momento se mantiene más o menos estable.

Para el $\varnothing 4,5$ mm el mayor incremento de la RMS esférica con respecto del inicio se da al 7º día y fue de 156,96% ($p<0,05$) y a partir de este momento también se mantiene estable.

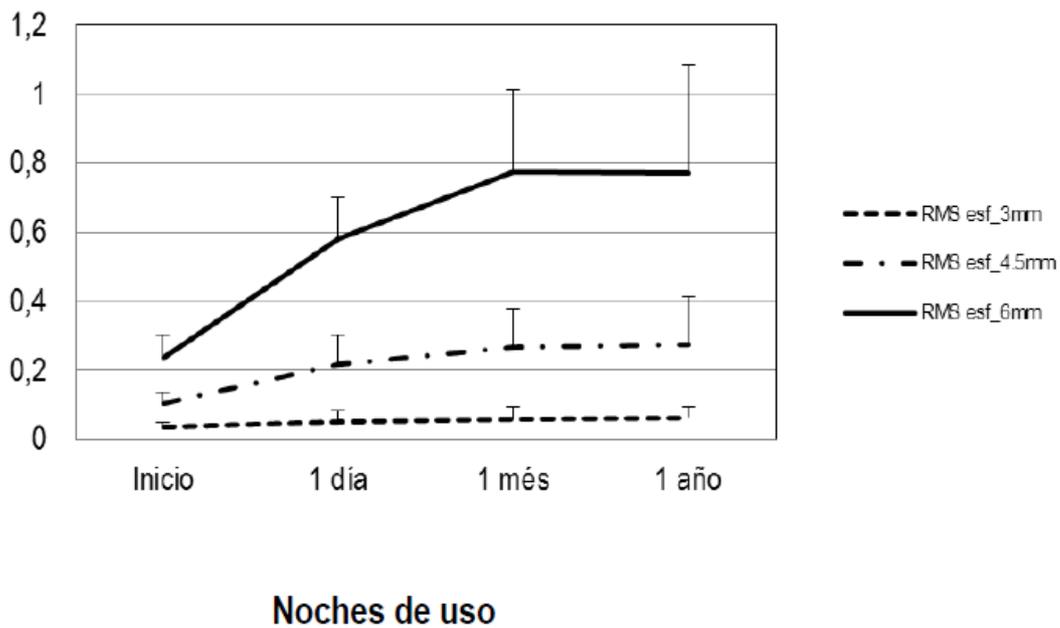
Finalmente, para $\varnothing 6$ mm el mayor aumento respecto del inicio, sucede también el 7º día y fue de 233,35% ($p<0,05$) y a partir de este día se mantiene. (Tabla 50)

Aberración Esférica a 1 mes (μm)



(A)

Aberración Esférica a 1 año (μm)



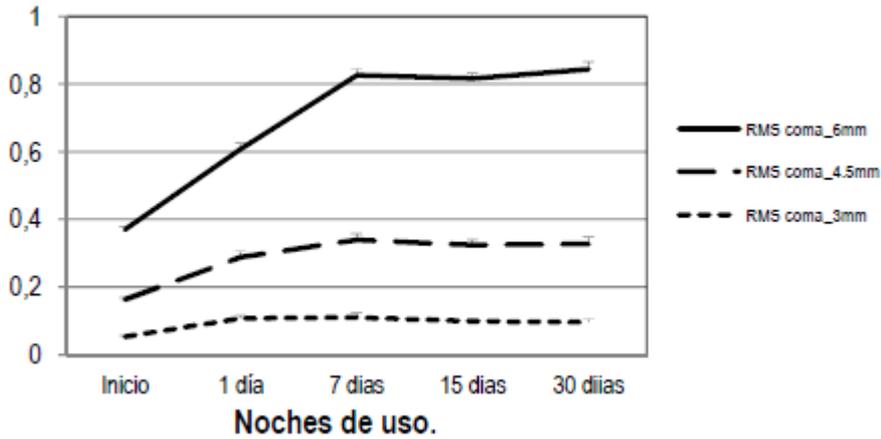
(B)

Figura 98. Variación RMS esférica a lo largo del primer mes de tratamiento según tamaño pupilar para $n=29$ (A) y variación de RMS esférica a lo largo del primer año de tratamiento según tamaño pupilar para $n=20$ (B).
(Media \pm DST)

En el estudio a 1 año (Figura 98B) se observó que la RMS esférica se mantiene ligeramente estable para \varnothing_{pup} de 3mm y para \varnothing_{pup} de 4,5mm sigue aumentando, dándose el

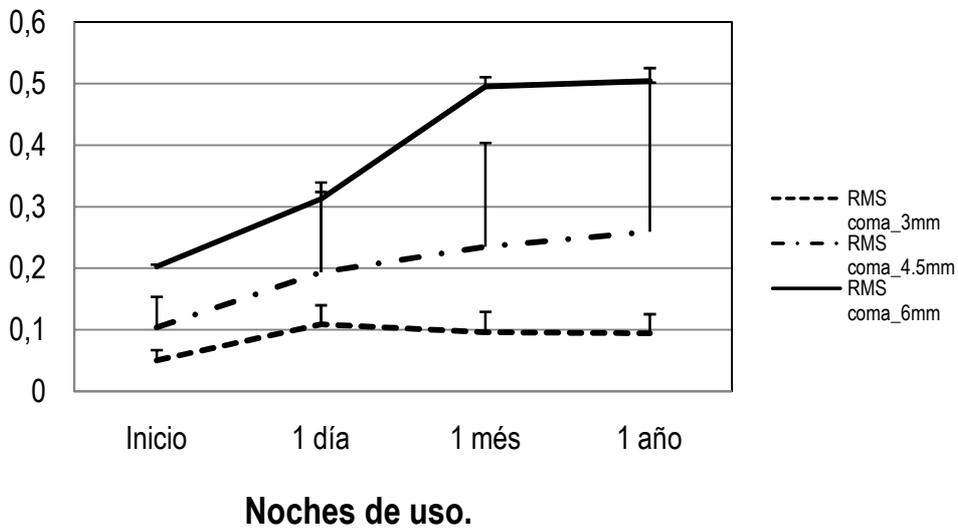
mayor incremento, respecto del inicio, para el Øpup de 3mm y de 4,5mm (86,15% y 167,3% respectivamente ($p<0,05$)). Para el Øpup de 6mm el mayor incremento se da al mes (228,87%, $p<0,05$), y a partir de aquí se mantiene. (Tabla 51)

Aberración Comática a 1 mes (μm)



(A)

Aberración Comática a 1 año (μm)



(B)

Figura 99. Variación RMS comática a lo largo del primer mes de tratamiento según tamaño pupilar para $n=29$ (A) y variación de RMS comática a lo largo del primer año de tratamiento según tamaño pupilar para $n=20$ (B). (Media \pm DST)

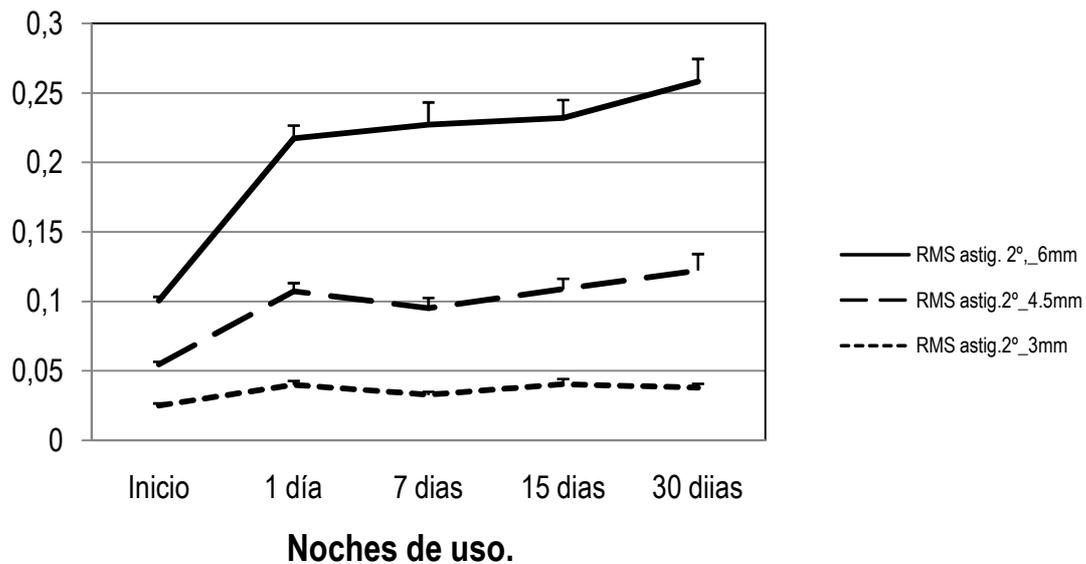
La RMS comática, en el estudio a 1 mes, (figura 99A), aumenta significativamente en todos los tiempos de medida analizados excepto tras la primera noche para Ø6mm ($p>0,05$).

Los mayores incrementos suceden el 7º día para los diámetros pupilares de 3 y 4,5mm siendo dichos incrementos del 107,67% y 109,35% respectivamente ($p < 0,05$). El mayor incremento para \varnothing pup de 6mm se da a los 30 días de tratamiento siendo del 149,75% ($p < 0,05$). (Tabla 50).

En el estudio a 1 año (Figura 99B) se observó que desde el primer mes hasta el primer año de tratamiento, la aberración comática sigue aumentando para \varnothing pup de 4,5 y 6mm y para \varnothing pup de 3mm se mantiene estable.

Los mayores incrementos, respecto del inicio, los encontramos para el \varnothing pup de 4,5mm y de 6mm tras 1 año de tratamiento (149,75% y 148,43% respectivamente ($p < 0,05$)). Por otro lado, para el \varnothing pup de 3mm el mayor incremento se da tras el primer día de tratamiento (116,49%, $p < 0,05$), y a partir de aquí se mantiene. (Tabla 51).

Aberración Astigmatismo Secundario a 1 mes (μm)



(A)

Aberración Astigmatismo Secundario a 1 año (μm)

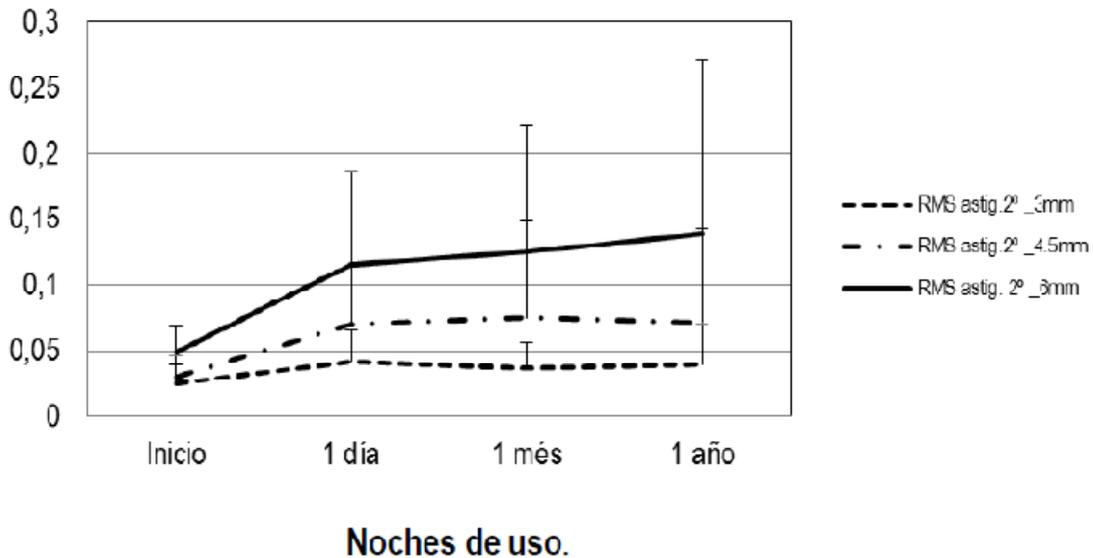


Figura 100. Variación RMS astigmatismo secundario a lo largo del primer mes de tratamiento según tamaño pupilar para n=29 (A) y variación de RMS astigmatismo secundario a lo largo del primer año de tratamiento según tamaño pupilar para n=20 (B). (Media \pm DST)

El astigmatismo secundario, en el estudio a 1 mes (figura 100A), sufre incrementos estadísticamente significativos para todos sus tiempos de medida excepto para el de 3mm al 7º día ($p>0,05$), siendo pues los incrementos más altos de este el día 30 para los \varnothing pup de 4,5 y 6mm (184,7% y 195,08 respectivamente ($p<0,05$)). Para el \varnothing pup de 3mm el mayor incremento sobre el inicio se da el 15º día con un 61,6% ($p<0,05$). (Tabla 50)

En el estudio a 1 año (Figura 100B) se observó que el mayor incremento para la aberración astigmatismo secundario medida para un \varnothing 3mm se produce tras el primer día de tratamiento (68,03%, $p<0,05$) seguidamente se reduce ligeramente ($p>0,05$) para volver a aumentar ligeramente también al año, siendo este último incremento, con respecto de los valores de preadaptación, inferior al experimentado tras la primera noche ($p>0,05$).

Para el \varnothing pup de 4,5 el mayor incremento sucede al mes (152,19%, $p<0,05$) y a partir de este momento se reduce sensiblemente y para \varnothing 6mm el mayor incremento desde el inicio sucederá al año (185,38%, $p<0,01$). Cabe destacar que los mayores incrementos significativos respecto de la primera noche se dan en los valores de la aberración esférica medida para \varnothing pup de 6mm, sucediendo tanto al mes de tratamiento (33,24%, $p<0,05$) como al año (32,52%, $p<0,05$). (Tabla 51)

Tabla 50. Resumen de los incrementos estadísticamente significativos más fuertes para cada \emptyset pup con respecto del inicio. Estudio a 1 mes (n=29).

RMS (μm)	\emptyset pup	Tiempo	Diferencia \pm Error típico	Sig.	%
Esférica	3 mm	7 días	-0,04 \pm 0,01	<0,001	-109,68
	4,5 mm	7 días	-0,06 \pm 0,01	<0,001	-156,96
	6 mm	7 días	-0,02 \pm 0,00	<0,001	-233,35
Coma	3 mm	7 días	-0,16 \pm 0,02	<0,001	-107,67
	4,5 mm	7 días	-0,12 \pm 0,02	<0,001	-109,35
	6 mm	1 mes	-0,05 \pm 0,01	<0,001	-149,75
Astig Sec.	3 mm	15 días	-0,56 \pm 0,04	0,001	-61,60
	4,5 mm	1 mes	-0,31 \pm 0,06	<0,001	-184,70
	6 mm	1 mes	-0,09 \pm 0,02	<0,001	-195,08

Tabla 51. Resumen de los incrementos estadísticamente significativos más fuertes para cada \emptyset pup con respecto del inicio. Estudio a 1 año (n=20).

RMS (μm)	\emptyset pup	Tiempo	Diferencia \pm Error típico	Sig.	%
Esférica	3 mm	1 año	-0,03 \pm 0,01	0,001	-86,15
	4,5 mm	1 año	-0,17 \pm 0,02	<0,001	-167,3
	6 mm	1 mes	-0,54 \pm 0,05	<0,001	-228,87
Coma	3 mm	1 día	-0,06 \pm 0,01	<0,001	-116,49
	4,5 mm	1 año	-0,16 \pm 0,04	<0,001	-149,75
	6 mm	1 año	-0,30 \pm 0,08	0,006	-148,43
Astig Sec.	3 mm	1 día	-0,02 \pm 0,01	0,027	-68,03
	4,5 mm	1 mes	-0,05 \pm 0,01	0,005	-152,19
	6 mm	1 año	-0,09 \pm 0,02	0,002	-185,38

6.2.3 Distorsión Luminosa

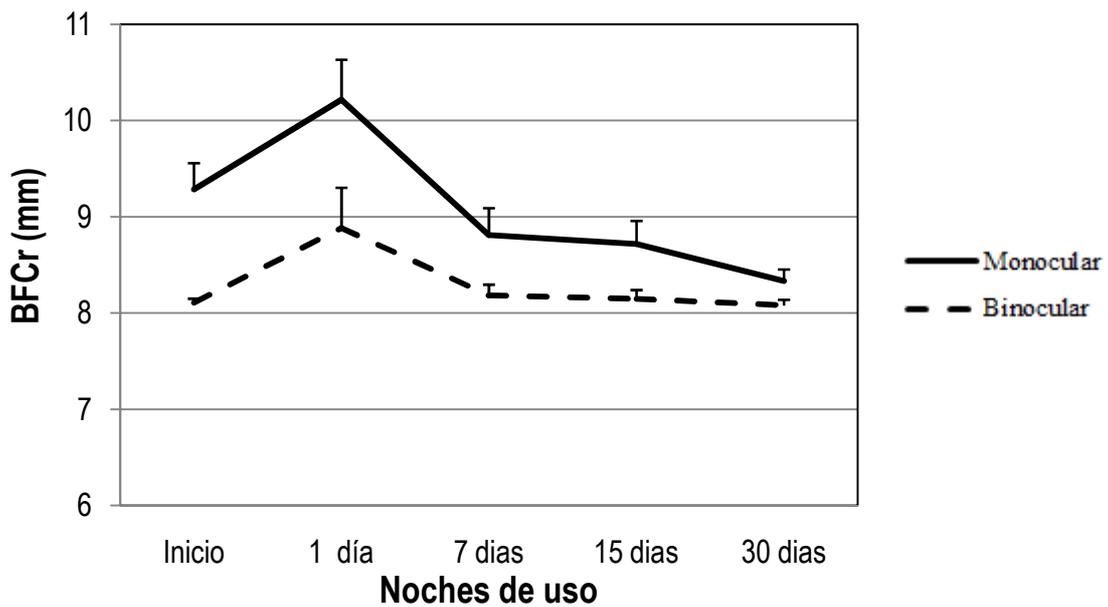
El índice que mejor determina el tamaño de la distorsión que rodea el LED central es el radio del círculo mejor ajuste (BFCr) se define como el círculo que mejor se adapta a la zona de la distorsión resultante de la unión de todos los puntos en cada meridiano del dispositivo lineal.

Otro parámetro que también expresará el tamaño del halo es el índice HA (deg^2). Este índice correspondería al tamaño del área en el cual los puntos luminosos no fueron detectados

por el paciente, por tanto, no se mostrarán los resultados en este trabajo para evitar la redundancia.

Como se observa en la figura 101 A y B, este índice, valorado de forma monocular, experimenta un incremento o empeoramiento del 12,15% ($p < 0,05$) tras la primera noche de uso, siendo esta variación del 10% ($p > 0,05$) valorado de forma binocular.

Radio esférico de mejor adaptación (1 mes)



(A)

Radio esférico de mejor adaptación (1año)

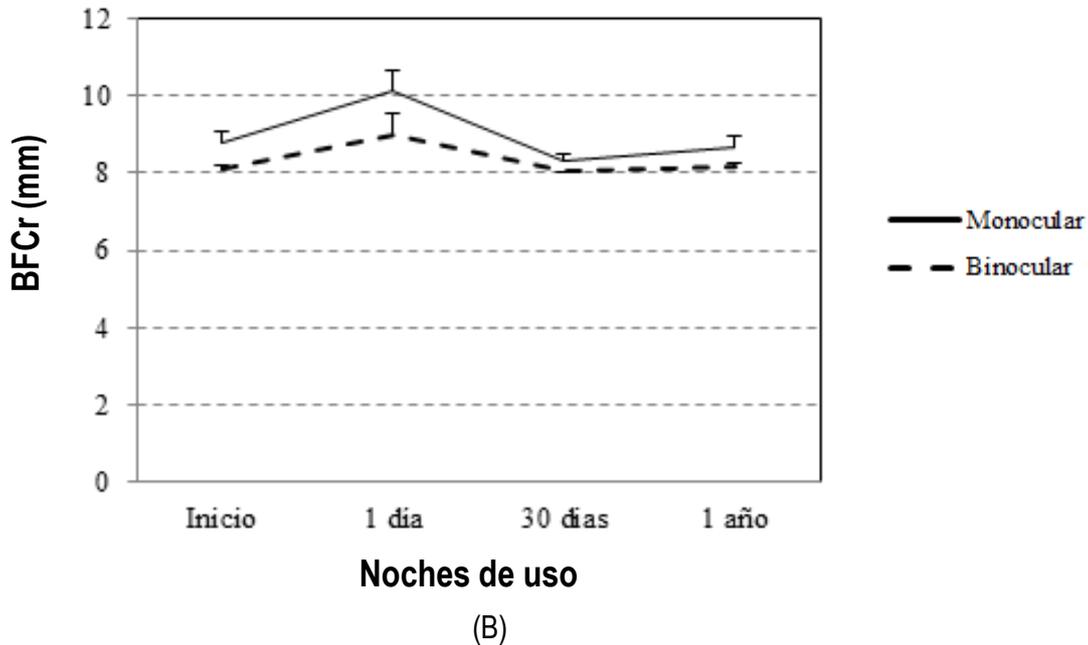


Figura 101. Variación del Radio esférico de mejor adaptación (BFCr) en condiciones mesópicas a lo largo del primer mes de tratamiento para el grupo inicial de 29 pacientes (A) y variación a lo largo del primer año de tratamiento de los 20 pacientes que continuaron (B). (Media±DST)

A comparación con el HA que tras los 7 días de tratamiento ya alcanzaba valores similares a los del inicio tanto monocularmente cómo binocularmente, el BFCr monocular alcanza mejores valores respecto del inicio tras la primera semana (2%, $p>0,05$), manteniéndose hasta los 15 días (3% respecto del inicio, $p>0,05$) y volviendo a experimentar una segunda ligera mejoría al mes de tratamiento (7%, $p>0,05$). Los resultados binoculares experimentan un empeoramiento tras la primera noche (10%, $p<0,05$), seguidamente se recuperan a la semana con valores similares a los del inicio y a partir de este punto ya se mantienen en el tiempo. A continuación se resumen únicamente los resultados estadísticamente significativos.

Tabla 52. Incrementos estadísticamente significativos para valores de BFCr monoculares.

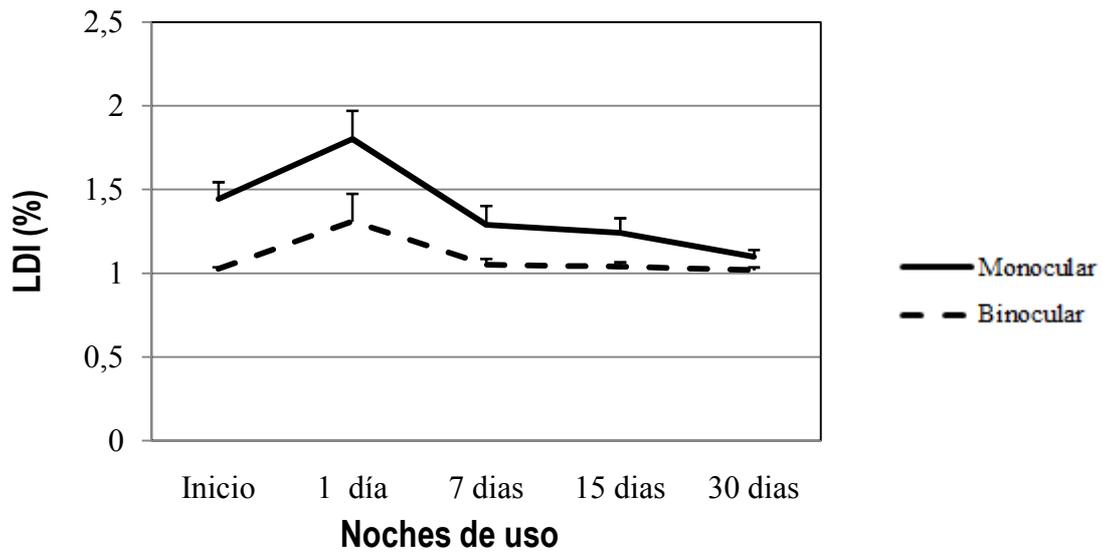
BFCr (a 1 mes, n=29)	Tiempo	Diferencia ± Error típico	Sig.	%
1 día	Preadaptación	1,33±0,36mm	0,002	12,99
	7 días	1,41±0,40mm	0,004	13,78
	15 días	1,50±0,40mm	0,002	14,68
	1 mes	1,89±0,40mm	<0,001	18,46
BFCr (a 1 año, n=20)				
1 día	1 mes	1,80±0,47mm	0,005	17,78

Tabla 53. Incrementos estadísticamente significativos para valores de BFCr binoculares.

BFCr (a 1 mes, n=29)	Tiempo	Diferencia ± Error típico	Sig.	%
1 día	Preadaptación	0,79±0,28mm	0,012	10,13
	1 mes	0,81±0,28mm	0,034	9,07

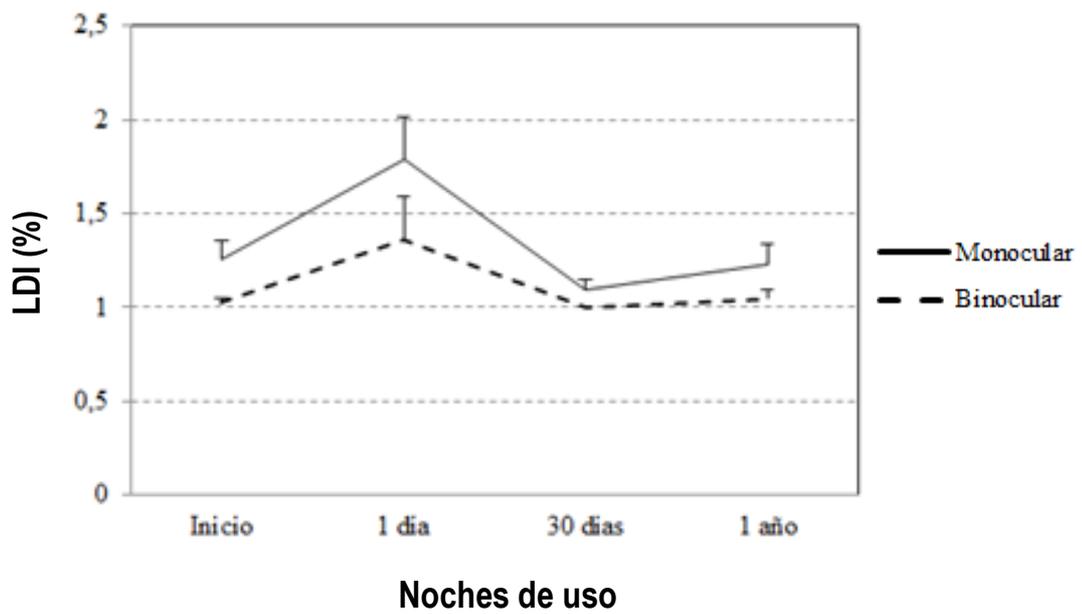
Para la muestra del estudio a 1 año (n=20) no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los resultados binoculares.

Índice de distorsión luminosa (1 mes)



(A)

Índice de distorsión luminosa (1 año)



(B)

Figura 102. Variación del Índice de distorsión luminosa en condiciones mesópicas a lo largo del primer mes de tratamiento para el grupo inicial de 29 pacientes (A) y variación a lo largo del primer año de tratamiento de los 20 pacientes que continuaron (B) .(Media±DST)

El BCFr, expresado en mm, está linealmente relacionado con el parámetro de índice de distorsión (LDI). LDI se calcula como la relación de la zona o puntos no vistos por el sujeto y el área total explorada, expresándose como un porcentaje (%). Los valores más altos de distorsión (BFCR y LDI) se interpretan como la menor capacidad para discriminar.

Tras observar los resultados y compararlos respecto del inicio, volvemos a ver que la variación de este índice LDI en monocular es menos suave que valorado de manera binocular. En ambos casos se experimenta un empeoramiento de la discriminación, siendo en un 30% ($p<0,05$) en monocular y un 28% ($p>0,05$) en binocular. Tras la primera semana de uso, binocularmente se recuperan los valores respecto del inicio y se mantienen en el tiempo a partir de este momento y monocularmente a la semana tenemos resultados mejores respecto de la situación inicial en un 3% ($p>0,05$), a los quince días la mejora es del 7% ($p>0,05$) y al mes la mejora es del 17% ($p>0,05$) respecto de la situación inicial. A continuación se resumen únicamente los resultados estadísticamente significativos.

Tabla 54. Incrementos estadísticamente significativos para valores de LDI monoculares.

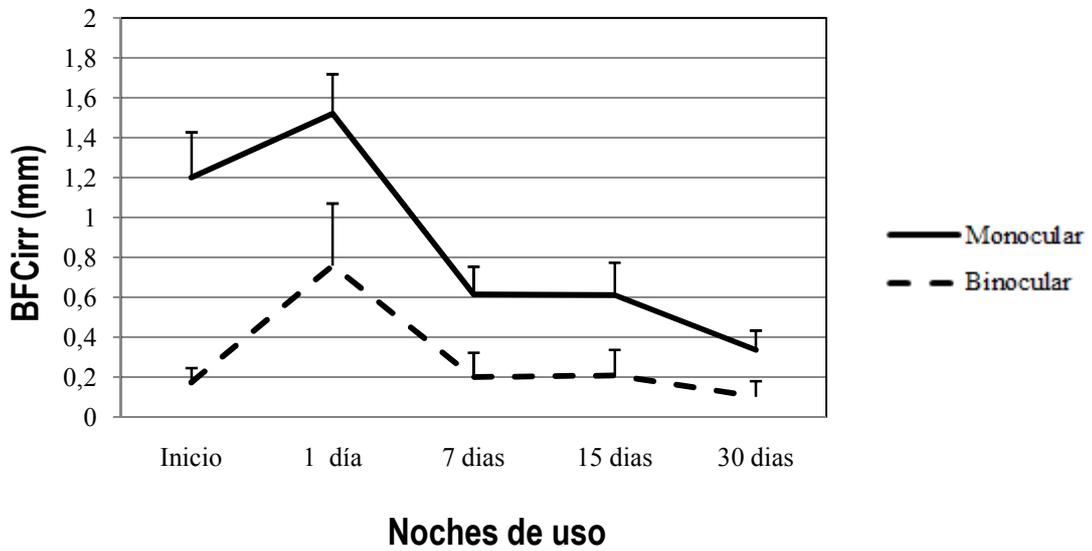
LDI (a 1 mes, n=29)	Tiempo	Diferencia \pm Error típico	Sig.	%
1 día	Preadaptación	0,47 \pm 0,14%	0,004	30,25
	7 días	0,51 \pm 0,15%	0,009	28,42
	15 días	0,56 \pm 0,15%	0,003	31,10
	1 mes	0,70 \pm 0,16%	<0,001	38,99
LDI (a 1 año, n=20)				
1 día	1 mes	0,69 \pm 0,19%	0,007	38,80

Tabla 55. Incrementos estadísticamente significativos para valores de LDI binoculares.

LDI (a 1 mes, n=29)	Tiempo	Diferencia \pm Error típico	Sig.	%
Preadaptación	1 día	-0,30 \pm 0,11%	0,021	-28,07

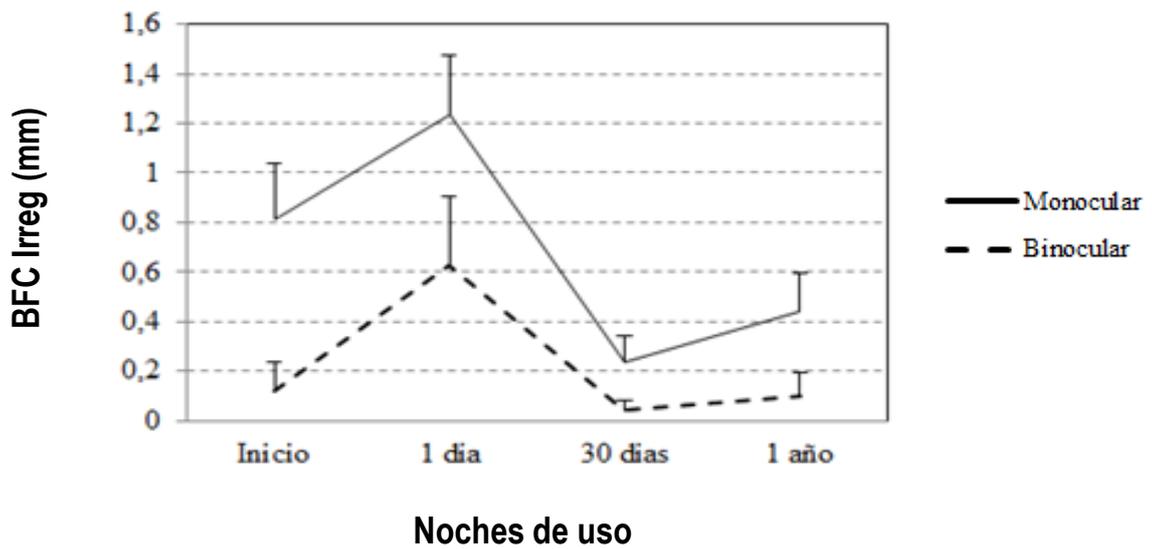
Para la muestra del estudio a 1 año (n=20) no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los resultados binoculares.

Irregularidad de la zona de distorsión (1 mes)



(A)

Irregularidad de la zona de distorsión (1 año)



(B)

Figura 103. Variación la Irregularidad de la zona de distorsión en condiciones mesópicas a lo largo del primer mes de tratamiento para el grupo inicial de 29 pacientes (A) y variación a lo largo del primer año de tratamiento de los 20 pacientes que continuaron (B). (Media±DST)

La irregularidad de la zona de distorsión se define como la desviación de la forma poligonal real obtenida a partir del ajuste de BFC y se llama el BFC Irregularidad (BFCirr). Con respecto a la irregularidad la cosa cambia, aunque los resultados monoculares sufren mayor variación que los binoculares. Monocularmente este índice sufre un empeoramiento tras la primera noche del 58% respecto de la situación inicial aunque este no es estadísticamente significativo ($p>0,05$). Luego se recupera, situándose por encima del valor inicial en un 36% ($p>0,05$), se mantiene exactamente igual hasta los 15 días y a los 30 días experimenta una mejora del 65% con respecto del valor inicial ($p>0,05$).

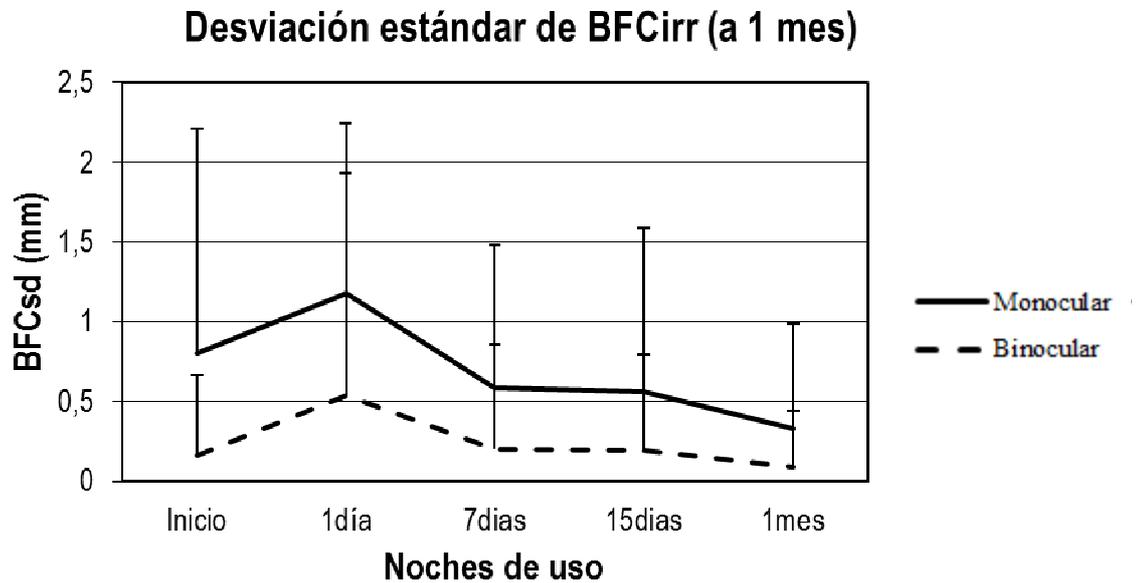
Respecto de los resultados binoculares podemos decir que este índice aumenta en valor (disminuyendo así la calidad de visión de los pacientes) de 448% ($p>0,05$) tras la primera noche, se recupera aunque continua estando un 44% ($p>0,05$) por debajo de los valores iniciales, se mantiene a los 15 días estando un 50% ($p>0,05$) por debajo de la situación de partida y finalmente mejora en un 26% ($p>0,05$) al mes de tratamiento, obteniendo en este caso mejores valores respecto de los de partida. A continuación se resumen únicamente los resultados estadísticamente significativos.

Tabla 56. Incrementos estadísticamente significativos para valores de BFCirr monoculares.

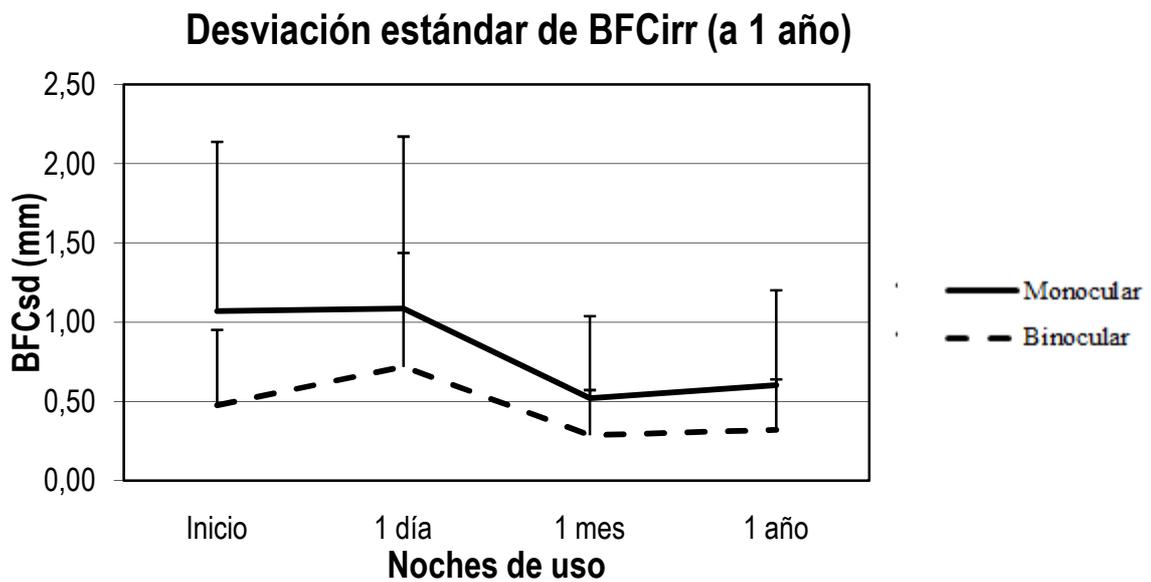
BFCirr (a 1 mes, n=29)	Tiempo	Diferencia \pm Error típico	Sig.	%
1 día	7 días	0,90 \pm 0,24mm	0,002	59,50
	15 días	0,91 \pm 0,24mm	0,001	59,76
	1 mes	1,18 \pm 0,24mm	<0,001	77,85
BFCirr (a 1 año, n=20)				
1 día	1 mes	1,00 \pm 0,25mm	0,003	80,89

(Tabla 57) NO se encontraron incrementos estadísticamente significativos para valores de BFCirr binoculares en el estudio a 1 mes.

Para la muestra del estudio a 1 año (n=20) no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los resultados binoculares.



(A)



(B)

Figura 104. Variación de la Desviación estándar de la irregularidad de la zona de distorsión en condiciones mesópicas a lo largo del primer mes de tratamiento para el grupo inicial de 29 pacientes (A) y variación a lo largo del primer año de tratamiento de los 20 pacientes que continuaron (B) .(Media±DST)

La desviación estándar de BFCirr, llamado BFCsd, es la salida de los límites reales de la distorsión de la forma circular perfecta del BFC. Juntos , BFCirr y BFCsd se pueden interpretar como la desviación de la distorsión real de una forma simétrica de rotación y se expresa en mm .

Así pues este valor, considerando resultados monoculares, aumenta tras la primera noche en un 48% ($p>0,05$). Tras 7 días mejora respecto del inicio en un 26% ($p>0,05$), a los 15 días está en un 29% ($p>0,05$) sobre el valor inicial y al mes muestra estar un 59% ($p>0,05$) por encima del valor de partida. A continuación se resumen únicamente los resultados estadísticamente significativos.

Tabla 58. Incrementos estadísticamente significativos para valores de BFCsd monoculares.

BFCsd (a 1 mes, n=29)	Tiempo	Diferencia \pm Error típico	Sig.	%
1 día				
	7 días	0,59 \pm 0,19mm	0,025	50,10
	15 días	0,61 \pm 0,19mm	0,017	52,18
	1 mes	0,85 \pm 0,19mm	<0,001	72,03
BFCsd (a 1 año, n=20)				
1 día	1 mes	0,80 \pm 0,19mm	0,001	80,59
	1 año	0,70 \pm 0,19mm	0,008	70,79

En la variación de los resultados binoculares del índice presentado anteriormente, no se encontró ninguna significancia estadísticamente significativa para 1 mes y para los resultados en el análisis a 1 año tampoco.

6.2.4 Variación de CSF

A continuación pasaremos a representar la variación de los resultados de la CSF, tanto de manera monocular como de manera binocular:

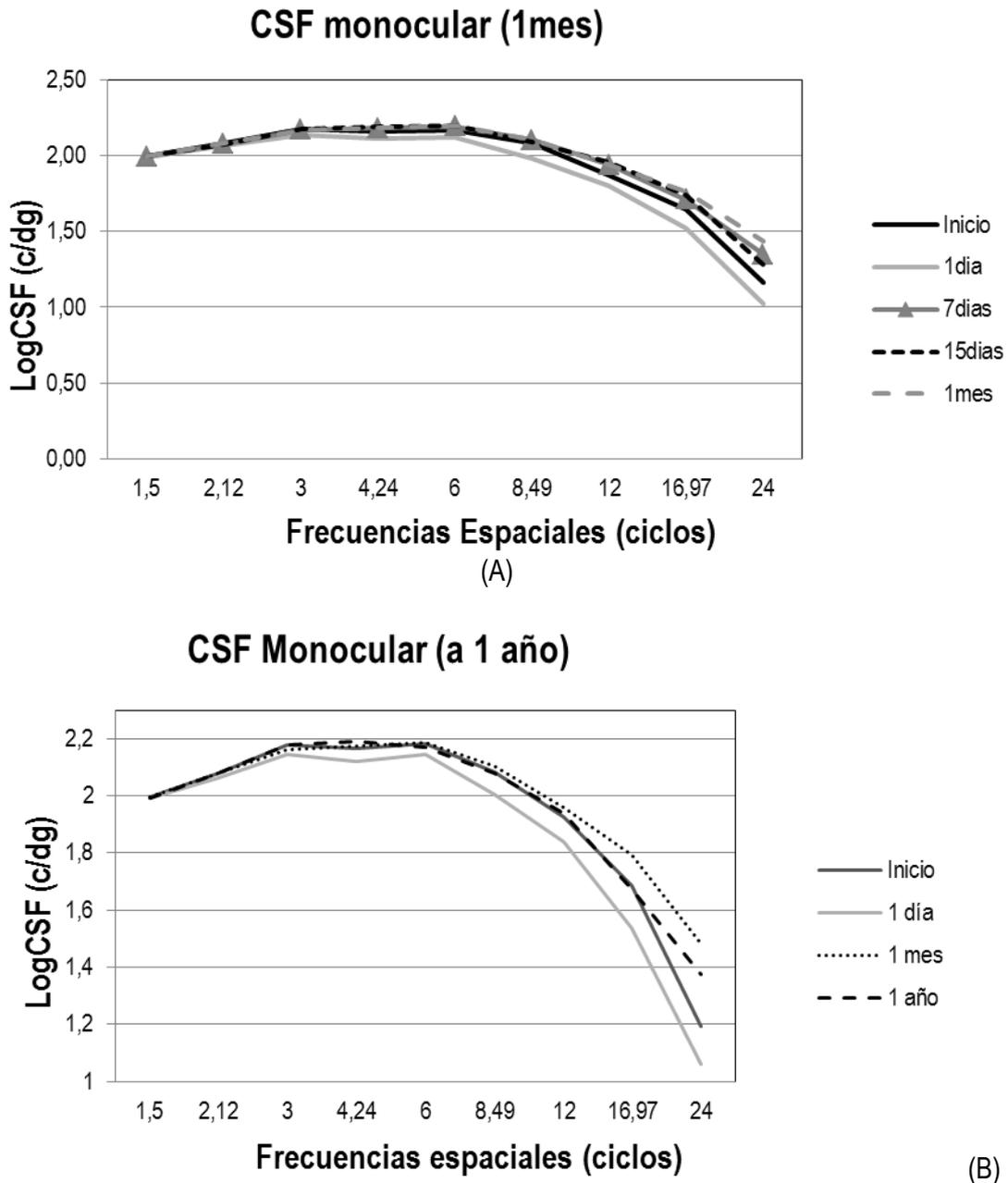


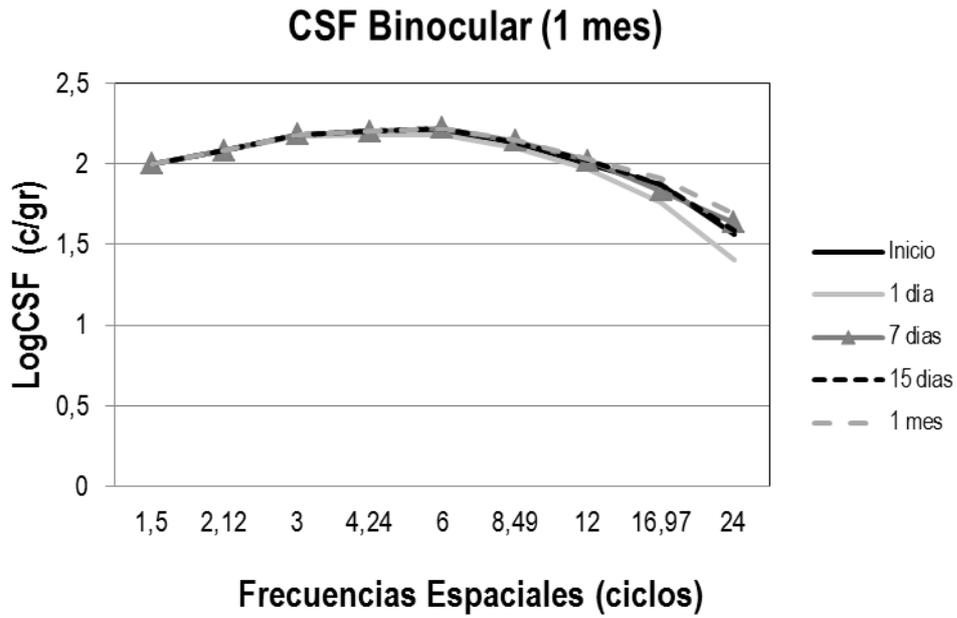
Figura 105. Variación de la CSF monocular a lo largo del primer mes de tratamiento (A) y a lo largo del primer año de tratamiento (B).

En el estudio a 1 mes, los resultados de la CSF monocular presentaron cambios estadísticamente significativos para las frecuencias entre 3 y 24 c/g (ANOVA, $p < 0,05$). Mediante la corrección de Bonferroni post-hoc sin embargo se mostró que la disminución fue significativa en la CSF para las frecuencias de 3 c/g a 8,49 c/g tras el primer día de tratamiento respecto del inicio. Los resultados, en el estudio a 1 mes, de la CSF binocular presentaron cambios estadísticamente significativos solamente para las frecuencias espaciales 6,00 c/g ($p = 0,024$;

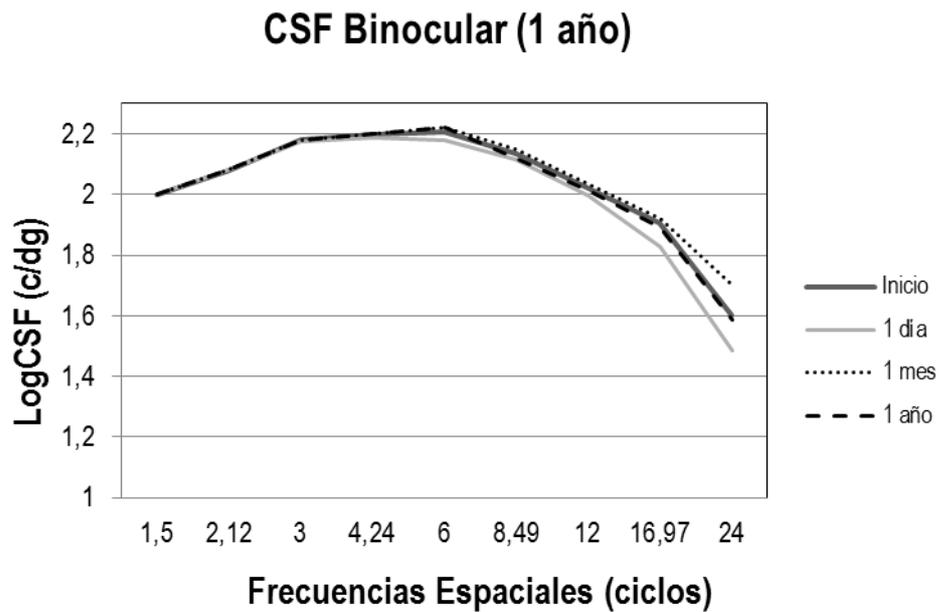
ANOVA) y 24 c/g ($p=0,029$; ANOVA). Tras la corrección de Bonferroni, solamente resulta ser estadísticamente significativa la variación 1 día a 1 mes en la CSF de 24c/g. (Tabla 59)

Tabla 59. Incrementos significativos monoculares y binoculares para valores de CSF estudio a 1 mes. (n=29)

CSFmonoc (a 1 mes)	Tiempo		Diferencia \pm Error típico	Sig.	%
LogCS 3	1 día	Preadaptación	-0,05 \pm 0,01 c/g	0,009	-2,08
LogCS 4,24	1 día	Preadaptación	-0,06 \pm 0,02 c/g	0,029	-3
		7 días	-0,07 \pm 0,02 c/g	0,022	-3
		15 días	-0,08 \pm 0,02 c/g	0,002	-3,9
		1 mes	-0,07 \pm 0,02 c/g	0,023	-3
LogCS 6	1 día	7 días	-0,07 \pm 0,02 c/g	0,038	-3
		15 DIAS	-0,07 \pm 0,02 c/g	0,023	-3
		1 mes	-0,08 \pm 0,02 c/g	0,019	-3,55
LogCS 8,49	1 día	Preadaptación	-0,10 \pm 0,03 c/g	0,007	5
		7días	-0,12 \pm 0,03 c/g	0,001	-6
		15 días	-0,11 \pm 0,03 c/g	0,005	-6
		1 mes	-0,13 \pm 0,03 c/g	$p<0,001$	-6,61
LogCS 12	1 día	15 días	-0,15 \pm 0,05 c/g	0,028	-8,23
LogCS 16,97	1 día	15 días	-0,22 \pm 0,07 c/g	0,014	-14
		1 mes	-0,25 \pm 0,07 c/g	0,003	-16,23
LogCS 24	1 día	7 días	-0,32 \pm 0,09 c/g	0,003	-31
		15 días	-0,25 \pm 0,09 c/g	0,047	-25
		1 mes	-0,41 \pm 0,09 c/g	$p<0,001$	-40,04
CSFbinoc (a 1 mes)					
LogCS 24	1 día	1 mes	-0,28 \pm 0,09 c/g	0,029	-20,03



(A)



(B)

Figura 106. Variación de la CSF binocular a lo largo del primer mes de tratamiento (A) y a lo largo del primer año de tratamiento (B)

Los resultados mostrados en la tabla 60 muestran que las diferencias estadísticamente significativas monoculares en el estudio a 1 año solamente sucedieron para las altas frecuencias y en el estudio a 1 año de las variaciones binoculares, ningún cambio fue significativo.

Tabla 60. Incrementos estadísticamente significativos para valores de CSF monoculares estudio a 1 año (n=40)

CSF monoc (a 1 año)	Tiempo		Diferencia \pm Error típico	Sig.	%
LogCS 16,97	1día	1mes	-0,26 \pm 0,06 c/g	0,001	-16,84
LogCS 24	Preadaptación	1mes	-0,29 \pm 0,09 c/g	0,023	-24,59
	1día	1mes	-0,42 \pm 0,09 c/g	0,461	-40,07
		1año	-0,31 \pm 0,09 c/g	0,009	-29,69

6.2.5 Satisfacción y Sintomatología

Los pacientes de OK, con el tiempo, adoptan una manera particular de uso de estas lentes en función de sus necesidades visuales, de manera que dos sujetos de edades similares pueden estar usando las lentes de manera continuada o no. En este apartado se pretende averiguar, mediante un formulario clínico, la sintomatología reportada por los pacientes de OK en sus condiciones habituales de uso. Este cuestionario se realizó solamente al grupo que siguió el tratamiento durante el primer año. (n=20).

Tabla 61. Estadísticos descriptivos de las respuestas obtenidas. Media \pm Error típico (Rango).

Cuestiones	n	Media \pm Error Típico
1- Horas de regresión	20	4,80 \pm 0,52 (3 a 5)
2- Horas visión insuficiente	20	4,90 \pm 0,45 (3 a 5)
3- Noches por semana	20	6,10 \pm 1,25 (2 a 7)
4- Horas de uso nocturno	20	3,20 \pm 0,52 (2 a 4)
5- Confort al colocar lentes	20	7,35 \pm 1,66 (3 a 9)
6- Confort al retirar lentes	20	6,60 \pm 2,28 (2 a 9)
7- Valoración ver detalles fin día	20	8,10 \pm 1,52 (4 a 10)
8- Valoración ver detalles inicio día	20	9,15 \pm 1,04 (6 a 10)
9- Valor distorsión lum. noche exterior	20	3,95 \pm 3,15 (1 a 10)
10- Cómo ha cambiado exterior	20	1,50 \pm 0,51 (1 a 2)
11- Tiempo del cambio ext. (nº semanas)	10	2,20 \pm 2,35 (0 a 8)
12- Valor distorsión lum. noche interior	20	2,80 \pm 2,31 (1 a 8)
13- Cómo ha cambiado interior	19	1,58 \pm 0,51 (1 a 2)
14- Tiempo del cambio int. (nº semanas)	8	2,38 \pm 1,85 (1 a 6)
15- Visión al despertar tras NO uso	15	6,47 \pm 1,64 (4 a 10)
16- Visión al final del día tras NO uso	15	6,20 \pm 2,01 (3 a 10)
17- Horas mala visión tras NO uso	15	3,53 \pm 1,30 (1 a 5)
18- Horas visión insuficiente tras NO uso	15	4,20 \pm 1,37 (1 a 5)

En primer lugar haremos una primera valoración sobre el valor de las medias obtenido en el análisis estadístico descriptivo de la tabla 61, en donde se observa que del total de pacientes solamente 10 refieren (en la pregunta 11) haber notado distorsión luminosa alrededor de las luces de los coches cuando va por la carretera durante la noche y solamente 8 dicen tener molestias alrededor de las luces en casa cuando se encuentra en un ambiente oscuro (pregunta 14). Destacaremos que la AV monocular en escala decimal en el momento de la recogida de datos y en condiciones fotópicas era de $1,27 \pm 0,23$ y $1,54 \pm 0,24$ binocularmente.

Pasamos al análisis por frecuencias estadísticas sobre las preguntas del cuestionario:

1. ¿Cuántas horas tarda en notar que su visión ha empeorado respecto al inicio del día?.

Tabla 62. Pregunta 1- Horas de regresión.

Respuestas elegidas	Frecuencia	Porcentaje válido
6-8h	1	5%
8-10h	2	10%
No sucede	17	85%
Total	20	100%

Se plantea esta cuestión para tener una idea general de cuál sería la regresión de los pacientes en condiciones de libre uso. Se obtiene como resultado que el 85% de la muestra no notan que la visión empeore a lo largo del día, solamente un 10% dice notar un empeoramiento al final del día y un 5% partir de las 6-8h.

2. ¿Cuántas horas tarda en notar que la visión es claramente insuficiente para realizar las tareas diarias?.

Tabla 63. Pregunta 2 - Horas visión insuficiente.

Respuestas elegidas	Frecuencia	Porcentaje válido
6-8h	1	5%
No sucede	19	95%
Total	20	100%

Diferenciando entre molestia e incapacidad de realizar tareas habituales, vimos que solamente 1 sujeto de los 3 que notaban molestias al final del día en la pregunta 1, tiene dificultades para realizar sus tareas habituales, representando un 5% del total de la muestra.

3. ¿Cuántas noches por semana duerme con las lentes de OK?

Tabla 64. Pregunta 3 - Noches por semana.

Respuestas elegidas	Frecuencia	Porcentaje válido
2 noches	1	5%
4 noches	1	5%
5 noches	1	5%
6 noches	8	40%
Todas	9	45%
Total	20	100%

El 55% respondió no ponérselas todas las noches de la semana frente a un 45% que si se las colocan todas las noches. De este 55% lo más habitual, con un 40%, es el descanso de 1 día a la semana, generalmente en sábado por ser el día de pernoctar entre la población más joven.

4. ¿Cuántas horas utiliza las lentes durante la noche?

Tabla 65. Pregunta 4 - Horas de uso nocturno.

Respuestas elegidas	Frecuencia	Porcentaje válido
4-6h	1	5%
6-8h	14	70%
8-10h	5	25%
Total	20	100%

Esta pregunta va encaminada a saber cuántas horas duermen los pacientes. La media de horas de uso es de 6-8h para el 70% Y 8-10h para el 25% de los participantes.

5. En una escala de 1 (muy incómodas) a 10 a (totalmente cómodas) cómo calificaría el confort al colocar sus lentes de contacto antes de acostarse?

Tabla 66. Pregunta 5 - Confort al colocar lentes.

Valor de la respuesta	Frecuencia	Porcentaje válido
3 puntos	1	5%
5 puntos	2	10%
6 puntos	1	5%
7 puntos	7	35%
8 puntos	2	10%
9 puntos	7	35%
Total	20	100%

Pese a la naturaleza de las LC RGP, si consideramos que una puntuación satisfactoria estaría por encima del 6, el 85% de la muestra no tiene ningún problema en el porte de estas lentes. Solamente habría 1 sujeto que referiría tener problemas de incomodidad al colocárselas.

6. En una escala de 1 (muy incómodas) a 10 (totalmente cómodas) cómo calificaría el confort justo antes de retirar sus lentes de contacto al despertar?.

Tabla 67. Pregunta 6 - Confort al retirar lentes.

Valor de la respuesta	Frecuencia	Porcentaje válido
2 puntos	1	5%
4 puntos	4	20%
5 puntos	3	15%
6 puntos	1	5%
7 puntos	1	5%
8 puntos	4	20%
9 puntos	6	30%
Total	20	100%

Por otro lado, si se pregunta por la comodidad de las lentes en el momento de retirárselas, por encima del 6 tendríamos a un 60%. Así pues en general, a la gente le son más incómodas por la mañana al despertarse.

7. En una escala de 1 (muy mala) a 10 (excelente) cómo calificaría su visión (capacidad para ver detalles pequeños) al final del día?.

Tabla 68. Pregunta 7 - Valoración ver detalles fin día.

Valor de la respuesta	Frecuencia	Porcentaje válido
4 puntos	1	5%
6 puntos	2	10%
7 puntos	2	10%
8 puntos	6	30%
9 puntos	6	30%
Excelente	3	15%
Total	20	100%

La satisfacción general para ver detalles al final del día, obtuvo una puntuación media de 8 a 9 \pm 1 puntos (rango de 1 a 10).

8. En una escala de 1 (muy mala) a 10 (excelente) cómo calificaría su visión (capacidad para ver detalles pequeños) al retirar sus lentes después de haber dormido con ellas?

Tabla 69. Pregunta 8 - Valoración ver detalles inicio día.

Valor de la respuesta	Frecuencia	Porcentaje válido
6 puntos	1	5%
8 puntos	3	15%
9 puntos	7	35%
Excelente	9	45%
Total	20	100%

La satisfacción general para ver detalles tras retirar las lentes después de haber dormido con ellas, obtuvo una puntuación media de 9 ± 1 puntos (rango de 1 a 10).

9. En una escala de 1 (no siento esa sensación) a 10 (muy incómodo) ¿cómo calificaría el nivel de distorsión luminosa que ve alrededor de las luces de los coches cuando va por la carretera durante la noche?

Tabla 70. Pregunta 9 - Valor distorsión luminosa noche exterior.

Valor de la respuesta	Frecuencia	Porcentaje válido
No siento esa sensación	4	20%
2 puntos	7	35%
3 puntos	1	5%
4 puntos	2	10%
6 puntos	1	5%
8 puntos	3	15%
Muy incómodo	2	10%
Total	20	100%

El 30% refiere continuar con un cierto grado de sensación de distorsión luminosa al conducir por la noche, el resto, o no sienten esa sensación o apenas le dan importancia.

10. Ha notado que esta sensación...

Tabla 71. Pregunta 10 - Cómo ha cambiado exterior.

Respuestas elegidas	Frecuencia	Porcentaje válido
Ha disminuido	10	50%
Continúa igual	10	50%
Total	20	100%

El 50% continua igual que al principio del tratamiento y el otro 50% refieren que ha disminuido.

11. Si ha disminuido, ¿al final de cuantas semanas de usar sus lentes ha notado que esto haya sucedido?

Tabla 72. Pregunta 11 - Tiempo del cambio ext. (nº semanas).

Valor de la respuesta	Frecuencia	Porcentaje válido
No sucede	1	10%
1 semana	5	50%
2 semanas	1	10%
3 semanas	1	10%
4 semanas	1	10%
8 semanas	1	10%
Total	10	100%

El 50% refiere 1 semana como el tiempo aproximado en el que han notado la disminución de la sensación de distorsión luminosa al conducir por la noche.

12. En una escala de 1 (no siento esa sensación) a 10 (muy incómodo) cómo calificaría el nivel de distorsión luminosa que ve alrededor de las luces en casa (luces de detectores de alarma, números de relojes digitales, luces de aparatos eléctricos,...) cuando se encuentra en un ambiente oscuro?

Tabla 73. Pregunta 12 - Valor distorsión luminosa noche interior.

Valor de la respuesta	Frecuencia	Porcentaje válido
No tengo esa Sensación	7	35%
2 puntos	7	35%
3 puntos	1	5%
5 puntos	2	10%
6 puntos	1	5%
8 puntos	2	10%
Total	20	100%

El 85% refiere no sentir la sensación de distorsión luminosa (o al menos le dan una mínima importancia) alrededor de las luces en casa cuando se encuentra en un ambiente oscuro, solo un 15% situaría la incomodidad entre 7 ± 1 punto en un rango de 1 a 10.

13. Ha notado que esa sensación...**Tabla 74.** Pregunta 13 - Cómo ha cambiado interior.

Respuestas elegidas	Frecuencia	Porcentaje válido
Ha disminuido	8	42%
Continúa igual	11	57%
Total	19	100%

El 57% de los encuestados siguen notando que la sensación de distorsión luminosa permanece constante y el 42% dice haber notado que disminuye.

14. Si ha disminuido, ¿al final de cuantas semanas de usar sus lentes ha notado que esto haya sucedido?**Tabla 75.** Pregunta 14 - Tiempo del cambio interior (nº semanas).

Valor de la respuesta	Frecuencia	Porcentaje válido
1 semana	4	50%
2 semanas	1	12%
3 semanas	1	12%
4 semanas	1	12%
6 semanas	1	12%
Total	8	100%

El 50% refiere también 1 semana como el tiempo aproximado en el que han notado la disminución de la sensación de distorsión en interiores.

15. Cuando no duerme con las lentes, ¿cómo calificaría su visión en una escala de 1 (muy mala) a 10 (excelente) al despertarse?**Tabla 76.** Pregunta 15 - Visión al despertar tras NO uso.

Valor de la respuesta	Frecuencia	Porcentaje válido
4 puntos	2	13%
5 puntos	2	13%
6 puntos	4	26%
7 puntos	3	20%
8 puntos	3	20%
Excelente	1	6%
Total	15	100%

Ahora pasaremos a preguntar solamente a aquellos que descansan al menos 1 noche a la semana del uso de las lentes de contacto, que si vemos los resultados de la cuestión 3, era un 55% del total de la muestra. Pues de estos, un 72% de la muestra califica su visión al despertarse en una puntuación igual o superior a 6, en un rango del 1 al 10.

16. Cuando no duerme con las lentes, ¿cómo calificaría su visión en una escala de 1 (muy mala) a 10 (excelente) al final del día?

Tabla 77. Pregunta 16 - Visión al final del día tras NO uso.

Valor de la respuesta	Frecuencia	Porcentaje válido
3 puntos	2	13%
4 puntos	2	13%
5 puntos	1	6%
6 puntos	1	6%
7 puntos	6	40%
8 puntos	2	13%
Excelente	1	6%
Total	15	100%

Y de este 55% de la cuestión 3, el 65% dicen tener una visión aceptable al día siguiente por la noche, sin haberlas utilizado.

17. Cuando no duerme con las lentes, ¿en media de cuantas horas tarda en notar que su visión empeora en relación al inicio del día?

Tabla 78. Pregunta 17 - Horas mala visión tras NO uso.

Respuesta elegida	Frecuencia	Porcentaje válido
2-4h	1	6%
4-6h	3	20%
6-8h	2	13%
8-10h	5	33%
No sucede	4	26%
Total	15	100%

Un 33% dicen que su visión empieza a empeorar, tras una noche de no uso, tras 8-10h de haberse despertado y un 26% dice que ni les sucede. Así pues el 59% prácticamente terminan el día con buena visión. Sin embargo hay un 26% de pacientes que empiezan a notar que su visión empeora rápidamente. Veamos hasta qué punto esto les impide o incapacita realizar sus tareas cotidianas.

18. Cuando no duerme con las lentes, ¿en media cuantas horas tarda en notar que su visión es claramente insuficiente para realizar las tareas de su día a día?

Tabla 79. Pregunta 18 - Horas visión insuficiente tras NO uso.

Respuesta elegida	Frecuencia	Porcentaje válido
2-4h	1	6%
4-6h	2	13%
8-10h	2	13%
No sucede	10	66%
Total	15	100%

Tener una visión claramente insuficiente incapacita algunas tareas del día a día, por ese motivo se incluye este aspecto en el cuestionario, así pues, de los pacientes que no se ponen las lentes todas las noches, el 66% no llega al extremo de la incapacidad para realizar tareas, al 13% se le complica el asunto solamente al final del día o durante las últimas horas del día y se obtuvo que un 18% tiene una visión insuficiente ya desde antes del mediodía.

6.2.6 Correlaciones en función del tiempo entre la Halometría, Aberraciones Corneales, FSC y valor refractivo inicial.

A continuación pasaremos a detallar las correlaciones entre todas variables. Se calcularon las correlaciones para los resultados tras la primera noche de tratamiento, a la semana, tras los 15 días, al mes y al año de tratamiento.

Se observó que la RMS esférica y comática se correlacionaron inversamente.

Las correlaciones entre los resultados obtenidos (distorsión luminosa, las aberraciones corneales de alto orden y CSF) se obtuvieron tras la primera noche de uso de lentes y después de 30 días. Se observó (Tabla 80) que las aberraciones RMS esféricas y comáticas se correlacionaron inversamente con el índice de irregularidad de la distorsión luminosa (BFCirr) y con los resultados de la CSF monocular, respectivamente, tras la primera noche. Dichas correlaciones fueron estadísticamente significativas tras la primera noche de tratamiento para la RMS comática calculada para 3 mm de Øpup ($r = -0,414$ y $r = -0,500$; $p < 0,001$ para 12 y 24 cpd, respectivamente).

Tabla 80 . Correlaciones tras la primera noche de tratamiento. Se resaltan $p < 0,05$ y $r \geq 0,3$. Unidades: M(D) y LogCS (c/g)

		M	LogCS 1,5	LogCS 2,12	LogCS 3	LogCS 4,24	LogCS 6	LogCS 8,49	LogCS 12	LogCS 16,97	LogCS 24	RMS esf 3mm	RMS coma 3mm	RMS astig sec. 3mm	RMS esf. 4,5mm	RMS coma 4,5mm	RMS astig sec. 4,5mm	RMS esf 6mm	RMS coma 6mm	RMS astig. 6mm
HA (deg ²)	r	-0,130	0,110	-0,260	-0,250	-0,180	-0,100	0,010	-0,060	-0,070	-0,090	0,080	0,040	-0,040	0,220	-0,080	-0,040	-0,200	-0,120	-0,090
	p	0,320	0,430	0,050	0,060	0,180	0,450	0,940	0,660	0,580	0,480	0,530	0,780	0,760	0,100	0,560	0,750	0,130	0,360	0,500
LDI (%)	r	-0,140	0,100	-0,260	-0,250	-0,180	-0,100	0,010	-0,060	-0,070	-0,090	0,090	0,040	-0,040	0,220	-0,080	-0,040	-0,200	-0,120	-0,090
	p	0,310	0,430	0,050	0,060	0,180	0,450	0,940	0,660	0,590	0,480	0,510	0,790	0,760	0,100	0,550	0,750	0,130	0,370	0,490
BFCr (mm)	r	-0,110	0,110	-0,270	-0,270	-0,200	-0,140	-0,020	-0,090	-0,080	-0,100	0,110	0,040	-0,040	0,190	-0,080	-0,040	-0,230	-0,120	-0,090
	p	0,420	0,400	0,040	0,040	0,130	0,310	0,860	0,490	0,540	0,440	0,420	0,760	0,740	0,150	0,570	0,760	0,080	0,380	0,500
BFCx (mm)	r	-0,030	0,160	0,220	0,110	0,170	0,130	0,160	0,120	0,130	0,040	-0,190	-0,100	-0,020	-0,010	-0,050	0,040	0,040	0,030	0,020
	p	0,840	0,220	0,090	0,410	0,190	0,340	0,240	0,370	0,330	0,790	0,160	0,430	0,870	0,970	0,740	0,750	0,790	0,800	0,860
BFCy (mm)	r	0,090	-0,200	-0,030	0,170	0,060	0,190	0,070	0,060	-0,010	-0,020	0,060	0,180	0,080	0,140	0,190	0,040	0,050	0,000	0,100
	p	0,500	0,140	0,810	0,220	0,660	0,160	0,600	0,640	0,920	0,890	0,670	0,190	0,530	0,290	0,160	0,760	0,720	0,970	0,470
BFCang (deg)	r	0,090	0,100	-0,060	-0,160	-0,040	-0,160	-0,040	-0,080	0,030	-0,020	0,050	-0,070	-0,170	0,020	-0,120	0,020	-0,130	0,010	0,040
	p	0,490	0,460	0,640	0,220	0,750	0,240	0,750	0,550	0,800	0,890	0,680	0,620	0,200	0,860	0,360	0,870	0,340	0,920	0,740
BFCirr (mm)	r	0,060	0,090	-0,220	-0,220	-0,160	-0,160	-0,050	-0,110	-0,040	-0,050	0,240	-0,040	-0,180	0,020	-0,100	-0,130	-0,270	-0,130	-0,160
	p	0,640	0,520	0,100	0,100	0,220	0,230	0,680	0,400	0,760	0,690	0,060	0,790	0,190	0,870	0,470	0,310	0,040	0,310	0,220
BFCsd (mm)	r	0,070	0,160	-0,300	-0,320	-0,240	-0,240	-0,130	-0,190	-0,120	-0,170	0,120	0,060	-0,150	0,070	-0,020	-0,050	-0,260	-0,080	-0,120
	p	0,630	0,220	0,020	0,010	0,070	0,060	0,320	0,140	0,350	0,200	0,360	0,630	0,270	0,620	0,910	0,730	0,050	0,570	0,350

(A)

		M	RMS esf	RMS coma	RMS astig sec.	RMS esf.	RMS coma	RMS astig sec.	RMS esf	RMS coma	RMS astig.
			3mm	3mm	3mm	4,5mm	4,5mm	4,5mm	6mm	6mm	6mm
M	r		-0,170	-0,310	-0,050	0,110	-0,040	-0,010	-0,420	-0,260	0,050
	p		0,200	0,020	0,730	0,400	0,760	0,930	<0,001	0,050	0,730
LogCS 1,5	r	-0,100	0,030	0,020	0,160	0,090	0,040	0,060	0,170	0,030	-0,020
	p	0,460	0,830	0,890	0,230	0,490	0,760	0,670	0,190	0,810	0,910
LogCS 2,12	r	0,250	-0,190	-0,090	-0,100	-0,090	-0,030	-0,060	-0,100	-0,130	0,090
	p	0,060	0,140	0,500	0,460	0,490	0,820	0,660	0,440	0,330	0,490
LogCS 3	r	0,250	-0,090	-0,120	0,000	0,060	0,060	0,070	0,050	0,010	0,130
	p	0,060	0,490	0,360	0,970	0,650	0,640	0,590	0,730	0,970	0,330
LogCS 4,24	r	0,260	-0,050	-0,130	0,130	-0,010	0,030	0,040	0,010	-0,070	0,180
	p	0,050	0,730	0,320	0,320	0,930	0,800	0,740	0,970	0,590	0,170
LogCS 6	r	0,140	-0,120	-0,070	0,180	0,060	0,110	0,140	0,060	0,030	0,160
	p	0,300	0,370	0,590	0,180	0,680	0,400	0,310	0,630	0,830	0,220
LogCS 8,49	r	0,230	-0,060	-0,370	-0,120	0,130	-0,050	-0,080	0,220	0,100	0,010
	p	0,090	0,650	<0,001	0,370	0,320	0,710	0,550	0,100	0,460	0,940
LogCS 12	r	0,230	-0,060	-0,410	-0,120	0,070	-0,040	-0,140	0,080	-0,040	-0,080
	p	0,080	0,640	<0,001	0,370	0,590	0,750	0,290	0,560	0,750	0,540
LogCS 16,97	r	0,130	0,000	-0,500	-0,080	0,120	-0,100	-0,180	0,010	-0,090	-0,120
	p	0,340	0,970	0,000	0,550	0,390	0,480	0,170	0,930	0,480	0,380
LogCS 24	r	0,310	-0,170	-0,480	-0,130	0,020	-0,160	-0,120	-0,130	-0,110	0,000
	p	0,020	0,200	<0,001	0,340	0,900	0,230	0,350	0,330	0,430	0,980

(B)

Tabla 81 . Correlaciones tras la primera semana de uso. Se resaltan p<0,05 y r≥0,3. Unidades: M(D) y LogCS (c/g)

		M	LogCS 1,5	LogCS 2,12	LogCS 3	LogCS 4,24	LogCS 6	LogCS 8,49	LogCS 12	LogCS 16,97	LogCS 24	RMS esf 3mm	RMS coma 3mm	RMS astig sec. 3mm	RMS esf. 4,5mm	RMS coma 4,5mm	RMS astig sec. 4,5mm	RMS esf 6mm	RMS coma 6mm	RMS astig. 6mm
HA (deg²)	r	0,024	0,039	-0,413	-0,494	0,040	-0,193	-0,187	-0,376	-0,195	-0,093	0,175	-0,059	0,159	0,392	0,034	-0,084	0,000	-0,165	-0,046
	p	0,857	0,769	0,001	<0,001	0,765	0,147	0,160	0,004	0,142	0,490	0,190	0,661	0,234	0,002	0,798	0,532	0,998	0,216	0,730
LDI (%)	r	0,027	0,046	-0,408	-0,489	0,044	-0,190	-0,181	-0,375	-0,195	-0,091	0,173	-0,058	0,160	0,391	0,037	-0,083	0,003	-0,162	-0,044
	p	0,838	0,733	0,001	<0,001	0,743	0,154	0,173	0,004	0,143	0,497	0,194	0,667	0,229	0,002	0,783	0,537	0,981	0,223	0,741
BFCr (mm)	r	0,030	0,041	-0,379	-0,454	0,038	-0,171	-0,186	-0,377	-0,203	-0,101	0,197	-0,057	0,147	0,384	0,010	-0,094	-0,015	-0,185	-0,059
	p	0,821	0,759	0,003	<0,001	0,779	0,199	0,162	0,004	0,125	0,451	0,139	0,669	0,271	0,003	0,939	0,485	0,910	0,166	0,658
BFCx (mm)	r	0,029	0,007	0,049	0,029	-0,023	0,011	-0,143	-0,128	-0,069	-0,122	-0,019	0,014	-0,006	0,022	-0,076	-0,020	0,057	-0,055	0,026
	p	0,827	0,956	0,713	0,830	0,864	0,935	0,286	0,340	0,609	0,360	0,888	0,918	0,965	0,872	0,569	0,882	0,673	0,681	0,843
BFCy (mm)	r	-0,042	0,014	-0,150	-0,206	0,044	-0,136	-0,013	-0,001	0,031	-0,156	-0,134	-0,018	0,178	0,087	0,162	-0,033	0,182	0,145	0,031
	p	0,754	0,919	0,263	0,120	0,740	0,310	0,925	0,991	0,816	0,244	0,317	0,894	0,182	0,516	0,224	0,804	0,173	0,277	0,819
BFCang (deg)	r	-0,113	-0,133	-0,135	-0,068	-0,141	0,032	-0,198	-0,112	-0,163	0,032	0,172	-0,041	-0,160	0,014	-0,183	-0,056	-0,301	-0,257	-0,124
	p	0,399	0,318	0,311	0,614	0,293	0,811	0,135	0,404	0,222	0,809	0,196	0,760	0,230	0,919	0,168	0,676	0,022	0,052	0,353
BFCirr (mm)	r	-0,014	-0,031	-0,288	-0,325	-0,023	-0,106	-0,231	-0,308	-0,196	-0,135	0,249	-0,057	0,068	0,324	-0,094	-0,125	-0,096	-0,251	-0,104
	p	0,919	0,818	0,028	0,013	0,867	0,427	0,081	0,019	0,140	0,312	0,060	0,669	0,612	0,013	0,483	0,348	0,474	0,058	0,436
BFCsd (mm)	r	-0,081	-0,155	-0,318	-0,331	-0,097	-0,139	-0,290	-0,299	-0,227	-0,176	0,230	-0,077	0,067	0,253	-0,151	-0,143	-0,163	-0,283	-0,161
	p	0,546	0,244	0,015	0,011	0,467	0,298	0,027	0,023	0,086	0,187	0,083	0,566	0,620	0,056	0,259	0,286	0,221	0,032	0,229

(A)

		M	RMS esf 3mm	RMS coma 3mm	RMS astig sec. 3mm	RMS esf. 4,5mm	RMS coma 4,5mm	RMS astig sec. 4,5mm	RMS esf 6mm	RMS coma 6mm	RMS astig. 6mm
M	r		0,100	-0,286	0,052	0,031	-0,208	-0,145	0,018	-0,044	-0,134
	p		0,455	0,029	0,696	0,817	0,117	0,279	0,894	0,745	0,317
LogCS 1,5	r	0,464	0,193	0,034	-0,081	0,203	0,185	0,022	0,212	0,132	0,058
	p	<0,001	0,147	0,800	0,544	0,126	0,164	0,867	0,111	0,323	0,663
LogCS 2,12	r	0,382	0,122	0,063	-0,208	-0,044	0,042	0,030	0,127	0,117	0,026
	p	0,003	0,361	0,638	0,117	0,743	0,757	0,820	0,341	0,382	0,849
LogCS 3	r	0,264	0,078	0,074	-0,272	-0,133	-0,005	0,012	0,079	0,107	0,020
	p	0,045	0,561	0,581	0,039	0,320	0,968	0,930	0,557	0,424	0,884
LogCS 4,24	r	0,558	0,011	-0,564	-0,096	0,277	-0,212	-0,458	-0,030	-0,195	-0,316
	p	<0,001	0,933	<0,001	0,475	0,036	0,111	<0,001	0,820	0,142	0,016
LogCS 6	r	0,384	-0,067	-0,556	-0,278	0,080	-0,328	-0,512	-0,142	-0,228	-0,350
	p	0,003	0,615	<0,001	0,035	0,552	0,012	<0,001	0,288	0,086	0,007
LogCS 8,49	r	0,536	0,198	-0,055	-0,085	0,171	0,078	-0,056	0,178	0,110	-0,008
	p	<0,001	0,137	0,682	0,525	0,200	0,559	0,675	0,181	0,411	0,951
LogCS 12	r	0,461	0,183	-0,250	-0,070	0,090	-0,049	-0,178	0,008	-0,012	-0,144
	p	<0,001	0,168	0,058	0,602	0,500	0,714	0,182	0,953	0,929	0,282
LogCS 16,97	r	0,577	0,198	-0,279	-0,038	0,154	-0,065	-0,112	-0,019	0,028	-0,125
	p	<0,001	0,137	0,034	0,780	0,247	0,627	0,404	0,886	0,836	0,350
LogCS 24	r	0,389	0,169	-0,261	-0,175	0,067	-0,103	-0,134	-0,060	-0,001	-0,070
	p	0,003	0,205	0,047	0,190	0,618	0,442	0,316	0,657	0,995	0,600

(B)

Tabla 82. Correlaciones tras quince días de uso. Se resaltan $p < 0,05$ y $r \geq 0,3$. Unidades: M(D) y LogCS (c/g)

		M	LogCS 1,5	LogCS 2,12	LogCS 3	LogCS 4,24	LogCS 6	LogCS 8,49	LogCS 12	LogCS 16,97	LogCS 24	RMS esf 3mm	RMS coma 3mm	RMS astig sec. 3mm	RMS esf. 4,5mm	RMS coma 4,5mm	RMS astig sec. 4,5mm	RMS esf 6mm	RMS coma 6mm	RMS astig. 6mm
HA (deg ²)	r	-0,021	-0,145	-0,145	-0,145	-0,546	-0,679	-0,466	-0,277	-0,315	-0,360	-0,040	0,082	0,076	0,223	0,139	0,059	-0,120	-0,158	-0,026
	p	0,878	0,278	0,278	0,278	<0,001	<0,001	<0,001	0,036	0,016	0,006	0,764	0,543	0,572	0,092	0,298	0,659	0,369	0,237	0,845
LDI (%)	r	-0,020	-0,149	-0,149	-0,149	-0,551	-0,680	-0,467	-0,272	-0,310	-0,352	-0,041	0,078	0,073	0,223	0,138	0,059	-0,121	-0,156	-0,027
	p	0,879	0,264	0,264	0,264	<0,001	<0,001	<0,001	0,039	0,018	0,007	0,758	0,558	0,587	0,093	0,301	0,658	0,366	0,243	0,843
BFCr (mm)	r	-0,025	-0,168	-0,168	-0,168	-0,533	-0,678	-0,481	-0,300	-0,325	-0,364	-0,040	0,098	0,077	0,221	0,145	0,056	-0,124	-0,163	-0,027
	p	0,852	0,208	0,208	0,208	<0,001	<0,001	<0,001	0,022	0,013	0,005	0,765	0,465	0,566	0,096	0,278	0,674	0,353	0,223	0,840
BFCx (mm)	r	0,435	-0,216	-0,216	-0,216	0,301	0,249	0,030	-0,232	-0,246	-0,057	0,133	0,010	0,108	0,081	-0,072	0,144	-0,221	-0,053	-0,035
	p	0,001	0,104	0,104	0,104	0,022	0,060	0,821	0,080	0,062	0,671	0,321	0,941	0,419	0,544	0,593	0,280	0,096	0,692	0,793
BFCy (mm)	r	-0,075	0,556	0,556	0,556	0,337	0,500	0,533	0,476	0,225	0,190	0,204	-0,006	-0,029	0,135	0,009	-0,046	0,185	0,070	-0,012
	p	0,578	<0,001	<0,001	<0,001	0,010	<0,001	<0,001	<0,001	0,090	0,154	0,125	0,962	0,832	0,311	0,949	0,733	0,164	0,600	0,926
BFCang (deg)	r	0,165	-0,284	-0,284	-0,284	-0,225	-0,478	-0,487	-0,571	-0,493	-0,433	-0,101	0,112	0,152	-0,120	0,032	0,134	-0,247	-0,156	-0,024
	p	0,215	0,031	0,031	0,031	0,089	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,001	0,452	0,403	0,254	0,370	0,809	0,317	0,061	0,241	0,857
BFCirr (mm)	r	0,036	-0,257	-0,257	-0,257	-0,619	-0,770	-0,689	-0,567	-0,464	-0,472	-0,087	0,111	0,114	0,031	0,115	0,102	-0,191	-0,174	-0,038
	p	0,788	0,051	0,051	0,051	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,515	0,405	0,394	0,816	0,390	0,447	0,151	0,190	0,776
BFCsd (mm)	r	0,075	-0,324	-0,324	-0,324	-0,475	-0,638	-0,567	-0,515	-0,445	-0,459	0,007	0,138	0,119	0,139	0,106	0,082	-0,195	-0,201	-0,042
	p	0,574	0,013	0,013	0,013	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,959	0,303	0,372	0,297	0,426	0,538	0,143	0,130	0,756

(A)

		M	RMS esf 3mm	RMS coma 3mm	RMS astig sec. 3mm	RMS esf. 4,5mm	RMS coma 4,5mm	RMS astig sec. 4,5mm	RMS esf 6mm	RMS coma 6mm	RMS astig. 6mm
M	r		-0,032	0,023	-0,006	-0,024	-0,038	0,166	-0,156	-0,003	0,096
	p		0,812	0,861	0,966	0,858	0,775	0,213	0,242	0,981	0,472
LogCS 1,5	r	-0,005	-0,111	-0,127	-0,023	0,019	0,034	-0,033	0,139	0,101	0,054
	p	0,972	0,406	0,342	0,861	0,886	0,798	0,807	0,299	0,452	0,689
LogCS 2,12	r	-0,005	-0,111	-0,127	-0,023	0,019	0,034	-0,033	0,139	0,101	0,054
	p	0,972	0,406	0,342	0,861	0,886	0,798	0,807	0,299	0,452	0,689
LogCS 3	r	-0,005	-0,111	-0,127	-0,023	0,019	0,034	-0,033	0,139	0,101	0,054
	p	0,972	0,406	0,342	0,861	0,886	0,798	0,807	0,299	0,452	0,689
LogCS 4,24	r	-0,005	0,085	0,106	0,021	0,112	0,063	-0,024	0,149	0,064	0,051
	p	0,972	0,526	0,428	0,879	0,404	0,637	0,856	0,264	0,631	0,702
LogCS 6	r	0,281	0,173	0,063	-0,018	0,119	-0,029	-0,029	0,127	0,130	0,097
	p	0,032	0,194	0,637	0,894	0,372	0,830	0,828	0,343	0,330	0,467
LogCS 8,49	r	0,059	0,109	-0,068	-0,131	0,115	-0,263	-0,175	-0,036	-0,121	-0,142
	p	0,660	0,416	0,611	0,325	0,391	0,046	0,188	0,787	0,364	0,289
LogCS 12	r	-0,053	0,096	-0,103	-0,300	0,089	-0,341	-0,335	-0,114	-0,173	-0,241
	p	0,693	0,471	0,443	0,022	0,505	0,009	0,010	0,396	0,194	0,069
LogCS 16,97	r	-0,195	-0,008	-0,062	-0,305	-0,127	-0,336	-0,310	-0,124	-0,083	-0,134
	p	0,142	0,953	0,643	0,020	0,343	0,010	0,018	0,354	0,537	0,317
LogCS 24	r	0,021	-0,008	-0,106	-0,348	-0,145	-0,302	-0,251	-0,158	-0,073	-0,123
	p	0,874	0,953	0,430	0,007	0,279	0,021	0,058	0,235	0,587	0,357

(B)

Tabla 83. Correlaciones en la visita tras un mes de uso.(Resaltados p<0,05 y r≥0,3. (a)Variable constante). Unidades: M(D) y LogCS (c/g)

		M	LogCS 1,5	LogCS 2,12	LogCS 3	LogCS 4,24	LogCS 6	LogCS 8,49	LogCS 12	LogCS 16,97	LogCS 24	RMS esf 3mm	RMS coma 3mm	RMS astig sec. 3mm	RMS esf. 4,5mm	RMS coma 4,5mm	RMS astig sec. 4,5mm	RMS esf 6mm	RMS coma 6mm	RMS astig. 6mm
HA (deg ²)	r	-0,085	-0,185	.(a)	-0,185	-0,135	-0,133	-0,088	-0,202	-0,137	-0,191	0,051	0,069	0,170	0,145	-0,020	0,073	0,003	-0,071	-0,012
	p	0,524	0,164	.	0,164	0,313	0,321	0,513	0,129	0,305	0,152	0,705	0,608	0,203	0,278	0,883	0,585	0,984	0,597	0,927
LDI (%)	r	-0,085	-0,174	.(a)	-0,174	-0,126	-0,123	-0,072	-0,186	-0,118	-0,173	0,049	0,069	0,168	0,143	-0,021	0,068	0,002	-0,071	-0,015
	p	0,526	0,192	.	0,192	0,348	0,356	0,592	0,163	0,376	0,193	0,714	0,605	0,207	0,286	0,877	0,612	0,987	0,599	0,911
BFCr (mm)	r	-0,087	-0,195	.(a)	-0,195	-0,142	-0,140	-0,090	-0,205	-0,138	-0,188	0,055	0,067	0,163	0,141	-0,027	0,073	-0,003	-0,075	-0,013
	p	0,518	0,142	.	0,142	0,286	0,294	0,500	0,124	0,302	0,158	0,683	0,618	0,223	0,291	0,840	0,587	0,984	0,576	0,924
BFCx (mm)	r	0,006	-0,464	.(a)	-0,464	-0,403	-0,399	-0,299	-0,302	-0,296	-0,099	-0,099	0,025	0,013	-0,038	0,071	0,121	-0,072	0,083	0,023
	p	0,965	<0,001	.	<0,001	0,002	0,002	0,023	0,021	0,024	0,461	0,459	0,853	0,922	0,779	0,596	0,367	0,589	0,536	0,862
BFCy (mm)	r	0,031	0,387	.(a)	0,387	0,320	0,317	0,262	0,375	0,334	0,190	0,080	-0,009	-0,070	-0,021	0,057	-0,154	0,002	-0,008	-0,055
	p	0,815	0,003	.	0,003	0,014	0,015	0,047	0,004	0,010	0,153	0,549	0,946	0,604	0,877	0,673	0,248	0,988	0,955	0,680
BFCang (deg)	r	-0,064	-0,308	.(a)	-0,308	-0,230	-0,227	-0,325	-0,409	-0,440	-0,429	0,056	0,004	0,118	0,103	-0,032	0,145	-0,018	-0,056	0,043
	p	0,634	0,019	.	0,019	0,082	0,087	0,013	0,001	0,001	0,001	0,676	0,975	0,377	0,441	0,812	0,276	0,895	0,675	0,748
BFCirr (mm)	r	-0,086	-0,328	.(a)	-0,328	-0,251	-0,247	-0,218	-0,306	-0,263	-0,267	0,081	0,033	0,128	0,113	-0,056	0,095	-0,039	-0,095	-0,002
	p	0,520	0,012	.	0,012	0,058	0,061	0,100	0,019	0,046	0,043	0,546	0,804	0,338	0,396	0,674	0,478	0,772	0,478	0,987
BFCsd (mm)	r	-0,079	-0,226	.(a)	-0,226	-0,156	-0,153	-0,227	-0,320	-0,324	-0,355	0,094	0,009	0,107	0,113	-0,063	0,102	-0,021	-0,098	0,020
	p	0,557	0,089	.	0,089	0,243	0,252	0,086	0,014	0,013	0,006	0,482	0,947	0,426	0,399	0,641	0,448	0,876	0,465	0,880

		M	RMS esf 3mm	RMS coma 3mm	RMS astig sec. 3mm	RMS esf. 4,5mm	RMS coma 4,5mm	RMS astig sec. 4,5mm	RMS esf 6mm	RMS coma 6mm	RMS astig. 6mm
M	r		0,147	0,154	-0,104	0,003	0,125	-0,050	-0,142	-0,022	0,122
	p		0,270	0,249	0,436	0,983	0,351	0,712	0,286	0,871	0,361
LogCS 1,5	r	0,016	0,091	0,084	0,027	0,111	0,096	-0,001	0,122	0,108	0,062
	p	0,908	0,495	0,529	0,841	0,405	0,472	0,994	0,363	0,418	0,643
LogCS 2,12	r	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)
	p
LogCS 3	r	0,016	0,091	0,084	0,027	0,111	0,096	-0,001	0,122	0,108	0,062
	p	0,908	0,495	0,529	0,841	0,405	0,472	0,994	0,363	0,418	0,643
LogCS 4,24	r	0,028	0,067	0,025	-0,098	-0,011	0,019	-0,193	0,007	-0,037	-0,139
	p	0,836	0,615	0,854	0,464	0,935	0,890	0,146	0,956	0,785	0,298
LogCS 6	r	0,035	0,143	0,118	0,108	0,160	0,141	0,056	0,170	0,126	0,108
	p	0,793	0,283	0,377	0,420	0,230	0,292	0,678	0,203	0,345	0,421
LogCS 8,49	r	0,041	0,178	0,049	0,008	0,091	0,080	-0,060	0,088	0,072	-0,008
	p	0,761	0,181	0,713	0,950	0,495	0,552	0,656	0,510	0,593	0,951
LogCS 12	r	0,067	0,253	-0,145	-0,101	-0,041	-0,023	-0,297	-0,254	-0,157	-0,300
	p	0,618	0,055	0,277	0,452	0,762	0,864	0,023	0,054	0,240	0,022
LogCS 16,97	r	0,083	0,106	-0,055	-0,181	-0,038	-0,033	-0,205	-0,133	-0,132	-0,135
	p	0,535	0,430	0,682	0,173	0,780	0,808	0,123	0,320	0,322	0,314
LogCS 24	r	0,111	0,187	-0,165	-0,255	-0,204	-0,216	-0,404	-0,334	-0,261	-0,342
	p	0,405	0,160	0,217	0,053	0,125	0,103	0,002	0,010	0,048	0,009

(B)

Tabla 84 . Correlaciones en la visita tras el primer año de uso. (Resaltados p<0,05 y r≥0,3. (a)Variable constante). Unidades: M(D) y LogCS (c/g)

		M	LogCS 1,5	LogCS 2,12	LogCS 3	LogCS 4,24	LogCS 6	LogCS 8,49	LogCS 12	LogCS 16,97	LogCS 24	RMS esf 3mm	RMS coma 3mm	RMS astig sec. 3mm	RMS esf. 4,5mm	RMS coma 4,5mm	RMS astig sec. 4,5mm	RMS esf 6mm	RMS coma 6mm	RMS astig. 6mm
HA (deg ²)	r	-0,105	0,075	.(a)	.(a)	-0,004	-0,061	-0,021	-0,682	-0,246	0,029	0,182	-0,153	0,109	-0,119	-0,095	0,012	-0,278	-0,167	-0,091
	p	0,520	0,645	.	.	0,982	0,710	0,896	<0,001	0,127	0,859	0,262	0,345	0,504	0,464	0,561	0,943	0,083	0,302	0,575
LDI (%)	r	-0,107	0,075	.(a)	.(a)	-0,005	-0,062	-0,022	-0,684	-0,247	0,029	0,178	-0,155	0,107	-0,118	-0,094	0,012	-0,275	-0,166	-0,091
	p	0,511	0,648	.	.	0,975	0,706	0,894	<0,001	0,125	0,859	0,271	0,341	0,509	0,467	0,563	0,943	0,086	0,306	0,577
BFCr (mm)	r	-0,127	0,079	.(a)	.(a)	-0,011	-0,086	-0,047	-0,685	-0,264	0,011	0,186	-0,145	0,105	-0,130	-0,099	0,004	-0,296	-0,180	-0,098
	p	0,434	0,627	.	.	0,946	0,599	0,772	<0,001	0,100	0,949	0,250	0,371	0,519	0,424	0,541	0,982	0,064	0,267	0,548
BFCx (mm)	r	-0,214	0,042	.(a)	.(a)	-0,069	-0,145	-0,047	-0,091	0,139	0,191	-0,142	0,199	-0,012	-0,268	-0,016	-0,061	-0,172	-0,081	-0,132
	p	0,184	0,795	.	.	0,674	0,371	0,772	0,578	0,394	0,237	0,383	0,217	0,942	0,094	0,920	0,709	0,289	0,618	0,415
BFCy (mm)	r	0,462	-0,003	.(a)	.(a)	0,196	0,532	0,472	-0,177	0,021	0,233	0,276	-0,108	0,163	0,109	0,080	0,150	0,000	0,086	0,041
	p	0,003	0,983	.	.	0,225	<0,001	0,002	0,274	0,895	0,149	0,084	0,507	0,316	0,502	0,623	0,357	0,999	0,599	0,803
BFCang (deg)	r	-0,472	0,090	.(a)	.(a)	-0,153	-0,584	-0,545	-0,407	-0,322	-0,291	0,069	-0,034	-0,044	-0,189	-0,176	-0,137	-0,339	-0,284	-0,119
	p	0,002	0,579	.	.	0,347	<0,001	<0,001	0,009	0,043	0,069	0,672	0,834	0,786	0,243	0,277	0,400	0,033	0,076	0,464
BFCirr (mm)	r	-0,235	0,108	.(a)	.(a)	-0,042	-0,278	-0,264	-0,565	-0,306	-0,086	0,194	-0,046	0,043	-0,223	-0,147	-0,090	-0,420	-0,276	-0,150
	p	0,145	0,509	.	.	0,798	0,083	0,099	<0,001	0,054	0,596	0,231	0,776	0,792	0,167	0,365	0,580	0,007	0,085	0,354
BFCsd (mm)	r	-0,246	0,112	.(a)	.(a)	-0,044	-0,273	-0,257	-0,509	-0,309	-0,123	0,189	-0,022	0,075	-0,242	-0,166	-0,102	-0,457	-0,294	-0,151
	p	0,126	0,492	.	.	0,787	0,088	0,109	0,001	0,052	0,451	0,243	0,895	0,647	0,133	0,307	0,533	0,003	0,066	0,353

		M	RMS esf 3mm	RMS coma 3mm	RMS astig sec. 3mm	RMS esf. 4,5mm	RMS coma 4,5mm	RMS astig sec. 4,5mm	RMS esf 6mm	RMS coma 6mm	RMS astig. 6mm
M	r		0,160	-0,040	-0,033	-0,058	-0,170	-0,180	0,114	-0,020	-0,098
	p		0,325	0,808	0,841	0,724	0,296	0,265	0,482	0,901	0,548
LogCS 1,5	r	0,187	-0,061	0,018	0,009	-0,326	-0,480	-0,367	0,109	-0,245	-0,259
	p	0,247	0,708	0,913	0,955	0,040	0,002	0,020	0,503	0,127	0,107
LogCS 2,12	r	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)
	p
LogCS 3	r	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)	.(a)
	p
LogCS 4,24	r	0,660	-0,002	-0,108	-0,060	-0,473	-0,712	-0,542	0,043	-0,397	-0,419
	p	<0,001	0,989	0,507	0,715	0,002	<0,001	<0,001	0,791	0,011	0,007
LogCS 6	r	0,653	0,177	0,001	0,045	0,008	-0,137	-0,090	0,200	-0,007	-0,042
	p	<0,001	0,274	0,996	0,785	0,963	0,401	0,581	0,217	0,966	0,796
LogCS 8,49	r	0,416	0,040	-0,148	-0,185	-0,070	-0,225	-0,206	0,109	-0,063	-0,183
	p	0,008	0,804	0,362	0,253	0,669	0,163	0,203	0,503	0,699	0,259
LogCS 12	r	0,378	-0,013	0,017	-0,342	0,080	0,085	-0,219	0,077	0,053	-0,041
	p	0,016	0,938	0,916	0,031	0,625	0,600	0,174	0,639	0,746	0,803
LogCS 16,97	r	0,343	0,037	-0,116	-0,218	-0,166	-0,255	-0,355	0,101	-0,106	-0,232
	p	0,030	0,821	0,477	0,177	0,306	0,113	0,025	0,535	0,514	0,150
LogCS 24	r	0,443	0,003	-0,190	-0,218	-0,237	-0,220	-0,366	-0,047	-0,136	-0,232
	p	0,004	0,987	0,239	0,177	0,141	0,172	0,020	0,774	0,404	0,150

(B)

A los 7 días de uso, los parámetros de distorsión luminosa y las aberraciones de alto orden se correlacionaron inversamente con la sensibilidad al contraste monocular. Tamaño de la distorsión luminosa (LDI y BFCr) y la irregularidad (BFCirr) se correlacionaron significativamente ($r \leq -0,400$; $p \leq 0,013$). Estas correlaciones fueron aún mayores en la visita de 15 días para el LDI y BFCirr con CS para la frecuencia espacial 6 cpd ($r \leq -0,600$; $p < 0,001$). La RMS comática a 4,5 mm se correlacionó negativamente con CS para las frecuencias especiales 4,24 y 6 CPD ($r \leq -0,550$; $p < 0,001$). Finalmente, después de 1 mes de tratamiento, las correlaciones entre la distorsión luminosa y aberraciones de alto orden y CSF monocular apenas estaban presentes (Tabla 83).

Con respecto de las correlaciones en la parte final del estudio, tras 1 año de tratamiento, de observó que había una correlación estadísticamente significativa entre las CSF monocular y las medias frecuencias (3, 4,24 y 6 c/g) y los parámetros de la distorsión luminosa en el momento del inicio del estudio ($r \leq -0,529$, $p < 0,001$). Sin embargo, tras un año de tratamiento esa correlación fue significativa solamente para la frecuencia espacial de 12c/g. (Tabla 84)

En general, las HOA no se correlacionaron con DL. Sin embargo, tras 1 año de tratamiento se observó una correlación estadísticamente significativa entre la RMS esférica para \emptyset pup de 6mm y el índice de irregularidad de la DL ($r = -0,420$, $p < 0,05$).

Con respecto a las correlaciones entre la SC monocular y HOA, no hubo correlaciones significantes entre la RMS esférica y las diferentes frecuencias espaciales a excepción de la frecuencia 1,5 y 4,24c/g inversamente relacionadas con RMS esférica, comática y de astigmatismo secundario para \emptyset 4.5mm (Tabla 84 B). Tras 1 año de tratamiento las HOA ya no tuvieron significancia en sus correlaciones con los valores de SC monocular a excepción de la frecuencia espacial de 4,24cpg para \emptyset pup 6mm con RMS comática ($r = -0,397$, $p < 0,05$) y la RMS de astigmatismo secundario ($r = -0,419$, $p < 0,05$).

6.3 DISCUSIÓN

En el presente estudio se observó que a pesar del deterioro significativo y estable que había sufrido la calidad de la visión, según el análisis aberrométrico de la cara anterior de la córnea, la calidad visual medida mediante la CSF volvía a los valores iniciales tras el primer mes de tratamiento.

De manera similar, la percepción de la distorsión luminosa medida a través del dispositivo experimental, también regresaba a los valores iniciales tras el primer mes de tratamiento y a partir de aquí permanecía estable hasta el primer año de seguimiento.

En la práctica clínica de la OK, algunos pacientes manifiestan tener distorsiones luminosas en forma de halo, aunque sus AV sean excelentes en los tests de AV de alto contraste [Hiraoka et al, 2007]. Aunque la calidad óptica del ojo y la calidad de la visión tras el tratamiento Ortoqueratológico ya han sido analizados en otros estudios anteriores [Hiraoka et al, 2005; Hiraoka et al, 2007 y Berntsen et al 2005], en el presente estudio se evaluó de forma simultánea las HOA, la sensibilidad al contraste y la adaptación a distorsión luminosa en sujetos sometidos a la Ortoqueratología para miopía durante el primer año de tratamiento..

Las medidas de la sensibilidad al contraste proporcionan información útil sobre la función visual que no puede ser puesto de manifiesto por las pruebas de AV estándar. [Pérez-Santonja et al, 1998 y Verdon et al 1996]. Hiraoka y colaboradores realizaron un estudio (2007) en el que se concluyó que existían importantes cambios en la calidad de la visión tras OK.

Dichos cambios eran debidos al aumento significativo de las HOA tras 1 mes de tratamiento, manteniéndose invariables a partir de ese momento. También se observó como la AV, con la mejor corrección, no varió con respecto a la AV pre tratamiento durante todo el período de seguimiento. Por otro lado, la sensibilidad al contraste sufrió una reducción, la cual dependía de la cantidad de corrección miópica, dándose una pérdida inicial, y dicha pérdida persistió durante los 3 meses de seguimiento.

Nuestros resultados actuales no están de acuerdo con la reducción persistente de la sensibilidad al contraste, de hecho la sensibilidad al contraste se retornó a los valores basales tras el primer mes de tratamiento.

Este hecho concuerda con los resultados obtenidos en el capítulo 5 [Santolaria et al, 2015], en los que la CS monocular disminuyó significativamente para las frecuencias de 3,00 a 8,49 tras un día de tratamiento solamente. En este estudio se observó una correlación entre la

CS y HOA solamente antes del tratamiento, perdiéndose tras el inicio del tratamiento y a lo largo del año de seguimiento.

Por otro lado, los parámetros de DL y HOA no se correlacionaron en ningún período de estudio, con la excepción de la RMS esférica para 6mm Øpup y BFCIrreg tras un año de tratamiento. Villa-Collar y colaboradores (2007) reportaron una correlación significativa entre la RMS esférica y los parámetros de distorsión luminosa similares a los de nuestro estudio en pacientes post-Lasik.

Aunque el DL y SC se recuperan con respecto al inicio, hubo una falta de correlación entre los ellos, tanto después de 1 mes como tras el año de tratamiento. Esto podría reflejar que, la DL en sí no perjudica a la SC en las condiciones del examen, aunque al realizar el análisis de SC, bajo condiciones de deslumbramiento, cabría esperar un deterioro significativo de esta.

Varios estudios han demostrado que el SC se correlaciona significativamente con algunas habilidades asociadas con la calidad de vida del paciente, como la velocidad de lectura, [Whittaker et al, 1993] rendimiento [Owsley et al, 1998] la conducción, sin embargo, el análisis de la SC no es suficiente para entender la totalidad de las quejas reportadas por los pacientes.

Así pues, con el fin de evaluar otros aspectos de la calidad visual del paciente, en este estudio longitudinal a 1 año, se investigaron cambios en la percepción de la DL además de los cambios en las HOA oculares y la CSF como parámetro representativo de la calidad visual.

El análisis de la DL mostró un aumento tras el primer día de tratamiento seguido de una reducción hasta los niveles de inicio, permaneciendo constantes los valores de DL a partir de este momento hasta finalizar el seguimiento a 1 año.

Esto coincide con la observación clínica de adaptación al efecto de distorsión y con otro trabajo reciente de Santolaria y colaboradores (2013) en el que se observó que las quejas subjetivas sobre la distorsión luminosa aumentaban cuando se comenzaba el tratamiento y disminuía a lo largo de este.

Nuestro trabajo coincide con otros estudios versados en otras técnicas de tratamiento de superficie en los que también se aprecia un deterioro en la visión nocturna, como el Lasik. Pop y Payette (2004), mostraron una reducción en pacientes que padecían alteraciones en la visión nocturna, del 25% en la visita de 1 mes a el 4,7% en la visita de los 12 meses. Sin embargo, nuestros resultados muestran que esta reducción de las quejas en la visión nocturna podría ser más rápida, ya que la recuperación se da tras 1 mes. Esto podría explicarse porque los dispositivos de medición tales como nuestro analizador de LD es sensible a las formas más graves de los fenómenos de DL que no permiten ver los objetos alrededor de la fuente de luz brillante.

Incluso cuando el paciente se ha recuperado hasta el punto de que este tipo de distorsión ya no la nota o es muy tenue, el paciente puede todavía informar subjetivamente de ella en un cierto grado. McAlinden y colaboradores (2011) evaluaron el tiempo de los cambios en las respuestas del cuestionario sobre la calidad de la visión (QoV) en pacientes sometidos a cirugía corneal LASEK para miopía e hipermetropía. Este instrumento representa la frecuencia, la severidad y la molestia de los síntomas visuales incluyendo halos, starburst y todo tipo de fenómenos que nosotros incluimos bajo el paraguas de los "fenómenos DL". Observaron también una disminución rápida de la puntuación en el QoV tras la cirugía PRK, en donde las puntuaciones en el cuestionario QoV regresaban a la línea de partida después de 1 mes del tratamiento.

Sorprendentemente, los resultados obtenidos muestran que el índice de irregularidad de la DL disminuía incluso por debajo de los niveles de inicio. Esto sugiere que la DL, aun siendo reducida a lo largo del tiempo, podría reflejar un patrón de distorsión más simétrico rotacionalmente comparándolo con el patrón de inicio, lo que podría reflejar el efecto del aumento significativo de la aberración esférica positiva. Ciertamente, las HOA de cara anterior cambiaron significativamente en nuestro estudio, coincidiendo con otros trabajos previos [Hiraoka et al, 2008] y en otro trabajo realizado recientemente por nuestro grupo, en el que se evaluaron las HOA durante el primer mes de tratamiento en OK [Santolaria et al, 2015].

Los cambios a lo largo del tiempo en las HOA observados en el presente estudio están de acuerdo con los valores obtenidos por otros autores [Hiraoka et al, 2005; Hiraoka et al, 2007] en los que las aberraciones de alto orden esféricas y coma fueron los principales contribuyentes a la degradación de la calidad de imagen [Lu et al, 2007b]. Esto podría justificarse con el hecho de que las aberración de tercer orden (coma) y de cuarto orden (esférica) están más relacionadas directamente con la creación y consolidación de la zona de tratamiento, mientras que el astigmatismo secundario afecta más a las zonas periféricas de la córnea, presumiblemente más sujetas a las variaciones del día a día, como consecuencia de los descentrados leves o cambios de presión en el borde de la zona de transición de la lente.

Este es el primer estudio que aborda los cambios a largo plazo en la calidad óptica de la superficie corneal anterior y el posible impacto en la calidad visual medido a través del CSF monocular y medidas de DL. Como limitación de nuestro estudio podemos decir que sería muy importante ver el desarrollo durante un período de tiempo superior al de un año. En el tratamiento OK, la cantidad y la calidad de las fluctuaciones diarias de las HOA van en función de la adaptación de la lente, esto supone una dificultad para la adaptación del sistema neural a estas aberraciones. Así pues la disminución de CSF podría durar en el tiempo. Además, sería

muy importante estudiar la evolución de la función visual en condiciones mesópicas. En OK sabemos que la visión nocturna se ve comprometida, por lo que sería interesante el seguimiento nocturno.

CAPÍTULO 7. DISCUSIÓN

La práctica de la OK nocturna ha experimentado un gran crecimiento en los últimos años pasando a ser una de las opciones para la compensación de la miopía que está ganando cada vez más adeptos [Swarbrick, 2006]. Sin embargo, una parte de los pacientes sometidos a OK manifiestan alteraciones en la visión nocturna al principio y durante el tratamiento, pese a obtener excelentes resultados en AV de alto contraste [Hiraoka, 2007].

El tratamiento ortoqueratológico lleva asociado intrínsecamente el cambio de curvatura corneal induciendo una serie de cambios responsables en la degradación de la imagen retiniana, pudiendo llegar a afectar la solvencia visual del paciente en algunos casos.

Es por ello que la investigación desarrollada con motivo de la presente tesis doctoral pretende estudiar el impacto del tratamiento ortoqueratológico en la degradación de la imagen retiniana como consecuencia del tratamiento, y la función visual resultante.

Con el objetivo de valorar los resultados del tratamiento ortoqueratológico a largo plazo, se diseñó un estudio transversal que permitiese evaluar la sintomatología, así como la calidad óptica objetiva y subjetiva, y valorar la posible relación con los hábitos del paciente y su calidad de vida. Para ello se examinaron sujetos sometidos a tratamiento ortoqueratológico durante al menos un año.

El tratamiento ortoqueratológico es reversible, de manera que se espera una regresión del tratamiento durante el día en ausencia de las lentes [Soni, 2004]. Pese a esta regresión, algunos pacientes mantienen un rendimiento visual razonable incluso saltándose una noche de uso [Swarbrick, 1998]. Por este motivo lo primero que se analizó fueron los patrones de uso de los pacientes y sus consecuencias visuales, obteniendo que el 55% de la muestra confirmaba no dormir todas las noches con las lentes OK y a su vez valoraban su visión como aceptable al día siguiente del salto, aunque las valoraciones de la visión e esta situación fueron significativamente menores.

De acuerdo con Soni y colaboradores (2004), se encontraron diferencias significativas entre la valoración de la visión subjetiva al principio de la jornada, tras quitarse las lentes, con respecto a la visión subjetiva al final del día, en pacientes con un patrón de uso regular, poniéndose de manifiesto la regresión del tratamiento.

Las correlaciones mostraron que aquellos pacientes que prescindían menos noches de las lentes OK eran aquellos que partían de miopías iniciales más altas. La media de horas de sueño para la mayoría de pacientes (72%) se situó en 6-8h, situándose dentro de los valores normales.

En lo relativo a la AV final (AV del paciente en el momento de la toma de datos) se concluyó que los pacientes que mostraban AV mayores eran aquellos que tenían una mejor

visión subjetiva del detalle fino tras quitarse las lentes OK. Por otro lado, los pacientes que refirieron tener una peor visión al final del día, tras saltarse una noche de tratamiento, fueron los que manifestaron AV finales más bajas y también los pacientes que tenían miopías mayores. Además, esta falta de visión al final del día tras la noche de no uso se correlacionó de manera directa con los pacientes que notaban el empeoramiento su de visión en un tiempo menor y con los pacientes que partían de una ametropía inicial más alta, coincidiendo con lo previamente publicado por Hiraoka y cols., (2009).

En cuanto a la percepción de halos y otras formas de distorsión luminosa, solamente el 55,5% refieren tenerlos tanto en interiores como en exteriores. De estos pacientes, las quejas fueron significativas solamente para el 16,7% en interiores y para el 27% en exteriores. El momento en el que el resto de los pacientes que no reportaron quejas (45,5% restante) percibieron que la distorsión luminosa disminuía fue alrededor de 14 semanas desde el inicio del tratamiento para situaciones en el exterior, y unas 10 semanas para situaciones de interior. Hubo una correlación directa entre el tiempo necesario para adaptarse a la distorsión y la edad del paciente, siendo este tiempo mayor a mayor edad. Sin embargo, no se encontró correlación entre la edad y el valor de miopía inicial con respecto al nivel de distorsión luminosa, tanto en interiores como en exteriores. Los pacientes que referían incomodidad en ambientes de baja iluminación en exteriores eran también aquellos que referían distorsión luminosa en interiores, siendo mayor el grupo de pacientes que mantenía las quejas de distorsión luminosa en el exterior, hecho que parece lógico ya que en el exterior las distancias son más grandes, la intensidad de luz de los faros de los coches al conducir es mayor debido a una mayor oscuridad con respecto del interior del hogar.

Sí hubo una correlación estadísticamente significativa e inversa entre la edad y la AV en el momento del examen., así como la AV en el momento del examen con la cantidad de miopía inicial, de manera directa. Hiraoka y cols. (2009) encontraron correlación significativa entre la cantidad de miopía inicial y la AVsc tras el tratamiento versus la satisfacción del paciente en cuanto a resultados visuales, siendo un resultado lógico ya que el paciente sometido a esta técnica deseaba mejorar su AVsc para tener independencia de las gafas y de las lentes de contacto de uso diurno, al igual que sucedía en otros tratamientos como el Lasik [McGhee, 2000]. Esto podría ser debido a que los pacientes de mayor edad pueden tener una dispersión intraocular mayor, afectando a la visión a nivel de AV final, confirmando el hecho de que los pacientes de más edad tardan más tiempo en acostumbrarse a la distorsión luminosa.

Por otra parte, si la cantidad de miopía inicial es mayor, el cambio de curvatura debería de ser también mayor y a su vez, la cantidad de aberraciones que el tratamiento deberá inducir

también será mayor, por tanto parece coherente que estos pacientes tengan AV finales peores y regresiones más altas, requiriendo un patrón de uso más regular que en el caso de una miopía baja.

Según Queirós y colaboradores (2010a) el cambio de curvatura induce un incremento en las aberraciones corneales que además irán en función del tamaño pupilar, siendo pues un factor condicionante que interferirá directamente en la visión de estos pacientes

Los resultados del presente trabajo coinciden con los resultados de otros estudios al ponerse de manifiesto que tras el tratamiento ortoqueratológico se produce un incremento en la mayoría de las aberraciones corneales y de entre ellas la que sufre un incremento mayor es la aberración esférica de 4º y 6º orden, y en términos de RMS [Hiraoka 2005 y 2008, Anera, 2009]. A su vez estos incrementos serán más fuertes a medida que se consideran Øpup mayores [Queirós, 2010a].

En cuanto a la eficacia del tratamiento se encontró que la cantidad de miopía inicial se correlaciona directamente con la AV en el momento del examen y sin embargo no es así entre el residual miópico tras consolidarse el tratamiento con respecto del valor de miopía de inicio. Curiosamente la AV en el momento de la recogida de datos no guardaba correlación con el posible residual miópico, siendo además la AV binocular mejor que los valores monoculares, evidenciando el fenómeno de sumación binocular. [Jiménez-Cuesta, 2003 y 2006]

Los valores de distorsión luminosa en el momento de la recogida fueron similares a los de valores de los mismos pacientes antes de someterse al tratamiento ortoqueratológico. Nuevamente los valores obtenidos de forma binocular fueron superiores a los monoculares por efecto de la sumación binocular. En concreto el incremento de LDI fue de un 22% de condiciones monoculares a binoculares ($p > 0,05$) y un en el caso del BFCirr el incremento fue del 92% ($p < 0,05$). Este hecho podría deberse al nuevo patrón corneal rotacionalmente más simétrico.

Kojima y colaboradores (2011) hicieron un estudio similar en el que la estimación de la distorsión luminosa se correlacionó directamente con el índice de regularidad de superficie corneal, el índice de asimetría de superficie corneal y HOA tras 1 mes de tratamiento. Por otro lado, no obtuvieron correlación entre la valoración del halo frente a los valores queratométricos y del cilindro pre-tratamiento, ni con los valores de la esfera post-tratamiento. Sin embargo sí obtuvieron correlación significativa entre la valoración del halo y los valores de la esfera pre-tratamiento, argumentando que era debido a la mayor compresión de la córnea en los pacientes con altas miopías, sufriendo éstos una degradación mayor de su visión nocturna por un mayor aplanamiento y mayores irregularidades que los pacientes con miopías bajas.

Kojima y colaboradores concluyeron, por la fuerte correlación que obtuvieron entre las HOA y la valoración de la distorsión luminosa, que las HOA, no corregidas por las lentes, afectaban a la visión nocturna.

En el presente estudio no hubo correlación entre los resultados de distorsión luminosa con respecto a los de CS, ni tampoco hubo correlación con los valores de AV y AV estereoscópica en el momento del examen. En relación a las aberraciones corneales solamente se encontró correlación significativa entre el coma horizontal con el tamaño y la irregularidad del halo para diámetros de 4,5mm, y en el caso de pupilas de 6mm entre BFCx y las aberraciones esférica secundaria y astigmatismo oblicuo secundario.

Los resultados de CS en el momento del examen fueron similares también a los obtenidos en el momento de la preadaptación, siendo los valores monoculares similares a los binoculares para las frecuencias medias y bajas, y significativamente mejores los binoculares en el caso de las altas frecuencias, volviéndose a poner de manifiesto el efecto de sumación.

Este hecho coincide con los resultados referidos por otros autores en los que estudian el comportamiento de la CS en otras técnicas de corrección como PRK [Montés-Micó, 2001 y Wang, 1997] o Lasik [Pérez-Santonja, 1998; Mutyala, 2000 y Chan, 2002].

Anera y colaboradores (2009), sin embargo, encontraron resultados completamente diferentes. En su estudio evaluaron la CS tras 3 meses de tratamiento ortoqueratológico y obtuvieron un deterioro inicial de un 12% en valores monoculares y superior (28%) en los valores de CS binocular, siendo la frecuencia de 6c/g la más afectada. Concluyeron que la calidad de visión del paciente tras OK empeora debido a que el cambio aberrométrico modifica las CSF en condiciones mesópicas en donde se da un efecto contrario al de la sumación binocular.

En el presente estudio, a diferencia del publicado por Anera y cols (2009), la CSF se determinó en condiciones fotópicas y tras al menos 1 año de tratamiento. En cuanto a cómo afecta la aberración esférica a la CS, los resultados obtenidos muestran que para \emptyset pup de 3 y 4,5mm la aberración esférica afecta a todas las frecuencias menos a la de 24c/g y que a medida que se consideran \emptyset pup mayores (6mm) la aberración esférica deja de tener correlación significativa para la mayoría de las frecuencias, quedando solamente afectadas las frecuencias 2,12 y 4,24 c/g. La gran mayoría de las aberraciones corneales se correlacionan de manera inversa con la CS, reflejando un empeoramiento de la visión, a excepción de la aberración esférica para \emptyset pup de 3 y 4,5mm, así pues el incremento de la aberración esférica contribuye a la mejora de la visión en estos casos. En el caso de \emptyset pup de 6mm, es la aberración comática la que se correlaciona inversamente con la CS, posiblemente debido a un ligero descentramiento de la zona de tratamiento respecto al centro pupilar.

Van Gaalen y colaboradores (2009) no encontraron correlaciones entre la CS y la aberración esférica en pacientes bajo condiciones de pupila naturales en condiciones fotópicas y mesópicas.

Los autores que defienden el deterioro permanente de la CSF atribuyen este hecho a la variación diurna o fluctuación cuantitativa y cualitativa de las aberraciones ópticas según la adaptación de estas lentes, lo que dificultaría que el sistema neural visual pudiera adaptarse a la variabilidad de las aberraciones.

Los resultados obtenidos a largo plazo permiten observar una estabilidad en los parámetros de calidad óptica tras el tratamiento y una adaptación del paciente a esta situación, por lo que a pesar del constatable detrimento de calidad de la imagen retiniana a consecuencia del tratamiento, los resultados siguen siendo satisfactorios. Es por ello que también se procedió a evaluar cómo son esos cambios a más corto plazo, durante el proceso de tratamiento previo a la estabilización, y con ese fin se diseñó un estudio longitudinal a corto plazo (durante el primer mes de tratamiento), y a largo plazo (1 año) que permita comprobar la estabilidad de los parámetros durante este período. En este estudio se determinan los cambios en la calidad óptica y la función visual de pacientes neófitos, para comprobar el carácter transitorio del fenómeno, tal y como se obtiene de la experiencia en la clínica tras un cierto tiempo desde el inicio del tratamiento OK, a pesar de que las alteraciones físicas se mantienen constantes en la superficie corneal una vez finalizada la adaptación o tras la consolidación del tratamiento.

En cuanto a la eficacia del tratamiento, en el presente estudio se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre los valores del equivalente esférico para todos los intervalos de tiempo evaluados, alcanzándose el 50% de la corrección tras la primera noche de tratamiento y el 100% de la corrección a partir del 7º día. A partir de ese momento el valor permaneció estable durante todo el periodo de seguimiento incluso mejorando entre primer mes y el primer año.

La AV sigue una progresión similar al equivalente esférico, experimentando una mejora que coincide con estudios anteriores [Hiraoka, 2008]. Otros parámetros como los valores queratométricos y valores de excentricidad se mantienen invariables a partir del primer mes.

Los incrementos más fuertes respecto del inicio para la RMS suceden el 7º día, para todos los diámetros pupilares, pero para cada \varnothing_{pup} la evolución es diferente. Cuanto más pequeño es el \varnothing_{pup} antes estabiliza y comienza a mantenerse estable. Para \varnothing_{pup} de 3mm se estabiliza tras la primera noche, para \varnothing_{pup} de 4,5 estabiliza al 7º día, y para \varnothing_{pup} 6mm comienza a estabilizarse tras el día 30 siguiendo estable en adelante.

El RMS comático sufren el mayor incremento tras los 7 días de tratamiento para \varnothing pup de 3 y 4,5mm sin embargo para pupilas de 6mm sigue aumentando hasta el día 30. Al igual que sucedía con la RMS esférica, cuanto mayor es el \varnothing pup estudiado, más tarda en estabilizar, pero en cualquier caso se estabiliza tras 30 días.

En el caso de la distorsión luminosa se valoró por una parte el tamaño del halo y por otra parte la irregularidad de este en los periodos de tiempo mencionados anteriormente. El tamaño del halo aumentó significativamente tras la primera noche, y tras este incremento experimenta una recuperación o reducción de esta área, situándose en valores incluso mejores que los valores pre-tratamiento, a los 7 días. A partir de este momento permaneció estable hasta los 15 días y posteriormente mejoró (descendió el índice) hasta llegar al final del primer mes de tratamiento. Desde los 30 días hasta el año de tratamiento comienza un retroceso que lo situará en los valores de partida. Los resultados binoculares fueron más suaves, los valores del tamaño del halo se estabilizaron a partir del 7º día volviendo a los valores de partida, y a partir de aquí siguieron invariables.

En términos de irregularidad sucede lo mismo. El mayor deterioro sucede tras la primera noche, mejorando a la semana, situándose incluso por encima de los iniciales, y posteriormente permanece constante hasta los 15 días para mejorar más hasta el final del primer mes de tratamiento. A partir del primer mes y hasta el año de tratamiento el índice muestra un retroceso hacia los valores de inicio pero resultando ser finalmente mejor que los valores de partida. Los resultados binoculares son mejores y más suaves que los monoculares aunque siguen la misma tendencia. Esto podría deberse a una mayor simetría rotacional de la córnea tras el tratamiento, ya que lo que realmente expresa este índice es cuanto se aleja o no la forma de la distorsión luminosa de una forma de rotación simétrica.

En lo referente a la variación de la CS monocular, la mayoría de frecuencias quedan afectadas de manera significativa tras la primera noche de tratamiento, exceptuando las bajas (1,5 y 2.12 c/g). La CS binocular solamente sufre un incremento significativo la frecuencia de 24 c/g. En este aspecto coincide con otros autores que refieren un descenso significativo de la CS [Hiraoka, 2007], pero en el presente estudio los valores de CS se recuperan a partir de la primera noche, quedando totalmente restablecidos tras la primera semana del tratamiento en todas las frecuencias. Observando los cambios al mes de tratamiento se observa que las bajas frecuencias permanecen constantes, obteniendo a partir de la frecuencia 8,49 c/g valores superiores a los iniciales. Los valores tras un año de tratamiento son similares a los iniciales, exceptuando los valores para 24 c/g, que mejoran. Considerando la evolución de la CS binocular

a 1 año los cambios no fueron significativos en ninguna de las frecuencias comparados con los iniciales.

En la bibliografía sobre otras técnicas como es el caso de la cirugía refractiva corneal, se ha descrito que los sujetos sometidos a estas refieren frecuentemente síntomas de trastornos de visión nocturna [Fan-Paul et al, 2002; Pop y Payette, 2004; Villa-Collar et al, 2007], incluso cuando la AV de alto contraste de es excelente [Hamburg-Nystrom et al, 1995; Halliday, 1995; Piovella et al, 1997; Brunette et al, 2000 y McGhee CN et al, 2000], de forma similar a los que ocurre en el caso de la OK.

En las investigaciones que forman parte de la presente tesis se ha observado que el halo se hace más circular y menos irregular con el aumento de la aberración esférica inducida por el moldeo de la lente. Ello podría motivar que la visión mejore en relación a otros tratamientos que induzcan una aberración esférica menor y una aberración comática mayor, u otra aberración de otra naturaleza que induzca una distorsión en la córnea más irregular.

CAPÍTULO 8. CONCLUSIONES

A partir del trabajo realizado se pueden extraer las siguientes conclusiones:

- 1) Pese al deterioro de la calidad óptica de la cara anterior de la córnea, algunos de los parámetros relacionados con esta calidad óptica del ojo regresan a los rangos iniciales o de partida en un corto periodo de tiempo, lo que permite suponer que, al igual que se ha observado con otras técnicas de corrección de error refractivo en las que se produce un deterioro de calidad de imagen retiniana [Montes-Mico 2003], existe un proceso de adaptación neural.
- 2) Los sujetos sometidos a tratamiento ortoqueratológico refieren halos durante el período de adaptación, y en algunos casos también tras este periodo inicial, siendo muy variable de un paciente a otro.
- 3) La percepción subjetiva de los pacientes sometidos a tratamiento ortoqueratológico mejora de manera significativa durante el primer año de tratamiento, sobre todo en términos de fluctuación visual, regresión visual durante el día y percepción de la distorsión luminosa.
- 4) Para miopías bajas y medias la AVSC mantiene valores normales y similares a los iniciales, tanto monoculares como binoculares, en el plazo de 1 año. No obstante, un número significativo de pacientes refiere sentir algún tipo de distorsión luminosa en condiciones de baja iluminación, como por ejemplo durante la conducción.
- 5) Los pacientes sometidos a tratamiento ortoqueratológico muestran un patrón de uso irregular después de 1 año de tratamiento que tiene efectos significativos en el rendimiento visual subjetivo a lo largo del día siguiente de saltarse el uso de lentes. Aun así el 88% no nota la regresión diurna y el 95% no llega a tener una visión claramente insuficiente tras una noche de incumplimiento de tratamiento ortoqueratológico.
- 6) La distorsión luminosa bajo condiciones de baja iluminación parece ser una complicación transitoria del tratamiento y la mayoría de los pacientes refieren de una mejora después de las primeras semanas de tratamiento. La actividades en las que los pacientes reportan una mayor incomodidad son en el exterior y en condiciones de baja iluminación aunque su visión en condiciones fotópicas sean similares a las de un paciente no adaptado.

Esto tiene una gran importancia a nivel clínico ya que permite preveer a priori las expectativas del paciente, para proporcionarle una correcta información y unas perspectivas del futuro del tratamiento en su caso.

CAPÍTULO 9.

TRABAJO

FUTURO

En la actualidad, esta investigación representa el primer estudio sobre OK nocturna que analiza variables subjetivas como la calidad de vida con respecto de la calidad óptica y la calidad de la visión del paciente sometido a OK. A su vez, dicho estudio determina la evolución de los cambios encontrados desde que se inicia el tratamiento de OK y a lo largo del primer año de tratamiento en pacientes neófitos.

De los resultados obtenidos en el presente trabajo, de su discusión y de su interpretación en relación con aportaciones anteriores sobre el tema de investigación pueden deducirse las siguientes limitaciones en el estudio y con ellas la propuesta de trabajo futuro:

- 1- Estudios longitudinales a más largo plazo para comprobar la estabilidad refractiva y visual.
- 2- Estudiar la posible influencia del cristalino en la adaptación al halo, considerando las aberraciones oculares totales en lugar de considerar únicamente las corneales.
- 3- Estudiar el posible impacto entre el diámetro de la zona de tratamiento corneal con respecto de los parámetros de calidad de visión y calidad de vida.
- 4- Estudiar el papel de la calidad lagrimal post tratamiento en el papel de la distorsión luminosa.
- 5- Estudiar en profundidad el proceso de la adaptación neural.
- 6- Crear un cuestionario validado para su uso clínico que ayude al adaptador a valorar las quejas del paciente.
- 7- Aumentar el tamaño de la muestra teniendo en cuenta la distribución del error refractivo por grupos de edades.
- 8- Estudiar la CSF en condiciones no solamente fotópicas y teniendo en cuenta el tamaño pupilar en dichas medidas, determinando el efecto de la sumación binocular.

CAPÍTULO 10.

REFERENCIAS

- **AGUILAR M y MATEOS F (1993a)**. Magnitudes fotométricas. En: Aguilar M y Mateos F eds. Óptica Fisiológica. Tomo 1. Valencia: Universidad Politécnica de Valencia,83 -108.
- **AGUILAR M y MATEOS F (1993b)**. Receptor luminoso: el ojo. En: Aguilar M y Mateos F eds. Óptica Fisiológica. Tomo 1. Valencia: Universidad Politécnica de Valencia,41-82.
- **ALFONSO JF, FERNÁNDEZ-VEGA L, AMHAZ H et al**. Visual function after implantation of an aspherical bifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2009;35:885-892.
- **ALHARBI, A y SWARBRIC H.A**. The effects of overnight orthokeratology lens wear on corneal thickness. *Invest Ophthalmol. Vis.Sci* 2003; 44: 2518-23.
- **ALHARBI A, LA HOOD D Y SWARBRICK HA**. Overnight orthokeratology lens wear can inhibit central stromal edema response. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2005; 46:2334-40.
- **ANERA RG, JIMÉNEZ JR, VILLA C, et al.(b)** Pre surgery anisometropia influences postlasik binocular performance. *Ophtal Physiol Opt* 2006.
- **ANERA RG, JIMÉNEZ JR, JIMÉNEZ DEL BARCO L, et al**. Changes in corneal asphericity after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2003. 29:762-768.
- **ANERA RG, VILLA C, JIMÉNEZ JR, et al. (a)** Comparativa de parámetros corneales tras emetropización mediante Lasik versus Corneal Refractive Terapy (CRT). VIII Reunión Nacional de Óptica. Alicante. Septiembre. 2006.
- **ANERA RG, VILLA C, JIMÉNEZ JR, GUTIERREZ R**. Effect of LASIK and contact lens corneal refractive therapy on higher order aberrations and contrast sensitivity function. *J Refract Surg*. 2009 Mar; 25(3):277-84.
- **APPLEGATE RA, HOWLAND HC, BUETTNER J et al**. Corneal aberrations before and after radial keratotomy (RK) calculated from videokeratometric measurements. En: *Vision Science and its Applications. Technical Digest Series, Vol.2*. Washington (DC):Optical Society of America.1994;58-61.
- **ARTAL P, CHEN L, FERNÁNDEZ EJ, SINGER B, MANZANERA S, WILLIAMS DR**. Neural compensation for the eye's optical aberrations. *J Vis*. 2004 Apr 16;4(4):281-7.
- **ARTAL P, GUIRAO A, BERRIO E et al**. Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the humen eye. *J Vis*,1:1-8. (2001).
- **ASBELL P**. Quallity of vision with corneal refractive therapy. *Eye and Contact Lens* 2003. 30(4):234-235.
- **ATCHISON DA y SMITH G**. Optics of the human eye. Retinal image quality. Woburn,MA: Butterworth-Heinemann.2000

- **ATCHISON DA, PRITCHARD N, SCHMID KL, SCOTT DH, JONES CE, POPE JM.** Shape of the retinal surface in emmetropia and myopia. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2005 Aug;46(8):2698-707.
- **BARBERO S, MARCOS S y MERAYO-LLOVES J.** Corneal and total optical aberrations in a unilateral aphakic patient. *J Cataract Refract Surg* 2002;28:1594-1600.
- **BARLOW, H. B.; FITZHUGH, R. and KUFFLER, S. W.** Change of Organization in the Receptive Fields of the Cat's Retina during Dark Adaptation. *The Journal of Physiology,* Aug 6, 1957, vol. 137, no. 3, pp. 338-354. ISSN 0022-3751.
- **BARR J.** Ortho-k by any other name...*Contact Lens Spectrum* 1995 (sept): 11.
- **BARR JT, RAH M, MEYERS W, et al.** Recovery of refractive error after corneal refractive therapy. *Eye Contact Lens* 2004; 30:247-51.
- **BEDELL, HE. . NORTON, TT; CORLISS, DA and BAILEY, JE eds.,** Butterworth Heinemann, 2002. *Spatial. Acuity. Inc: The Psychophysical Measurement of Visual Function,* pp. 105-136.
- **BENNETT AG, RABBETTS RB.** What radius does the conventional keratometer measure? *Ophthalmic Physiol Opt.* 1991 Jul;11(3):239-47. Erratum in: *Ophthalmic Physiol Opt* 1991 Oct;11(4):404.
- **BERNTSEN DA, BARR JT y MITCHELL GL.** The effect of overnight contact lens corneal reshaping on higher-order aberrations and best-corrected visual acuity. *Optom Vis Sci* 2005. Jun; 82(6):490-7.
- **BERNTSEN DA, MITCHELL GL y BARR JT.** Changes in Refractive Error-Specific Quality of Life After Overnight Contact Lens Corneal Reshaping. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2006;47:83.
- **BERRIO E, BUENO JM, OZOLINSH M et al.** Impact of ocular scattering on visual performance. II Topical Meeting on Physiological Optics. Granada. 2004. 20-23 Septiembre. *AbstractBooklet*:24.
- **BINDER PS, MAY CH Y GRANT SC.** An evaluation of orthokeratology. *Ophthalmology* 1980;87:729-44.
- **BOHREN C.** Scattering by particles. In: *Optical Soc. Of America, ed. Handbook of optics.* New York: Mc Graw-Hill; 1995:6-19.
- **BORN M y WOLF E.** Principles of Optics. Oxford, UK: Pergamon. (1985).
- **BOUR LJ.** MTF of the defocused optical system of the human eye for incoherent monochromatic light. *J Opt Soc Am.* 1980 Mar;70(3):321-8.

- **BRITO P, SALGADO-BORGES J, NEVES H, GONZALEZ-MEIJOME J, MONTEIRO M.** Light-distortion analysis as a possible indicator of visual quality after refractive lens exchange with diffractive multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg.* 2015;41(3):613-22
- **BRUNETTE I, GRESSET J, BOIVIN JF, et al.** Functional outcome and satisfaction after photorefractive keratectomy- Part 2: survey of 690 patients. *Ophthalmology* 2000; 107: 1790-6.
- **BÜRHEN J, TERZI E, BACH M et al.** Measuring contrast sensitivity under different lighting conditions: comparison of three test. *Optom Vis Sci* 2006;83:290-298.
- **CAMPBELL FW, GREEN DG.** Optical and retinal factors affecting visual resolution. *J Physiol.* 1965 Dec;181(3):576-93.
- **CAMPBELL FW, ROBSON JG.** Application of Fourier analysis to the visibility of gratings. *J Physiol.* 1968 Aug;197(3):551-66.
- **CARNEY LG, MAINSTONE JC Y HENDERSON BA.** Corneal topography and myopia. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 1997;38, 311-318.
- **CARR J, LICHTER H, GARCÍA J et al.** Spatially resolved refractometry: principles and application of the Emory vision interwave aberrometer. En: Krueger RR, Applegate RA, MacRae SM, eds. *Wavefront Customized Visual Correction: The Quest for Super Vision II.* 2004. Thorofare: Slack Incorporated,155-160.
- **CASAS J (1983).** Óptica. 5ª edición. Zaragoza: Librería Pons.
- **CERVIÑO A, HOSKING SL, MONTÉS-MICÓ R y ALIÓ JL.** Retinal straylight in patients with monofocal and multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2008). 34:441-446.
- **CERVIÑO A, VILLA-COLLAR C, GONZALEZ-MEIJOME JM, FERRER-BLASCO T, GARCÍA-LÁZARO S.** Retinal straylight and light distortion phenomena in normal and post-LASIK eyes. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2011 Oct;249(10):1561-6.
- **CUESTA JR, ANERA RG, JIMÉNEZ R, SALAS C.** Impact of interocular differences in corneal asphericity on binocular summation. *Am J Ophthalmol.* 2003 Mar;135(3):279-84.
- **CHAN JW, EDWARDS MH, WOO GC, WOO VC.** Contrast sensitivity after laser in situ keratomileusis. one-year follow-up. *J Cataract Refract Surg* 2002;28:1774-9
- **CHENG X, BRADLEY A y THIBOS LN.** Predicting subjective judgment of best focus with objective image quality metrics. *J Vis,*4:310-321. (2004).

- **CHO P, CHEUNG SW, EDWARDS M.** The longitudinal orthokeratology research in children (LORIC) in Hong Kong: a pilot study on refractive changes and myopic control. *Curr Eye Res.* 2005 Jan;30(1):71-80.
- **CHOO JD, CAROLIN PJ, HARLIN D.** How does the cornea change under corneal reshaping contact lenses? *Eye Contact Lens* 2004; 30:211-3
- **CHOO JD, CAROLIN PJ, HARLIN DD, et al.** Morphologic changes in cat epithelium following overnight lens wear with the Paragon CRT lens for corneal reshaping. *Invest Ophtalmol Vis Sci* 2004; 45:1552
- **COON L.J.** Ortokeratology. Part II: Evaluating the Tabb method. *J Am Optom Assoc* 1984; 55:409-18
- **COPPENS JE, FRANSSSEN L, VAN RIJN LJ, VAN DEN BERG TJTP.** Reliability of the compensation comparison stray-light measurement method. *J Biomed Opt* 2006; 11:034027.
- **CORBÉ C.** Superagudeza visual-Supervisión. *Points de Vue.* 2002.47;4-17
- **DE BROUWERE D Y GINIS H.** Estimation of corneal sacttering by analysis of Tscherning aberrometer images. II Topical Meeting on Physiological Optics. Granada. 2004. 20-23 Septiembre. Abstract Bookelet:25.
- **DE VALOIS, R. L.; MORGAN, H. and SNODDERLY, D. M.** Psychophysical Studies of Monkey Vision. 3. Spatial Luminance Contrast Sensitivity Tests of Macaque and Human Observers. *Vision Research*, Jan, 1974, vol. 14, no. 1, pp. 75-81. ISSN 0042- 6989.
- **DONALD T.** Understanding of neural adaptation may lead to better vision correction, *Ocular Surgery News.* www.osnsupersite.com. 12/15/2005.
- **DOUTHWAITE WA.** Contact lens optic. Essex: Butterworths, 1987;48.
- **ELLIOTT, D. B.; and WHITAKER, D.** Clinical Contrast Sensitivity Chart Evaluation. *Ophthalmic & Physiological Optics : The Journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)*, Jul, 1992, vol. 12, no. 3, pp. 275-280. ISSN 0275-5408
- **ELLIOTT, D.; WHITAKER, D. and MACVEIGH, D.** Neural Contribution to Spatiotemporal Contrast Sensitivity Decline in Healthy Ageing Eyes. *Vision Research*, 1990, vol. 30, no. 4, pp. 541-547. ISSN 0042-6989.
- **ERICKSON P, THORN F.** Does refractive error change twice as fast as corneal power in orthokeratology? *Am J Optom Physiol Opt.* 1977 Sep;54(9):581-7.

- **EVANS D.** FDA UPDATE: Contrast Sensitivity Testing Standars. *Ophthalmology Management*. Febrero 2005. Disponible en: <http://www.ophmanagement.com/article.aspx?article= 86281>.
- **F. LU, T. SIMPSON, L. SORBARA, AND D. FONN,** “The relationship between the treatment zone diameter and visual, optical and subjective performance in Corneal Refractive Therapy lens wearers,” *Ophthalmic and Physiological Optics*, vol. 27, no. 6, pp. 568–578, 2007.
- **FAN-PAUL NI, LI J, MILLER JS y FLORAKIS GJ.** Night vision disturbances after corneal refractive surgery. *Surv Ophthalmol*.2002. 1,47: 533-546.
- **FDA.** Guidance for Premarket Submissions of Ortokeratology Rigid Gas Permeable Contact Lenses 10, 2000. <http://www.fda.gov/cdrh/ode/guidance/1134.pdf>.
- **FERNANDEZ VFJ.** Ortoqueratología ¿qué, cómo, cuánto y cuando?. *Ciencias de la optometria* 1997; 15:11-15.
- **FERRER-BLASCO T, MONTÉS-MICÓ R, CERVIÑO A et al.** (2008). Contrast sensitivity after refractive lens exchange with diffractive multifocal intraocular lens implantation in hyperopic eyes. *J Cataract Refract Surg* 2008;34:2043-2048.
- **FERRER-BLASCO T, MONTÉS-MICÓ R, CERVIÑO A y ALFONSO JF.** Light scatter and disability glare after intraocular lens implantation. *Arch Ophthalmol* 2009;127:576-577.
- **FLORAKIS GJ, JEWELWICZ DA, MICHELSEN HE y TROKEL SL.** Evaluation of night vision disturbances. *J Refract Corneal Surg* 1994.10:333-338.
- **FRANSSEN L, COOPPENS JE, VAN DEN BERG TJTP.** Compensation comparison method for assessment of retinal straylight. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2006; 47:768-776.
- **FRANSSEN L, TABERNERO J, COPPENS JE, VAN DEN BERG TJ.** Pupil size and retinal straylight in the normal eye. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2007 May;48(5):2375-82.
- **FULK GW, CYERT LA, PARKER DE.** A randomized trial of the effect of single-vision vs. bifocal lenses on myopia progression in children with esophoria. *Optom Vis Sci*. 2000 Aug;77(8):395-401.
- **GOSS DA.** Overcorrection as a means of slowing myopic progression. *Am J Optom. Physiol Opt*. 1984 Feb;61(2):85-93. PubMed PMID: 6703013.
- **GUTUERREZ R, JIMENEZ JR, VILLA C, et al.** Simple device for quantifying the influence of halos after lasik surgery. *J Biomed Opt* 2003;8:663-7.

- **HAQUE S, FONN D, SIMPSON T, JONES L.** Corneal and epithelial thickness changes after 4 weeks of overnight corneal refractive therapy lens wear, measured with optical coherence tomography. *Eye Contact Lens* 2004;30:189-93.
- **HAQUE S, FONN D, SIMPSON T, JONES L.** Corneal refractive therapy with different lens materials, part 1: corneal, stromal, and epithelial thickness changes. *Optom Vis Sci* 2007;84:343-8.
- **HEM, ZHENG y XIANG F.** Prevalence of myopia in urban and rural children in mainland China. *Optom Vis Sci.* 2009 Jan; 86(1):40-4.
- **HIRAOKA T, FURUYA A, MATSUMOTO Y, et al.** Quantitative evaluation of regular and irregular corneal astigmatism in patients having overnight orthokeratology. *J Cataract Refract Surg* 2004;30:1425-1429.
- **HIRAOKA T, MATSUMOTO Y, OKAMOTO F, et al.** Corneal higher-order aberrations induced by overnight orthokeratology. *Am J Ophthalmol* 2005: 139:429-436.
- **HIRAOKA T, OKAMOTO C, ISHII Y, ET AL.** Contrast sensitivity function and ocular higher-order aberrations following overnight orthokeratology. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2007;48:550–556.
- **HIRAOKA T, OKAMOTO C, ISHII Y, ET AL.** Mesopic contrast sensitivity and ocular higher-order aberrations after overnight orthokeratology. *Am J Ophthalmol* 2008(a);145:645–655.
- **HIRAOKA T, OKAMOTO C, ISHII Y, KAKITA T, OKAMOTO F, OSHIKA T.** Time course of changes in ocular higher-order aberrations and contrast sensitivity after overnight orthokeratology. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2008 (b);49:4314-20.
- **HIRAOKA T, MIHASHI T, OKAMOTO C, ET AL.** Influence of induced decentered orthokeratology lens on ocular higher-order wavefront aberrations and contrast sensitivity function. *J Cataract Refract Surg* 2009;35:1918–1926.
- **HJORTDAL J, HELGESEN A, EHLERS N.** Subjective night vision complaints after LASIK for moderate to high myopia. Dependence on pupil size and wavefront aberrations. *S Afr Optom* 2003. 62 (3):123-125.
- **HOLLADAY JT, DUDEJA DR, CHANG J.** Functional vision and corneal changes after laser in situ keratomileusis determined by contrast sensitivity, glare testing, and corneal topography. *J Cataract Refract Surg* 1999;25:663-9.
- **HONG X Y THIBOS LN.** Longitudinal evaluation of optical aberrations following laser in situ keratomileusis surgery. *J Refract Surg* 2000.16(5): S647-50

- **IGLESIAS I, BARRIO E y ARTAL P.** Estimates of the ocular wave aberration from pairs of double-pass retinal images. *J Opt Soc Am A*,15:2466-2476. (1998).
- **IJSPEERT JK, DE WAARD PW, VAN DEN BERG TJ, DE JONG PT.** The intraocular straylight function in 129 healthy volunteers; dependence on angle, age and pigmentation. *Vision Res.* 1990;30(5):699-707
- **JAYAKUMAR J, SWARBRICK HA.** Age is a significant contributing factor in the short-term corneal response to orthokeratology lens wear. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2004;45:1546.
- **JAYAKUMAR J, SWARBRICK HA.** The effect of age on short-term orthokeratology. *Optom Vis Sci* 2005;82:505–511.
- **JENSEN H.** Myopia progression in young school children. A prospective study of myopia progression and the effect of a trial with bifocal lenses and beta blocker eye drops. *Acta Ophthalmol Suppl.* 1991;(200):1-79. Review.
- **JESSEN GN.** World wide summary of contact lens techniques. *Am J Optom Arch Am Acad Optom.* 1962 Dec;39:680-2.
- **JIMÉNEZ JR, ANERA RG, JIMÉNEZ DEL BARCO L, et al.** Corneal asphericity after refractive surgery when the Munnerlyn formula is applied. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 2004. 21(1):98-103.
- **JIMÉNEZ JR, ANERA RG, JIMÉNEZ DEL BARCO L.** Equation for corneal asphericity after corneal refractive surgery. *J Refract Surg* 2003. 19:65-69.
- **JIMENEZ JR, ANERA RG, JIMENEZ R, SALAS C.** Impact of interocular differences in corneal asphericity on binocular summation. *Am J Ophthalmol* 2003(b);135:279-84.
- **JIMÉNEZ JR, ORTIZ C, PÉREZ-OCÓN F, JIMÉNEZ R.** Optical image quality and visual performance for patients with keratitis. *Cornea.* 2009 Aug;28(7):783-8.
- **JIMÉNEZ JR, VILLA C, ANERA RG, et al.** Binocular performance after Lasik. *J Refract Surg* 2006.22:679-688.
- **JOSLIN C, WU S ,Mc MAHON T, et al.** Is “wole eye” wavefront analysis helpful to corneal refractive therapy?. *Eye and Contact Lens* 2004. 30(4):186-188.
- **KALLONIATIS M Y LUU CH.** Principles of vision. *WebVision.* The organization of the retina and visual system. Junio 2007.Disponible en:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/bookshelf/br.fcgi?book=webvision&part=ch24psych1>.
- **KAME R.** Flatten the cornea. The nonsurgical way. *Review of Optometry* 1995 (april).

- **KERNS RL.** Research in orthokeratology. Part I: Introduction and background.. J Am Optom Assoc 1976;47:1047-51.
- **KERNS RL.** Research in orthokeratology. Part V: Results and observations- recovery aspects. J Am Optom Assoc 1977;48:345-59.
- **KERNS RL.** Research in orthokeratology. Part VIII: Results, conclusions and discussion of techniques. J Am Optom Assoc 1978;49:308-14.
- **KIELY PM, SMITH G, CARNEY LG.** Meridional variations of corneal shape. Am J Optom Physiol Opt. 1984 Oct;61(10):619-26.
- **KOJIMA T, HASEGAWA A, HARA S, HORAI R, YOSHIDA Y, NAKAMURA T, DOGRU M, ICHIKAWA K.** Quantitative evaluation of night vision and correlation of refractive and topographical parameters with glare after orthokeratology. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol. 2011 Oct;249(10):1519-26.
- **KOFFLER BH, SMITH VM.** Myopia reduction using corneal refractive therapy contact lenses. Eye Contact Lens. 2004 Oct;30(4):223-6; discussion 230
- **KONHEN T.** Overnight orthokeratology induces irregular corneal astigmatism. J Cataract Refract Surg 2004. Jul, 30(7):1389.
- **LACKNER B, PIEH S, SCHMIDINGER G, HANSELMAYER G, SIMADER C, REITNER A, SKORPIK C.** Glare and halo phenomena after laser in situ keratomileusis. J Cataract Refract Surg. 2003 Mar;29(3):444-50
- **LANGE SR y THALL EH.** Interoperative corneal topographic measurement using phase-shifted projected fringe contouring. Ophthalmic and Visual Optics.1992;OSA,3:28-31.
- **LIANG J y WILLIAMS DR.** Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. J Opt Soc Am (1997).A,14:2873-2883.
- **LIANG J, GRIMM B, GOELZ S et al.** Objective measurement of the wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wavefront error. J Opt Soc Am A. 1994;11:1949-1957. (1994).
- **LIANG J, WILLIAMS DR y MILLER DT.** Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics. J Opt Soc Am A,14:2884-2892. (1997).
- **LIPSON MJ, SUGAR A, MUSCH DC.** Overnight corneal reshaping versus soft daily wear: A visual quality of life study (interim results). Eye Contact Lens 2004;30:214–217.
- **LÓPEZ-GIL N, FERNÁNDEZ-SÁNCHEZ V, THIBOS LN y MONTÉS-MICÓ R.** Objective amplitude of accommodation computed from optical quality metrics applied to wavefront outcomes. J Optom,2:223-234. (2009).

- **LORENTE-VELAZQUEZ A, NIETO-BONA A, COLLAR CV, MESA AG.** Straylight and contrast sensitivity after corneal refractive therapy. *Optom Vis Sci* 2011;88:1245-51.
- **F. LU, T. SIMPSON, L. SORBARA, AND D. FONN.** The relationship between the treatment zone diameter and visual, optical and subjective performance in Corneal Refractive Therapy lens wearers. *Ophthalmic and Physiological Optics*, vol. 27, no. 6, pp.568–578, 2007.
- **LUI WO, EDWARDS MH.** Orthokeratology in low myopia. Part 1: efficacy and predictability. *Cont Lens Anterior Eye*. 2000;23(3):77-89.
- **LUI WO, EDWARDS MH.** Orthokeratology in low myopia. Part 2: corneal topographic changes and safety over 100 days. *Cont Lens Anterior Eye*. 2000;23(3):90-9.
- **LUQUE S, BUENO J, DIAZ E et al.** A clinical instrument to measure intraocular scattering. II Topical Meeting on Physiological Optics. Granada. 20-23 Septiembre 2004. Abstract Booklet:26.
- **MADUKA OKAFOR FC, OKOYE OI, EZE BI.NIGER J.** Myopia: A review of literature. *Med*. 2009 Apr-Jun; 18(2):134-8.
- **MARCOS S.** Aberración esférica del ojo humano. En: *Aberración esférica y visión funcional*. Momento Medico Iberoamericana sl, Madrid. 2004. Cap.2:15-33.
- **MARSACK JD, THIBOS LN y APPLGATE RA.** Metrics of optical quality derived from wave aberrations predict visual performance. *J Vis*,4:322-328. (2004).
- **MATSUBARA M, KAMEI Y, TAKEDA S, et al.** Histologic and histochemical changes in rabbit cornea produced by an orthokeratology lens. *Eye Contact Lens* 2004;30:198-204.
- **MAY CH Y GRANT SC.** Orthokeratology a therapeutic approach to contact lens procedures. *Contacto* 1970;14: 37-9.
- **MCALINDEN C, PESUDOVS K, MOORE JE.** The development of an instrument to measure quality of vision: the Quality of Vision (QoV) questionnaire. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2010;51:5537-45.
- **MCALINDEN C, SKIADARES E, MOORE JE.** Visual and refractive outcomes following myopic laser-assisted subepithelial keratectomy with a flying-spot excimer laser. *J Cataract Refract Surg* 2011;37:901-6.
- **MCGHEE CN, CRAIG JP, SACHDEV N, WEED KH, BROWN AD.** Functional, psychological, and satisfaction outcomes of laser in situ keratomileusis for high myopia. *J Cataract Refract Surg*. 2000 Apr;26(4):497-509

- **MILLER D, WOLF E, GEER S, VASSALLO V.** Glare sensitivity related to use of contact lenses. Arch. Ophthalmol 1967; 78:448-50
- **MONTÉS-MICÓ R Y FERRER-BLASCO T.** Distribution of refractive errors in Spain. Doc Ophthalmol 2000; 101:25-33.
- **MONTÉS-MICÓ R, ALIÓ JL.** Distance and near contrast sensitivity function after multifocal intraocular lens implantation. J Cataract Refract Surg. 2003 Apr;29(4):703-11.
- **MOUNTFORD J y PESUDOVS K.** An analysis of the astigmatism changes induced by accelerated orthokeratology. Clin Exp Optom 2002;85(5):284-293.
- **MUTYALA S, MCDONALD MB, SCHEINBLUM KA, OSTRICK MD, BRINT SF, THOMPSON H.** Contrast sensitivity evaluation after laser in situ keratomileusis. Ophthalmology 2000;107:1864-7.
- **NICHOLS JJ, MARISICH MM, NGUYEN M, et al.** Overnight orthokeratology. Optom Vis Sci 2000;77:252-9
- **NOLL RJ.** Zernike polynomials and atmospheric turbulence. J Opt Soc Am,66:207-211. (1976).
- **OWENS H, GARNER LF, CRAIG P, et al.** Posterior corneal changes with orthokeratology. Optom Vis Sci 2004;81:421-6.
- **OWSLEY, C.** Vision and Driving in the Elderly. Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry, Dec, 1994, vol. 71, no. 12, pp. 727-735. ISSN 1040-5488.
- **OWSLEY, C.; SEKULER, R.and SIEMSEN, D.** Contrast Sensitivity Throughout Adulthood. Vision Research, 1983, vol. 23, no. 7, pp. 689-699. ISSN 0042-6989.
- **PESUDOVS K, HAZEL CA, DORAN RM y ELLIOTT DB.** The usefulness of Vistech and FACT contrast sensitivity charts for cataract and refractive surgery outcomes research. Br J Ophthalmol 2004(a); 88:11-16
- **PESUDOVS K, SCHONEVELD P, SETO RJ y CASTER DJ.** Contrast and glare testing in keratoconus and after penetrating keratoplasty. Br J Ophthalmol 2004(b); 88:657-657.
- **PESUDOVS K.** Takagi Glare Tester CGT-1000 for contrast sensitivity and glare testing in normal individuals and cataract patients. J Refract Surg. 2007 May;23(5):492-8.
- **PIEH S, LACKNER B, HANSELMAYER G et al.** Halo size under distance and near conditions in refractive multifocal intraocular lenses. Br J Ophthalmol 2001; 85:816-821.
- **POLSE KA, BRAND RJ, KEENER RJ, et al.** The Berkley Orthokeratology Study, part III: safety. Am J Optom Physiol Opt 1983;60:321-8.

- **POP M, PAYETTE Y.** Risk factors for night vision complaints after LASIK for myopia. *Ophthalmology*. 2004 Jan;111(1):3-10. PubMed PMID: 14711706.
- **PÜELL MC, PALOMO C, SÁNCHEZ-RAMOS C, VILLENA C.** Mesopic contrast sensitivity in the presence or absence of glare in a large driver population. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2004 Sep;242(9):755-61.
- **PUELL M.** Alteraciones de la visión nocturna. ¿Es necesaria la unificación de criterios y métodos de medida? *Arch Soc Esp Oftalmol* 2004(a);79:527-8.
- **PUELL, M. C., et al.** Normal Values for Photopic and Mesopic Letter Contrast Sensitivity. *Journal of Refractive Surgery (Thorofare, N.J.: 1995)*, Sep-Oct, 2004, vol. 20, no. 5, pp. 484-488. ISSN 1081-597X.
- **QUEIRÓS A, VILLA-COLLAR C, GONZÁLEZ-MÉIJOME JM, et al.** Effect of pupil size on corneal aberrations before and after standard laser in situ keratomileusis, custom laser in situ keratomileusis, and corneal refractive therapy. *Am J Ophthalmol* 2010(a);150:97–109.e1.
- **QUEIROS A, GONZALEZ-MEIJOME JM, VILLA-COLLAR C, GUTIERREZ AR, JORGE J.** Local steepening in peripheral corneal curvature after corneal refractive therapy and LASIK. *Optom Vis Sci* 2010 (b);87:432-9.
- **QUEIRÓS A, VILLA-COLLAR C, GUTIÉRREZ AR, et al.** Quality of life of myopic subjects with different methods of visual correction using the NEI RQL-42 questionnaire. *Eye Contact Lens* 2012;38:116–121.
- **RAH MJ, JACKSON JM, JONES LA, et al.** Overnight orthokeratology: preliminary results of thr Lenses and Overnight Orthokeratology (LOOK) study. *Optom Vis Sci* 2002;79:598-605.
- **REMOLE A.** Border enhancement as an index of contact lens performance. *Am. J Optom Physiol Opt* 1977;
- **ROBSON, J. G.** Spatial and Temporal Contrast-Sensitivity Functions of the Visual System. *Journal of the Optical Society of America*, 08/01, 1966, vol. 56, no. 8, pp. 1141-1142.
- **RUBEN M.** Contact lens practice. London: Bailliere Tindall, 1975;97-98.
- **SANCHEZ-RAMOS C, PÜELL MC, PEREZ-CARRASCO MJ et al.** Nuevo instrumento para medir la sensibilidad al contraste sin y con deslumbramiento. *Arch Soc Esp Oftalmol*, 78, junio 2003. Disponible: http://scielo.isciii.es/scielo.php?pid=S0365-66912003000600009&script=sci_arttext.

- **SANTODOMINGO-RUBIDO J, VILLA-COLLAR C, GILMARTIN B, GUTIERREZ-ORTEGA R.** Myopia Control With Orthokeratology Contact Lenses in Spain: A Comparison of Vision-Related Quality-of-Life Measures Between Orthokeratology Contact Lenses and Single-Vision Spectacles. *Eye Contact Lens* 2013;39:153-7.
- **SANTOLARIA E, CERVINO A, QUEIROS A, BRAUTASET R, GONZALEZ-MEIJOME JM.** Subjective satisfaction in long-term orthokeratology patients. *Eye Contact Lens* 2013;39:388-93.
- **SANTOLARIA SANZ E, CERVIÑO A, QUEIROS A, VILLA-COLLAR C, LOPES FERREIRA D, GONZÁLEZ-MÉIJOME JM.** Short-term changes in light distortion in orthokeratology subjects. *Biomed Res Int.* 2015;2015:278425. doi:10.1155/2015/278425.
- **SAW SM, ZHANG MZ, HONG RZ, et al.** Near-work activity, night-lights and myopia in the Singapore-China study. *Arch Ophthalmol* 2002; 120: 620-7.
- **SIMONET P (2001).** La agudeza visual: fundamentos físicos y fisiológicos. *Points de Vue.* 45:3-17.
- **SONI PS, NGUYEN TT, BONANNO JA.** Overnight orthokeratology: Visual and corneal changes. *Eye Contact Lens* 2003;29:137–145.
- **SONI PS, NGUYEN TT, BONANNO JA.** Overnight orthokeratology: Refractive and corneal recovery after discontinuation of reverse-geometry lenses. *Eye Contact Lens* 2004;30:254–262.
- **SONI PS, NGUYEN TT.** Overnight orthokeratology experience with XO material. *Eye Contact Lens* 2006;32:39-45.
- **STENSON S.** Quality of vision: the new paradigm in modern vision correction. *Points de Vue* 2008;59: 17-25.
- **STONE J, PHILIPS A.** In: *Contact lenses.* London: Butterworths, 1980; cap 17.
- **SWARBRICK HA, WONG G Y O'LEARY DJ.** Corneal response to orthokeratology. *Optom Vis Sci* 1998; 75:791-9.
- **SWARBRICK HA.** Orthokeratology (corneal refractive therapy): what is it and how does it work? *Eye Contact Lens.* 2004 Oct;30(4):181-5; discussion 205-6. Review.
- **SWARBRICK HA.** Orthokeratology review and update. *Clin Exp Optom* 2006;89:124-43.
- **TABERNEO J, KLYCE SD, SARVER EJ, ARTAL P.** Functional optical zone of the cornea. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2007 Mar;48(3):1053-60.
- **TAHHAN N, DU TOIT R, PAPAS E, et al.** Comparison of reverse-geometry lens designs for overnight orthokeratology. *Optom Vis Sci* 2003;80: 796–804.

- **THIBOS LN, STILL DL, BRADLEY A.** Characterization of spatial aliasing and contrast sensitivity in peripheral vision. *Vision Res.* 1996 Jan;36(2):249-58.
- **VAN DEN BERG TJTP.** On the relation between glare and straylight. *Doc Ophthalmol.*1991. 78:177-181.
- **VAN DEN BERG TJ.** Analysis of intraocular straylight, especially in relation to age. *Optom Vis Sci* 1995;72:52-9.
- **VAN DER BERG TJTP, van RIJN LJ and GLARE consortium.** Relevance of glare sensitivity and impairment of visual function among european drivers. 2005. www.glare.eu. Accedido.
- **VAN GAALLEN KW, JANSONIUS NM, KOOPMANS SA, TERWEE T, KOOIJMAN AC.** Relationship between contrast sensitivity and spherical aberration: comparison of 7 contrast sensitivity tests with natural and artificial pupils in healthy eyes. *J Cataract Refract Surg.* 2009 Jan;35(1):47-56.
- **VILLA COLLAR C, GONZÁLEZ-MÉIJOME JM.** Patrón topográfico y aberrometría corneal enterapia refractiva corneal. *Rev. Esp. Contact.* 2005; 12: 43-50
- **VILLA COLLAR C, GUTIÉRREZ R, JIMÉNEZ JR, GONZÁLEZ-MÉIJOME JM.** Night vision disturbances after successful LASIK surgery. *Br J Ophthalmol.* 2007 Aug;91(8):1031-7.
- **VILLA COLLAR C.** Aberración monocromática corneal de alto orden y distorsión luminosa nocturna, antes y después del Lasik. Premio CNOO 2006. *Gaceta Óptica* 2006 (en prensa).
- **VILLA COLLAR C.** Distorsión luminosa nocturna después de cirugía refractiva lasik: influencia de las aberraciones monocromáticas de alto orden y de los algoritmos de ablación. Tesis doctoral. Universidad Complutense de Madrid, Escuela Universitaria de Óptica y Optometría. 2010.
- **VILLAR COLLAR C y GONZÁLEZ-MÉIJOME JM.** Ortoqueratología nocturna. ICM Colegio Nacional de Ópticos-Optometristas, 2007.
- **VILLEGAS EA, ALCÓN E, MIRABET S, YAGO I, MARÍN JM, ARTAL P.** Extended depth of focus with induced spherical aberration in light-adjustable intraocular lenses. *Am J Ophthalmol.* 2014 Jan;157(1):142-9.
- **VOO I, LEE DA y OELRICH FO.** Prevalences of ocular conditions among Hispanic, wite, Asian and black immigrant students examined by UCLA Mobile Eye Clinic. *J Am Optom Assoc* 1988; 69:255-61

- **VOS JJ.** Disability glare-A state of art report. Commission International de l'éclairage Journal 3/2, 39-53.1984.
- **WALLINE JJ, HOLDEN BA, BULLIMORE MA, et al.** The Current State of Corneal Reshaping. Eye Contact Lens 2005;31:209-14.
- **WALLINE JJ, JONES LA, MUTTI DO, et al.** A randomized trial of the effects of rigid contact lenses on myopia progression. Arch Ophthalmol 2004; 122: 1760-6.
- **WALLINE JJ, JONES LA, MUTTI DO, ZADNIK K.** Use of a run-in period to decrease loss to follow-up in the Contact Lens and Myopia Progression (CLAMP) study. Control Clin Trials. 2003 Dec;24(6):711-8.
- **WANG JY y SILVA DE.** Wavefront interpretation with Zernike polynomials. Appl Opt.1980; 19:1510-1518.
- **WEBB RH.** Zernike polynomial description of ophthalmic surfaces. Ophthalmic and Visual Optics.1992; OSA,3:38-41.
- **WILLIAMS DR, BRAINARD DH, MCMAHON MJ, NAVARRO R.** Double-pass and interferometric measures of the optical quality of the eye. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis. 1994 Dec;11(12):3123-35.
- **WINKLER T.** Accelerated orthokeratology: a case report. Clinical and Experimental Optometry 1995 (jan-feb):11-13.
- **WLODYGA RJ Y BRYLA C.** Corneal molding: the easy way. Contact Lens Spectrum 1989; 4:58-62.
- **WOODS, R. L.; and WOOD, J. M.** The Role of Contrast Sensitivity Charts and Contrast Letter Charts in Clinical Practice. Clinical and Experimental Optometry, 1995, vol. 78, no. 2, pp. 43-57.
- **YAMANE N, MIYATA K, SAMEJIMA T et al.** Ocular higher-order aberrations and contrast sensitivity after conventional laser in situ keratomileusis. Invest Ophthalmol Vis Sci 2004;45:3986-90.

CAPÍTULO 11.

ANEXOS

11.1 ANEXO A. PUBLICACIONES Y COMUNICACIONES EN CONGRESOS RESULTANTES DE LA TESIS

11.1.1 Publicaciones

- Santolaria E, Cerviño A, Queirós A, Brautaset R, González-Méijome JM. Subjective satisfaction in long-term orthokeratology patients. *Eye Contact Lens*. 2013 Nov;39(6):388-93.
- Santolaria Sanz E, Cerviño A, Queiros A, Villa-Collar C, Lopes Ferreira D, González-Méijome JM. Short-term changes in light distortion in orthokeratology subjects. *Biomed Res Int*. 2015;2015:278425. doi: 10.1155/2015/278425.
- Santolaria E, Cerviño A, González-Méijome JM Corneal Aberrations, Contrast Sensitivity and Light Distortion in Orthokeratology Patients: 1-Year Results. Submitted.

11.1.2 Comunicaciones en Congresos

- Santolaria E, Cerviño A, Villa-Collar C, Gonzalez-Méijome JM. "Transient Increase in light distortion parameters in Orthokeratology Patients". CIOCV2011 Congreso Internacional de Optometria y Ciências de la Visión (Universidad Do Minho. Braga, Portugal). Abril 2011. Comunicación libre oral.
- Santolaria E, Cerviño A, Queirós A, Gonzalez-Méijome JM. Subjective Satisfaction in Long-term Orthokeratology Patients. CIOCV2012 Congreso Internacional de Optometria y Ciências de la Visión (Universidad Do Minho. Braga, Portugal). Abril 2012. Comunicación poster.
- Santolaria E, Cerviño A, Queiros A, Gonzalez-Méijome JM. Long-term Satisfaction of Orthokeratology Patients. EUROK 2012 European Academy of Orthokeratology (Universidad Europea, Madrid, España). Mayo 2012. Comunicación libre oral.
- Santolaria E, Cerviño A, Gonzalez-Méijome JM. Sintomatología en antiguos pacientes de Ortoqueratologia Nocturna (OK). OPTOM 2012 (22º Congreso Internacional de Optometría, Contactología y Óptica Oftálmica). Madrid, Febrero 2012. Comunicación oral.

- Elena Santolaria , José Manuel González-Méijome. Análisis de las aberraciones para diferentes diámetros pupilares en pacientes de Ortoqueratología Nocturna (OK). OPTOM 2012 (22º Congreso Internacional de Optometría, Contactología y Óptica Oftálmica). Madrid, Febrero 2012. Comunicación poster.
- Santolaria E, Cerviño A, Gonzalez-Méijome JM. Short-term Haloes in OK Patients. CIOCV2013 Congreso Internacional de Optometria y Ciências de la Visión (Universidad Do Minho, Braga, Portugal). Abril 2013. Comunicación libre oral.
- Santolaria E, Cerviño A, Gonzalez-Méijome JM. Análisis longitudinal de las aberraciones para diferentes diámetros pupilares en pacientes de Ortoqueratología Nocturna (OK). OPTOM 2014 (23º Congreso Internacional de Optometría, Contactología y Óptica Oftálmica). Madrid, Abril 2014. Comunicación poster.
- Santolaria E, Cerviño A, Gonzalez-Méijome JM. Corneal Aberrations, Contrast Sensitivity and Light Distortion in Orthokeratology Patients: 1-Year Results. CIOCOV2015 Congreso Internacional de Optometria y Ciências de la Visión Visión (Universidad Do Minho. Braga, Portugal). Abril 2015. Comunicación poster.

11.2 ANEXO B. MODELO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO



Consentimiento informado: Adaptación de lentes de contacto para Ortoqueratología Nocturna.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Ley 41/2002 básica, reguladora de la autonomía del paciente y de derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica (BOE 15/11/2002)
adaptación de lentes de contacto PARA DISMINUIR LA MIOPIA (ORTOQUERATOLOGÍA)

Casos en que se emplea:

Se emplean en miopías menores de seis dioptrías y con astigmatismos bajos menores a 1,00D.

¿Qué se pretende al adaptarlas?

Se pretende el cambio de la curvatura de la córnea mediante su moldeo progresivo con una lente de contacto de uso nocturno, a fin de disminuir la miopía del ojo. El moldeo necesita, para mantenerse, el uso de la lentilla moldeadora durante la noche unas horas al día o cada dos días.

¿Hay otros sistemas alternativos?

Pueden emplearse gafas, lentillas tradicionales o cirugía

¿Qué se espera de las lentillas?

Hacer desaparecer aparentemente la miopía, aunque no siempre del todo, durante la mayor parte del día. NO se espera que la graduación obtenida sea constante durante todo el día. Se espera mejorar la visión del paciente "a ojo desnudo" aunque, según el estado de ojo, puede no lograrse una visión normal.

¿Cómo se adaptan?

El proceso de adaptación de estas lentillas es lento y necesita de un aprendizaje atento por parte del paciente, que deberá respetar escrupulosamente las instrucciones y acudir a los controles de su optometrista-contactólogo.

No es posible prever, ni de un modo aproximado, la tolerancia a las lentillas en un caso determinado ni la cantidad de horas diarias que deberán ser usadas para mantener el efecto una vez concluida la adaptación. Esto deberá realizarse a tanteo según criterio del contactólogo que realice la adaptación.

Precauciones durante su uso habitual

El uso como mantenimiento de los efectos logrados, una vez terminada la adaptación, exige una limpieza personal y de las lentillas y su utillaje (estuche etc.) y una serie de cuidados durante la manipulación y precauciones, que el paciente debe aprender durante el proceso de adaptación, con especial cuidado en la higiene. Debe ponerse en contacto con su optometrista-contactólogo con los intervalos que se le señalen y siempre que note molestias o disminución de visión.

Riesgos y complicaciones

La disminución de miopía de un ojo por el uso de una de estas lentillas puede dar lugar a alteraciones visuales por conflictos con el otro ojo, como alteración de la medida de las distancias, aniseiconia y cefaleas o cansancio visual entre otras al principio del tratamiento.

Pueden producirse infecciones oculares, que en raras ocasiones pueden llevar a la pérdida del ojo. Vascularización corneal, que puede impedir o dificultar la realización de una corrección quirúrgica de la miopía o una queratoplastia en el futuro. Úlcera corneal, enrojecimiento del ojo. Otros riesgos, comunes con las lentillas normales.

En caso de abandono del tratamiento es posible que la deformación lograda no desaparezca por completo.

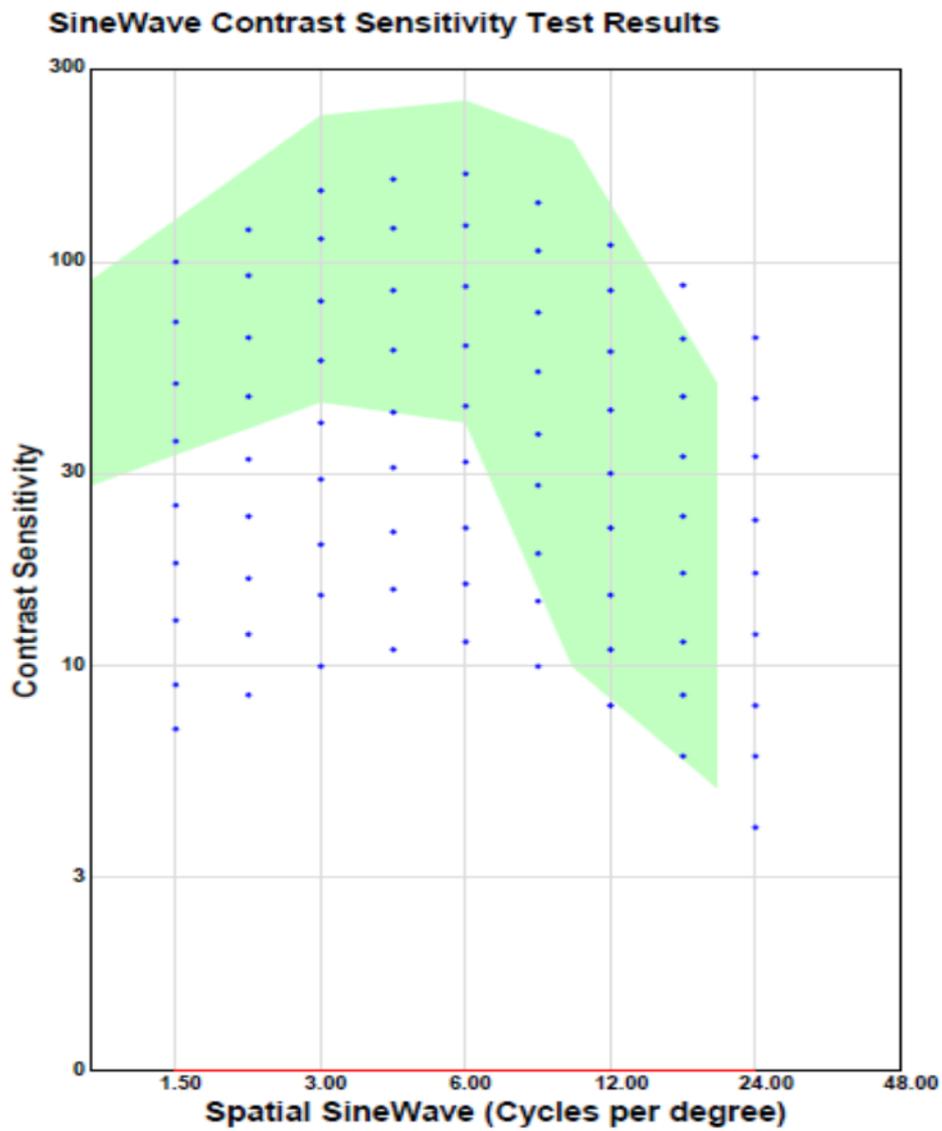
ÓPTICO-OPTOMETRISTA QUE INFORMA: ELENA SANTOLARIA SANZ

DECLARACIÓN: expreso mi conformidad a la explicación recibida y doy mi consentimiento para que se lleve a cabo el procedimiento reseñado, en prueba de lo cual firmo.

Paciente _____

Firma del acompañante _____ Fecha _____

11.3 ANEXO C. MODELO DE FICHA DE REGISTRO DE RESULTADOS (FSC)



11.4 ANEXO D. MODELO DE FICHA DE REGISTRO DE RESULTADOS (SÍNTOMAS)

1. ¿En media de cuantas horas tarda en notar que su visión ha empeorado en relación al inicio del día?

2 a 4 horas 6 a 8 horas No noto que suceda eso
4 a 6 horas 8 a 10 horas

2. ¿En media de cuantas horas tarda en notar que su visión es claramente insuficiente para realizar las tareas de su día a día?

2 a 4 horas 6 a 8 horas No noto que suceda eso
4 a 6 horas 8 a 10 horas

3. ¿Cuántas noches por semana duerme con las lentes de contacto?

Todas 4 noches 1 noches
6 noches 3 noches Ninguna
5 noches 2 noches

4. ¿En media, cuantas horas utiliza las lentes durante la noche?

2 a 4 horas 6 a 8 horas Más de 10 horas
4 a 6 horas 8 a 10 horas

5. ¿En una escala de 1 (muy incómodas) a 10 (totalmente cómodas), cómo calificaría el confort al colocar sus lentes de contacto antes de acostarse? ____

6. ¿En una escala de 1 (muy incómodas) a 10 (totalmente cómodas), cómo calificaría el confort justo antes de retirar sus lentes de contacto al despertar? ____

7. ¿En una escala de 1 (muy mala) a 10 (excelente) cómo calificaría su visión (capacidad para ver detalles pequeños) al final del día? ____

8. ¿En una escala de 1 (muy mala) a 10 (excelente) cómo calificaría su visión (capacidad para ver detalles pequeños) al retirar sus lentes después de haber dormido con ellas? ____

9. ¿En una escala de 1 (no siento esa sensación) a 10 (muy incómodo) cómo calificaría el nivel de distorsión luminosa que ve alrededor de las luces de los coches cuando va por la carretera durante la noche? ____

10. ¿Ha notado que esta sensación...

Ha disminuido Continua igual Ha aumentado

11. ¿Si ha disminuido, al final de cuantas semanas de usar sus lentes ha notado que ha sucedido? ____

12. ¿En una escala de 1 (no siento esa sensación) a 10 (muy incómodo) cómo calificaría el nivel de distorsión luminosa que ve alrededor de las luces en casa (luces de detectores de alarma, números de relojes digitales, luces de aparatos eléctricos,...) cuando se encuentra en un ambiente oscuro? ____

13. ¿Ha notado que esa sensación...

Ha disminuido Continua igual Ha aumentado

14. ¿Si ha disminuido, al final de cuantas semanas de usar sus lentes ha notado que ha sucedido? ____

Si duerme con las lentes todas las noches no responda a las próximas 4 preguntas y pase a la pregunta 29

15. ¿Cuándo no duerme con las lentes, cómo calificaría su visión en una escala de 1 (muy mala) a 10 (excelente) al despertarse? ____

16. ¿Cuándo no duerme con las lentes, ¿cómo calificaría su visión en una escala de 1 (muy mala) a 10 (excelente) al final del día? ____

17. ¿Cuándo no duerme con las lentes, en media de cuantas horas tarda en notar que su visión empeora en relación al inicio del día?

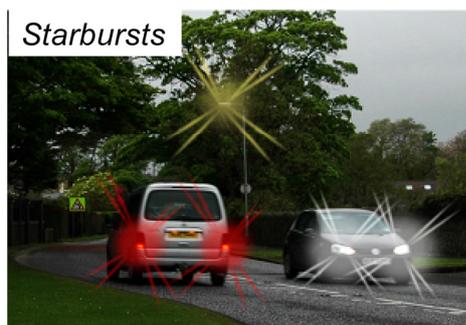
2 a 4 horas 6 a 8 horas No noto que eso suceda
4 a 6 horas 8 a 10 horas

18. ¿Cuándo no duerme con las lentes, en media de cuantas horas tarda en notar que su visión es claramente insuficiente para realizar las tareas de su día a día?

2 a 4 horas 6 a 8 horas No noto que eso suceda
4 a 6 horas 8 a 10 horas

11.5 ANEXO E. FOTOGRAFÍAS DE MUESTRA PARA EL MAYOR ENTENDIMIENTO DE LA DIVERSIDAD DE FENÓMENOS EN LA DISTORSIÓN LUMINOSA.

QoV Pictures



Imágenes de calidad de visión usadas para la explicación de las diferentes formas de distorsión visual. (Imágenes obtenidas del cuestionario de Mc Alinden y colaboradores (2010).