Escola Universitària d'Òptica i Optometria de Terrassa
UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA

TREBALL FI DE MASTER:

Evaluación de la fiabilidad de un software de lentes de contacto rígidas gas permeables versus una adaptación real

---

Màster Universitari en Optometria i Ciències de la Visió,
Universitat Politècnica de Catalunya

Autora:

Roser Isern Soldevila

DIRECTOR TUTOR

Genís Cardona Torradeflot

Departament d'Òptica i Optometria de la Universitat Politècnica de Catalunya

CONTENIDOS:

Resumen 8

1. Introducción 9

2. Estado de arte 10

3. Objetivos 28

4. Materiales y métodos

4.1. Grupo de muestra 29
4.2. Protocolo de actuación.....30
4.3. Recopilación de los datos 30
4.4. Descripción de módulo de adaptación de las lentes de contacto de Conóptica Oculus Easygraph 31
4.5. Características de las lentes adaptadas 35
4.6. Materiales de las lentes adaptadas 37

5. Posibles factores que influyen en la adaptación

5.1. Lágrima 38
5.2. Posición de los párpados 41
5.3. Tensión palpebral 41
5.4. Frecuencia de parpadeo 42
5.5. Parpadeo completo o incompleto 42

6. Resultados

6.1 Datos demográficos de los pacientes 43
6.2 Datos de las lentes adaptadas 44
6.3 Evaluación de los cambios entre la lente propuesta por el módulo de adaptación y la adaptación real 44
6.4 Descripción del análisis estadístico 45
6.5 Descripción de los resultados del análisis estadístico...46

7. Discusión 53

8. Conclusión 58

9. Bibliografía 59

10. Manuales 60

11. Anexos 61

LISTA DE TABLAS

Tabla 1: Comparación de lentes RPG 11

Tabla 2: Parámetros lentes EP 35

Tabla 3: Parámetros lentes Bias S 37

Tabla 4: Parámetros lentes Bias BT 37

Tabla 5: Características de los materiales 38

Tabla 6: Estado refractivo 43

Tabla 7: Datos de las lentes adaptadas 44

Tabla 8: Cambios de radio 46

Tabla 9: Cambios de diámetro 47

Tabla 10: Tensión palpebral y radio 47

Tabla 11: Tensión palpebral y diámetro 48

Tabla 12: Tipo de parpadeo (C / I) y radio 48

Tabla 13: Tipo de parpadeo (C / I) y diámetro 49

Tabla 14: Altura de menisco lagrimal y cambios de radio 49

Tabla 15: Altura de menisco lagrimal y cambios de diámetro 50

Tabla 16: BUT y cambios de radio 50

Tabla 17: BUT y cambios de diámetro 51

Tabla 18: Relación estadística menisco-BUT 51

Tabla 19: Efecto de la excentricidad y radio 52

Tabla 20: Efecto de la excentricidad y diámetro 52

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Diseño esquemático de lente de contacto Bias S 12

Figura 2: Mapa *overview* 17

Figura 3: Curvatura sagital 18

Figura 4: Curvatura tangencial 18

Figura 5: Córnea en 3D 20

Figura 6: Mapa análisis de Fourier 21

Figura 7: Esquema de los polinomios de Zernike 22

Figura 8: Mapa análisis de Zernike 23

Figura 9: Tipos de lentes adaptadas 29

Figura 10: Fluorograma de la lente sugerida por el módulo 32

Figura 11: Fluorograma modificado imagen abierta 33

Figura 12: Fluorograma modificado imagen cerrada 34

Figura 13: Representación esquemática de la película lagrimal 39

LISTA DE IMÁGENES

Imagen 1: Fluorograma lente Bias S en una córnea esférica …..12

Imagen 2: Fluorograma lente Bias S en una córnea tórica ……..12

Imagen 3: Fluorograma lente Bias S plana ……13

Imagen 4: Fluorograma lente Bias S cerrada ……13

Imagen 5: Fluorograma lente Bias BT ……14

Imagen 6: Fluorograma de Bias en adaptación óptima ……36

Imagen 7: Menisco lagrimal ……40

Imagen 8: Menisco lagrimal con fluoresceína ……40

Imagen 9: Tiempo de ruptura lágrima ……40

Imagen 10: Posición de los párpados ……41

Imagen 11: Lente Bias S cerrada ……55

Imagen 12: Lente Bias S abierta ……55

RESUMEN

El objetivo del estudio era verificar la eficacia de la aplicación del topógrafo corneal y su módulo de adaptación de lentes de contacto en la adaptación de lentes de contacto rígidas gas permeable (RPG). Se comparó la lente hipotética propuesta por el topógrafo con la lente definitiva obtenida a partir de una adaptación real, y se valoró las diferencias entre ambas adaptaciones a partir de la posible influencia de varios factores (posición y tensión de los párpados, tipo de parpadeo, película lagrimal).

Se diseñó un estudio longitudinal y prospectivo de un período de dos años (2008-2010). El criterio de inclusión ha sido de adaptaciones a pacientes con córneas regulares, esféricas o tóricas, todos ellos usuarios previos de lentes de contacto RPG y con buena tolerancia a las mismas y buena salud ocular. Se determinó el número de cambios entre la lente propuesta por el módulo de adaptación y la lente definitiva (en radio y en diámetro) y se evaluó la posición y tensión de los párpados, el tipo de parpadeo (completo o incompleto), el volumen lagrimal (altura del menisco) y la calidad lagrimal (tiempo de ruptura lagrimal).

Los resultados indicaron que la posición de los párpados es el factor determinante del número de cambios, en radio (rho = 0.436; p =0.020) y en diámetro (rho = -0.398; p =0.036), entre la lente hipotética y la lente definitiva. Es interesante mencionar una relación estadísticamente significativa entre la altura del menisco lagrimal y el número de cambios en diámetro entre la lente hipotética y la lente definitiva (rho = 0.435; p = 0.021).

Palabras clave: Lentes de contacto rígidas gas permeable; Topógrafo corneal; Módulo de adaptación; Adaptación real; Adaptación simulada

1. INTRODUCCIÓN

Las lentes rígidas permeables al gas tienen ventajas sobre las lentes de contacto blandas. Nos dan una gran calidad óptica y tienen una alta permeabilidad al oxígeno. Tienen menor riesgo a las infecciones y una mayor resistencia a los depósitos que las lentes blandas. Con las lentes rígidas gas permeables tenemos una amplia posibilidad de geometrías y de tipos de lentes como: diseños tóricos, bifocales, multifocales, para queratoconos, lentes de geometría inversa… A pesar de todas sus ventajas, el uso de lentes blandas está mucho más extendido. Esto se atribuye a la falta de confort inicial en la adaptación de las lentes rígidas gas permeables y a que la adaptación es más complicada que con las lentes blandas.

La adaptación de lentes rígidas gas permeables es compleja y en ella nos influye multitud de parámetros. La aparición de los topógrafos corneales ha sido un gran avance en la adaptación de lentes de contacto. Nos ha permitido tener un mapa que nos da una información, punto a punto, de toda la córnea. Condición que no ocurría con los queratómetros que sólo nos daban los radios de curvatura centrales y no nos aportaban ninguna información acerca de la geometría de la córnea.

Los topógrafos corneales incorporan un módulo de adaptación de lentes de contacto que nos sugieren la lente a adaptar y nos ofrecen un fluoresceinograma estático de la adaptación, pero no tienen en cuenta factores como la lágrima y principalmente los párpados. Son útiles para seleccionar la primera lente de prueba, pero toda adaptación requiere poner la lente en el ojo del paciente para observar su comportamiento y a menudo efectuar múltiples modificaciones.

El topógrafo Oculus Easygraph incorpora un módulo de adaptación de lentes de contacto, Conóptica Oculus Easygraph, que incluye todas las lentes del laboratorio y que, en función de la topografía corneal, nos sugiere el diseño y los parámetros de la lente de contacto a adaptar. Todo ello nos conduce a una disminución del tiempo de adaptación y a una mayor efectividad.

2. ESTADO DE ARTE

La córnea

La córnea es la lente más importante del ojo. Tiene una estructura interna con una perfecta disposición de las fibras de colágeno en el estroma, ausencia de vasos sanguíneos y pérdida de la vaina de mielina en los nervios. Su hidratación es del 78 % H_2O y para mantener su transparencia es necesario el aporte de O_2 que, con el ojo abierto, nos llega directamente de la atmósfera y, con el ojo cerrado, a través de los capilares de la conjuntiva. Cuando falta O_2 en la córnea se produce un edema corneal y la córnea pierde su transparencia. La córnea tiene mayor concentración de terminaciones nerviosas en el centro que en la periferia siendo en el centro 30 veces más sensible que en la periferia.

El poder dióptrico de la córnea es aproximadamente de 42 dioptrías. La córnea es un menisco divergente, de un espesor aproximado en el centro de 0.50mm y en la periferia de 1mm y unos radios corneales medios en la cara anterior de 7.80mm y en la cara posterior de 6.80mm, que tiene una forma ligeramente ovalada, con un diámetro medio horizontal de 12mm y vertical de 11mm.

La geometría de la córnea no es esférica. El valor numérico que define su aplanamiento en su periferia se llama excentricidad corneal (e), a mayor excentricidad mayor será el aplanamiento. El valor de e=0 corresponde a una esfera y la excentricidad media de la córnea es e=0.45. Los topógrafos corneales nos miden la excentricidad, valor indispensable en la adaptación de lentes RPG, y en función del aplanamiento periférico de la córnea el módulo de adaptación del topógrafo nos va a elegir la geometría de la lente a adaptar. Para córneas con excentricidades bajas e<0.30 podemos adaptar las lentes esferoprogresivas (EP) que tienen un diseño de bandas esférico y para e>0.45 adaptaremos las lentes Bias que tienen un diseño de bandas asférico.

Lentes de contacto

Las lentes PMMA tenían un material impermeable al oxígeno y el aporte de oxígeno se tenía que hacer a través del parpadeo. Se hacían adaptaciones con radios ligeramente cerrados y diámetros pequeños que provocaban descentramientos y moldeo corneal (*warpage*), lo que originaba visión borrosa sin lente de contacto. Las lentes de PMMA aparecieron en la década de 1930, y en 1936 se empleó la fluoresceína por primera vez para evaluar una adaptación, lo que representó un gran avance para la valoración de las lentes de contacto.

En la década de 1970 aparecieron las lentes gas permeables (GP) que permiten el paso de oxígeno a través del material de la lente y que junto con el intercambio lagrimal entre la lente de contacto y la córnea asegura el aporte de oxígeno necesario para mantener la transparencia corneal. Las lentes GP tienen una geometría esférica en la zona óptica y en las bandas periféricas, deben quedar bien centradas, tener buena movilidad y en el fluorograma se observa la lente paralela o ligeramente plana.

Las lentes de contacto BIAS, son lentes biasféricas, nos ofrecen una nueva geometría. La zona central es esférica (14º, e=0), lo que nos da una gran calidad óptica, y la zona periférica asférica compuesta por dos zonas, la periferia media (entre 14º y 30º) donde la excentricidad aumenta progresivamente y la existente a partir de este punto donde la lente se aplana rápidamente hasta llegar a una alta excentricidad.

	Asférica	**Esférica**	**BIAS**
Adaptación	Paralela	Ligeramente plana	Paralela en la periférica
Paralelismo en el centro de la córnea	Si	Si	Si, ligeramente cerrada
Excentricidad (e)	Medias y altas	Bajas y medias	Bajas, medias y altas
Calidad visual	Normal (decrece para e medias y altas)	Buena	Excelente
Levantamiento de borde	Reducido	Bueno	Bueno

Tabla 1: Comparación de lentes RPG

BIAS-S: Es una lente básica biasférica, indicada para ametropías esféricas con astigmatismos bajos, y la usaremos cuando el astigmatismo corneal sea igual al total.

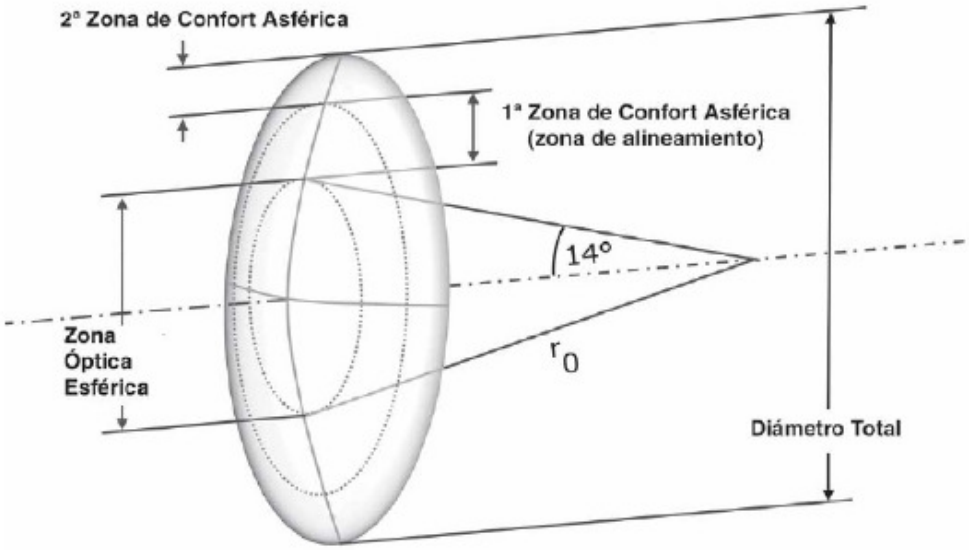


Figura 1: Diseño esquemático de lente de contacto Bias S
Imagen cedida por los laboratorios Conóptica

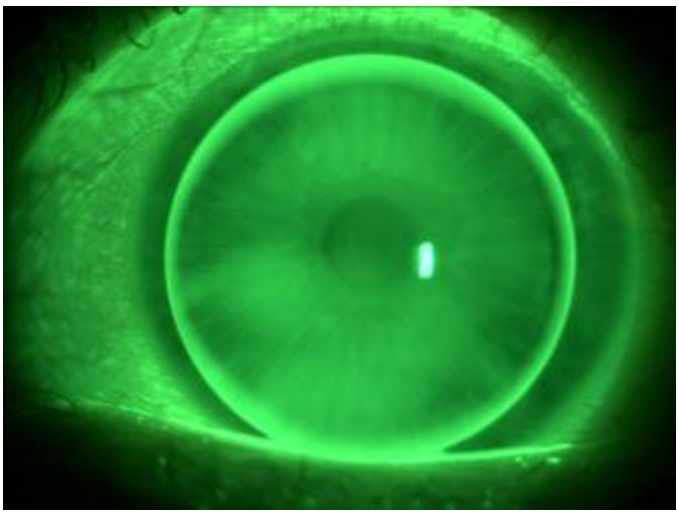


Imagen 1: Fluorograma lente Bias S en una córnea esférica

Imagen 2: Fluorograma lente Bias S en una córnea tórica

Imágenes cedidas por los laboratorios Conóptica

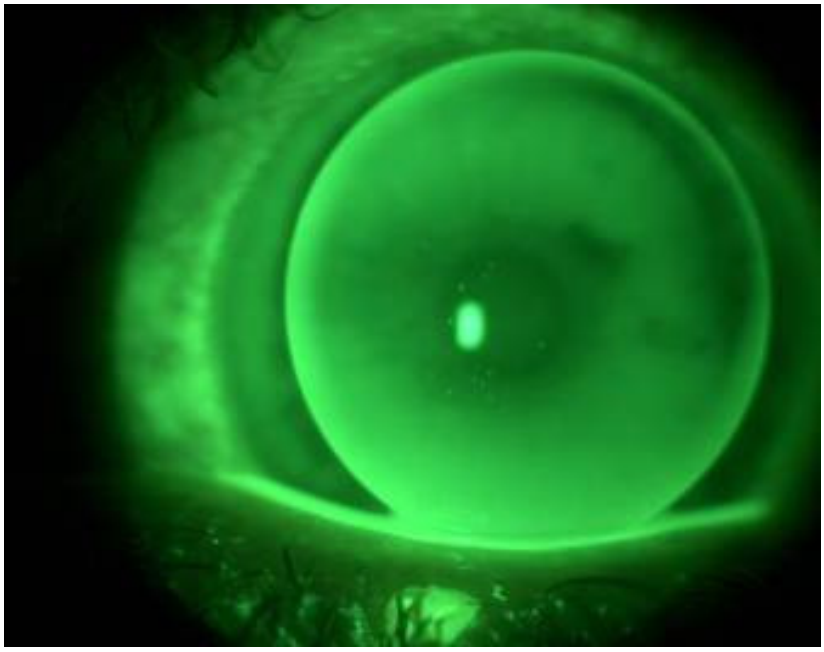


Imagen 3: Fluorograma lente Bias S plana

Imagen cedida por los laboratorios Conóptica

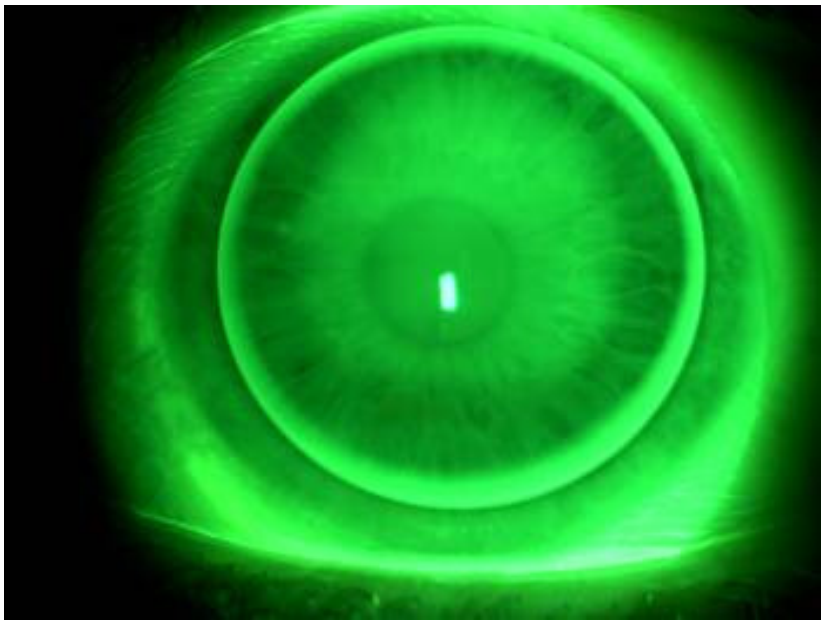


Imagen 4: Fluorograma lente Bias S cerrada

Imagen cedida por los laboratorios Conóptica

BIAS BT: Es una lente que tiene un diseño bitórico que elimina cualquier tipo de astigmatismo residual. La usaremos cuando el astigmatismo corneal sea mayor, o mucho menor, que el astigmatismo total. Tiene grabados dos puntos en la periferia del meridiano más plano y un punto en la zona inferior del ojo derecho. Esta lente se adapta aplanando 0.05mm sobre el meridiano más plano y 0.15 sobre el meridiano más cerrado. Hay que indicar la potencia que queremos compensar en cada meridiano, teniendo en cuenta la potencia que induce el menisco lagrimal.

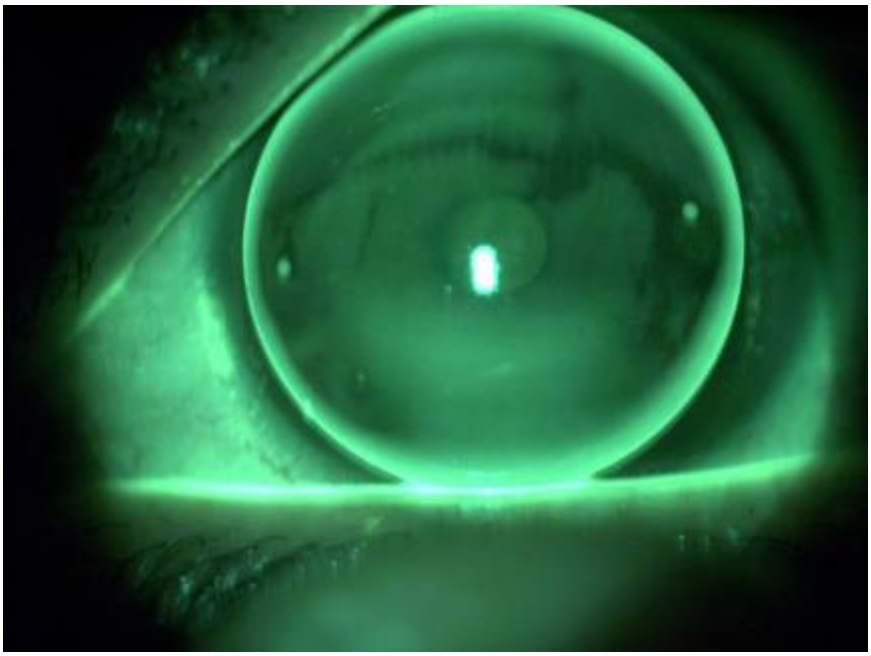


Imagen 5: Fluorograma lente Bias BT

Imagen cedida por los laboratorios Conóptica

Las lentes BIAS ofrecen una gran variedad de diseños adicionales en función del tipo y localización del astigmatismo del paciente; para toricidad corneal baja tenemos la (Bias S y Bias VP), para toricidad corneal media (Bias Mac) y para

toricidad corneal alta (Bias RT, Bias BT, Bias BTC, Bias BTX). También se comercializan como lentes de contacto para corregir la presbicia (Bias multifocal y Bias bifocal), para córneas irregulares, queratocono (Bias KAKC) y lentes de contacto de geometría inversa para ortoqueratología (Bias Seefree).

Para la adaptación de las lentes BIAS se recomienda seguir los pasos sugeridos por el fabricante. Concretamente, para la elección del radio base y del diámetro total nos basamos en lo siguiente:

Radio base (Ro): la elección se realiza en función de la excentricidad (e) de la córnea:

- e = 0.30 Ro = K
- e = 0.45 Ro = K + 0.05mm
- e = 0.30 Ro = K + 0.10mm

Diámetro (Øt): para la elección del diámetro total de la lente nos influye el diámetro de zona óptica (Øzop), la configuración palpebral, el diámetro horizontal de iris visible y los radios corneales. Así,

- Ø corneal < 11.40mm Øt 8.80mm

- Ø corneal entre 11.40-11.80mm Øt 9.20mm

- Ø corneal entre 11.80-12.20mm Øt 9.60mm

- Ø corneal entre 12.20-12.60mm Øt 10.00mm

- Ø corneal > 12.60mm Øt 10.40mm

En el fluorograma se observa la zona central ligeramente cerrada, un alineamiento en la zona intermedia paralela y un levantamiento de borde en la periferia de la lente. Con ello se consigue esquivar la zona de máxima sensibilidad corneal sin reducir el intercambio lagrimal. Las lentes de contacto Bias se caracterizan por tener una mayor comodidad y mejor movilidad desde el inicio de la adaptación. La lente está indicada en cualquier tipo de excentricidades

Para la corrección de los defectos refractivos, miopía hipermetropía, astigmatismo y presbicia encontramos en el mercado las lentes blandas de hidrogel. Actualmente las lentes blandas de hidrogel silicona tiene un Dk más elevado y nos aportan mayor cantidad de oxigeno al ojo, consiguiendo lentes de porte o uso prolongado.

Uno de los factores que influyen en la adaptación de las lentes rígidas gas permeable es que su adaptación es mucho más compleja. Se requiere de un profesional experimentado que deberá realizar un examen optométrico completo para evaluar todos los factores que influyen en la adaptación, deberá explicar al paciente las ventajas de las lentes rígidas gas permeable, la incomodidad inicial respecto a la lente blanda y que el proceso de adaptación es más largo requiriendo un número superior de controles.

Para valorar la adaptación observamos la lente con el biomicroscopio ocular, con luz azul cobalto después de haber instilado fluoresceína sódica, y evaluamos el comportamiento dinámico de la lente puesta en el ojo.

Topógrafos corneales

Los primeros topógrafos corneales aparecieron en la década de 1980. En el mercado existen topógrafos de diferentes marcas, cada topógrafo tiene un módulo de adaptación y en él llevan incorporadas las lentes de contacto de distintos fabricantes que varían según la marca del topógrafo.

El topógrafo Easygraph combina la medición queratométrica con la medición de la topografía de la córnea. Lleva incorporado un software para la adaptación de lentes de contacto gas permeables de diversos laboratorios y un software propio que incluye todas las lentes del laboratorio de Conóptica.

Las medidas del topógrafo Easygraph de Oculus están basadas en los discos de Plácido, que es el sistema más usado en la

práctica clínica. Las medidas tienen una reproducibilidad ±1 D y una precisión ± 1 D.

Se obtienen medidas precisas de todos los meridianos de la córnea, generando un mapa con 22000 puntos de medición reales que nos da lugar al **mapa general o *overview*** (vista general) el cual asigna diferentes colores a los radios locales de curvatura que se han medido; estos radios de curvatura se representan en una forma que dependen de la posición. Esta forma de representación ofrece un estudio más preciso del perfil de la curvatura de la córnea medida.

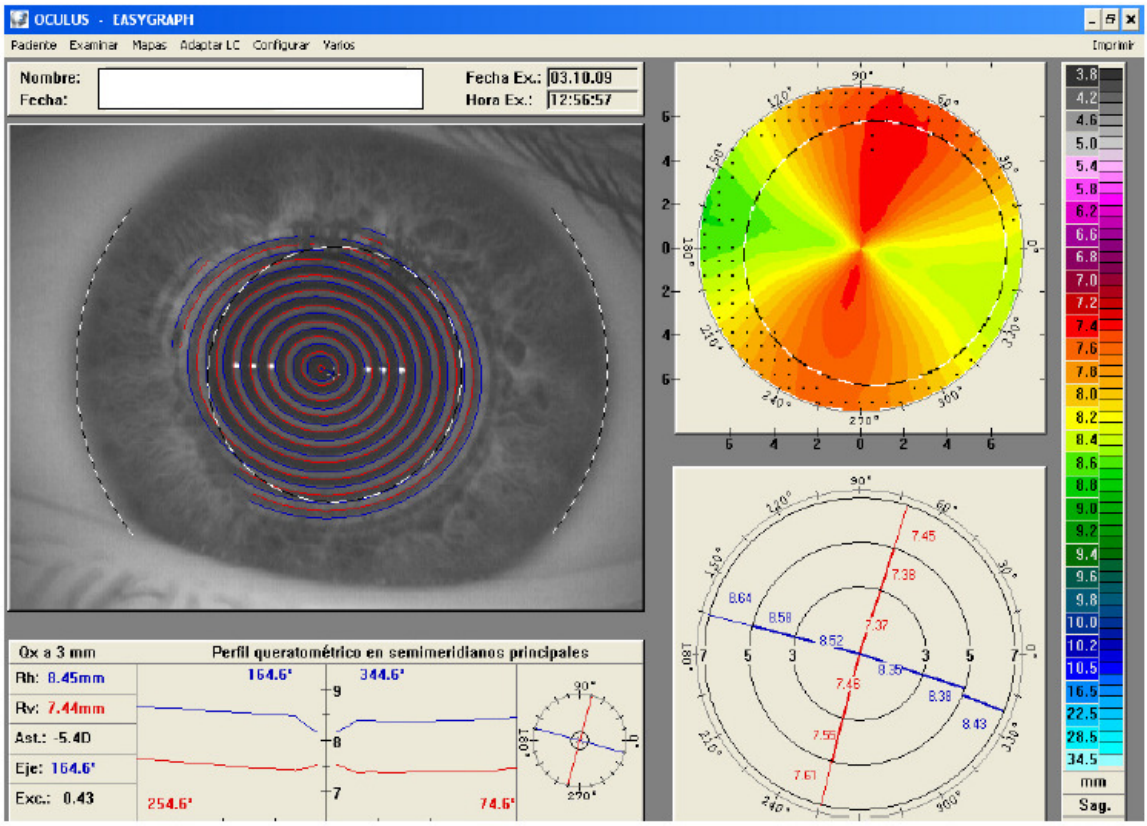


Figura 2: Mapa *overview*

El borde de la pupila se representa con una línea blanca y negra. En el **margen derecho** se encuentra la barra de color, y la lista de radios de curvatura a los cuales corresponden los colores. En la parte de debajo de la barra hay tres campos que nos describen:

1- La curvatura en milímetros o dioptrías.

2- Los radios si son sagitales o tangenciales.

La curvatura sagital equivale a la distancia entre el punto de medición y el punto de intersección con el eje de la perpendicular a la tangente en el punto de medición, el valor de la curvatura depende de la inclinación en el punto de medición, interviene la posición del eje óptico.

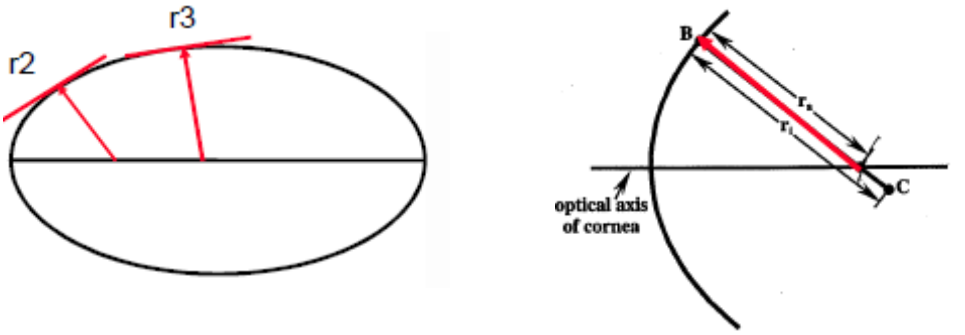


Figura 3: Curvatura sagital

La curvatura tangencial es la curvatura de la córnea en el punto de medición. En la representación tangencial aparecen más pronunciadas las irregularidades en la geometría de la córnea.

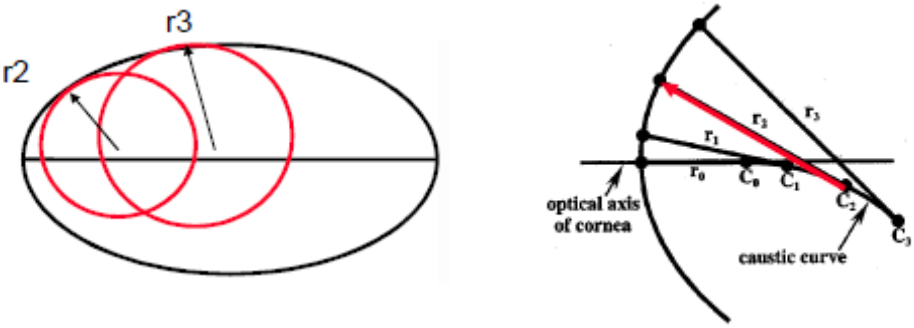


Figura 4: Curvatura tangencial

3- En el tipo de escala de color, la absoluta, en la que cada radio de curvatura tiene siempre el mismo color y tiene una resolución de 0.10mm en la zona central, el aumento es de

0.2mm por debajo de los 6.6mm y de 0.3mm por encima de los 10.5mm, y la relativa que se ajusta automáticamente, su centro corresponde con la curvatura media de la superficie de la córnea.

En **la parte inferior izquierda** encontramos los datos queratométricos donde los meridianos principales se verifican en el anillo de los 3 mm de la córnea, por definición, siempre se sitúan los dos en un ángulo de 90 grados; radio horizontal de curvatura en el centro de la córnea (Rh) y radio vertical de curvatura en el centro de la córnea (Rv). En un diagrama se observa la posición de estos meridianos principales y el perfil de curvatura de estos meridianos principales desde el centro hasta el perímetro del campo.

- Astigmatismo del centro de la córnea (Ast).
- Eje del astigmatismo (Axs).
- Excentricidad media de la córnea (e).
- Diámetro de la córnea, iris visible (fcor).
- Área analizada (AA), nos dice el área de la córnea realmente medida en comparación con la interpolada.

En la **parte inferior derecha** nos encontramos un diagrama que permite un rápido análisis numérico de la topografía de la córnea. Se determinan los radios de curvatura máximos (color rojo) y mínimos (color azul) de varios anillos situados sobre la córnea (diámetros de 3mm, 5mm y 7mm). Estos valores extremos se muestran de una manera que dependen de la posición, de tal forma que es fácil discernir la magnitud del astigmatismo y su posición angular.

Haciendo un clic en cualquier parte de la imagen topográfica coloreada, parte superior derecha, aparecen los valores de curvatura correspondientes a ese punto.

En la imagen de los discos de Plácido, parte superior izquierda, haciendo un clic en el punto deseado nos permite medir la distancia entre dos puntos de la córnea.

A parte del mapa Resumen (*Overview*), el software posee una extensa variedad de mapas topográficos:

a. Córnea 3D

Con este mapa podemos observar las relaciones geométricas de la superficie de la córnea, la representación puede girar en cualquier dirección.

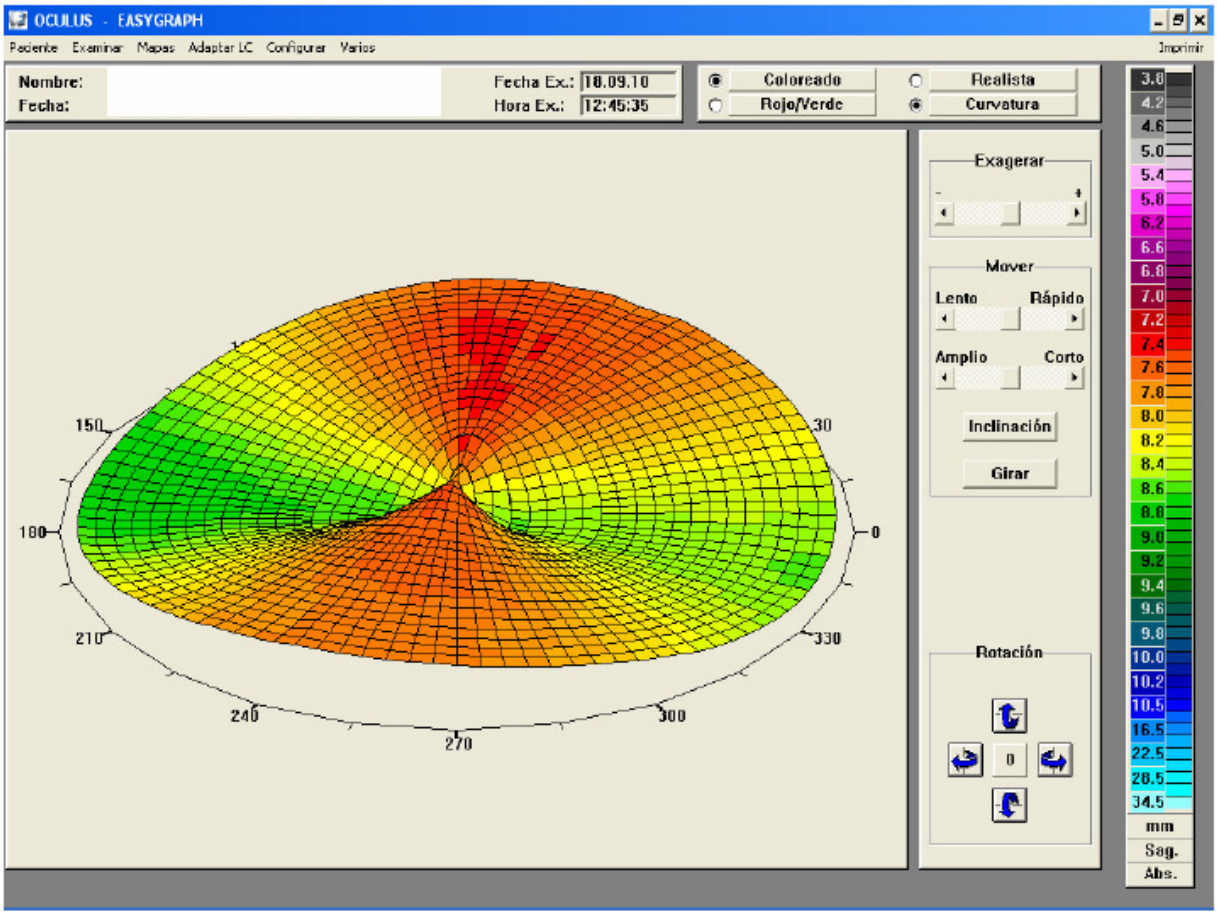


Figura 5: Córnea en 3D

b. Análisis de Fourier e irregularidades

En la córnea normal la media aritmética de todas las irregularidades está por debajo de 0.030mm para una curva sagital y de 0.141mm para una curva tangencial. El grado de irregularidad presenta una relación inversa con la agudeza

visual mejor corregida. Si las irregularidades son extensas el paciente sólo conseguirá una buena agudeza visual con lentes de contacto gas permeable.

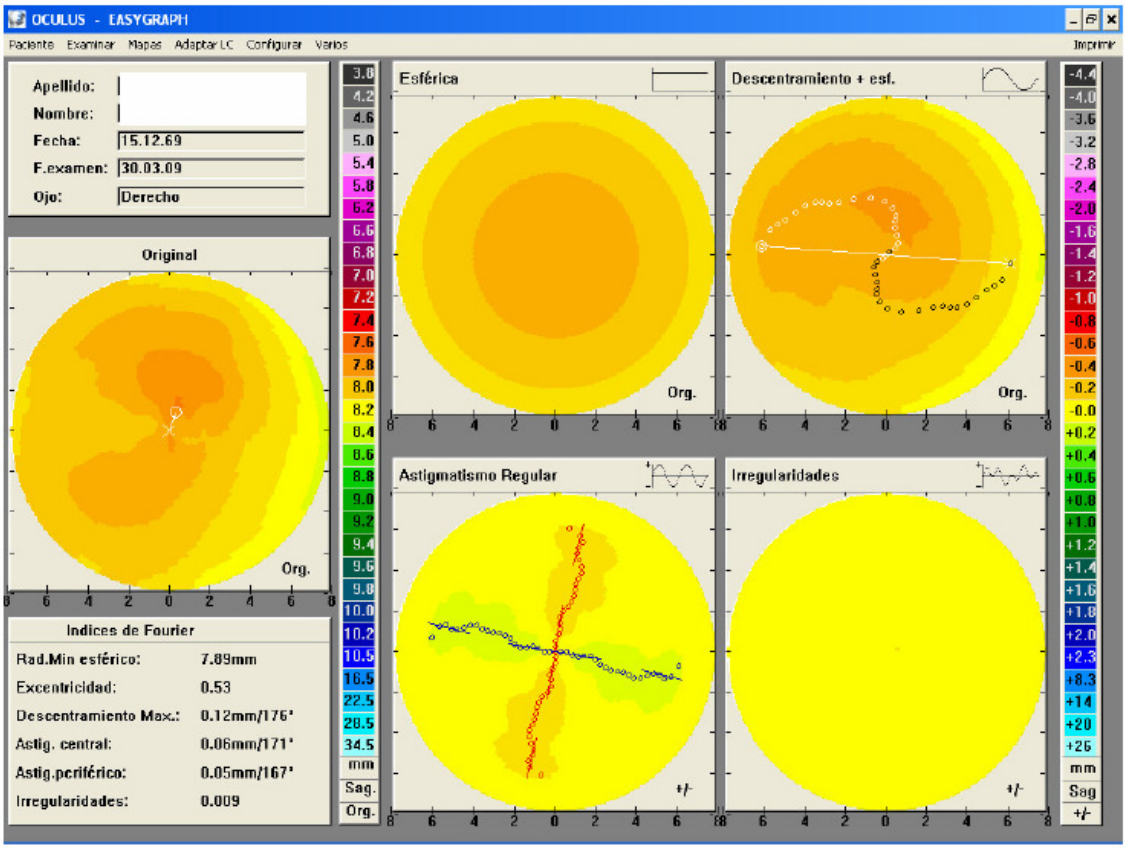


Figura 6: Mapa análisis de Fourier

c. Análisis de Zernike

Los polinomios de Zernike se utilizan para describir frentes de ondas donde cada rayo de luz se compone de una oscilación sinuosoidal, el conjunto de oscilaciones sinuosoidales forman ondas con frentes de onda perpendiculares a la dirección de propagación. En un frente de onda ideal, los frentes de onda incidentes se orientan de forma paralela entre ellos y se transforman en ondas esféricas que focalizan en un punto. Cálculos basados en componentes individuales producen índices que permiten una rápida caracterización numérica de la

superficie de la córnea y nos permite evaluar las aberraciones. Este caso ideal no se da nunca en la práctica porque los frentes de onda reales muestran desviaciones. Cuanto más pequeña sea esta desviación o aberración más grande será la calidad del sistema refractivo.

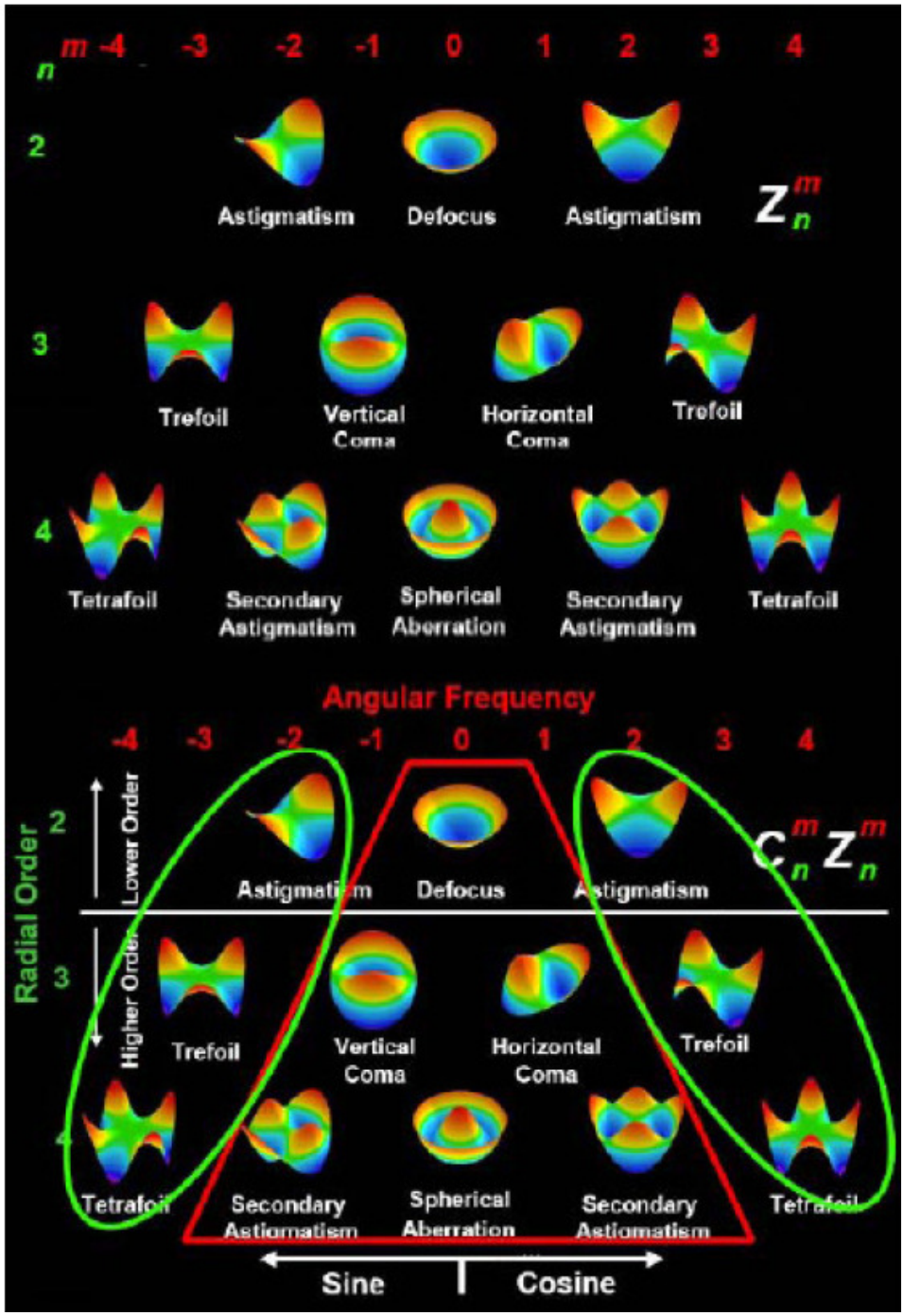


Figura 7: Esquema de los polinomios de Zernike

El mapa de aberraciones igualmente se puede presentar como una figura en 3D.

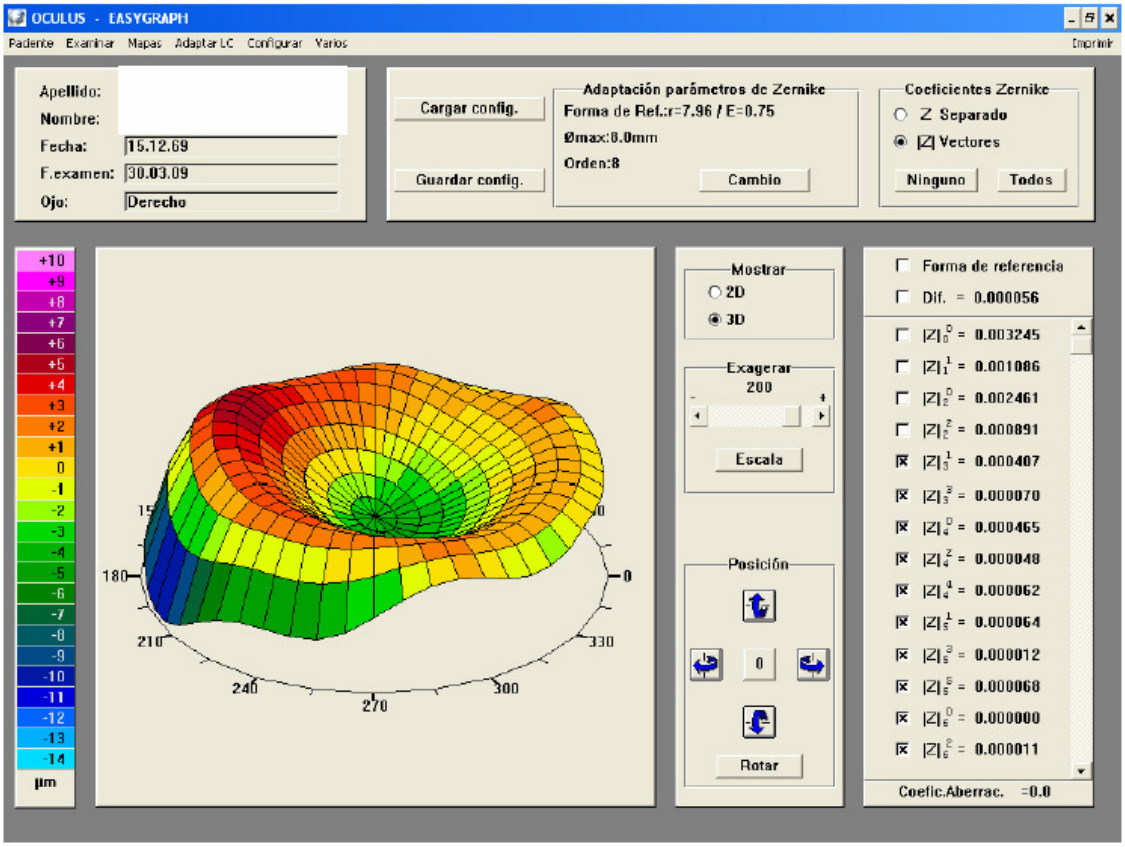


Figura 8: Mapa análisis de Zernike

d. Mapa refractivo

Permite la evaluación del efecto óptico de la superficie de la córnea, para ello usa distancias focales que han tenido en cuenta las aberraciones esféricas. Las distancias focales se ofrecen siempre en dioptrías.

e. Mapa de altura o elevación

Mide la diferencia de elevación entre cualquier punto de la córnea y una esfera de referencia determinada a partir de 4

puntos adicionales. Se representa en un mapa de colores dónde el azul indica puntos que se encuentran por debajo de la esfera de referencia y el rojo puntos de elevación mayor. Los datos de altura proporcionan una representación más precisa de la verdadera forma de la superficie de la córnea.

f. Mapa comparativo

Permite comparar exámenes diferentes de un paciente para evaluar los cambios que se producen en la córnea. Permite comparar entre si hasta cuatro exámenes diferentes, siendo posible calcular un diagrama diferencial de dos imágenes.

La topografía corneal es una prueba más del estudio preliminar del paciente que nos proporciona información adicional para realizar un análisis refractivo y geométrico de la córnea. Permite detectar irregularidades como el queratocono, degeneraciones corneales, deformaciones debidas a moldeos corneales producidos por lentes blandas o lentes permeables y cambios corneales producidos por la ortoqueratología o la cirugía refractiva[1].

Adaptación real y adaptación hipotética

Existen varios estudios que nos corroboran que los distintos módulos de adaptación son fiables y nos dan valores de éxito similares respecto a la adaptación tradicional (77%). El conocimiento de la esfericidad corneal que nos da la topografía nos incrementa la probabilidad de éxito en la adaptación de las lentes RGP, contribuyendo a una disminución del tiempo de adaptación[2.]

Algunos estudios apuntan a un aumento de la eficacia y a una disminución del tiempo de adaptación a la mitad, cuando adaptamos una lente RPG a partir de los valores de lente teórica o hipotética proporcionada por el módulo de adaptación, si lo comparamos con una adaptación tradicional en la que se

parte de una primera lente de prueba ya colocada en el ojo del paciente. De todas formas, una vez seleccionada la lente por el módulo, debe comprobarse *in vivo* observando el fluoresceinograma y haciendo las variaciones oportunas, por lo que es necesario un conocimiento previo en la adaptación de lentes RPG[3-4].

Sin embargo, no existen muchos estudios en los que se compare una adaptación basada en un módulo de adaptación con una adaptación convencional. Así, por citar algunos, el estudio *The application of a computerised videokeratography (CVK) based contact lens fitting software programme on irregularly shaped corneal surfaces*[5], en el que se comparó el uso del software de videoqueratografía computerizada en la adaptación de lentes de contacto rígidas gas permeables en superficies corneales irregulares, con el procedimiento estándar de adaptación, de los 68 ojos que participaron en el estudio el 77.94% eligieron la adaptación usando el software frente al 13.24% que eligió el procedimiento estándar de adaptación, y un 8.82% que no mostró preferencia. Estos mismos autores concluyeron que el software para la adaptación de lentes RGP en córneas irregulares es más efectivo que el método usado para una adaptación estándar[5].

Este estudio nos dice que, mientras los datos queratométricos sólo nos dan información de los 3mm centrales de la córnea, el topógrafo nos da un mapa con una información detallada de la periferia de la córnea y nos permite hacer simulaciones de fluoresceína antes de colocar la lente en el ojo. Por estas razones la adaptación a partir de los datos topográficos es considerada más fiable que el método empírico usado tradicionalmente, especialmente en córneas irregulares. Efectivamente, en córneas irregulares debido a los altos defectos refractivos y a la tensión de los párpados, el comportamiento de la lente no se puede predecir con los patrones del fluoresceinograma y éstos necesitan modificaciones en casi todos los casos.

Debe tenerse en cuenta, sin embargo, que el software del topógrafo nos muestra distintas técnicas de adaptación y posición de la lente. Sin embargo, la evaluación de los efectos

del movimiento de los párpados y las fuerzas que éstos ejercen son determinantes en la adaptación y sólo se puede hacer con las lentes *in vivo*. La topografía corneal es importante para el diagnóstico inicial y para realizar las simulaciones del fluoresceinograma anticipándonos a la posición de la lente sobre la córnea, pero aún estamos lejos de tener un software que nos determine los parámetros de la lente definitiva[6].

En ojos con queratoconos es útil para el diagnóstico de la curva inicial de la primera lente, se reduce el tiempo de adaptación y muestra más eficiencia que el procedimiento tradicional. Así si comparamos la adaptación tradicional con la adaptación asistida mediante topógrafo, las principales ventajas de esta última son la mayor facilidad de selección de la lente inicial y que se usan menos lentes de prueba, disminuyendo la incomodidad del paciente y reduciendo tiempo y coste, por lo que, con pocos cambios, obtenemos la lente óptima a adaptar para cada paciente[7].

Sin embargo, según el estudio *The use of computerized videokeratography as an aid in fitting rigid gas permeable contact lenses*[8] es muy importante la experiencia del adaptador. En este estudio se indica que, para predecir los parámetros de la lente de contacto en adaptación de queratoconos, es útil identificar el tamaño del cono y el tipo de queratocono, datos que nos proporciona el mismo topógrafo.

En el estudio de *Adaptación de lentes de contacto GP bitóricas* en el que se describe una adaptación de una paciente con un astigmatismo elevado, haciendo la adaptación guiada por la topografía, se exponen las modificaciones propuestas y sus causas y pone de relieve la influencia de la tensión palpebral en la adaptación[9].

Asimismo, el topógrafo corneal es extremadamente útil cuando adaptamos lentes de contacto post-LASIK[10]. En elevadas graduaciones se debe incrementar el diámetro de la ablación dado que hay una diferencia entre la ablación del centro de la córnea y la de la periferia. Esto conduce a una inestabilidad óptica y, en estos casos, para poder realizar una adaptación con lentes RPG debemos tener información de la periferia de la

córnea. Por lo tanto, en adaptaciones post-LASIK es esencial la información que nos da la topografía corneal.

El estudio *Optimising RGP lens fitting in normal eyes using 3D topographic data*[11] hace un análisis retrospectivo del confort en la adaptación y del papel del topógrafo para conseguir una óptima adaptación. Nos dice que la adaptación de las técnicas de topografía corneal se tienen que mejorar, que en un 60% de todos los ojos es necesario hacer algún cambio para obtener una adaptación aceptable.

En resumen, vemos que existe relativamente poca literatura que haga referencia a los factores que influyen en una adaptación basada únicamente en los datos proporcionados por el módulo de adaptación del topógrafo corneal. La mayoría de investigaciones previas se centran en casos de adaptación complicados, ya sea en queratoconos, en córnea irregular, en adaptaciones post-lasik, etc. Es decir, no encontramos prácticamente ninguna investigación que se centre en adaptaciones convencionales de lentes RPG que, en el fondo, serán la mayoría.

Todos los módulos de adaptación proporcionan imágenes de la lente hipotética a partir de la topografía y la fluoresceína. Sin embargo, que sepamos, ningún topógrafo solicita información tan básica como la de la posición de los párpados, la tensión de los mismos o la calidad de la lágrima. Si le sumamos el hecho que las topografías suelen tomarse en condiciones de párpados excesivamente abiertos, de no normalidad, para conseguir captar el máximo de información de la superficie corneal, podemos entender que una adaptación teórica y una adaptación real pueden no necesariamente ser coincidentes.

3. OBJETIVOS

Se diseñó un estudio longitudinal y prospectivo para determinar los factores que influyen en la adaptación de lentes de contacto rígidas gas permeables, verificar la eficacia del uso del topógrafo en la adaptación de las lentes RPG en córneas sanas, y evaluar la fiabilidad del módulo de adaptación que lleva incorporado el topógrafo.

Utilizamos el módulo de adaptación de lentes de contacto "Conóptica Oculus Easygraph", que lleva incorporadas todas las lentes rígidas gas permeables del propio laboratorio y se basa en la topografía corneal del paciente para sugerir el diseño y los parámetros de la lente que hay que adaptar.

El objetivo de nuestro estudio es evaluar la fiabilidad de la lente sugerida por el módulo de adaptación *versus* la adaptación real, comparar la imagen estática que nos da el módulo de adaptación con el comportamiento dinámico de la lente puesta en el ojo del paciente y determinar los cambios que se han tenido que realizar a la lente definitiva. Se intentó determinar los factores, como la posición de los párpados, parpadeo y calidad de la lágrima, que tienen una mayor influencia en la adaptación final.

4. MATERIALES Y MÉTODOS

4.1 Grupo muestra

En el estudio, que se ha realizado durante un período aproximado de 2 años (2008-2010), han participado 14 pacientes entre hombres y mujeres (rango de edad de 13 a 56; promedio 39 años). El criterio de inclusión ha sido de adaptaciones a córneas regulares, esféricas o tóricas, todos ellos usuarios previos de lentes de contacto RPG y con buena tolerancia a las mismas y buena salud ocular.

El estudio incluye la adaptación de lentes RPG a 28 ojos (14 pacientes), 18 (64.28%) ojos adaptados con lentes Boston Bias-S (B-S), 2 (7.15%) ojos adaptados con lentes Boston Bias-bitórica (B-BT), y 8 (28.57%) ojos adaptados con lentes Boston Esfero Progresivas (EP).

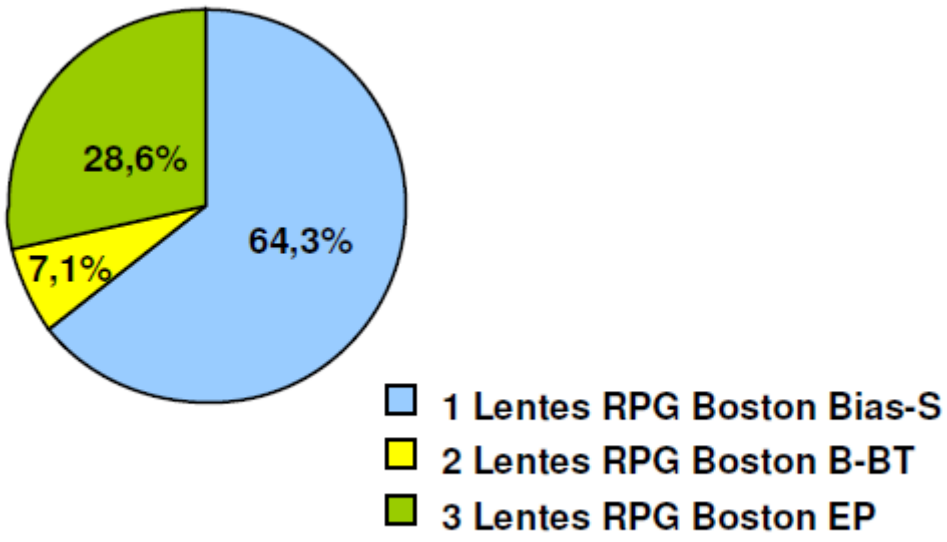


Figura 9: Tipos de lentes adaptadas

4.2 Protocolo de actuación

En cada paciente se siguió el siguiente protocolo de actuación:

- Pruebas preliminares.
- Examen refractivo.
- Examen como el biomicroscopio:
  - Salud ocular.
  - Medida del menisco lagrimal.
  - Medida del BUT.
- Topografía corneal con el topógrafo Easygraph:
  - Lente sugerida por el módulo de adaptación.
  - Valoración del fluoresceinograma.
- Prueba de la lente de la caja de pruebas.
- Comparación del fluoresceinograma del módulo y el de la lente probada.
- Determinación de la lente definitiva.

- **Posición de los párpados**, valoración de adaptación inter-palpebral o intra-palpebral (valorado con un círculo horario de 10 h a 13 h).
- **Rigidez del párpado superior**, se ha evaluado en una escala de 0 a 5 (poco tenso 0 y muy tenso 5).
- **Tipo de parpadeo**, completo (C) o incompleto (I).
- **Menisco de lágrima**, (norma 0.3-0.6 mm).
- **BUT** (norma > 10s).

4.3 Recopilación de datos (Ver anexo 1)

En cada caso se recopilaron los siguientes datos:

1. Nombre: iniciales del paciente
2. Edad
3. Sexo ♀**/**♂
4. Refracción (Rx)
5. Diámetro corneal (Øc)

6. Grados
7. Radio corneal más plano (mm)
8. Excentricidad (e)
9. Lente de contacto propuesta por el módulo (LC módulo)
    - Radio de zona óptica posterior (R)
    - Diámetro de zona óptica posterior
    - Diámetro total (Øt)
10. Lente de contacto adaptada (LC adaptada)
    - Radio de zona óptica posterior (R)
    - Potencia (P)
    - Diámetro de zona óptica posterior
    - Diámetro total (Øt)
11. Diseño Esferoprogresivo (EP) o Bias (S o BT)
12. Material Boston (EO,ES, XO)
13. Párpados
    - Posición (valorado círculo horario de 10h a 13 h)
    - Tensión (poco tenso 0 y muy tenso 5)
14. Parpadeo completo o incompleto (C / I)
15. Lágrima
    - Menisco (norma 0.3-0.6 mm)
    - BUT (norma > 10 s)

4.4 Descripción del módulo de adaptación de las lentes de contacto Conóptica Oculus Easygraph

Con el módulo de adaptación de las lentes de contacto de Conóptica podemos seleccionar y visualizar la lente de contacto de prueba de forma precisa y obtener la mejor relación entre lente de contacto y superficie corneal observando el fluoresceinograma simulado. Tiene la posibilidad de almacenamiento de los últimos datos de la lente simulada y podemos exportar el caso y estudiarlo conjuntamente con el Departamento de Servicios Profesionales de Conóptica. Gracias a ello ganamos tiempo y eficacia y conseguimos mejores resultados en la adaptación final.

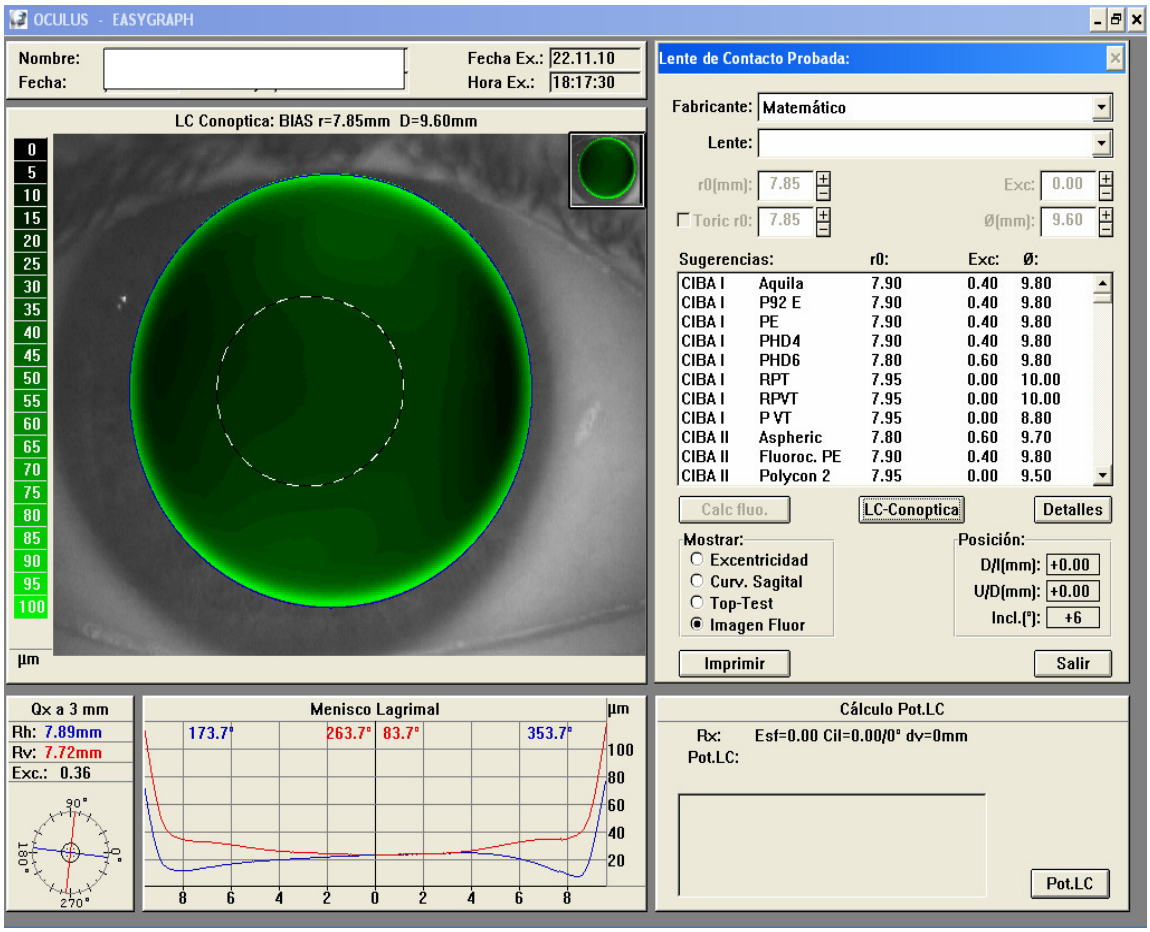


Figura 10: Fluorograma de la lente sugerida por el módulo

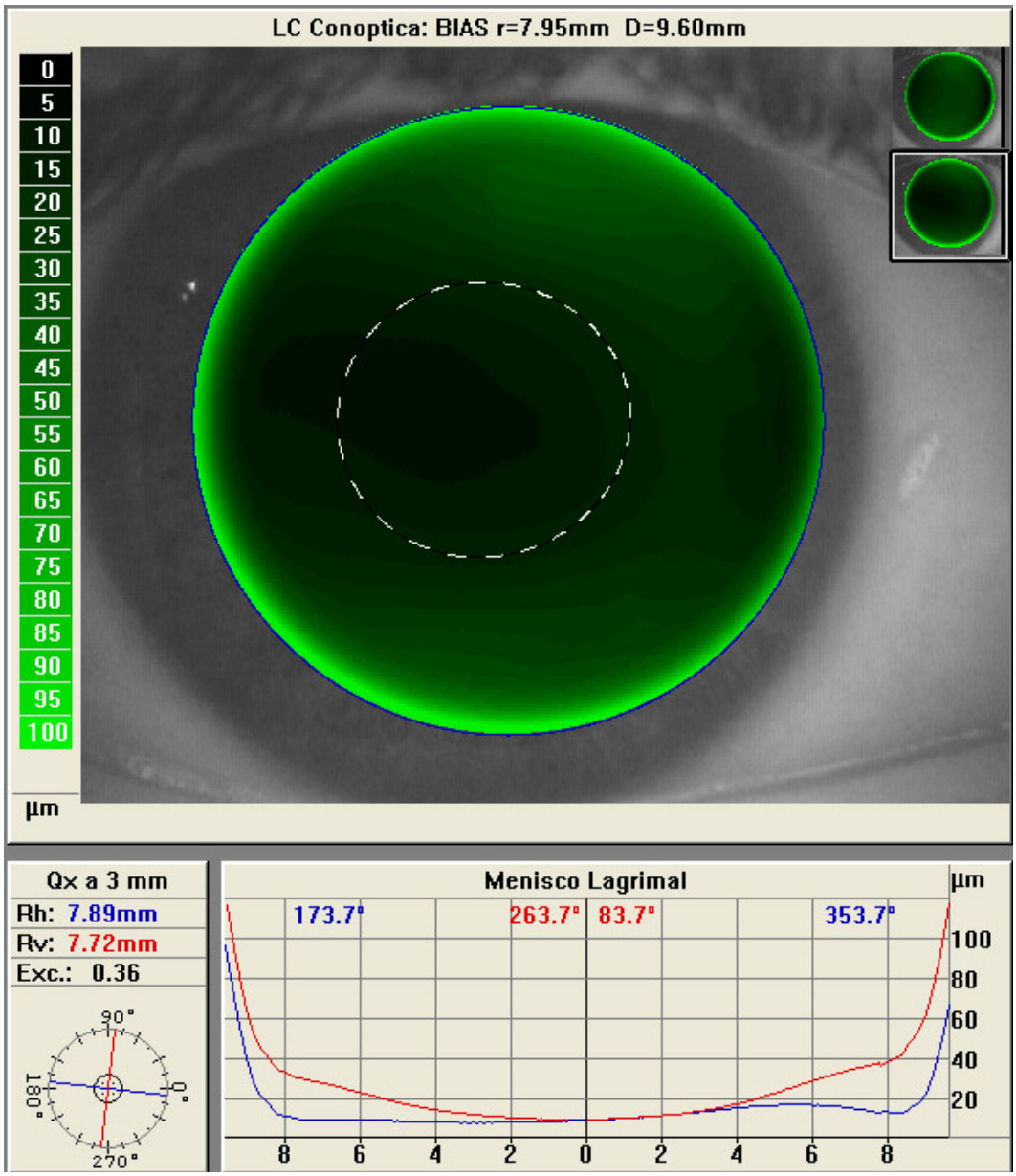


Figura 11: Fluorograma modificado imagen abierta

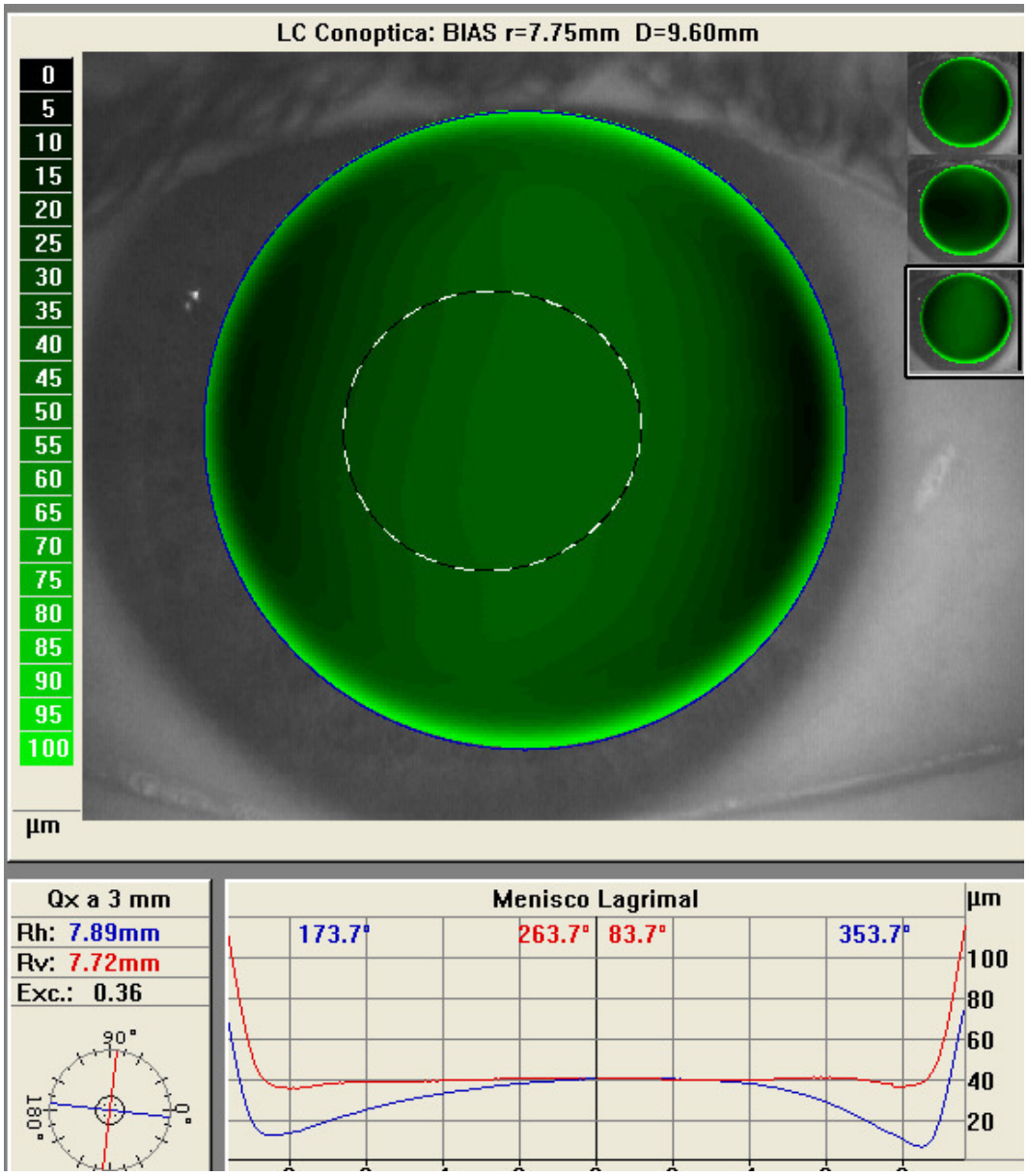


Figura 12: Fluorograma modificado imagen cerrada

Podemos comparar la imagen del fluoresceinograma simulado con la imagen real de la lente de contacto colocada en el ojo del paciente en posición centrada y libre de párpados, y en posición dinámica.

El módulo de adaptación de lentes de contacto incluye todas las lentes distribuidas por el laboratorio Conóptica, y es indispensable cuando se trata de adaptaciones especiales como adaptaciones post-Lasik, queratoconos y ortoqueraología[11].

4.5 Características de las lentes adaptadas

Las principales ventajas de las lentes de contacto RPG sobre las lentes blandas son:

- Buena calidad óptica
- Elevada transmisión de oxigeno
- Mayor intercambio de la película lagrimal
- Mayor resistencia a los depósitos
- Son más seguras ya que tienen menos riesgo de infecciones, y es menos frecuente la conjuntivitis papilar gigante.

Lentes permeables Boston Esferoprogresivas (EP):

Tienen un diseño esférico en la zona óptica y en las dos bandas periféricas. Está indicada para córneas con excentricidades bajas. La adaptación ideal es paralela o ligeramente plana, bien centrada y con buena movilidad. Mediante movimientos del párpado la lente se moverá hacia arriba y después de cada parpadeo caerá ligeramente hasta una posición media superior.

Las bandas periféricas se calculan en función del diámetro total y del diámetro de zona óptica, determinando el levantamiento axial de borde. Para calcular el radio base hay que tener en cuenta la queratometría central (K = meridiano más plano), astigmatismo corneal y excentricidad.

Parámetros disponibles y materiales	
Potencia	-30.00 a +30.00 (en pasos de 0.25D)
Radio(R0)	6.50mm a 10.00mm (en pasos de 0.05mm)
Diámetro	Diámetro 7.00mm a 12.20mm (en pasos de 0.10mm)
Materiales	BOSTON (ES/ EQ/ EO/ XO/ XO2)
ØZop	Depende del Øt pupilar
Øt	Depende del ØZop, configuración palpebral, Depende del Øt de iris visible y radios corneales

Tabla 2: Parámetros lentes EP

Las lentes de contacto Bias:

Tienen un diseño con una zona óptica esférica o tórica y dos bandas periféricas asféricas. Está indicada para córneas con excentricidades bajas, medias o altas.

- e baja < 30
- e media de 0.35 a 0.55
- e alta > 0.55

Bias S:

Está indicada cuando el astigmatismo refractivo y corneal son bajos, entre 0 – 2 dioptrías. El fluorograma ideal es una lente ligeramente cerrada en la zona central, paralela en la zona intermedia y con un buen levantamiento de borde en la periferia.

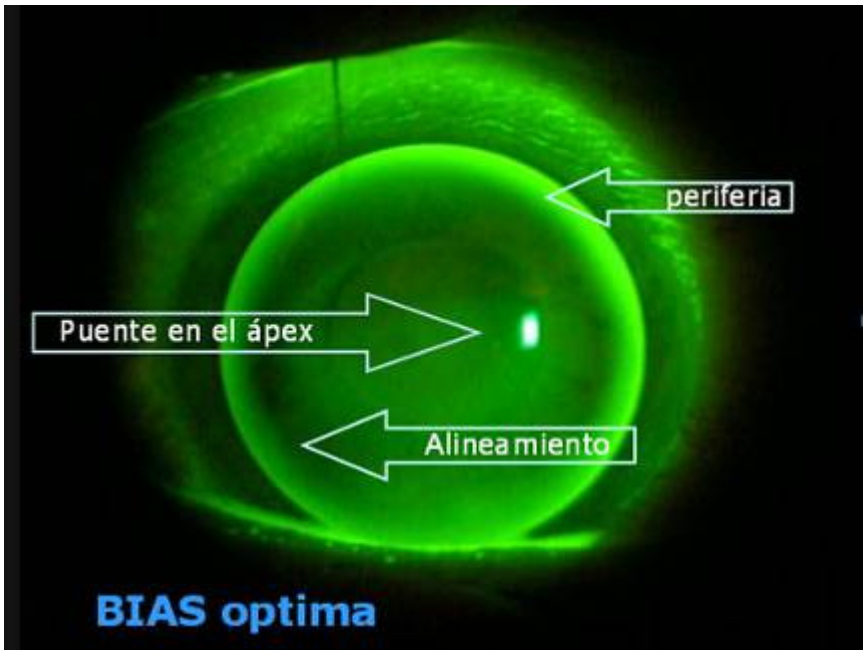


Imagen 6: Fluorograma de Bias en adaptación óptima
Imagen cedida por los laboratorios Conóptica

Parámetros disponibles y materiales	
Potencia	-30.00 a +30.00 (en pasos de 0.25D)
Radio	6.50mm a 10.00mm (en pasos de 0.05mm)
Diámetro	Diámetro 7.00mm a 12.20mm (en pasos de 0.10mm)
Materiales	BOSTON (ES/ EQ/ EO/ XO/ XO2)
Prisma	0.75∇ a 3∇ (en pasos de 0.25)
VOZ	Øzop externa reducido
MTZ	Bordes más gruesos en lentes positivas

Tabla 3: Parámetros lentes Bias S

Bias BT (Bitórica):

Está indicada cuando el astigmatismo corneal ≥2.00 dioptrías:

- La lente Bias BT tiene un diseño biasférico y toro interno y externo.

Parámetros disponibles y materiales	
Potencia	-30.00 a +30.00 (en pasos de 0.25D)
Radio	6.50mm a 10.00mm (en pasos de 0.05mm)
Diámetro	Diámetro 7.00mm a 12.20mm (en pasos de 0.10mm)
Materiales	BOSTON (ES/ EQ/ EO/ XO/ XO2)
Prisma	0.75∇ a 3∇ (en pasos de 0.25)
VOZ	Øzop externa reducido
MTZ	Bordes más gruesos en lentes positivas
Diferencia Ro-R1	0.30 hasta 2.00mm (en pasos de 0.05mm)

Tabla 4: Parámetros lentes Bias BT

4.6. Materiales de las lentes adaptadas

Los materiales BOSTON han pasado por un proceso de evolución en el cual han ido aumentando su permeabilidad al oxígeno, manteniendo una buena humectación y resistencia a los depósitos. Aumento de la estabilidad y durabilidad sin comprometer la fisiología de la córnea. La introducción de los F-A/S (Flúor Acrilatos de Silicona) han permitido aumentar el paso de oxígeno a través de la lente, minimizando el contenido en silicona.

MATERIALES	ES	EQ	EO	XO	XO2
Permeabilidad (ISO/FATT)	18	47	58	100	141
Dureza Rockwell R	118	117	114	112	100
Dureza Shore D	85	82	83	81	78
Índice refractivo	1.443	1.439	1.429	1.415	1.424
Módulo (MPa)	1900	1600	1600	1500	1160
Rigidez	3.4	2.8	2.6	2.6	2.7
Contenido silicona	5-7%	14%	5-6%	8-9%	12-13%
Gravedad específica	1.22	1.4	1.23	1.27	1.19

Tabla 5: Características de los materiales

Permeabilidad: permeabilidad del material en una solución similar a la lágrima (ISO/FATT): Dk coeficiente de difusión del gas x solubilidad del gas en ese material.

Dureza Rockwell y dureza Shore D: nos determinan la resistencia al rayado, a mayor dureza mayor vida de la lente.

Índice refractivo: coeficiente entre la velocidad de la luz en aire y en lo material.

Módulo (MPa): resistencia a la flexión, a mayor resistencia a la flexión mejor corrección en astigmatismos corneales y menor riesgo de astigmatismos inducidos por la propia lente.

Rigidez: resistencia a la rotura por flexión (fragilidad).

Contenido en silicona: cuanto mayor contenido de silicona menor humectabilidad.

Gravedad específica: es la relación entre el peso del material y el peso del mismo volumen en agua destilada a 4ºC. A mayor gravedad específica mayor peso.

5. POSIBLES FACTORES QUE INFLUYEN EN LA ADAPTACIÓN

5.1 Lágrima

La película lagrimal contribuye a las propiedades ópticas oculares dando homogeneidad a la superficie corneal.

La película lagrimal está formada por tres capas:

Figura 13: Representación esquemática de la película lagrimal

- La capa externa o lipídica que es la capa más superficial y la que se encuentra en contacto con el aire. Está segregada por las glándulas de Meibomio que están ubicadas en la raíz de las pestañas y es la encargada de retardar la evaporación de la lágrima.
- La capa intermedia o acuosa está formada por sales, electrolitos y proteínas y un 98% de agua, producida por las glándulas lagrimales principales y accesorias.
- La capa interna o de mucina es la que conecta la película lagrimal con la superficie ocular y está producida por las células caliciformes que se encuentran en la conjuntiva.

La película lagrimal es la fuente principal de aporte de oxígeno a la córnea, actúa como lubricante entre los párpados y la superficie ocular y es un factor determinante en usuarios de lentes de contacto.

Medida del menisco lagrimal es una prueba, no invasiva, cuantitativa que sirve de guía para estimar el volumen lagrimal. El mayor volumen de lágrima en cualquier momento está en el menisco lagrimal y lo observamos a lo largo del borde palpebral

inferior. En pacientes con déficit de lágrima encontraremos un menisco reducido y no continuo del lado nasal al temporal. La norma es 0.3-0.6 mm.

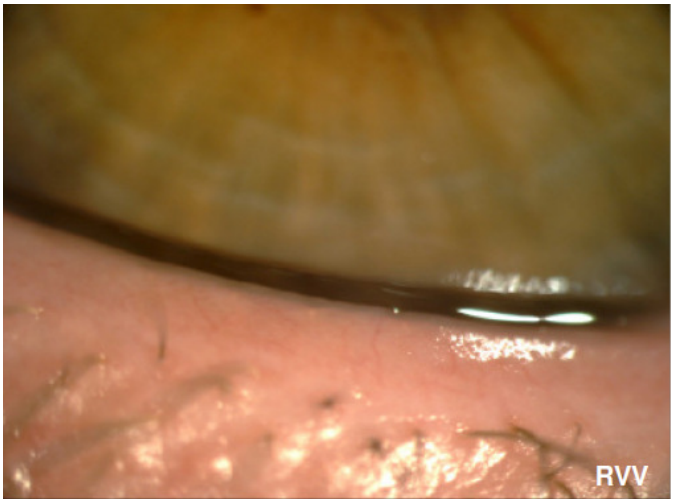


Imagen 7: Menisco lagrimal

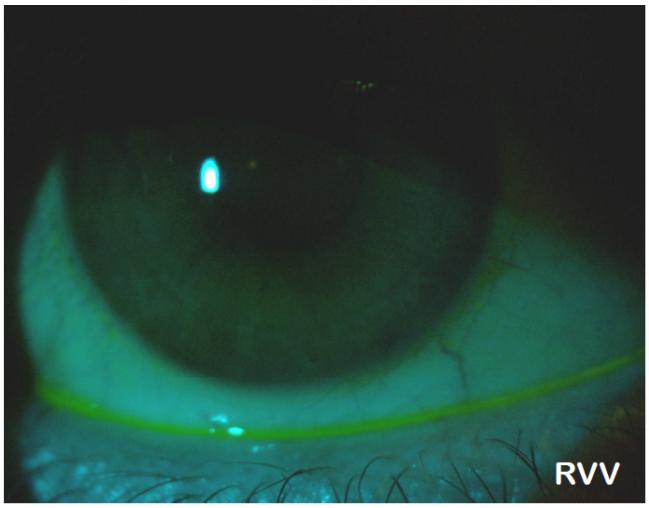


Imagen 8: Menisco lagrimal con fluoresceína

Tiempo de rotura de lágrima (Break up time o BUT), es una prueba cuantitativa, que consiste en la instilación de fluoresceína sódica en el ojo y, tras realizar un parpadeo, se mide el tiempo que tardan en aparecer zonas oscuras. Es útil para saber la estabilidad de la película lagrimal, principalmente cuando existe déficit de lípidos que generan inestabilidad lagrimal. La norma del BUT es de 10 segundos, por debajo de 10 segundos hay problemas de estabilidad de la película lagrimal.

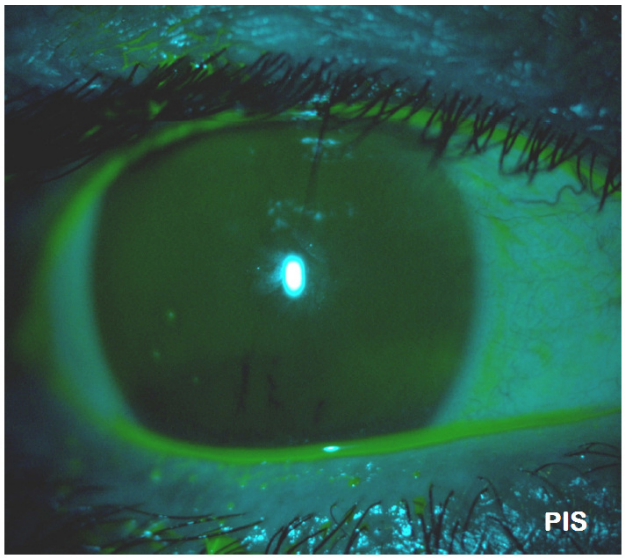


Imagen 9: Tiempo de ruptura lágrima

5.2 Posición de los párpados

La posición del párpado superior se ha valorado mediante el biomicroscopio ocular y se ha descrito utilizando el círculo horario de 10h a 14 h.

En la mayoría de los pacientes tenemos una adaptación intrapalpebral y en algunos casos con aperturas palpebrales pequeñas.

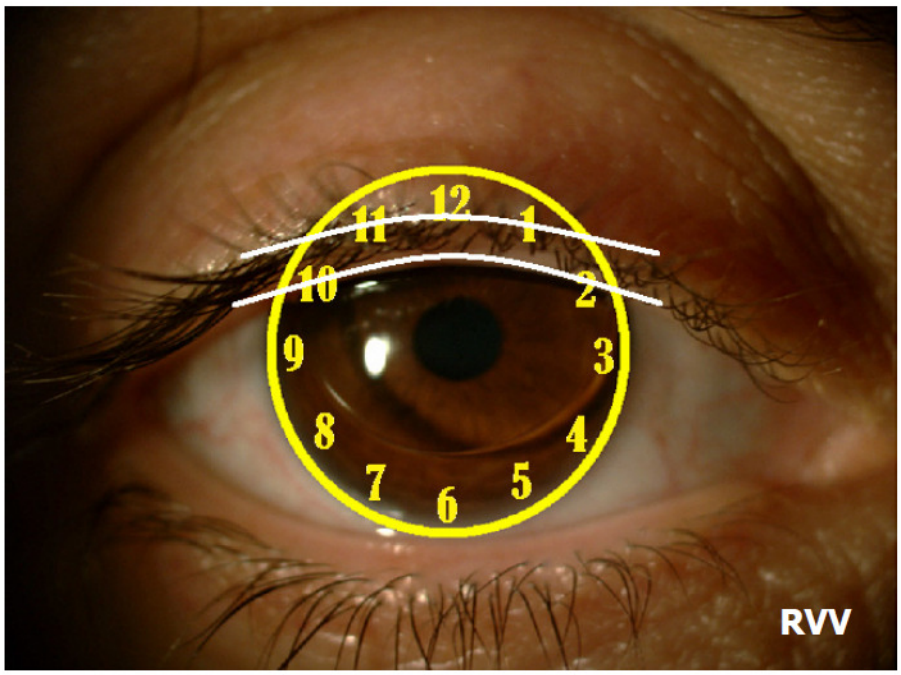


Imagen 10: Posición de los párpados

5.3 Tensión palpebral

La rigidez palpebral es de gran importancia en la adaptación de lentes gas permeables ya que nos influye en el comportamiento de la lente de contacto, en la alineación de la lente de contacto con la córnea y en el buen centrado. Los párpados son los responsables de la rotación de la lente de contacto. En el caso de una lente tórica influyen en el giro y la estabilización de la misma, para minimizar este efecto de los parpados sobre la lente de contacto es necesario disminuir el diámetro total de la lente, hacer un retoque para que los bordes sean más finos o aumentar su peso.

No existe un método objetivo para medir la tensión o fuerza del párpado superior. Se debe valorar de manera subjetiva, determinando la fuerza que se ejerce al hacer la eversión del párpado, clasificándola de poco tenso 0 a muy tenso 5.

5.4 Frecuencia de parpadeo

El parpadeo barre la superficie del ojo y, al abrir los ojos, repone la película lagrimal. Se realiza alrededor de unas 10 veces por minuto. Cuando fijamos la vista, en una lectura prolongada o en el uso de videoterminales, el parpadeo puede disminuir hasta 3-4 veces por minuto provocando molestias como la fatiga debido a la sequedad ocular.

5.5 Parpadeo completo o incompleto

La calidad del parpadeo tiene influencia en la calidad de la adaptación y es un factor determinante para la estabilidad de la película lagrimal. Se debe valorar si es completo o incompleto.

Se debe observar al paciente desde el momento en que entra en el gabinete para ver si en situación normal su parpadeo es completo o incompleto y, además, se le debe pedir que parpadee varias veces para confirmar el tipo de parpadeo. Debemos tener en cuenta que a veces el parpadeo consciente es completo.

Para mejorar la calidad del parpadeo se recomienda enseñar al paciente a parpadear, que aprenda a cerrar bien el párpado de manera que el párpado superior entre en contacto con el inferior. Se recomienda hacer ejercicios para mejorar la calidad del parpadeo, abrir y cerrar el párpado unas 20 veces sin las lentes de contacto, marcando un ritmo con los dedos o el pie.

6. RESULTADOS

6.1 Datos demográficos de los pacientes

- La edad del paciente:
  Promedio 39.9 años
  Desviación estándar 14.1

- Estado refractivo:

Estado refractivo	Ojos	%
Miopes ≤ -6.00 D	12	42.86
Miopes > -6.00 D	14	50.00
Hipermétropes ≤ 2.00 D	2	7.15
Hipermétropes > 2.00 D	0	0.00
Astigmatismo ≤ 2.00 D	15	53.58
Astigmatismo > 2.00 D	3	10.72

Tabla 6: Estado refractivo

Otros datos demográficos de nuestro grupo muestral incluyen:

- Diámetro corneal:

  Promedio 12.1mm
  Desviación estándar 0.3mm

- Excentricidad corneal:

  Promedio 0.41
  Desviación estándar 0.17

- Menisco lagrimal:

  Promedio 0.4mm
  Desviación estándar 0.1mm

- BUT:

  Promedio 9.8s
  Desviación estándar 1.7s

6.2 Datos de las lentes adaptadas

Material	Permeabilidad	Ojos	%
B-ES	18	14	50.00
B-EO	58	8	28.58
B-XO	100	6	21.45

Tabla 7: Datos de las lentes adaptadas

6.3 Evaluación de los cambios entre la lente propuesta por el módulo de adaptación y la adaptación real

- Radio: se ha considerado 1 paso el cambio de 0.05mm entre la lente propuesta y la lente definitiva:

  Promedio 1.0
  Desviación estándar 1.1

- Diámetro: se ha considerado 1 paso el cambio de 0.20mm entre la lente propuesta y la lente definitiva:

  Promedio 0.3
  Desviación estándar 0.5

- Cambios totales: suma de los cambios de radio y de diámetro que se han realizado:

  Promedio 1.3
  Desviación estándar 1.2

6.4 Descripción del análisis estadístico

Los test estadísticos utilizados han sido no paramétricos, dado que los datos no permitían el análisis paramétrico, por tratarse de datos ordinales (en escala de gradación) o, en el caso de los datos del menisco lagrimal y del BUT, por no seguir un patrón de distribución normal según el test de Kolmogorov-Smirov.

Se valoró la influencia, del número de cambios efectuados sobre la adaptación propuesta por el módulo de adaptación con respecto a la adaptación real definitiva, de una serie de factores: posición y tensión palpebral, parpadeo completo o incompleto y volumen o cantidad (medida de la altura del menisco) y calidad (BUT) lagrimal. Se utilizó el test de correlación de Spearman's rho para estudiar la asociación entre la posición y tensión de los párpados y el número de cambios del parámetro radio y del parámetro diámetro, así como la asociación entre las características de la película lagrimal y los cambios en radio y diámetro. Igualmente, utilizamos el test de Mann-Whitney para determinar la influencia del tipo de parpadeo en el número de cambios en radio y diámetro, es decir, para averiguar si el parpadeo completo provocaba más, o menos, cambios que el incompleto, o si, por el contrario, la influencia del mismo era estadísticamente no significativa. Finalmente, y aunque no es objetivo del estudio, también evaluamos la relación entre los dos test de lágrima utilizados, la medida del menisco y el BUT, con el test de correlación de Spearman's rho. En todos los casos se consideró como estadísticamente significativo cualquier valor de p menor de 0.05.

6.5 Descripción de los resultados del análisis estadístico

Del análisis estadístico se desprenden los siguientes resultados:

1. Existe una correlación positiva entre la posición de los párpados y el número de cambios en el parámetro radio (rho = 0.436; p =0.020), es decir, a párpados más abiertos, mayor número de cambios en radio.

En el caso del diámetro ocurre algo parecido, si bien la dirección de la correlación se invierte, con menor número de cambios en los casos de los párpados en posición de mayor apertura palpebral (rho = -0.398; p =0.036).

			Cambios R	Po (1 cerrado a 3 obierto)
Spearman's rho	Cambios R	Correlation Coefficient	1,000	,436*
		Sig. (2-tailed)	.	,020
		N	28	28
	Po (1 cerradot a 3 obierto)	Correlation Coefficient	,436*	1,000
		Sig. (2-tailed)	,020	.
		N	28	28

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Tabla 8: Cambios de radio

			Po (1 cerrado a 3 obierto)	Cambios Øt
Spearman's rho	Po (1 cerrado a 3 abierto)	Correlation Coefficient	1,000	-,398*
		Sig. (2-tailed)	.	,036
		N	28	28
	Cambios Øt	Correlation Coefficient	-,398*	1,000
		Sig. (2-tailed)	,036	.
		N	28	28

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Tabla 9: Cambios de diámetro

2. La tensión palpebral y el número de cambios en radio y diámetro no presentan ninguna relación estadísticamente significativa.

			Cambios R	T
Spearman's rho	Cambios R	Correlation Coefficient	1,000	-,118
		Sig. (2-tailed)	.	,549
		N	28	28
	T	Correlation Coefficient	-,118	1,000
		Sig. (2-tailed)	,549	.
		N	28	28

Tabla 10: Tensión palpebral y radio

			T	Cambios Øt
Spearman's rho	T	Correlation Coefficient	1,000	-,231
		Sig. (2-tailed)	.	,236
		N	28	28
	Cambios Øt	Correlation Coefficient	-,231	1,000
		Sig. (2-tailed)	,236	.
		N	28	28

Tabla 11: Tensión palpebral y diámetro

3. Tampoco se encontró ninguna diferencia entre parpadeo completo e incompleto

	Cambios R
Mann-Whitney U	74,500
Wilcoxon W	129,500
Z	-,785
Asymp. Sig. (2-tailed)	,433
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,464[a]

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: C1 / I0

Tabla 12: Tipo de parpadeo (C / I) y radio

	Cambios Øt
Mann-Whitney U	68,500
Wilcoxon W	123,500
Z	-1,367
Asymp. Sig. (2-tailed)	,172
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,308[a]

a. Not corrected for ties.

b. Grouping Variable: C1 / I0

Tabla 13: Tipo de parpadeo (C / I) y diámetro

4. No aparece ninguna relación entre la altura del menisco lagrimal y el número de cambios en el parámetro radio, pero, de forma muy interesante, nos aparece una relación positiva y estadísticamente significativa entre la altura del menisco y el número de cambios en diámetro (rho = 0.435; p = 0.021).

			Cambios R	Men
Spearman's rho	Cambios R	Correlation Coefficient	1,000	-,116
		Sig. (2-tailed)	.	,556
		N	28	28
	Men	Correlation Coefficient	-,116	1,000
		Sig. (2-tailed)	,556	.
		N	28	28

Tabla 14: Altura de menisco lagrimal y cambios de radio

			Men	Cambios Øt
Spearman's rho	Men	Correlation Coefficient	1,000	,435*
		Sig. (2-tailed)	.	,021
		N	28	28
	Cambios Øt	Correlation Coefficient	,435*	1,000
		Sig. (2-tailed)	,021	.
		N	28	28

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Tabla 15: Altura de menisco lagrimal y cambios de diámetro

5. El mismo análisis estadístico no reveló ninguna diferencia estadística significativa entre la calidad lagrimal, evaluada con el BUT, y el número de cambios en el radio o el diámetro.

			Cambios R	BUT
Spearman's rho	Cambios R	Correlation Coefficient	1,000	-,158
		Sig. (2-tailed)	.	,422
		N	28	28
	BUT	Correlation Coefficient	-,158	1,000
		Sig. (2-tailed)	,422	.
		N	28	28

Tabla 16: BUT y cambios de radio

			BUT	Cambios Øt
Spearman's rho	BUT	Correlation Coefficient	1,000	,202
		Sig. (2-tailed)	.	,302
		N	28	28
	Cambios Øt	Correlation Coefficient	,202	1,000
		Sig. (2-tailed)	,302	.
		N	28	28

Tabla 17: BUT y cambios de diámetro

Es interesante indicar que, aunque no era objetivo de nuestro estudio, el volumen y la calidad lagrimal revelaron una correlación positiva y estadísticamente significativa, si bien no muy fuerte (rho = 0.442; p = 0.19).

			Men	BUT
Spearman's rho	Men	Correlation Coefficient	1,000	,442*
		Sig. (2-tailed)	.	,019
		N	28	28
	BUT	Correlation Coefficient	,442*	1,000
		Sig. (2-tailed)	,019	.
		N	28	28

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed).

Tabla 18: Relación estadística menisco-BUT

Finalmente, evaluamos el posible efecto de la excentricidad corneal en la fiabilidad de la adaptación teórica de una lente de contacto mediante el módulo de adaptación. El test de correlación de Spearman's rho no consideró, en ningún caso, como estadísticamente significativa la relación entre el número de cambios en radio o diámetro para conseguir la adaptación real definitiva y el factor de excentricidad corneal.

			e	Cambios R
Spearman's rho	e	Correlation Coefficient	1,000	-,181
		Sig. (2-tailed)	.	,356
		N	28	28
	Cambios R	Correlation Coefficient	-,181	1,000
		Sig. (2-tailed)	,356	.
		N	28	28

Tabla 19: Efecto de la excentricidad y radio

			e	Cambios Øt
Spearman's rho	E	Correlation Coefficient	1,000	,071
		Sig. (2-tailed)	.	,718
		N	28	28
	Cambios Øt	Correlation Coefficient	,071	1,000
		Sig. (2-tailed)	,718	.
		N	28	28

Tabla 20: Efecto de la excentricidad y diámetro

7. DISCUSIÓN

Podríamos concluir que la posición más cerrada de los párpados conduce a adaptaciones en su mayoría intrapalpebrales, que requieren mayor número de cambios de radio, pero no de diámetro, para alcanzar una adaptación ideal en movimiento y centrado.

La disminución del diámetro total de la lente de contacto la podemos atribuir a que al tratarse de una adaptación intrapalpebral, la lente de contacto queda por debajo del párpado superior ligeramente desplazada hacia arriba en posición primaria de mirada. Se ha disminuido el diámetro de la lente para que la lente de contacto quede más centrada pero a pesar del cambio no ha sido posible pasar a una adaptación interpalpebral, considerando la opción intrapalpebral como suficientemente correcta.

La relación estadísticamente significativa hallada entre el número de cambios en el parámetro del diámetro y la medición de la altura del menisco lagrimal, con mayor número de cambios en los pacientes con mayor volumen lagrimal, no ha sido tratada, a nuestro conocer, en la literatura. Podríamos pensar que, al existir un exceso de lágrima, la lente de contacto pierde una cierta estabilidad, que requiere ser ajustada mediante uno o varios cambios de diámetro. De todas formas, esta explicación probablemente es insuficiente y parcial, y requeriría de estudios posteriores.

La ligera asociación hallada entre BUT y altura de menisco pone de manifiesto la íntima relación existente entre volumen y calidad de lágrima, si bien la literatura presenta múltiples casos en los que los distintos test de lágrima ofrecen resultados muy dispares y nada congruentes.

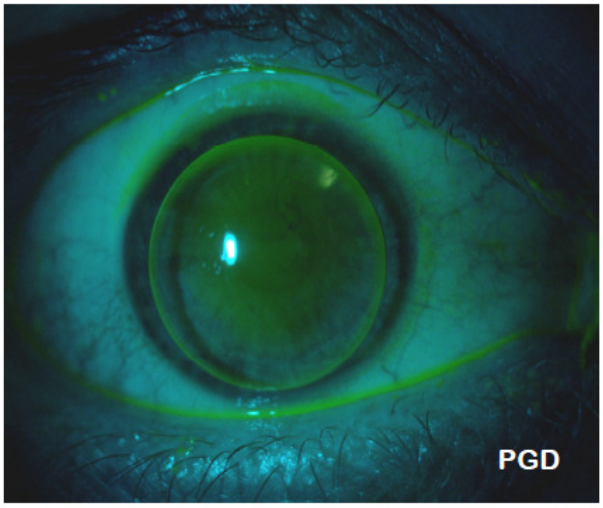
Cuando el intercambio lagrimal no es óptimo nos podemos encontrar con burbujas atrapadas entre la lente y la córnea que permanecen con el parpadeo. Esto suele suceder porque la lente queda ligeramente cerrada y se puede solucionar mejorando el levantamiento axial de borde de la lente de contacto.

Las tinciones, a las 3 y a las 9, son uno de los signos clínicos más frecuentes y pueden estar provocadas tanto por una lente cerrada como por una lente abierta. En una lente cerrada el espesor del menisco lagrimal en esas zonas es mínimo, por lo que la oxigenación se ve comprometida y aparecen las tinciones. Se debe abrir la lente.

En una lente abierta hay un excesivo levantamiento axial de borde a las 3 y a las 9, en las que se acumula mucha lágrima, lo que hace que las zonas adyacentes se queden más resecas por efecto del menisco. En esta situación, cuando se parpadea, el borde del párpado no llega bien debido a la excesiva distancia entre el borde de la lente y la córnea, quedando zonas por humectar en las que aparecen teñidos. Se deberá cerrar la lente o disminuir el diámetro, o hacer ambas cosas. Las tinciones a las 3 y a las 9 no aparecen inmediatamente tras la adaptación, por lo que, de ocurrir y requerir futuros cambios de radio o diámetro, estaríamos ya fuera de los objetivos del presente estudio.

Sí que se pone de manifiesto, al poco tiempo de ponerse las lentes, la hiperemia de la conjuntiva bulbar, que puede ser debida a que la lente esté ligeramente cerrada y, por tanto hay mala oxigenación corneal. Se debe hacer un fluorograma para confirmar si se debe abrir la lente o adaptar una lente que tenga una mayor permeabilidad. Si la hiperemia va acompañada de molestias al parpadear y lagrimeo, es posible que en el fluorograma nos encontremos ante una lente abierta.

Si el paciente presenta molestias según va utilizando las lentes más horas, es posible que la lente esté cerrada y nos provoque una hipoxia que puede desencadenar en un edema corneal. Se deberá valorar el fluorograma dinámico y hacer los cambios necesarios a la lente de contacto.



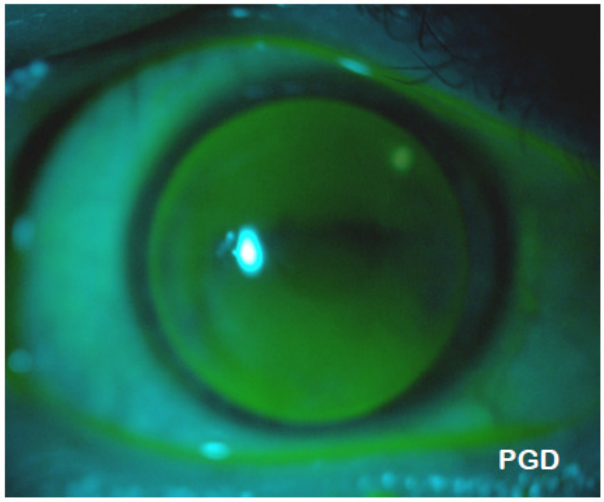


Imagen 11: Lente Bias S cerrada

Imagen 12: Lente Bias S abierta

La sequedad ocular es otro síntoma que puede manifestar nuestro paciente. Va ligado al déficit de parpadeo del paciente y a que presente una escasa producción de lágrima, o una mala calidad de la misma o ambas cosas a la vez.

El parpadeo debe ser completo para remover suficientemente la lágrima de la interfase lágrima córnea. Si no es así la lágrima se evapora y aparecen zonas secas en la conjuntiva y en la córnea, lo que origina tinciones en la zona inferior de la córnea y en la conjuntiva que son debidas a exposición de la superficie corneal o conjuntival a la atmósfera. Con un aumento de la frecuencia de parpadeo la sequedad ocular tiende a disminuir. Se recomienda ejercicios de parpadeo para aumentar su frecuencia y si es necesaria utilizar lágrima artificial.

Si el párpado superior es muy tenso, cuando el paciente parpadee va a imprimir un movimiento vertical excesivo a la lente, debido al arrastre del párpado sobre la lente. Este aumento de movimiento va a incomodar al paciente y puede causar una intolerancia a la lente de contacto. Por el contrario cuando se trata párpado hipotenso el movimiento de la lente es mínimo, lo que puede provocar intolerancia y adherencias de la lente a la córnea. La situación ideal sería que existiera una tensión palpebral que provocara un movimiento correcto de la lente de contacto.

La frecuencia y calidad del parpadeo pueden ser una contraindicación absoluta en la adaptación de lentes de contacto gas permeables. Un parpadeo defectuoso tanto en cantidad como en calidad condiciona en gran medida el éxito de la adaptación.

Cuando existe un parpadeo deficiente en cantidad, la lente de contacto va a tener una tendencia a crear adherencia con la cornea y a resecarse mucho más, con lo que la sensación de cuerpo extraño aumenta y se produce hipoxia corneal debido al escaso intercambio lagrimal entre la lente y la córnea. Cuando la cantidad de parpadeo es excesivo encontraremos inestabilidad de visión debido a que la lente no se estabiliza. Este parpadeo excesivo hace que la lente no se coloque en posición correcta, lo que provoca una falta de comodidad derivada del movimiento continuo de la lente y además aumenta las posibilidades de que la lente se descentre provocando que la visón no sea óptima.

En cuanto a la calidad del parpadeo podemos decir que la situación ideal es que fuera completo. Cuando nos encontramos con un parpadeo incompleto se nos pueden presentar problemas de descentrado inferior de la lente debido a que el párpado superior empuja la lente hacia abajo al parpadear. Al no llegar hasta abajo, cuando abre el ojo, no vuelve a subir la lente hacia arriba por lo que la lente queda descolgada y nos encontramos con que la lente es más incomoda que en un posicionamiento ligeramente superior.

En el parpadeo incompleto, el párpado superior no entra en contacto con el inferior y no pasa por encima de toda la lente sino sólo una parte. La lente no se limpia por completo con lo que hace que aumente la posibilidad de aparición de depósitos en la mitad inferior de la lente.

Se ha de tener en cuenta que la primera vez que un paciente se coloca la lente de contacto gas permeable, se produce en el ojo una sensación de cuerpo extraño que conlleva un aumento incontrolado y espasmódico del parpadeo. Una vez finalizada la adaptación, aproximadamente al mes, la mirada y el parpadeo

deben ser normales, y el paciente no debe manifestar ninguna sensación de cuerpo extraño.

La cantidad y la calidad de la lágrima son importantes en cualquier adaptación de lentes de contacto. Cuando se trata de lentes gas permeables, estas van a condicionar la cantidad del parpadeo y el intercambio lagrimal, y por consiguiente la oxigenación corneal.

La película lagrimal se ve alterada por el hecho de insertar una lente de contacto gas permeable en el ojo y debido a esto es importante saber las características estructurales de la película lagrimal.

Todos estos factores no los tiene en cuenta el módulo de adaptación de lentes de contacto del topógrafo corneal, lo que suele conducir a cambios frecuentes en radio y en diámetro entre la lente propuesta por el módulo y la lente definitiva que se adapta al paciente. La mayoría de estos cambios, como se observa, se producen en el momento mismo de la primera adaptación, si bien no son raras las ocasiones en las que se debe ajustar la adaptación *a posteriori*, debido a la aparición de un teñido a las 3 y a las 9 o a una alteración en tipo o frecuencia de parpadeo ocasionada por la propia adaptación y que, por lo tanto, no era predecible inicialmente.

8. CONCLUSIÓN

Nuestro estudio tenía por objetivo determinar los principales factores que gobiernan una adaptación real de lentes gas permeable realizada a partir de una lente hipotética proporcionada por el módulo de adaptación del topógrafo corneal. Como tal, no podemos ratificar si es más efectiva una adaptación a partir del topógrafo, comparada con el método empírico usado tradicionalmente, basándose en el conocimiento de la esfericidad corneal que nos da la topografía y las simulaciones del fluorograma. Para ello sería necesario comparar una adaptación real y una adaptación hipotética, partiendo ambas de cero. En nuestro caso, la adaptación real tiene como punto de partida la lente hipotética propuesta por el instrumento.

Como vemos, la posición de los párpados es el factor principal que nos afectará la adaptación propuesta por el topógrafo con cambios en radio y en diámetro. De confirmarse estos resultados en un estudio de mayor envergadura, basado en una gran diversidad de topógrafos y de diseños de lentes de contacto, sería interesante introducir sobre la adaptación propuesta por el módulo, una vez establecida la relación exacta entre posición de los párpados y cambios en diámetro y radio, algún tipo de factor de corrección basado en la posición de los párpados para que la lente hipotética propuesta por el instrumento ya tuviera en cuenta este factor.

9. BIBLIOGRAFÍA

1. Tseng Scheffer CG. Visión integrada y nuevas perspectivas de las enfermedades lagrimales y de superficie ocular. Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología. 1999; 1.

2. Evardson WT, Douthwaite WA. Contact lens back surface specification derived from the EyeSys videokeratoscope. Contact Lens Anterior Eye. 1999; 22: 76-82.

3. Szczotka LB. Clinical evaluation of a topographically based contact lens fitting software. Optom Vis Sci. 1997; 74:14-19.

4. Szczotka LB, Capretta DM, Lass JH. Clinical evaluation of a computerized topography software method for fitting rigid gas permeable contact lenses. CLAO J. 1994; 20: 231-236.

5. Nosch DS, Ong GL, Mavrikakis I, Morris J. The application of a computerised videokeratography (CVK) based contact lens fitting software programme on irregularly shaped corneal surfaces. Contact Lens Anterior Eye. 2007; 30: 239-248.

6. Donshik PC, Reisner DS, Luistro AE. The use of computerized videokeratography as an aid in fitting rigid gas permeable contact lenses. Trans Am Ophthalmol Soc. 1996; 94: 135-145.

7. Bhatoa NS, Hau S, Ehrlich DP. A comparison of a topography-based rigid gas permeable contact lens design with a conventionally fitted lens in patients with keratoconus. Contact Lens Anterior Eye. 2010; 33:128-135.

8. Sorbara L, Dalton K. The use of video-keratoscopy in predicting contact lens parameters for keratoconic fitting. Contact Lens Anterior Eye. 2010; 33: 112-118.

9. Pilar Rojo Badenas. Adaptación de lentes de contacto GP bitóricas. A propósito de un caso. Gaceta Óptica 2009; 442: 18-22.

10. Steele C, Davidson J. Contact lens fitting post-laser-in situ keratomileusis (LASIK). Contact Lens Anterior Eye. 2007; 30: 84-93 .

11. van der Worp E, de Brabander J, Lubberman B, Marin G, Hendrikse F. Optimising RGP lens fitting in normal eyes using 3D topographic data. Contact Lens Anterior Eye. 2002; 25: 95-99.

10. MANUALES

1. Oculus. Topógrafo Oculus Easygraph. Manual de instrucciones.

2. Laboratorio Conóptica Guía de productos 2010.

11. ANEXOS

	Edad	Rx	Øcornea	Grados	R (mm)	e	R módulo	R real	Øt Módulo	Øt real
1	48	75º-2,50-3,00	12,40	38º	7,85 / 7,62	0,18	7,85	7,90	9,60	9,60
2	48	-2,50	12,60	156º	7,94 / 7,10	0,36	8,00	7,90	9,60	9,60
3	33	90º-1,25-5,50	12,00	76º	7,77 / 7,64	0,46	7,80	7,80	9,60	9,60
4	33	105º-1,50-7,75	12,00	97º	7,59 / 7,80	0,41	7,80	7,70	9,60	9,60
5	41	90º-0,50-11,00	12,40	163ª	8,05 / 7,94	0,01	8,05	8,10	9,60	9,60
6	41	70º-0,75-11,50	12,00	64ª	8,01 / 7,90	0,14	8,20	8,05	9,60	9,60
7	71	170º-3,00-20,00	11,50	12º	7,09 / 6,80	0,43	7,15	7,35	9,60	9,60
8	71	180º-2,00-20,00	11,50	162º	7,10 / 6,73	0,6	7,20	7,35	9,60	9,60
9	13	175º-0,50-7,00	12,60	179º	7,94 / 7,82	0,4	7,95	7,90	10,00	9,60
10	13	170º-0,75-7,25	12,70	175º	7,89 / 7,69	0,45	7,95	7,90	10,40	9,60
11	37	-2,25	12,10	162º	8,02 /7,90	0,48	8,00	8,00	9,60	9,60
12	37	170º-2,00-3,25	12,10	175º	7,95 / 7,68	0,44	8,00	8,00	9,60	9,60
13	37	-6,75	12,20	40º	7,72 / 7,71	0,44	7,90	7,80	9,60	9,60
14	37	-5,25	12,30	5º	7,86 / 7,76	0,15	7,85	7,90	9,60	9,60
15	20	-2,50	12,10	3º	7,74 / 7,67	0,16	7,75	7,75	9,80	9,80
16	20	-2,50	11,50	177º	7,50 / 7,32		7,75	7,75	9,60	9,80
17	53	-14,50	11,60	10º	7,73 / 7,61	0,43	7,75	7,70	9,60	9,60
18	53	-13,50	11,60	150º	7,74 / 7,61	0,37	7,75	7,75	9,60	9,60
19	39	40º-0,50-6,00	12,30	55º	7,65 / 7,76	0,6	7,70	7,70	9,60	9,60
20	39	105º-1,00-6,00	12,20	105º	7,51 / 7,65	0,57	7,70	7,70	9,60	9,60
21	56	-13,00	12,00	167º	8,01 / 7,65	0,46	8,10	8,00	9,60	9,60
22	56	-1,25	12,00	7,5º	7,75 / 7,51	0,22	7,70	7,80	9,60	9,60
23	36	105º -2,00+1,50	12,00	113º	7,76 / 8,21	0,79	7,95 /8,40	7,90/8,40	9,60	9,60
24	36	90º -2,50+2,50	12,50	49º	7,88 / 8,38	0,66	7,95 /8,40	7,95/8,40	9,60	9,60
25	40	10º-1,00-7,50	12,20	9º	7,83 / 7,70	0,51	7,95	7,85	9,60	9,80
26	40	170º-0,75-6,00	12,10	5º	7,80 / 7,71	0,5	7,80	7,80	9,60	9,80
27	34	180º-0,75-12,00	12,40	10º	8,25 / 7,96	0,45	8,25	8,25	10,00	9,80
28	34	135º-1,50-13,00	12,40	150º	8,27 / 7,91	0,39	8,25	8,25	10,00	9,80
		Promedios								
	39,9		12,1			0,41				

		SD								
	14,1		0,3			0,17				

		Rango
	13 a 56	

	Cambios R	Cambios Øt	Cambios Total	Parpados (1 cerrado a 3 abierto)	T	Completo Incompleto (0/1)	Menisco	BUT	Tipo LC	Material
1	1	0	1	3	3	0	0,6	11	EP	B.EO
2	2	0	2	3	3	0	0,6	11	EP	B.EO
3	0	0	0	3	4	1	0,4	10	BIAS-S	B-EO
4	2	0	2	3	4	1	0,4	10	BIAS-S	B.EO
5	1	0	1	3	5	0	0,5	10	EP	B-EO
6	3	0	3	3	5	0	0,5	10	EP	B.EO
7	4	0	4	2	2	1	0,3	7	EP	B-ES
8	3	0	3	2	2	1	0,3	7	EP	B-ES
9	1	1	2	2	3	1	0,5	12	BIAS-S	B-XO
10	1	2	3	2	3	1	0,5	12	BIAS-S	B-XO
11	0	0	0	2	4	1	0,4	12	BIAS-S	B-XO
12	0	0	0	2	4	1	0,4	12	BIAS-S	B-XO
13	2	0	2	3	3	1	0,4	10	BIAS-S	B-ES
14	1	0	1	3	3	1	0,4	10	BIAS-S	B-ES
15	0	0	0	2	3	0	0,5	13	BIAS-S	B-XO
16	0	1	1	2	3	0	0,5	12	BIAS-S	B-XO
17	1	0	1	2	4	1	0,4	9	BIAS-S	B-ES
18	0	0	0	2	4	1	0,2	9	BIAS-S	B-ES
19	0	0	0	1	2	0	0,2	9	BIAS-S	B-EO
20	0	0	0	1	2	0	0,4	9	BIAS-S	B.EO
21	2	0	2	3	3	1	0,4	9	EP	B-EO
22	2	0	2	3	3	1	0,3	9	EP	B.EO
23	1	0	1	3	4	0	0,4	7	BIAS-BT	B-EO
24	0	0	0	3	4	0	0,4	7	BIAS-S	B.EO
25	2	1	3	2	3	1	0,4	10	BIAS-S	B-EO
26	0	1	1	2	3	1	0,4	10	BIAS-S	B.EO
27	0	1	1	2	3	1	0,6	8	BIAS-S	B-ES
28	0	1	1	2	3	1	0,6	8	BIAS-S	B-ES
	1,0	0,3	1,3				0,4	9,8		

	1,1	0,5	1,2				0,1	1,7		