

UNIVERSITAT DE VALÈNCIA

Facultad de Física

Departamento de Óptica, Optometría y Ciencias de la Visión



Estudios de Doctorado:

Optometría y Ciencias de la Visión

Tesis Doctoral

**LENTES DE CONTACTO PERMEABLES AL GAS
CORNEO-ESCLERALES DE ALTO DK
EN LA REHABILITACIÓN VISUAL
DE PACIENTES CON QUERATOCONO**

Bajo la dirección de los Doctores:

Enrique España Gregori y Cristina Peris Martinez

Juan Carlos Montalt Rodrigo

Valencia, Mayo de 2017

Lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitacion visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

Lentes de Contacto Rígidas Permeables al Gas

Corneo-Esclerales de Alto Dk

en la Rehabilitación Visual de Pacientes con Queratocono

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR PRESENTADA POR:

Juan Carlos Montalt Rodrigo

Dirigida por:

Prof. Dr. D. Enrique España Gregori

Prof. Dra. D^a. Cristina Peris Martínez

Lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitacion visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

D. Enrique España Gregori, profesor de la Universitat de València, y D^a. Cristina Peris Martínez, profesora de la Universidad Católica de Valencia

CERTIFICAN

Que la presente memoria **LENTE DE CONTACTO PERMEABLES AL GAS CORNEO-ESCLERALES DE ALTO DK EN LA REHABILITACIÓN VISUAL DE PACIENTES CON QUERATOCONO**, resume el trabajo realizado bajo su dirección por D. Juan Carlos Montalt Rodrigo, constituyendo su Tesis para optar al Grado de Doctor en Optometría y Ciencias de la Visión.

Y para que conste, y en cumplimiento de la legislación vigente, firmamos el presente certificado en Valencia, a 15 de mayo de 2017.

Fdo. Dr. Enrique España Gregori

Fdo. Dra. Cristina Peris Martínez

Lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitacion visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

AGRADECIMIENTOS

Quiero aprovechar estas líneas para expresar mi agradecimiento a las siguientes personas y entidades:

A FISABIO Oftalmología Médica (FOM) de Valencia, por su apoyo técnico e instrumental aportado para la realización de este estudio.

A Laboratorio LENTICON de Madrid, por su apoyo técnico y material aportado para la realización de este estudio.

Al Profesor Doctor Esteban Porcar Izquierdo, por sus consejos proporcionados que me han ayudado para la realización del presente estudio.

A mi mujer, a mis hijos y a mi madre, por el ánimo que me han dado en los momentos de mayor dificultad.

Y por supuesto agradezco a mis directores de tesis, el Dr. Enrique España Gregori, y la Dra. Cristina Peris Martínez, por sus consejos y experiencia prestada que me han ayudado para la realización de esta tesis doctoral.

Lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitacion visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

ÍNDICE

i. Glosario de acrónimos, símbolos y siglas	xiii
ii. Estructura de la tesis	xv
Capítulo 1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Justificación del estudio	3
1.2. Hipótesis	5
1.3. Conceptos previos	7
1.3.1. La córnea	7
1.3.1.1. Anatomía	7
1.3.1.2. Fisiología	13
1.3.1.3. Biomecánica	16
1.3.2. Ectasia corneal: Queratocono	18
1.3.2.1. Definición	18
1.3.2.2. Anatomía patológica	20
1.3.2.3. Signos y síntomas	20
1.3.2.4. Epidemiología	28
1.3.2.5. Etiología y patogenia	28
1.3.2.6. Enfermedades asociadas	31
1.3.2.7. Clasificación	31
1.3.2.8. Diagnóstico diferencial	37
1.3.3. Tratamiento del Queratocono	47
1.3.3.1. Óptico	47
1.3.3.1.1. Lentes oftálmicas	47
1.3.3.1.2. Lentes de contacto	48
1.3.3.2. Quirúrgico	70
1.3.3.2.1. Crosslinking	70
1.3.3.2.2. Anillos intracorneales	70
1.3.3.2.3. Queratoplastia	74
1.3.3.2.4. Otras técnicas	76

1.4. Objetivos concretos del estudio	78
1.4.1. Objetivo principal	78
1.4.2. Objetivos secundarios	78
Capítulo 2. METODOLOGÍA	79
2.1. Participantes	81
2.1.1. Criterios de exclusión	81
2.2. Procedimiento clínico	82
2.2.1. Evaluación previa	82
2.2.2. Técnica de adaptación de la lente de contacto	91
2.2.3. Seguimiento y evaluación post-adaptación	98
2.2.4. Reemplazo de la lente de contacto	101
2.3. Tratamiento estadístico de los datos	102
Capítulo 3. RESULTADOS	103
3.1. Grupo Queratocono	106
3.1.1. Parámetros demográficos y clínicos	106
3.1.2. Características de la adaptación de la lente de contacto	108
3.1.3. Evaluación de la función visual con la lente de contacto	110
3.1.4. Seguimiento al año	113
3.2. Grupo Anillos Intracorneales	117
3.2.1. Parámetros demográficos y clínicos	117
3.2.2. Características de la adaptación de la lente de contacto	118
3.2.3. Evaluación de la función visual con la lente de contacto	120
3.2.4. Seguimiento al año	123
3.3. Estudio comparativo entre los grupos Queratocono y Anillos	127
3.3.1. Parámetros demográficos y clínicos	127
3.3.2. Características de la adaptación de la lente de contacto	128
3.3.3. Evaluación de la función visual con la lente de contacto	129

Capítulo 4. DISCUSIÓN	135
4.1. Adaptación de la lente de contacto	138
4.1.1. Porcentaje de éxito	138
4.1.2. Tiempo de uso diario	140
4.1.3. Comodidad	141
4.1.4. Número de visitas y número de lentes	142
4.1.5. Parámetros clínicos y salud ocular	143
4.2. Función visual	147
4.2.1. Agudeza Visual	147
4.2.2. Aberraciones Oculares	149
4.2.3. Función de Sensibilidad al Contraste	152
Capítulo 5. CONCLUSIONES	155
REFERENCIAS	161
Índice de figuras	191
Lista de tablas	196
ANEXOS	199
ANEXO I. Consentimiento informado	201
ANEXO II. Certificado del Comité Ético de la Universitat de València	203
ANEXO III. Cuaderno de recogida de datos	205
ANEXO IV. Publicaciones científicas derivadas del estudio	207
ANEXO V. Propuestas para futuras investigaciones	211

Lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitacion visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

GLOSARIO DE ACRÓNIMOS, SÍMBOLOS Y SIGLAS

AAO	Aberraciones de alto orden totales
AC	Aberración comática
AE	Aberración esférica
AO	Aberraciones oculares
AST	Astigmatismo
ASTC	Astigmatismo corneal
AV	Agudeza visual
AVCC	Agudeza visual con corrección
AVSC	Agudeza visual sin corrección
cells/mm ²	Células por milímetros al cuadrado
c/g	Ciclos/grado
CH	Histéresis corneal
CRF	Factor de resistencia corneal
CS	Comodidad subjetiva
CSF	Función de sensibilidad al contraste
CVS	Calidad de visión subjetiva
D	Dioptría
DE	Desviación estándar
DF	Defocus
DHIV	Diámetro horizontal de iris visible
Dk	Permeabilidad al oxígeno de una lente de contacto
DMP	Degeneración marginal pelúcida
DT	Diámetro total de una lente de contacto
ECC	Espesor corneal central
EE	Equivalente esférico
FDA	Food and Drug Administration (USA)
G	Gafas
K ₁	Radio de curvatura central más plano de la córnea
K ₂	Radio de curvatura central más curvo de la córnea
KM	Radio de curvatura central promedio

LASEK	Laser in situ keratomileusis sub-epitelial
LASIK	Laser in situ keratomileusis
LC	Lente de contacto
LCCE	Lente de contacto corneo-escleral
LH	Lámpara de hendidura
MAVC	Mejor agudeza visual corregida
mm	Milímetros
mm ²	Milímetros cuadrados
mmHg	Milímetros de mercurio
Nh	Número de horas
Nl	Número de lentes de contacto
NV	Número de visitas
n	Índice de refracción
nm	Nanómetros
OAAO	Otras aberraciones de alto orden
OD	Ojo derecho
OI	Ojo izquierdo
ORA	Ocular Response Analyzer
PIO	Presión Intraocular
PIO _{cc}	Presión intraocular compensada
PIO _g	Presión intraocular Goldman
PMMA	Polimetil metacrilato
PRK	Queratectomía fotorrefractiva
PTK	Queratectomía fototerapéutica
RB	Radio base de una lente de contacto
RE	Radio escleral de una lente de contacto
RMS	Root mean square
RPG	Rígida permeable al gas
UK	Reino Unido
USA	Estados Unidos
UV	Radiación ultravioleta
µm	Micras

ESTRUCTURA DE LA TESIS

La tesis doctoral está dividida en cinco capítulos (introducción, metodología, resultados, discusión y conclusiones), junto a las referencias bibliográficas y cinco anexos.

El primer capítulo de la tesis es la introducción del estudio y consta de cuatro apartados. En el primero se detalla la justificación del estudio, y en el segundo se plantea la hipótesis. El tercer apartado son los conceptos previos, que consta de tres partes: la córnea, ectasia corneal y tratamiento del queratocono. Al inicio de este apartado se describen las características de la córnea normal, mediante un breve repaso anatómico-fisiológico y biomecánico de la misma. Esto nos permite introducir el tema para posteriormente detallar las características de la córnea ectásica. El queratocono al ser la ectasia corneal más frecuente, se analiza con mayor profundidad. Se describen sus características anatómico-patológicas, epidemiológicas y las asociaciones. Además, se detallan los signos y síntomas, los criterios de clasificación y el diagnóstico diferencial con otras ectasias o anomalías corneales. El diagnóstico y clasificación del queratocono son fundamentales para determinar su tratamiento. Por ese motivo, a continuación, se analizan las diferentes opciones de tratamiento, según el avance de la enfermedad y el deterioro de la visión. Las lentes de contacto son el tratamiento óptico más ampliamente utilizado. Por ello, se efectúa una amplia revisión actualizada de los diferentes tipos de LC, hidrofílicas, RPG corneales y esclerales, híbridas y sistema piggyback. Por otra parte, como la cirugía corneal está indicada para el tratamiento del queratocono, en este capítulo también se describen las diferentes técnicas, prestando especial atención al implante de anillos intracorneales, por ser posiblemente, la más utilizada, y también, por ser objeto de análisis en esta tesis. Asimismo, se describe el crosslinking, la queratoplastia y otras técnicas quirúrgicas. Finalmente, en el cuarto apartado, se especifican los objetivos del estudio.

El segundo capítulo es la metodología del estudio que está formado por tres apartados. El primer apartado trata sobre los participantes del estudio y los criterios de exclusión. El segundo apartado determina el procedimiento clínico, donde se informa sobre la evaluación previa y se detalla el desarrollo de las pruebas. Igualmente, se describe la técnica completa de adaptación, las características de la lente y el manejo

por parte del paciente. Posteriormente, en el seguimiento y evaluación post-adaptación, se describen diferentes variables relacionadas con la adaptación (porcentaje de éxito de uso, tiempo de uso diario, comodidad, número de visitas y número de lentes, y parámetros clínicos) y la función visual (agudeza visual, aberrometría ocular y función de sensibilidad al contraste). Además, se detalla el reemplazo de la lente. El último apartado está dedicado a la explicación del tratamiento estadístico a efectuar en el estudio.

El tercer capítulo son los resultados. En primer lugar, se muestran los parámetros al inicio del estudio de todos los ojos seleccionados que participaron en los dos grupos de estudio. A continuación, se presentan los resultados de los sujetos del grupo queratocono que no fueron implantados con anillos: parámetros demográficos y clínicos, características de la adaptación de la lente, evaluación de la función visual y seguimiento a largo plazo. Seguidamente, se presentan los resultados de los pacientes con queratocono que fueron implantados con anillos. Por último, se realiza una comparativa entre ambos grupos.

El capítulo cuarto es la discusión. En primer lugar, se analizan los resultados obtenidos con la adaptación de la lente y se contrastan con otros estudios previos. En segundo lugar, se examinan los resultados visuales alcanzados con la lente y se comparan con otros estudios. La comparativa se realiza principalmente con lentes esclerales descritas en la literatura científica.

El capítulo quinto muestra las conclusiones y los puntos más relevantes obtenidos en el estudio.

El estudio finaliza con una descripción detallada de las referencias utilizadas.

Se adjuntan cinco anexos que ayudan a completar la información. El primero corresponde al consentimiento informado entregado a los participantes. El segundo es el certificado obtenido para el estudio del “Comité Ético de la Universitat de València”. A continuación, se muestra una copia del cuaderno de recogida de datos de los pacientes. El siguiente muestra las repercusiones del estudio, incluyendo las publicaciones científicas relacionadas con el mismo. Finalmente, se indican las propuestas para futuras investigaciones.

Lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitación visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

Lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitacion visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

Lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitación visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de Valencia.

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

Lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitacion visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de Valencia.

1.1. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

Las ectasias corneales son distrofias progresivas que afectan a la morfología corneal, provocando alteraciones funcionales debido a que inducen una forma cónica irregular, disminuyendo la visión de los pacientes.

El queratocono es una ectasia corneal que provoca aberraciones de alto orden (AAO) que empeoran la calidad de visión, especialmente en los casos donde la enfermedad está más desarrollada.

De entre todos los tratamientos actuales, la cirugía con implante de anillos intracorneales (AIC) intenta eliminar la deformidad de la córnea para mejorar la agudeza visual (AV). La queratoplastia también está indicada como tratamiento quirúrgico en el queratocono. La técnica a aplicar dependerá, entre otros factores, del tipo y gravedad de la ectasia. Los resultados visuales tras la cirugía en unos casos son satisfactorios, en cambio, en otros, precisan el uso de corrección óptica.

Las gafas graduadas (G) o las lentes de contacto (LC) hidrofílicas no suelen compensar adecuadamente el astigmatismo irregular y las AAO que disminuye la visión en los pacientes con queratocono. Sin embargo, las lentes de contacto rígidas permeables al gas (RPG) son el tratamiento óptico que suele proporcionar la mejor AV en los queratoconos, ya que la capa de lágrima creada entre la cara posterior de la lente y la cara anterior de la córnea compensa las irregularidades de la superficie corneal. Los estadios menos desarrollados se tratan de forma aceptable con lentes con diseños corneales, en cambio, cuando la enfermedad está más avanzada no son tan eficaces, suelen provocar una lesión en el ápex del cono que crea una intolerancia en su uso. Por otra parte, la irregularidad del perfil corneal compromete seriamente la estabilidad dinámica de estas lentes, presentando una mayor dificultad en su adaptación. Los diseños especiales tampoco se muestran eficaces en las adaptaciones más complicadas, suelen presentar problemas de centrado, mostrando inestabilidad en el comportamiento sobre la superficie irregular de la córnea.

Por lo tanto, observamos que, tanto la cirugía corneal como la adaptación de LC RPG corneales o especiales han resuelto parcialmente el problema de la mejoría de la calidad de visión en los casos con queratocono.

Las lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales (LCCE) y esclerales, están demostrando su eficacia en la rehabilitación visual de los pacientes con

corneas irregulares. Destaca en este grupo la lente Scleracon[®], con un diseño esférico y un material de alta permeabilidad al oxígeno (Optimum Extreme[®]), que aporta mayores beneficios terapéuticos en las alteraciones morfológicas de las ectasias corneales. Esta lente, está demostrando su eficacia en la mejoría de la calidad de visión en pacientes con córneas intervenidas mediante cirugía LASIK (Porcar y col, 2017).

En los casos de queratocono que no pueden ser adaptados con LC RPG corneales debido a la marginalidad de la protusión, o bien, a la gran irregularidad corneal, las LCCE al apoyarse en la zona de la conjuntiva bulbar evitan el roce en el ápex del cono y, al mismo tiempo, proporcionan una notoria mejoría de la visión.

También después del implante de AIC o tras la queratoplastia, pueden presentarse asimetrías o irregularidades corneales acompañadas de ametropías residuales que disminuyen la AV. En estas situaciones, las LCCE consiguen un alineamiento óptimo al perfil corneal que permite mejorar la calidad de visión.

Aunque estudios con lentes totalmente esclerales para el manejo del queratocono son reportados en la literatura, sin embargo, no se conocen estudios previos con lentes corneo-esclerales que aborden este tema con profundidad, más aún en los casos en que se han implantado AIC.

Por estos motivos, es necesario disponer de un estudio que valore objetivamente la eficacia, la seguridad y la tolerancia de las LCCE en la rehabilitación visual de los pacientes con queratocono. Por otra parte, este trabajo ampliará el conocimiento sobre la técnica de selección de LC a emplear según las características de la ectasia: morfología corneal, severidad de la patología, etc. Además, se podrá disponer de un protocolo específico de adaptación de la lente para que pueda ser aplicado con facilidad por los profesionales de la visión.

Es importante contar con un diseño de lentes RPG de apoyo escleral para ectasias corneales que mejore la visión de forma eficaz. Asimismo, es útil disponer de un método alternativo o complementario en aquellos casos donde no es factible su rehabilitación visual mediante otros sistemas ópticos o tratamientos quirúrgicos.

1.2. HIPÓTESIS

La hipótesis que se plantea es la siguiente:

“Las lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk, mejoran la calidad de visión en los pacientes con queratocono de origen primario o con implante de anillos intracorneales”.

Lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitacion visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de Valencia.

1.3. CONCEPTOS PREVIOS

1.3.1. LA CÓRNEA

1.3.1.1. ANATOMÍA

ANATOMÍA MACROSCÓPICA

La córnea es la estructura más anterior del globo ocular. Es una membrana transparente y avascular en forma de casquete esférico de curvatura mayor que el globo escleral. La córnea se relaciona por delante con la película lagrimal, por detrás con la cámara anterior del ojo y el humor acuoso que la rellena, y en su perímetro con el limbo esclerocorneal, esclerótica y conjuntiva bulbar. Además, se relaciona con la conjuntiva tarsal durante el parpadeo y el sueño (Benedek, 1971).

La cara anterior de la córnea es convexa y elíptica. El diámetro horizontal oscila entre 11 y 12.60 mm y el vertical entre 10.50 y 11.70 mm. Tiene un radio de curvatura entre 7.20 y 8.60 mm. La cara posterior, es cóncava y circular con un diámetro entre 11.40 y 11.80 mm y un radio de curvatura de alrededor de 7 mm (Rüfer y col, 2005).

El índice de refracción es de 1.376. El espesor corneal es de alrededor de 0.57 mm en el centro engrosándose hacia la periferia hasta aproximadamente 0.85 mm. La parte central de la córnea se denomina zona óptica, es una superficie esfero-tórica, con un diámetro de aproximadamente 5 mm. En la porción periférica, la córnea se va aplanando hasta la esclerótica disminuyendo su poder dióptrico. La córnea es esférica o prolata, es decir, la zona central presenta mayor curvatura que la periférica (Reinstein y col, 2008).

El meridiano vertical tiene normalmente mayor poder dióptrico que el horizontal. La mayor parte de la refracción ocular se realiza en la córnea que tiene un valor dióptrico de 42-44 D y, por ello, las irregularidades de la misma o variaciones en la curvatura de los diferentes meridianos dan lugar a cambios refractivos (astigmatismo corneal). Hay una falta de coincidencia entre el eje visual y el eje óptico: el primero está desviado del vértex hacia el lado nasal y superior; el segundo también al lado nasal pero inferior.

El limbo esclerocorneal forma una corona circular de transición entre la córnea y la esclera donde confluyen, además de estas dos estructuras, la conjuntiva. Tiene una anchura de 1 mm, aproximadamente.

La córnea está fuertemente inervada por los nervios ciliares posteriores, ramas del oftálmico (nervio trigémino). Forman un plexo pericorneal que penetra radialmente en la córnea. Hay un grupo anterior de nervios que perforan la capa de Bowman y forman plexos amielínicos en torno a las células del epitelio corneal; otro grupo posterior se dirige hacia el estroma y algunas fibras penetran en la periferia del endotelio ramificándose entre sus células. Todos estos nervios son sensoriales pero existen otros de naturaleza simpática que se extienden en forma de malla por toda la córnea y tienen una función trófica (Oliveira-Soto y Efron, 2001).

La córnea es avascular y los vasos sanguíneos que la nutren se encuentran en el limbo esclerocorneal, con las arcadas procedentes de las arterias ciliares anteriores, ramas de las arterias musculares. En estas arcadas se inicia la circulación de retorno en el plexo marginal venoso que desemboca en el sistema venoso conjuntival. Los linfáticos se distribuyen por la misma zona de los vasos sanguíneos en el limbo y no penetran en la córnea (DelMonte y Kim, 2011).

ANATOMÍA MICROSCÓPICA

La córnea está formada por cinco capas: epitelio, capa de Bowman, estroma, membrana de Descemet y endotelio (Figura 1).

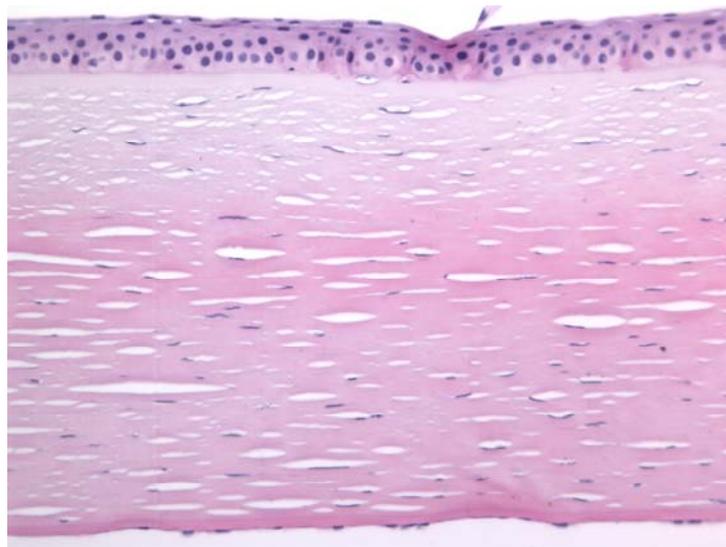


Figura 1. Imagen de la anatomía microscópica corneal humana donde se visualizan las 5 capas de la córnea: epitelio corneal, membrana de Bowman, estroma corneal, membrana de Descemet y endotelio corneal. Microscopía Óptica. Tinción con Hematoxilina/Eosina (HE x 40).

Epitelio

El epitelio corneal es un epitelio escamoso estratificado no queratinizado con una profundidad aproximada de 5 ó 6 estratos celulares (Figura 2). Está formado por tres tipos de células: superficiales planas, alares poligonales y basales columnares (Dohlman, 1971; Kuwabara, 1978).

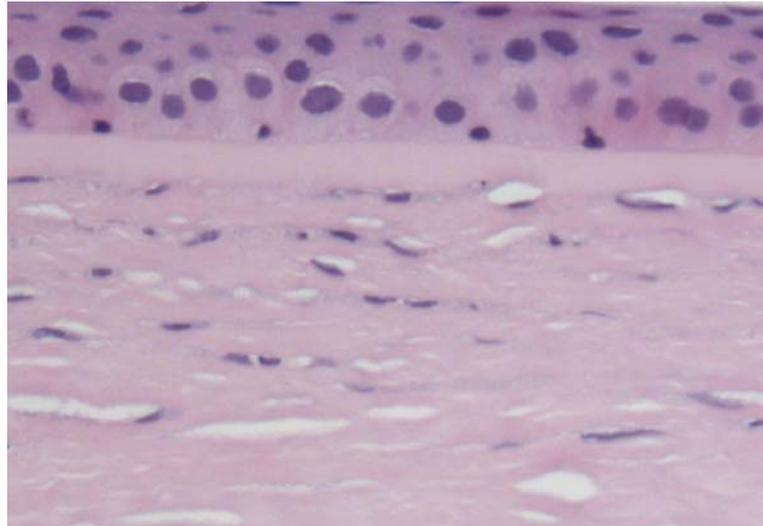


Figura 2. Imagen del epitelio corneal, capa de Bowman y estroma superficial. Microscopía Óptica. Tinción con Hematoxilina/Eosina (HE x 100).

Las células superficiales constituyen dos capas. Se observan células epiteliales planas y hexagonales unidas entre sí a través de límites celulares rectos. Muestran numerosas microproyecciones y presentan un glicocálix fibrilar extenso, en su membrana superficial. Existen uniones estrechas alrededor de todos los bordes laterales de cada célula que ejercen una función de barrera anatómica al paso de sustancias al espacio intercelular. Además, se han descrito varias clases de moléculas que participan en la adherencia intercelular, destacando las cadherinas y las integrinas.

La capa de células alares tiene una profundidad de tres estratos; cuanto más superficial es la célula, más plano es su aspecto. Existe una extensa interdigitación de las células alares con múltiples uniones desmosómicas. Hay alfombrillas de tonofilamentos que mantienen la forma celular.

Las células basales, las más profundas, componen la única capa de células columnares que descansa sobre la membrana basal. Se trata de células activas y las células hijas producidas se desplazan anteriormente para transformarse en células alares.

A diferencia de las células conjuntivales basales, la superficie basal de las células es plana y se cree que esto es así para facilitar su adherencia. Los hemidesmosomas, a lo largo de la superficie basal de estas células, las une a la lámina basal. Bajo la capa basal de células epiteliales y producida por ellas, se encuentra la membrana basal.

Entre las células epiteliales basales pueden encontrarse otros tipos celulares: células delgadas, linfocitos y células dendríticas. Las células epiteliales de la córnea están fuertemente unidas entre sí por desmosomas; estas uniones proporcionan estabilidad mecánica a la capa epitelial. Aparte, existen uniones comunicantes entre todas las células adyacentes del epitelio que sirven de conductos a través de los cuales pasan pequeñas moléculas de una célula a otra. Se observan partículas de glucógeno, sobre todo en las células basales. Su número varía en función de las diferentes situaciones; en los procesos patológicos son menores y desaparecen de las células durante la curación de una herida aguda.

Es habitual la presencia en el epitelio de fibras nerviosas sin mielina, y suelen estar entre las células basales, pero son raras entre las alares.

Capa de Bowman

Es una membrana acelular de 8 a 10 μm de espesor, situada debajo del epitelio corneal. Limita anteriormente por la membrana basal epitelial y los bordes posteriores emergen en las fibras de colágeno anteriores del estroma (Figura 2). Está compuesta por fibrillas cortas de colágeno dispuestas al azar. El diámetro de dichas fibras colágenas es pequeño ocupando dos tercios de las fibrillas del estroma; en las porciones más profundas, estas fibrillas aumentan su diámetro y longitud transformándose gradualmente en el estroma regular (Kuwabara, 1978).

Se piensa que es resistente a los traumatismos y a la invasión corneal por microorganismos y células tumorales. En cambio, se ha constatado que carece de capacidad regeneradora cuando se lesiona. Durante la curación de una herida, se forma una capa delgada con una fina estructura idéntica a la capa de Bowman, aunque no recupera su grosor original.

Estroma

El estroma corneal es un tejido conjuntivo avascular con un espesor aproximado entre 500 y 550 μm (90% del grosor corneal). Consta principalmente de fibras de colágeno, células estromales y sustancia fundamental. El 78% es agua. Las fibrillas de colágeno representan al 80% del peso de la córnea, la sustancia fundamental el 15% y los elementos celulares tan sólo un 5% (Maurice, 1970; Kuwabara, 1978).

Las laminillas están apiladas unas sobre otras, más en el centro que en la periferia corneal. Se disponen en 200 a 300 láminas paralelas a la superficie lagrimal, láminas que se entrelazan y cruzan entre sí de forma regular a menos de 90° en el estroma anterior (Figura 2), formando ángulos rectos en el estroma posterior (Figura 3). Las láminas discurren paralelas entre sí y a la superficie corneal, recorriendo cada una de ellas toda la longitud de la córnea. Esta disposición de las fibras y de las láminas del estroma aseguran la transparencia y la resistencia de toda la estructura corneal.

Los fascículos conjuntivos tienen una dirección variable que permite que se entrecrucen formando un enrejado.

Las fibrillas de colágeno son pequeñas y uniformes y muestran bandas muy similares a las de otras fibras de colágeno.

La sustancia fundamental está compuesta por numerosas macromoléculas: colágeno, proteoglicanos y glucoproteínas de estructura. En caso de edema estromal corneal, el tamaño de las fibrillas de colágeno no varía pero sí lo hacen el volumen de sustancia fundamental y el espacio interfibrilar.

El queratocito es la célula predominante en el estroma. Son células grandes y planas con varias prolongaciones que se extienden más allá del soma celular de forma estrellada. Se observan los cuerpos celulares entre láminas de colágeno agrupadas y sus prolongaciones suelen extenderse dentro o entre el mismo plano lamelar. En respuesta a la lesión estromal, los queratocitos migran a la zona de la herida y se transforman en fibroblastos.

En el estroma normal se observan también una pequeña cantidad de leucocitos polimorfonucleares, células plasmáticas y macrófagos que se localizan entre las láminas de las fibras de colágeno.

Membrana de Descemet

Es una lámina basal que mide unas 10 μm de espesor, y está producida por el endotelio. La línea de Schwalbe señala el final de la membrana de Descemet. Está compuesta por una zona anterior en banda y otra posterior homogénea (Figura 3). Contiene colágeno, glicoproteínas, laminina y fibronectina que le confieren una gran elasticidad y resistencia, mayores que las del estroma, ante agresiones traumáticas o inflamatorias. Periféricamente, aparecen en el ojo normal engrosamientos localizados de la membrana de Descemet, y su número aumenta regularmente con la edad (DelMonte y Kim, 2011).

La membrana de Descemet se desprende del estroma con facilidad regenerándose con rapidez tras la lesión. En algunos procesos patológicos se depositan sustancias metálicas en ella (cobre y plata). La célula endotelial, cuando se estimula por una inflamación o traumatismo, puede producir un exceso de lámina basal anormal que también contiene colágeno, dando lugar a un engrosamiento de la membrana de Descemet y a la formación de una verruga; así, las múltiples capas de la membrana de Descemet proporcionan un registro morfológico de episodios previos de enfermedad.

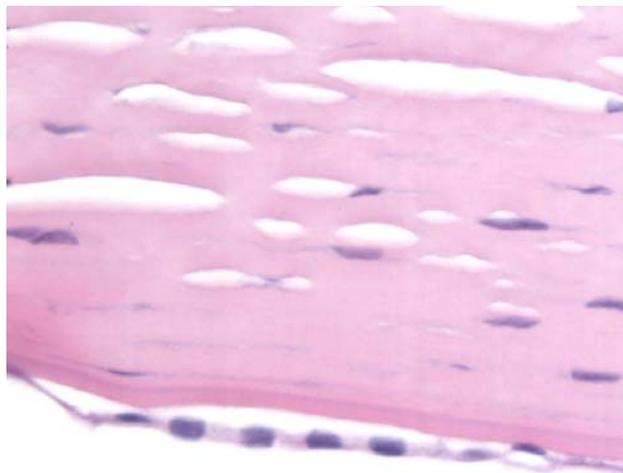


Figura 3. Imagen del estroma profundo, membrana de Descemet y endotelio corneal. Microscopía Óptica. Tinción con Hematoxilina/Eosina (HE x 100).

Endotelio

Situada detrás de la membrana de Descemet, es una monocapa de células cuboideas que forman un mosaico hexagonal (Figura 3). Son células normales de superficie plana con bordes netamente delimitados. Las células endoteliales, tienen

forma cuboidea y una altura aproximada de 10 μm al nacer, se aplanan con la edad hasta 4 μm en los adultos (Waring y col, 1982; DelMonte y Kim, 2011).

La densidad celular del endotelio disminuye desde el nacimiento hasta 2.500-3.000 células/ mm^2 en la córnea adulta, con un total de aproximadamente 400.000 células en toda la superficie corneal. Generalmente, no existe actividad mitótica en el endotelio tras el nacimiento. Algunas células endoteliales mueren a lo largo de la vida, dando como resultado una disminución gradual de la población celular con la edad. Cuando se produce una pérdida celular por la edad o un traumatismo, las células vecinas cubren la zona que ha quedado vacía; ello da como resultado un aumento del área o tamaño celular y una disminución de la densidad celular. La pérdida endotelial se manifiesta además por el polimegatismo (diversidad de tamaño entre las células o superficie celular/media), pleomorfismo (diversidad de morfología celular o porcentaje de células hexagonales) y aumento de la poligonalidad, asociado a un incremento de la permeabilidad. Las células endoteliales pueden conservar sus funciones, a pesar del enorme aumento de su tamaño, y mantienen el funcionamiento corneal incluso por debajo de sólo 700 células/ mm^2 , estimándose como críticas las cifras entre 500-700 células/ mm^2 .

En las lesiones corneales, las células endoteliales pueden hincharse y desarrollar numerosas protrusiones inmediatamente tras la lesión. Después de un traumatismo endotelial, las células se deslizan sobre la zona lesionada actuando como un elemento reparador que produce nueva membrana de Descemet allí donde no existe. Las células endoteliales pueden transformarse y producir una capa inusual de colágeno posterior. En el caso que se observen microvellosidades es signo de una posible patología corneal.

1.3.1.2. FISIOLOGÍA

BIOQUIMICA Y COMPOSICIÓN

El 78 % de la composición de la córnea es agua y el resto son sustancias sólidas: proteínas (colágeno, mucoide, elastina, albúmina, globulina), lípidos, ácido ascórbico, riboflavina y diversas sales. El colágeno es la proteína que se encuentra en el tejido conectivo.

La córnea tiene mantiene constante su concentración acuosa. Esto es debido a la integridad de las membranas celulares limitantes, especialmente al endotelio, y a la existencia de un metabolismo activo.

El epitelio corneal está formado por un 70 % de agua. El resto son ácidos nucleicos, lípidos, acetilcolina y colinesterasa.

El estroma contiene un 80 % de agua. El 20 % restante corresponde principalmente a colágeno y, en menor proporción, otras proteínas y mucopolisacáridos.

La membrana de Descemet está compuesta por colágeno, glicina e hidroxiprolina; su contenido en mucopolisacáridos es menor que en el estroma y su colágeno es más resistente a la colagenasa.

El epitelio y el endotelio son membranas semipermeables que permiten el paso de sustancias liposolubles mientras que el estroma es permeable a las sustancias hidrosolubles. Por ello, si el epitelio o endotelio son lesionados se edematiza la córnea.

El equilibrio osmótico de la córnea se produce por la diferente concentración de electrolitos en cada una de sus capas (iones potasio en el epitelio, e iones sodio en el estroma). En los fluidos que rodean a la córnea (lágrima, humor acuoso y plasma en los vasos de la periferia) hay una alta concentración de sodio. Las células epiteliales y endoteliales bombean sodio hacia la lágrima y el humor acuoso, respectivamente, pero como la concentración de estos iones es mayor en estos líquidos que en el estroma vuelven al mismo produciéndose un equilibrio osmótico (Green, 1986).

METABOLISMO CORNEAL

Las claves de la fisiología corneal se encuentran en las funciones de barrera y de bombeo metabólico en el epitelio y el endotelio. Cualquier problema en estas capas dará lugar a un edema corneal con alteración de la transparencia, más acusado en el caso del endotelio. Esto ocurre por la hipertonicidad del contenido estromal (colágeno, sales y proteoglicanos) en relación a la lágrima y al humor acuoso. El contenido en agua disminuye ligeramente en las capas anteriores del estroma posiblemente por la evaporación hacia la atmósfera y menor contenido de glucosa, por la obtención desde el humor acuoso y el requerimiento del epitelio, que utiliza la del estroma (Green, 1986).

La función barrera del epitelio limita los fluidos que entran a la córnea desde la lágrima y protege al ojo de muchos patógenos. Para su mantenimiento, es elemental la

integridad celular epitelial con su constante renovación así como su capacidad de respuesta ante las agresiones. El epitelio utiliza metabólicamente glucosa que toma desde el humor acuoso y acumula intracelularmente en grandes cantidades. El epitelio recibe el oxígeno desde la atmósfera. El epitelio sufre un edema nocturno fisiológico por la formación y cúmulo de lactato intracelular que clínicamente se manifiesta como visión de halos y reducción de la sensibilidad al contraste.

La barrera endotelial regula el movimiento de agua y sustancias desde el humor acuoso hacia el estroma. Se trata de una función esencial que se anula con la pérdida de la integridad de la monocapa celular. Pese a ello, existe un paso constante de humor acuoso a través de los espacios intercelulares hacia el estroma transportando glucosa, aminoácidos y otros nutrientes. Las uniones celulares son las responsables de limitar este paso por lo que, al ser dependientes del calcio, necesitan una concentración mínima de este ión en el humor acuoso. El endotelio también posee la cualidad de retirar el exceso de líquido acumulado en el estroma ocasionado por el paso constante de humor acuoso. De esta forma, se mantiene un grosor constante y la transparencia corneal imprescindible. A pesar de los cambios originados por la senectud, las funciones de barrera y bombeo del endotelio no sufren alteraciones. Esto es indicativo de la reserva en su capacidad funcional pues incluso un endotelio anciano normal se recupera de una agresión tan rutinaria como la cirugía intraocular.

TRANSPARENCIA CORNEAL

El mínimo espesor corneal y la disposición de las fibras explican que la luz se transmita de forma adecuada y no sufra pérdidas significativas a su paso por la córnea. Ópticamente, el estroma consiste en una serie de fibras colágenas paralelas a la superficie rodeados de una sustancia con un índice de refracción distinto por lo que dispersarían la luz. El caso de la falta de ordenación fibrilar en la membrana de Bowman se ha explicado por la elevada homogeneidad óptica dentro de ella.

La capacidad de transmisión de la luz por la córnea se encuentra entre los 310 y los 2.500 nm. Para cumplir con la función de transmisión de luz es esencial que la disposición de fibras y su diámetro sean constantes. Cuando la córnea se edematiza, las fibras cambian su orientación, la luz sufre una dispersión al atravesarla y se aprecia una pérdida de transparencia.

Por lo tanto, la transparencia corneal depende de una combinación de los siguientes factores: ausencia de vasos de la córnea, disposición regular de las capas corneales, bajo nivel de hidratación de la córnea, normalidad de la presión intraocular, superficie lisa del epitelio, cantidad y calidad óptima de la lágrima que contacta con el epitelio, influencia trófica de las fibras sensoriales del trigémino, existencia de mucoide en grandes cantidades en la córnea y equilibrio osmótico de la córnea. (Maurice, 1957).

1.3.1.3. BIOMECÁNICA CORNEAL

El estudio de la biomecánica corneal es una herramienta útil en la caracterización de la córnea sana y enferma. También puede ser muy interesante para predecir los efectos a corto y largo plazo de la cirugía (por ej: Lasik). Puede ser de utilidad en la prevención y diagnóstico precoz de enfermedades como las ectasias corneales. La primera aplicación clínica fue para mejorar la medición de la presión intraocular. Ultimamente, se está utilizando para estudiar el efecto de la adaptación de LC en las propiedades viscoelásticas de la córnea.

La medida clínica de la biomecánica se realiza con diferentes sistemas. Existen instrumentos que miden la histéresis corneal (Gatinel y col, 2007) y otros que miden la elasticidad (Dupps y col, 2007). También se están desarrollando sistemas que integran análisis estructural y comportamiento biomecánico (Anderson y col, 2004).

El instrumento que se utiliza habitualmente para la medida de la presión intraocular (PIO) y, al mismo tiempo, de las propiedades biomecánicas de la córnea es el Ocular Response Analyzer (ORA[®], Reichert, NY). Proporciona un valor de la presión intraocular corregida (PIOcc), cuyo valor no depende del espesor corneal, y un valor equivalente al proporcionado por el tonómetro de Goldman (PIOg). Su funcionamiento es similar a un tonómetro neumático en su primera medida. Tras conseguir el primer aplanamiento en el centro de la córnea, el impulso de aire continúa hasta crear una ligera concavidad y luego se reduce al mismo nivel hasta que la córnea pasa por un segundo punto de aplanamiento de nuevo. En la primera medida, se registra un valor de PIO similar al obtenido con cualquier otro tonómetro de aire. Tras el aplanamiento, la córnea sufre un retraso en su capacidad para recuperar su forma original e incluso tras alcanzar la presión del punto de primera aplanación la córnea continúa siendo ligeramente cóncava. A este retraso se le denomina histéresis corneal (CH). Otro

parámetro también relacionado es el factor de resistencia corneal (CRF). Esto significa que está tardando más de lo esperado en recuperar su forma original que si fuese perfectamente elástica. Este retraso se asocia a las propiedades corneales que rigen su capacidad de deformación y recuperación y se considera que son representativas de las propiedades biomecánicas de la córnea.

El ORA se utiliza para la determinación de las propiedades biomecánicas de córneas con queratocono, distrofias, tras cirugía de catarata, post-cirugía querato-refractiva, y para valorar el posible efecto de uso de las LC.

BIOMECÁNICA Y QUERATOCONO

La rigidez corneal se encuentra disminuida en el queratocono y provoca la protrusión de los tejidos. Además, existe una alteración y disminución de las fibras colágenas, lo que junto a rupturas en la membrana de Bowman, favorecen una debilidad estructural (Rabinowitz, 1998). En las personas diabéticas, donde el entrecruzamiento de fibras colágenas está aumentado, parece ser que disminuye la posibilidad de desarrollar queratocono (Seiler y col, 2000).

Se ha observado que en córneas con queratocono la membrana de Bowman se encuentra alterada presentando rupturas en sitios donde es atravesada por terminales nerviosas, invadida por queratocitos provenientes del estroma corneal anterior y por células epiteliales. Estos queratocitos entran en un proceso llamado apoptosis, mediante el cual con el paso del tiempo se origina su pérdida más acentuada en el estroma anterior, derivando en un adelgazamiento localizado y progresivo (Kim y col, 1999; Sherwin y Brookes, 2004).

BIOMECÁNICA Y ANILLOS INTRACORNEALES

El implante de segmentos intracorneales produce un incremento periférico del espesor corneal y un aplanamiento central que posibilita la corrección de miopías bajas (Rau y Dausch, 2003).

Los anillos intracorneales aumentan la rigidez de la cornea, por lo que pueden demorar la progresión del queratocono y las ectasias post-quirúrgicas, especialmente en córneas con menor espesor corneal (Alió y col, 2002; Siganos y col, 2002; Colin, 2006).

1.3.2. ECTASIA CORNEAL: QUERATOCONO

1.3.2.1. DEFINICION

El término inglés “ectatic corneal disorder” (desorden ectásico corneal) se refiere a los procesos en los que se produce un adelgazamiento progresivo del espesor corneal con aumento de su curvatura (Binder y col, 2005).

La ectasia más frecuente es el queratocono (del griego: *kerato-* cuerno, córnea; y *konos*, cono). Este término clínico define la forma cónica que adopta la córnea tras un proceso de adelgazamiento central o paracentral (Figura 4).

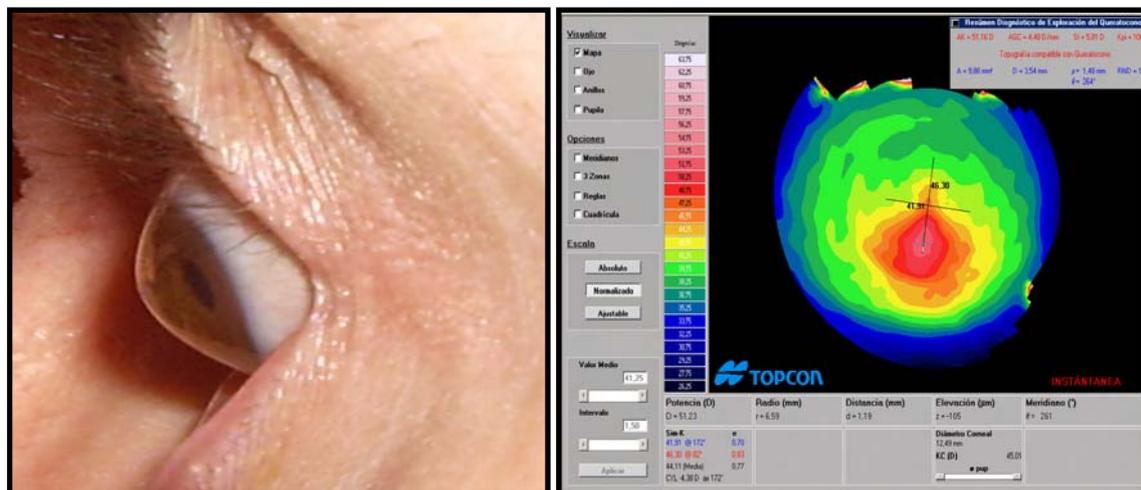


Figura 4. Imagen izquierda: perfil del queratocono de un paciente donde se aprecia la protrusión cónica central. Imagen derecha: topografía corneal (mapa de curvatura) de un queratocono donde se observa la deformidad de la cara anterior de la córnea.

El queratocono es una distrofia ectásica corneal inflamatoria bilateral generalmente asimétrica, caracterizada por un adelgazamiento progresivo del espesor corneal y cambios en la curvatura corneal, acompañados de una protrusión de la misma. Como consecuencia del progresivo adelgazamiento se induce un astigmatismo corneal irregular y miopización que compromete la visión (Krachmer y col, 1984; Rabinowitz, 1998; Galvis y col, 2015).

La enfermedad suele diagnosticarse en la pubertad cuando la córnea comienza a protruir dando lugar a un astigmatismo irregular y/o una miopía. Por regla general, en los siguientes 10-20 años el proceso continúa, siendo su progresión muy variable y poco

predecible. Esta patología puede presentarse de modo natural o ser consecuencia de una cirugía, generalmente con fines refractivos (ectasia iatrogénica) o de un traumatismo ocular (Binder y col, 2005).

Peris y col. (2007), incluyen esta patología ocular dentro del grupo de las ectasias corneales, y la clasifican de la siguiente forma:

1. Según su origen: naturales o post-traumáticas (Tabla 1).
2. Según su forma y localización: axial, periférica, generalizada (Tabla 2).

Tabla 1. Clasificación de las ectasias corneales según su origen.

NATURALES	POST-TRAUMATICAS
Queratocono	Iatrogénica tras cirugía de ablación de superficie
Degeneración Marginal Pelúcida	Traumatismo contuso
Queratoglobo	Ectasia de la incisión quirúrgica
Degeneración marginal de Terrien	
Ulcera de Mooren	
Síndrome de adelgazamiento periférico	

Tabla 2. Clasificación de las ectasias corneales según su forma y localización.

AXIAL-LOCALIZADA (central o paracentral)	PERIFÉRICA	GENERALIZADA
Queratocono	Degeneración marginal pelúcida	Queratoglobo
Iatrogénica tras cirugía de ablación superficie	Degeneración marginal de Terrien	
Traumatismo contuso	Ulcera de Mooren	
	Degeneración marginal en surco	
	Queratitis ulcerativa periférica	

1.3.2.2. ANATOMÍA PATOLÓGICA

El queratocono es una patología corneal asimétrica, progresiva, inflamatoria que causa una ectasia corneal (Lema y Durán, 2005; Galvis y col, 2015). Según el estadio de la enfermedad se aprecian diferentes alteraciones anatomo-patológicas (Karchmer y col, 1984; Rabinowitz, 1988).

El estudio histopatológico revela la presencia de dos tipos de conos: tipo pezón (nipple) con localización central, y tipo oval con localización inferior o inferotemporal.

El análisis histopatológico revela tres características principales: adelgazamiento del estroma, rupturas de la membrana de Bowman y depósitos de hierro en las capas basales del epitelio.

En el epitelio se aprecian las siguientes alteraciones: degeneración de las células basales, partículas en el interior de las capas basales y acumulación de depósitos de ferritina en las células basales y entre ellas.

En la capa de Bowman se aprecian roturas, opacidades ramificadas y reticulares y, acumulaciones de colágeno estromal.

El estroma muestra compactación de fibras en su zona anterior, disminución de láminas de colágeno, cambios en la forma y en la densidad de los queratocitos, cicatrices y disminución del grosor estromal.

La membrana de Descemet suele presentar menos alteraciones salvo cuando existen roturas por hidropesía aguda.

En el endotelio puede observarse pleomorfismo, alargamiento de células y espacios oscuros intracelulares.

1.3.2.3. SIGNOS Y SÍNTOMAS

SIGNOS

Para confirmar la presencia de la enfermedad debemos observar la existencia de una serie de hallazgos clínicos en diferentes pruebas, ya que dependiendo de lo avanzado de la anomalía, estas serán más o menos sensibles, siendo más complicado el diagnóstico cuando la ectasia es leve, ya que en este caso, la pérdida de AV no es significativa y la exploración mediante la lámpara de hendidura no suele ser determinante para la detección del cono. Al igual que los síntomas, conforme avanza la enfermedad los signos son más evidentes.

Según el estudio CLEK “Collaborative Longitudinal Evaluation of Keratoconus” (Edrinton y col, 1999), la gravedad del queratocono se caracteriza por la presencia de estrías de Vogt en el estroma profundo, anillo de Fleischer y cicatriz corneal.

Los hallazgos se evalúan con las siguientes pruebas:

Oftalmoscopia

Con una lente positiva en el disco de Records a una distancia de unos 30 cm. entre el oftalmoscopio y la córnea, con la pupila dilatada, se observa un relieve sombreado a modo de una mancha de aceite contra el reflejo coriorretiniano. Se denomina “signo en gota de aceite de Charleux”. Este signo ya puede apreciarse desde estadios iniciales de la enfermedad (Rabinowich, 1998).

Retinoscopia

Se observan sombras diferentes en el centro de la pupila en relación a la periferia (signo de reflejo en tijera), debido a que la deformación afecta una zona importante de la córnea. En los estados avanzados de la enfermedad la realización de esta técnica es prácticamente imposible.

Refracción subjetiva

En los estadios iniciales del queratocono la refracción subjetiva se realiza sin grandes complicaciones, aunque con el paso del tiempo, se pueden observar cambios en el astigmatismo. Conforme avanza la ectasia la refracción da pobres resultados porque el paciente no responde bien a las pruebas subjetivas (círculo horario y cilindros cruzados). En estos casos, se observa un aumento del astigmatismo y de la miopía, asociado a una disminución de la AV, debido al avance de la protrusión.

Queratometría

En la zona del cono los radios son más curvados de lo habitual, tanto más pequeños cuanto más avanzado está. Las miras queratométricas están deformadas (se observa mejor en el queratómetro de Helmholtz) y en el queratómetro de Javal se aprecia la ruptura de la línea de fe. La deformación en las miras y ruptura de las líneas de fe son signos de astigmatismo irregular. El astigmatismo medido suele tener el eje oblicuo o inverso, raramente directo, y los grados obtenidos no suelen coincidir con los

que el paciente indica ver mejor en el examen subjetivo. Es una prueba poco fiable en los grados más avanzados.

Topografía corneal

Los topógrafos corneales basados en el disco de Plácido muestran un patrón topográfico característico (Figura 5) con un área de incurvación corneal (colores cálidos), generalmente inferior, rodeado de múltiples anillos concéntricos de poderes decrecientes (colores más suaves). Se observa una deformación corneal central o paracentral inferior, tanto mayor cuanto más avanzado está. Los anillos se reflejan deformados, ovalados y cada vez más irregulares; el anillo central del disco suele asemejarse a la figura de una “pera invertida o de un huevo”, con el pico desviado normalmente hacia la zona temporal inferior, para posteriormente afectar a otros cuadrantes (Rabinowitz, 1995).

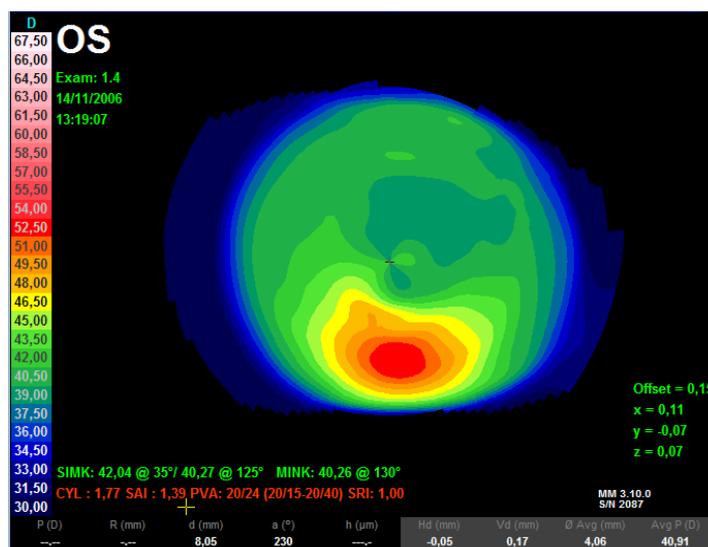


Figura 5. Topografía corneal (mapa de curvatura de la cara anterior) de un queratocono (CA-100® Topcon).

Los instrumentos Pentacam® y Orbscan® permiten valorar las superficies anterior y posterior, y el espesor en toda la córnea (Figura 6).

Los índices topográficos determinan con bastante fiabilidad las condiciones que cursan con un patrón irregular, sobre todo, aquellas más incipientes en los que el análisis puede confundir con otras irregularidades (Maeda y col, 1995; Rabinowitz, 1995).

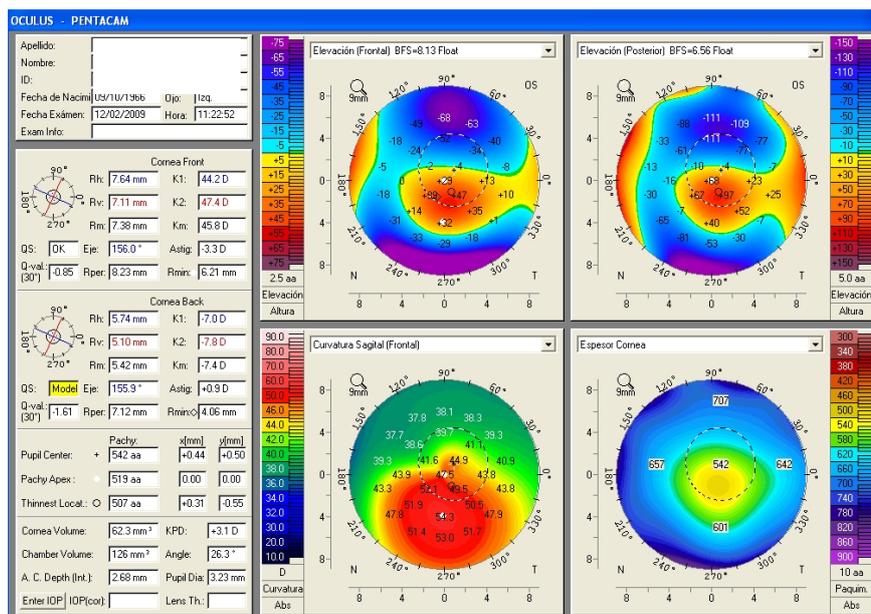


Figura 6. Topografía corneal del OI de un paciente con queratocono. Presentación modo Quad (mapas cara anterior y posterior, mapa axial, y mapa paquimétrico; Pentacam® HZ Oculus). Se aprecia una elevación patológica tanto de la cara anterior como de la cara posterior de la córnea, que se corresponde con el punto de máximo adelgazamiento en el mapa paquimétrico.

Biomicroscopía

En el estadio inicial, la exploración de la córnea mediante la lámpara de hendidura no suele revelar características propias del queratocono. En los casos moderados y avanzados, cerca del cono se encuentran hallazgos muy característicos (Krachmer y col, 1984; Rabinowich, 1998; Binder y col, 2005):

- 1) Protrusión cónica central o paracentral (Figura 7).

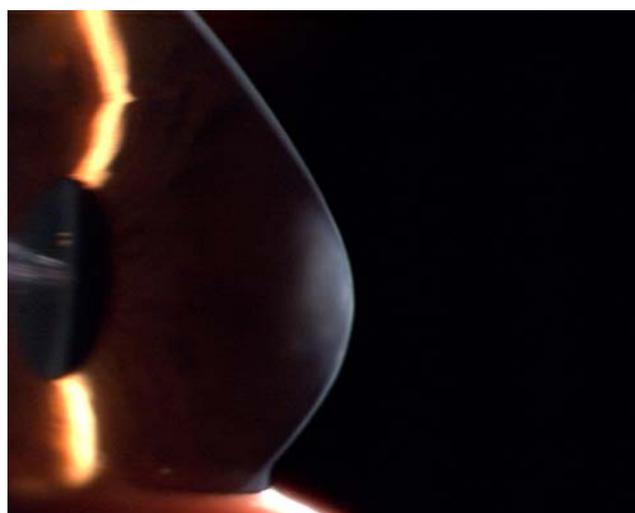


Figura 7. Perfil de la protrusión cónica de un queratocono observado mediante iluminación tangencial.

- 2) Adelgazamiento estromal (central o paracentral) puesto de manifiesto mediante la observación con la lámpara de hendidura (Figura 8) y con la medida de la paquimetría corneal.

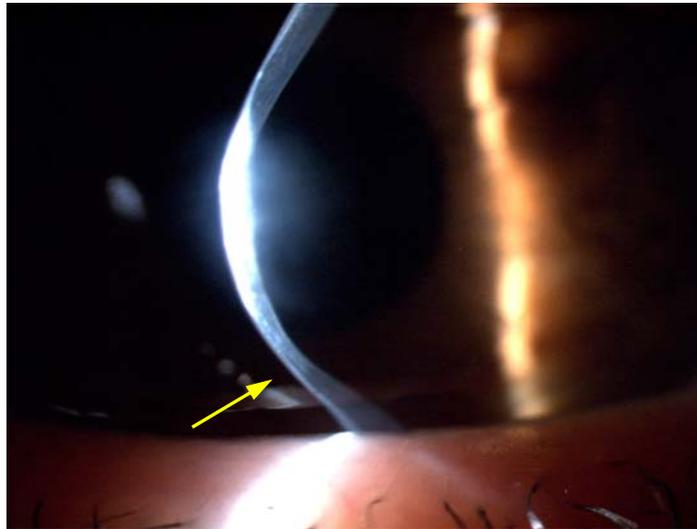


Figura 8. Detalle del adelgazamiento estromal inferior del espesor corneal observado con la sección óptica de la lámpara de hendidura.

- 3) Estrías de Vogt, que son finas líneas verticales en el estroma profundo y membrana de Descemet paralelas al eje del cono. Aparecen por compresión y rotura de la membrana de Descemet (Figura 9). Pueden confundirse con las estrías provocadas por el uso de LC.

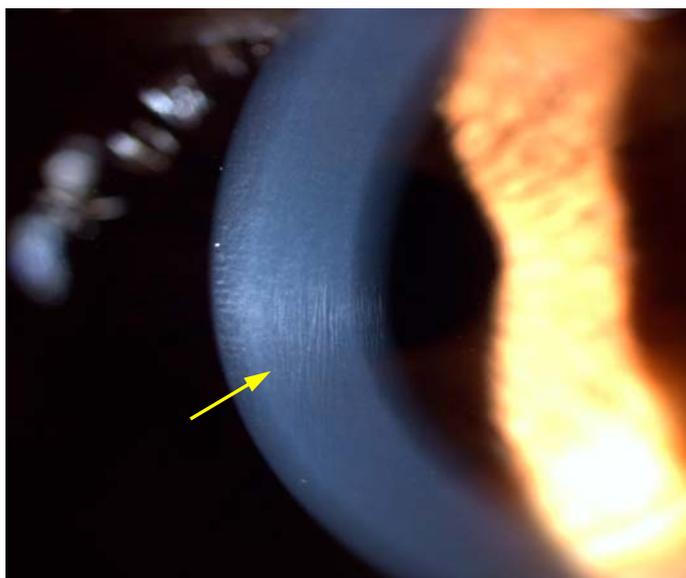


Figura 9. Detalle de las estrías de Vogt puesto de manifiesto con el haz ancho de la lámpara de hendidura.

- 4) Anillo de Fleischer, que es una línea de color ocre-marrónácea rodeando la base del cono formando un arco o anillo completo que corresponde a depósitos de hemosiderina. El hierro, presente en la lágrima, puede depositarse en forma de hemosiderina en las células basales del epitelio corneal. El anillo sirve para determinar la localización y tamaño del cono. Se observa mediante dilatación pupilar y retroiluminación (Figura 10), y su visibilidad mejora con la luz azul cobalto. Este anillo se forma cuando aumenta la curvatura corneal en un área central o paracentral, típicamente en el queratocono, aunque también se ha descrito después de la cirugía LASIK.

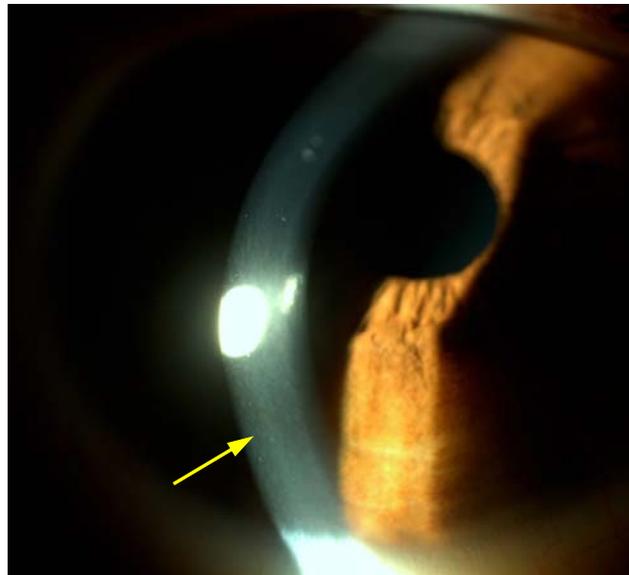


Figura 10. Anillo de Fleischer. Detalle de la línea ocre en la base del cono (flecha).

- 5) Aumento de la visualización de los nervios intracorneales.
- 6) Opacidades corneales. Las más superficiales con forma de línea, punto o nódulo, se observan en el vértice del cono, y son debido a rupturas de la capa de Bowman y su cicatrización posterior. Las opacidades más profundas son causadas por rupturas de la membrana de Descemet, y son menos frecuentes que las superficiales.
- 7) Espacios anteriores vacíos que corresponden a rupturas de la capa de Bowman.

- 8) Hidropesía. En los estadios muy avanzados de la enfermedad, se adelgaza el estroma y se originan roturas en la membrana de Descemet, produciéndose una hidratación brusca de la córnea por el paso del humor acuoso a través de esta membrana. Aparece un edema corneal acompañado de dolor, y el paciente sufre una pérdida brusca de su visión. Después de unas semanas la córnea recupera parte de la transparencia. El frotamiento ocular se ha descrito como posible inductor de hidrops en pacientes con queratocono. De ahí que esta complicación del queratocono se presente con frecuencia en pacientes con cono y síndrome de Down, ya que estos últimos tienen un mayor hábito de frotamiento ocular.

Otras pruebas

Signo de Munson

Es un signo externo del queratocono que se aprecia en los estadios moderados-severos. Consiste en un abombamiento del borde libre del párpado inferior con la mirada hacia abajo. Para ponerlo de manifiesto el paciente mira hacia sus pies al mismo tiempo que el explorador le levanta los párpados superiores. Es conveniente elevar ambos párpados superiores al mismo tiempo para comparar el abombamiento, generalmente asimétrico de ambos ojos (Figura 11).

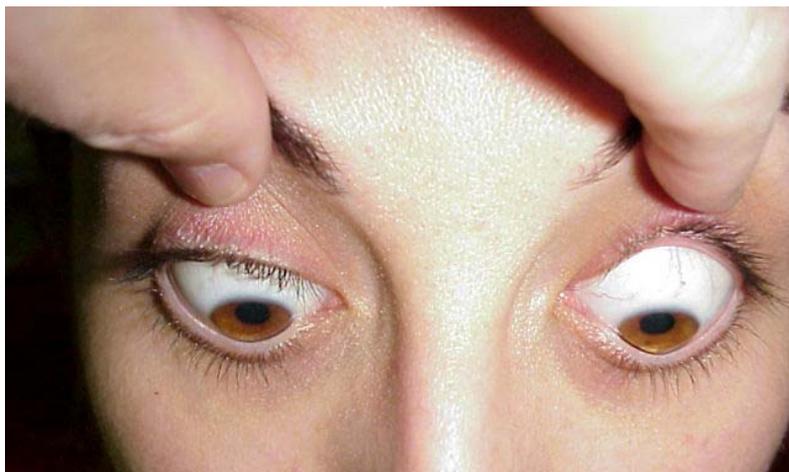


Figura 11. Forma de poner de manifiesto el Signo de Munson en un paciente con queratocono.

Signo de Rizzuti

Se manifiesta en pacientes con queratocono avanzado al iluminar el lado temporal del cono y observar como la luz se proyecta a través de la córnea, y aparece iluminado el lado nasal del mismo (Rabinowich, 1998).

SÍNTOMAS

Presentan una gran variabilidad de unos individuos a otros, dependiendo de lo avanzado que esté la enfermedad. El paciente manifiesta un deterioro progresivo de su visión, tanto de cerca como de lejos.

La sintomatología va aumentando conforme progresa la patología y, suele presentarse con:

Disminución de la agudeza visual

En los casos leves no suele existir un deterioro de la visión, pero en los estadios medios y avanzados, existe una menor agudeza visual con la mejor compensación óptica realizada con gafas o LC hidrofílicas convencionales, ya que estos sistemas de corrección no tienen capacidad para compensar el astigmatismo corneal irregular.

Se evidencia una disminución de la sensibilidad al contraste, principalmente en las frecuencias medias y altas, aún con la mejor compensación en gafas y lentes hidrofílicas. La curva sensibilidad al contraste mejora con el uso de las lentes RPG (Griffiths y col, 1998).

Poliopia monocular

Puede presentarse incluso con la mejor corrección en gafas o lentes hidrofílicas. Al no compensarse adecuadamente el astigmatismo puede aparecer poliopia monocular. Es más intensa en condiciones mesópicas, por ejemplo, conduciendo por la noche pueden referir diplopia, halos y deslumbramiento. Con el agujero estenopeico suele desaparecer ya que se eliminan las aberraciones periféricas ocasionadas por la deformación corneal.

Astenopía

En pacientes jóvenes es más probable que presenten disconfort visual, incluso con gafas o lentes hidrofílicas, por el astigmatismo mal compensado. Además, si persiste este cuadro, puede provocar alteraciones acomodativas fruto del intento por ver bien.

Picor ocular

La presencia de una conjuntivitis atópica puede provocar picor ocular y una frotación vigorosa de los ojos. Por tanto, es recomendable no frotarse con fuerza los ojos para evitar trauma mecánico por frotamiento.

1.3.2.4. EPIDEMIOLOGÍA

Las estimaciones informadas de la incidencia del queratocono varían ampliamente dependiendo de la ubicación geográfica, los criterios diagnósticos utilizados y la cohorte de pacientes seleccionados. Además, debido a que esta patología también puede desarrollarse entre la tercera y cuarta década de la vida, o bien progresar en algunos pacientes muy lentamente, complica aún más los estudios epidemiológicos. (Gokhale, 2013).

La incidencia real es incierta, los estudios más amplios la estiman entre 50 a 230 por 100.000 habitantes (Kennedy y col, 1986; Georgiou y col, 2004; Jonas y col, 2009; Millodot y col, 2011).

La patología se presenta en personas de todas las razas, afectando a ambos sexos.

1.3.2.5. ETIOLOGÍA Y PATOGENIA

En la actualidad siguen sin resolverse las causas y los mecanismos que influyen en la aparición del queratocono y otras ectasias corneales. Al igual que en otras enfermedades idiopáticas, se encuentran trabajos con diferentes teorías y factores predisponentes para explicar su origen. Los resultados de laboratorio y los estudios clínicos de histopatología están proporcionando pistas útiles acerca de la etiología.

A continuación, se detallan las investigaciones que postulan sobre la patogenia del queratocono:

FACTOR GENÉTICO

Diferentes estudios evidencian la importancia de los genes en el desarrollo del queratocono (Heaven y col, 2000; Morrison y col, 2001; Adachi y col, 2002).

El estudio efectuado por Rabinowitz y col. (1990), mediante la evaluación clínica y la topografía corneal (índices topográficos) en diferentes miembros de unas familias con queratocono, apoya como causa el factor genético. Además, la prevalencia del queratocono entre los familiares de primer grado es más alta que en la población general (Wang y col, 2000).

FACTOR BIOMECÁNICO

El queratocono puede producirse por un debilitamiento estructural debido al adelgazamiento corneal. Esta reducción de espesor es el resultado de la pérdida de los componentes que conforman la estructura corneal. El mecanismo por el que esto ocurre todavía no está claro. El adelgazamiento de la córnea puede ser causado por alteraciones en las lamelas o en las fibrillas del colágeno corneal (Klintworth y Damms, 1995; Smolek y Beekhuis, 1997).

En el endotelio se ha encontrado pleomorfismo y polimegatismo. El grado de polimegatismo en estos pacientes no es significativamente diferente al encontrado en usuarios de LC, sugiriendo que estos cambios pueden estar más relacionados con el uso de LC que con el cono en sí (Edrinton y col, 1999).

El frotamiento ocular crónico se describe como una asociación al queratocono. Habitualmente, en estos casos, se frota más los ojos que los pacientes sanos. El rascado sistemático y de un solo ojo de forma prolongada podría desencadenar la aparición de un queratocono unilateral. Es importante conocer si el paciente se frota los ojos, su frecuencia y su intensidad (Bawazeer y col, 2000; Ioannidis y col, 2005). Por otra parte, se ha estudiado que el frotamiento de los ojos está presente en pacientes con queratocono y amaurosis congénita de Leber, síndrome de Down, atopia o usuarios de LC (Krachmer y col, 1984; Barr y col, 2006).

También se postula como patogenia mecánica del queratocono el uso de lentes rígidas (Gasset y col, 1978). Se conoce que durante los primeros estadios de la enfermedad se emplean LC para compensar su refracción, siendo difícil saber qué fue primero el queratocono o el uso de LC. Por lo tanto, sería necesario establecer el diagnóstico diferencial entre la posible acción mecánica provocada por lentes rígidas y el queratocono. Posiblemente, existe una asociación circunstancial debido a que estos usuarios están en la edad en que suele aparecer la ectasia, y porque antes de que se manifieste se vuelven miopes y son corregidos principalmente con LC.

La cirugía refractiva corneal se puede asociar con las ectasias al cabo de un tiempo de la intervención. El adelgazamiento y protrusión progresivos de la córnea puede presentarse tras esta cirugía, siendo una de las complicaciones más temidas (Binder y col, 2005). La cirugía en el queratocono anterior y posterior es una contraindicación absoluta, y en el frustro debe estudiarse con mucha cautela la intervención, analizando la evolución de la topografía corneal durante varios años.

Por último, se han descrito ciertos casos de ectasia corneal asociados con traumatismos (Barraquer y col, 2004).

FACTOR BIOQUÍMICO

El proceso bioquímico como causa de la patogenia del queratocono continúa todavía sin resolverse completamente. Se conoce la existencia de un adelgazamiento corneal por pérdida de ciertos componentes estructurales, pero se desconoce cómo se llega a esta pérdida.

Se postula que la pérdida del estroma corneal en ojos con queratocono puede explicarse por alteraciones en la degradación o en la síntesis del tejido corneal.

Se relaciona la patogénesis del queratocono con la pérdida de queratocitos en el estroma anterior, que se correspondería con la aparición de erosiones corneales epiteliales y subepiteliales. Estas erosiones podrían explicar que el paciente sintiera molestias que le indujeran a frotarse los ojos. Por lo tanto, el factor bioquímico conduciría al factor biomecánico de rascado, y este a su vez mantendría la pérdida de queratocitos, que a su vez inducirían un mayor rascado (Wilson y col, 1996).

FACTOR HORMONAL

El proceso hormonal como posible causa de la patogenia del queratocono, puede suponerse apoyándose en que la patología se presenta en la adolescencia y pueda progresar en el embarazo.

También se ha estudiado la relación de las hormonas tiroideas en el desarrollo del queratocono, y su mayor incidencia en casos con problemas endocrinos (Kahan y col, 1990; Kinoshita y col, 1991).

1.3.2.6. ENFERMEDADES ASOCIADAS

El queratocono suele presentarse habitualmente de forma aislada. Aunque en la literatura científica se describen diferentes asociaciones a enfermedades oculares y sistémicas (Swan y Waldron, 1986; Elder, 1994; Hameed y col, 2000; Stoiber y col, 2000).

El síndrome de Down es la patología más frecuente a la que se ha asociado (Shapiro y France, 1985), en cambio, hay estudios que no relacionan entre sí ambas enfermedades (Liza-Sharmini y col, 2006).

También se ha relacionado con frecuencia al queratocono la amaurosis congénita de Leber.

Otra enfermedad sistémica relacionada con el queratocono es la atopia, aunque hay trabajos que no asocian ambas patologías entre sí.

Las enfermedades del tejido conectivo también se asocian al queratocono. (síndrome de Ehlers-Danlos, síndrome de Marfan y osteogénesis imperfecta).

1.3.2.7. CLASIFICACIÓN

La clasificación del queratocono es importante para identificar correctamente la enfermedad, así como para predecir su evolución y decidir el tratamiento a aplicar.

Existen diferentes clasificaciones según el criterio utilizado.

CURVATURA

Se basa en los radios de curvatura, y en el concepto que cuanto más pequeños son, peor visión tiene el paciente con gafas y más cerca está de la queratoplastia.

Las lecturas queratométricas centrales medias (KM) se emplean para esta clasificación.

- Leve: $KM < 45$ D.
- Moderado: KM entre 45 y 52 D.
- Avanzado: $KM > 52$ D.
- Grave: $KM > 62$ D.

Buxton es conocido por clasificar el queratocono en función de las lecturas queratométricas (Perry y col, 1980). Su ordenación es una variación de la anterior, establece varios estadios, grado 0 para valores menores de 45 D, grado I para lecturas entre 46-52 D, grado II para radios entre 53-59 D, y grado III para lecturas mayores de 60 D.

MORFOLÓGICA

Atendiendo a la forma y ubicación del cono se describen tres tipos (Perry y col, 1980; Burger, 1993):

- Redondo o pezón (nipple): pequeño de diámetro (5 mm o menor) y forma redonda, a menudo el cono apical es central o paracentral, y desplazado inferonasal.
- Oval: mayor diámetro (5 a 6 mm), se extiende infero-temporal. Más frecuentes los episodios de hidropesía y cicatrices.
- Globo: mayor tamaño (superior a 6 mm) y pueden afectar al 75% de la córnea.

Los conos en pezón generalmente es fácil la adaptación con LC, y presenta mayor dificultad en los ovales y con forma de globo. Por regla general, cuanto mayor es el desplazamiento del vértice del cono, suelen existir complicaciones en las adaptaciones.

AMSLER-KRUMEICH

Esta clasificación tiene en cuenta la refracción subjetiva, los signos observados con la lámpara de hendidura (LH), el promedio de la queratometría central y el espesor corneal (Krumeich y Kezirian, 2009; Kamiya y col, 2014).

Estadio I - Abombamiento excéntrico de la córnea.

- Miopía y/o astigmatismo inducido < 5 D.
- $KM \leq 48$ D.

Estadio II - Miopía y/o astigmatismo inducido entre 5 y 8 D.

- No cicatrices centrales.
- Estrías de Vogt.
- $KM \leq 53$ D.
- Paquimetría mínima ≥ 400 μm .

Estadio III- Miopía y/o astigmatismo inducido entre 8 y 10 D.

- No cicatrices centrales.
- $KM > 53$ D.
- Paquimetría mínima de 200 y 400 μm .

Estadio IV- No se puede refraccionar.

- Cicatrices corneales centrales.
- $KM > 55$ D.
- Paquimetría mínima < 200 μm .

FERRARA

Es una modificación de la clasificación anterior:

Estadio I - Discomfort visual.

- MAVC 20/30.
- Signos iniciales de queratocono en la LH.
- Signos iniciales de distorsión de miras del topógrafo.
- $KM < 48$ D.

Estadio II - Discomfort visual intenso.

- MAVC 20/50.
- Miras del topógrafo distorsionadas.
- KM entre 48 y 52 D.
- Perfil corneal alterado con la LH.

Estadio III- MAVC 20/60.

- Estrías de Vogt, adelgazamiento ápex corneal.
- KM entre 52 y 58 D.

Estadio IV- MAVC 20/200.

- Opacidad estromal, cicatrices, ruptura de membrana de Bowman.
- KM > 59 D.
- Intolerancia lentes de contacto.

ALIÓ

Propuesta por Alió y Shabayek (2006), es una modificación de la clasificación de Amsler-Krumeich en la que se incluyen las AAO, mediante el RMS, para gradar el queratocono.

Estadio I - LH: ausencia cicatriz.

- K central: ≤ 48 D.
- RMS coma like: 1.50 a 2.50 μm .

Estadio II - LH: ausencia cicatriz.

- K central: $> 48, < 53$ D.
- RMS coma like: $> 2.50, < 3.50$ μm .
- Paquimetría: > 400 μm .

Estadio III- LH: ausencia cicatriz.

- K central: $> 53, < 55$ D.
- RMS coma like: $> 3.50, < 4.50$ μm .
- Paquimetría: 300 a 400 μm .

Estadio IV- LH: cicatriz central.

- K central: > 55 D.
- RMS coma like: > 4.50 μm .
- Paquimetría: 200 μm .

KERATOCONUS SEVERITY SCORE (KSS)

Está basada en los hallazgos observados mediante la LH, en la topografía corneal de cara anterior, en el índice topográfico ACP (potencia corneal media) y en las aberraciones corneales de alto orden (RMS AO) (McMahon y col, 2006).

- Grado 0 No afectación-Topografía corneal normal
- LH: no cicatriz corneal, no signos.
 - Topografía: mapa axial normal.
 - ACP: ≤ 47.75 D.
 - RMS AO: ≤ 0.65 μm .
- Grado 1 No afectación-Topografía corneal atípica
- LH: no cicatriz corneal, no signos.
 - Topografía: mapa axial atípico (irregular, asimétrico superior o inferior, diferencias < 3 D en la ACP inferior o superior).
 - ACP: ≤ 48 D.
 - RMS AO: ≤ 1.00 μm .
- Grado 2 Topografía sospechosa
- LH: no cicatriz corneal, no signos.
 - Topografía: mapa axial con área de curvamiento (inferior, superior, central).
 - ACP: ≤ 49 D.
 - RMS AO: $> 1.00, \leq 1.50$ μm .
- Grado 3 Leve
- LH: no cicatriz corneal, signos positivos.
 - Topografía: mapa axial compatible con queratocono.
 - ACP: ≤ 52 D.
 - RMS AO: $> 1.50, \leq 3.50$ μm .
- Grado 4 Moderado
- LH: cicatriz corneal, signos positivos.
 - Topografía: mapa axial compatible con queratocono.
 - ACP: > 52 D, ≤ 56 D.
 - RMS AO: $> 3.50, \leq 5.75$ μm .

Grado 5 Severo

- LH: cicatriz corneal, signos positivos.
- Topografía: mapa axial compatible con queratocono.
- ACP: > 56 D.
- RMS AO: > 5.75 μm .

CLÍNICA

Esta clasificación está basada en las anteriores, y relaciona entre sí los signos, los síntomas, la severidad y el tratamiento óptico del queratocono (Montalt y González, 2007).

Grado 0: sin hallazgos biomicroscópicos, con valores paquimétricos normales y lecturas queratométricas habituales sin distorsión (o ligera) de las miras. La topografía corneal (astigmatismos asimétricos o irregulares), es similar a un queratocono grado I. Los índices topográficos ayudan en el diagnóstico diferencial con el moldeo corneal por LC y con el queratocono clínico. La AV es buena y se compensa bien con gafas.

Grado I: lecturas queratométricas entre 42 y 45 D, con una ligera distorsión y angulación oblicua de las miras, y leve astigmatismo corneal (1-2 D). La córnea es transparente y la paquimetría es normal en el centro. La retinoscopia presenta el reflejo en tijera. La topografía indica una ectasia que afecta a la cornea central y/o periférica. La AV visual con gafas es menor (0.6-1) y se compensa bien con LC.

Grado II: lecturas queratométricas entre 45 y 52 D con una distorsión moderada de las miras, y valores de astigmatismo corneal mayores a 2 D. La córnea es transparente aunque pueden observarse algunos nervios y otros signos (estrías), y la paquimetría indica valores más bajos (<450 μm). El reflejo retinoscópico es irregular. La topografía indica claramente la ectasia. La visión con gafas es más reducida (0.2-0.8), y solo con LC se consigue una buena AV (1.0).

Grado III: queratometría con valores superiores a 52 D, marcada irregularidad de las miras, y valores de astigmatismo corneal entre 3 y 8 D. Se observan estrías de Vogt, anillo de Fleischer y ligeras opacidades en el

estroma, con un adelgazamiento importante de la zona ectásica y una disminución de los valores de la paquimetría. El reflejo en tijera es evidente y con el oftalmoscopio se observan sombras sobre el fulgor pupilar. La topografía evidencia una notable deformación. La visión con gafas es baja (0.1-0.3), y solamente con LC se obtiene una AV aceptable (0.4-0.8).

Grado IV: la queratometría es muy difícil medirla debido a la gran distorsión de las miras. Hay una pérdida de transparencia -especialmente en los casos con leucoma secundario a hidrops agudo-, con estrías, anillo de Fleischer, y cicatrización en los casos severos. El adelgazamiento es muy evidente, y se observa el signo de Munson. La oftalmoscopia evidencia una “mancha de aceite” en la zona ectásica al mirar el reflejo pupilar. La topografía indica valores extremos con una imagen muy irregular. La visión con LC es muy baja (0.1-0.4) y hay que plantear la queratoplastia.

1.3.2.8. DIAGNÓSTICO DIFERENCIAL

Existen alteraciones corneales que presentan astigmatismo irregular, y que pueden presentar una sintomatología similar a la reflejada por el paciente con un queratocono incipiente. En cambio, otras anomalías presentan adelgazamientos en alguna zona de la córnea con irregularidades morfológicas y protrusión. Por otra parte, existen trastornos corneales con signos de inflamación y sintomatología similar al queratocono. Por lo tanto, es importante establecer un análisis diferencial entre ellas y, realizar el diagnóstico correcto

A continuación se describen las diferentes condiciones oculares.

QUERATOCONO SUBCLÍNICO

También denominado forma frustra de queratocono. Se trata de una condición ocular con un patrón topográfico anómalo, pero con otros signos normales.

Topográficamente hay una gran similitud de esta forma frustra con el corneal warpage y con el queratocono incipiente. Las corneas con astigmatismos asimétricos pueden advertir esta condición (Rabinowitz, 1998). La causa más habitual es el uso durante años de LC (Wilson y Klyce, 1989; Cheng y col, 2004). Para confirmar el diagnóstico, es necesario que la topografía se normalice tras retirar las LC durante

varios días o incluso semanas; la topografía corneal puede dar una falsa imagen que se normaliza tras eliminar el estímulo (warping o pseudoqueratocono).

Los índices topográficos son de gran ayuda en el diagnóstico diferencial para indicar si existe una alteración morfológica corneal significativa. Por ejemplo, si se tiene solamente en cuenta el valor de la potencia corneal máxima (53 D) en la zona paracentral inferior de la topografía corneal (Figura 12), puede dar lugar a una confusión. Si se observa el análisis corneal PanthFinder, este indica unos valores del “CIM” (grado de irregularidad de la superficie) y del “TKM” (queratometría tórica media) tolerables, y un “SF” (factor de forma o $-Q$) elevado pero que no es indicativo por si solo de queratocono.

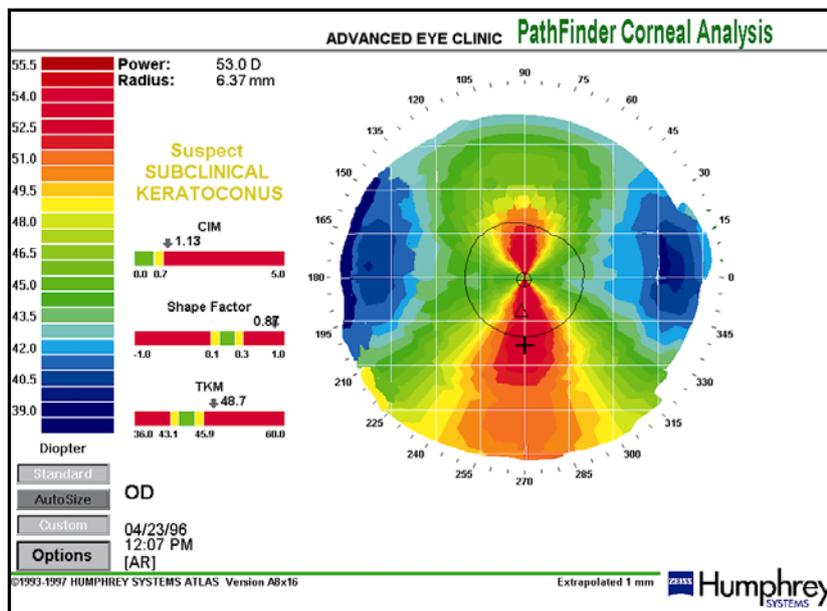


Figura 12. Topografía corneal (cara anterior) de un queratocono subclínico. Presentación modo Análisis corneal Pathfinder: CIM, SF y TKM (Atlas® Zeiss).

Hay que prestar atención a otras condiciones oculares como la DMP, una cirugía corneal previa o un adelgazamiento corneal inflamatorio ya que pueden inducir patrones topográficos que simulen una forma frustra (Maguire y col, 1987).

Por otro lado, se deben descartar las fuentes de error durante la adquisición de las topografías realizadas con mala fijación del paciente, o una mala calidad de la película lagrimal (aparición de zonas por sequedad).

QUERATOCONO POSTERIOR

Es una ectasia congénita muy rara que se caracteriza por la presencia de una depresión crónica no progresiva de la superficie corneal posterior, y una cara anterior normal (Figura 13).

La protrusión puede ser central o periférica acompañada de un adelgazamiento corneal y, en ocasiones, de leucoma posterior. Puede ser general o localizado (Krachmer y Rodrigues, 1978).



Figura 13. Imagen mediante OCT (en modo de alta resolución) del OD de un paciente con queratocono posterior. Detalle de la córnea con la protrusión en la cara posterior y adelgazamiento localizado de la córnea en dicha localización.

La agudeza visual suele estar dentro de la normalidad debido a que la córnea permanece transparente, aunque existen casos con alteraciones del estroma en los que se evidencia una pérdida de visión. Suele ser unilateral y no evoluciona a lo largo de la vida (Schocket y col, 1964; Parafita y col, 2000).

Se considera una anomalía congénita, pero existen casos secundarios a traumatismo ocular, cirugía ocular o procesos inflamatorios de la córnea.

DEGENERACIÓN MARGINAL PELÚCIDA

La Degeneración marginal pelúcida es una ectasia progresiva no inflamatoria, denominada también queratotoro. Presenta una protrusión semilunar bilateral,

acompañada de un adelgazamiento corneal inferior cercano al limbo, que se extiende desde las 4 a las 8 horas del reloj con una anchura entre 1 y 2 mm. No hay predisposición a padecerla ni por raza ni por género (Krachmer, 1978; Maguire y col, 1987).

A diferencia del queratocono, la protusión se sitúa por encima, y no en el interior de la zona de adelgazamiento. Se observa una marcada asfericidad debido a la diferencia de poder dióptrico entre los semimeridianos con elevado astigmatismo en contra de la regla. La topografía simula una forma de “mariposa” o de “croissant” (Figura 14).

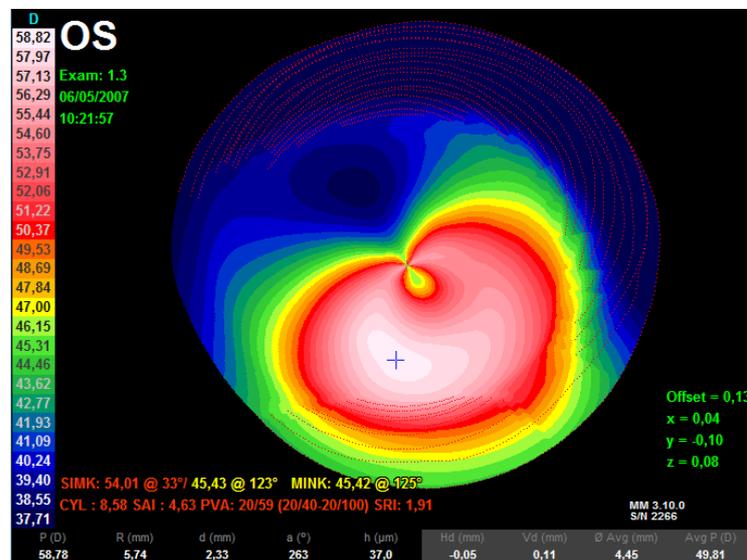


Figura 14. Topografía corneal (mapa de curvatura de la cara anterior) de una Degeneración marginal pelúcida (CA-100 Topcon®).

La biomicroscopía evidencia la presencia del adelgazamiento inferior, pliegues en la membrana de Descemet concéntrico al limbo, línea férrica, cicatrices corneales e hidrops agudo. Por otra parte, en un mismo ojo pueden aparecer de manera simultánea DMP y queratocono. Los pacientes con esta patología generalmente se presentan con quejas de visión borrosa debido a un astigmatismo irregular elevado (Kayazawa y col, 1984).

Es necesario prestar especial atención a los candidatos a cirugía refractiva realizando la topografía corneal y paquimetría en todas las zonas para descartarla,

incluso cuando la AV con corrección es buena y el examen biomicroscópico es normal (Ambrosio y Wilson, 2002).

QUERATOGLOBO

Es una ectasia globular bilateral que presenta un adelgazamiento generalizado, más marcado en la periferia, adoptando el perfil corneal una forma globular (Figura 15). El diámetro de la córnea suele ser normal o algo aumentado. La cámara anterior es profunda. La enfermedad no suele evolucionar en la mayoría de los casos, pero puede producirse un hidrops por la rotura de la membrana de Descemet asociado a opacidades en el estroma profundo, o bien, una perforación corneal por el excesivo adelgazamiento. El patrón topográfico no suele presentar una gran deformación, y los índices son normales o tolerables. Puede ser congénito o adquirido, y relacionarse con alteraciones del tejido conectivo, o bien, con alteraciones en la síntesis de colágeno (Hyams y col, 1969; Cameron, 1993).

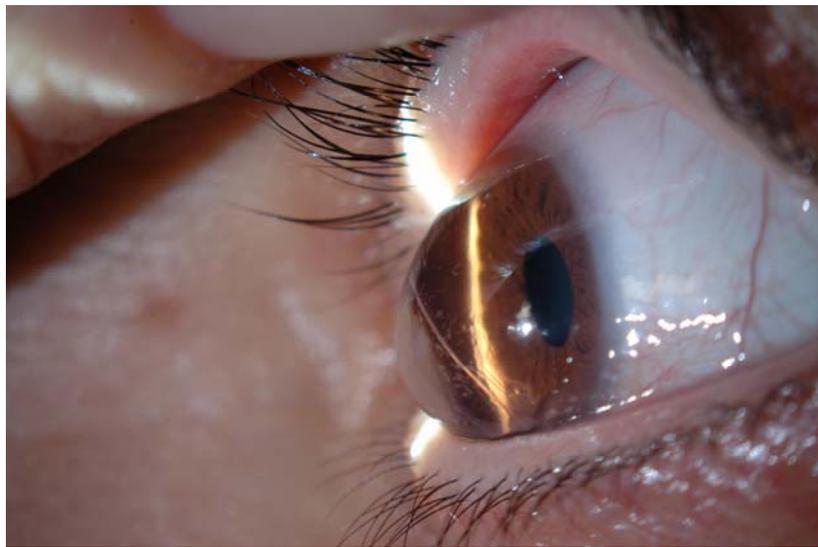


Figura 15. Imagen con biomicroscopía del perfil corneal de un paciente con queratoglobo (Cortesía de Peris y col, 2007).

El queratoglobo puede presentarse en el ojo adelfo de un paciente con DMP. En la literatura se describe la aparición de queratoglobo tras la resolución de una hidropesía en un queratocono (Gupta y col, 1985). También se describe un queratoglobo en un paciente con queratocono previo (Pouliquen y col, 1985). Se aconseja efectuar el diagnóstico diferencial con el glaucoma congénito y la megalocórnea.

El queratoglobo se ha asociado con: adelgazamiento escleral, pseudotumor orbitario inflamatorio, blefaritis crónica, frotadores crónicos y glaucoma tras queratoplastia penetrante (Biglan y col, 1977; Cameron, 1993). La forma adquirida de queratoglobo también ha sido descrita en asociación con queratoconjuntivitis vernal e hipertiroidismo (Cameron, 1993).

DEGENERACIÓN MARGINAL DE TERRIEN

La Degeneración Marginal de Terrien (DMT) es un adelgazamiento ectásico periférico poco común. Su etiología es desconocida. Suele ser bilateral, generalmente asimétrico, afectando primero un ojo y varios años después el adelfo. Su progresión es lenta, presentándose en bastantes casos a partir de la cuarta década de la vida (Austin y Brown, 1981; Guyer y col, 1987; Pouliquen y col, 1989).

Se caracteriza por la ausencia de defectos epiteliales corneales y por la presencia de opacidades en el estroma, depósitos lipoides y neovascularización en el área ectásica corneal (Figura 16).

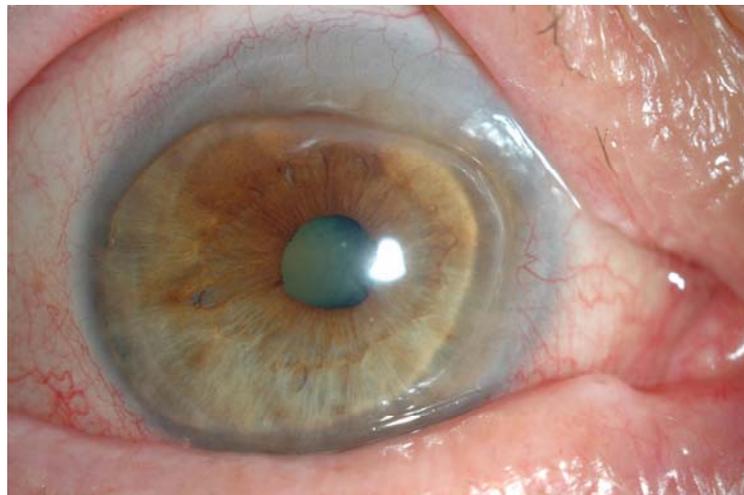


Figura 16. Imagen mediante biomicroscopía de un paciente con Degeneración marginal de Terrien (Cortesía de Peris y col, 2007).

Puede desarrollarse un pseudoterigión oblicuo o inferior, y un adelgazamiento circunferencial cerca del limbo, acompañado de un deterioro de la AV por el aumento del astigmatismo. El adelgazamiento, en principio en forma de arco generalmente superior, progresa circunferencialmente y en casos raros también puede hacerlo

centralmente. Si evoluciona de forma severa y el adelgazamiento amenaza una posible perforación corneal, puede ser recomendable un trasplante corneal.

DEGENERACIÓN MARGINAL EN SURCO

La Degeneración marginal en surco también denominada “degeneración senil en surco” por presentarse en edades avanzadas, es una alteración que cursa con un adelgazamiento del estroma corneal periférico (Figura 17).

En el epitelio se observa una línea de neovascularización superficial; debe diferenciarse la zona transparente que existe entre el limbo y el arco lipídico. Puede provocar un astigmatismo corneal irregular, pero no supone compromiso visual para el paciente, no precisando tratamiento quirúrgico. A pesar del adelgazamiento corneal no llega a producir una ectasia visible. Suele asemejarse a una DMT en estadio inicial (Austin y Brown, 1981).

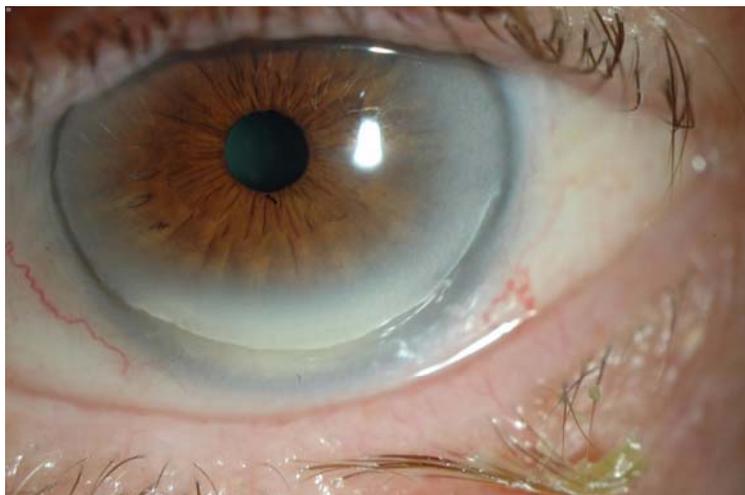


Figura 17. Imagen mediante biOMICROSCOPIA de una Degeneración marginal en surco (Cortesía de Peris y col, 2007).

DELLEN CORNEAL

Es una depresión periférica de la superficie corneal, situada habitualmente en la zona temporal. Suele ubicarse junto a una inflamación, elevación conjuntival o anomalía palpebral (Figura 18). Esto provoca una alteración de la película lagrimal (Moses, 1978; Yan y Wu, 2003).

Puede presentarse en procesos inflamatorios después de una cirugía (pterygium, glaucoma, catarata y estrabismo). También se ha asociado a enfermedad de Graves y al uso de colirios anestésicos.

Su evolución es transitoria, ocasionalmente puede prolongarse varias semanas y provocar cicatrices en la zona periférica. Se trata mediante oclusión y lágrimas artificiales para lubricar la superficie ocular. También se usan LC terapéuticas para proteger la córnea y promover la cicatrización.

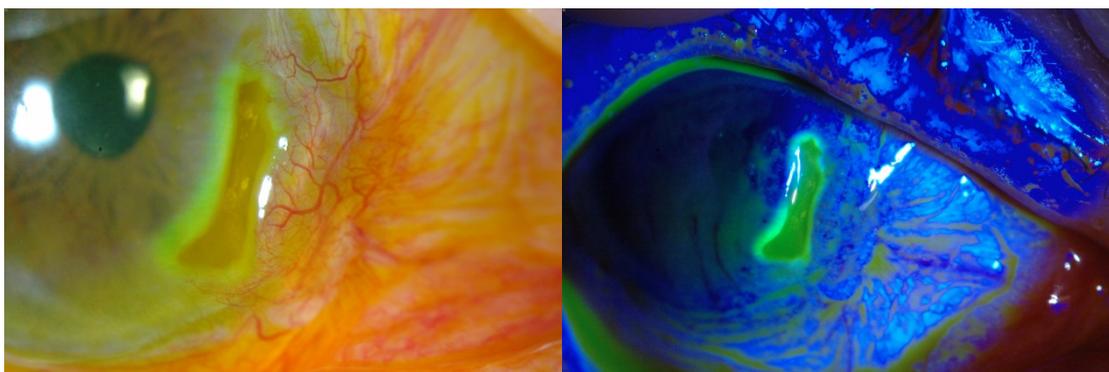


Figura 18. Imagen con biomicroscopía de Dellen corneal. Izquierda: Se observa un importante adelgazamiento corneal próximo a limbo a la semana de la cirugía de pterigion; Derecha: OD del mismo paciente con colirio fluoresceína.

ÚLCERA DE MOOREN

La úlcera de Mooren es una queratitis crónica, progresiva, que comienza en la periferia y avanza hacia el centro de la cornea, sin afectar a la esclera (Figura 19). Es una patología corneal muy rara (Foster, 1994).

Tiene dos formas de presentación clínica: una leve, más frecuente en mayores de 40 años y, otra maligna, más frecuente en individuos jóvenes.

Cursa con dolor intenso, ojo rojo, lagrimeo y fotofobia. La visión puede verse alterada si se afecta la córnea central, se asocia a iritis, o bien, a astigmatismo irregular por el adelgazamiento corneal.

La patogenia es desconocida, aunque el mecanismo autoinmune es el más implicado. Por definición es idiopática y no suele asociarse a ninguna enfermedad sistémica.

No existe consenso para el tratamiento con fármacos, y si no remite la enfermedad, se plantea la queratoplastia lamelar o penetrante (Brown y Mondino, 1980).

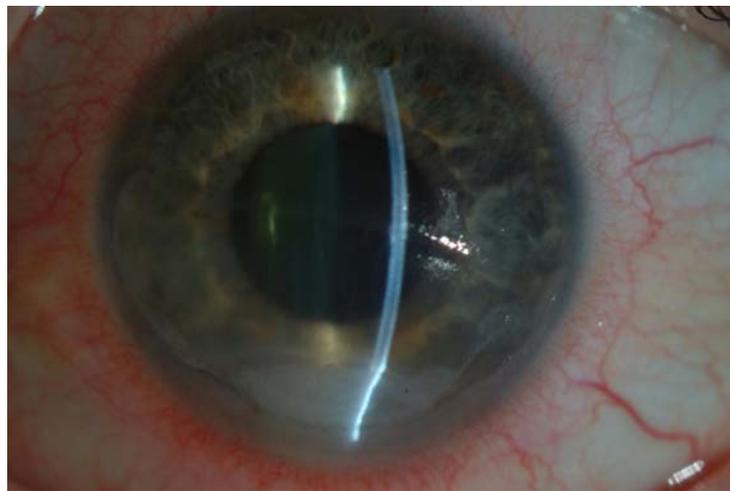


Figura 19. Imagen mediante biomicroscopía de un paciente con Ulcera de Mooren (Cortesía de Peris y col, 2007).

QUERATITIS ULCERATIVAS PERIFÉRICAS

Son un grupo heterogéneo de úlceras corneales progresivas. Cursan con dolor, y se acompañan de un adelgazamiento corneal periférico (Foster, 1994).

Se asocian a patologías oculares o a enfermedades sistémicas, generalmente de origen autoinmune. Se manifiestan asociadas a escleritis y epiescleritis.

El control de estas úlceras está relacionado con el tratamiento y mejora de la enfermedad sistémica.

ECTASIA POST-QUIRÚRGICA

Las características de esta ectasia son similares al queratocono. Se caracteriza por presentar una protusión cónica, adelgazamiento de la córnea y astigmatismo irregular que provoca un deterioro de la visión que no puede ser bien corregido con gafas.

La ectasia iatrogénica se ha descrito en la literatura científica asociada a varias técnicas de cirugía querato-refractiva: Queratotomía Radial, PRK y LASIK. Suele manifestarse en el postoperatorio tardío, después de varios años de la intervención (Muñoz y col, 2005; Abad y col, 2006; Kim y col, 2006). También se ha asociado al queratocono subclínico preoperatorio (Seiler y Quurke, 1998).

Para prevenir la ectasia postoperatoria, se aconseja dejar tejido estromal central residual suficiente tras el LASIK para evitar la disminución de la integridad corneal y el posterior desarrollo de la ectasia. Existe una recomendación general de no dejar menos de 250-300 μm de lecho estromal residual tras la ablación, no crear colgajos corneales que sean mayores del 25% del espesor corneal, y no ablacionar más del 20% del espesor corneal total (Klein y col, 2006; Villarrubia y col, 2006).

La detección del queratocono subclínico y del queratocono posterior tiene mucha importancia por el hecho de que si se interviene mediante la cirugía refractiva corneal, aumenta el riesgo de una ectasia iatrogénica posterior a la intervención.

Como tratamiento quirúrgico de las irregularidades de la cornea provocadas por la ectasia iatrogénica cabe destacar el implante de AIC. Los resultados obtenidos permiten una mejoría de la visión al reducir la ametropía residual y el astigmatismo corneal irregular. (Lovisoló y Fleming, 2000; Silva y col, 2000).

1.3.3. TRATAMIENTO DEL QUERATOCONO

1.3.3.1. ÓPTICO

1.3.3.1.1. LENTES OFTÁLMICAS

La corrección con gafas es la primera indicación para mejorar la AV de los pacientes con queratocono en los estadios iniciales de la enfermedad. En estos casos, no suele existir un gran deterioro de la visión. También se aconsejan cuando existen problemas de tolerancia a las LC. Es conveniente prescribir gafas para los días en que las LC no se pueden usar por problemas de tolerancia. También deben prescribirse en los presbíteros para utilizarlas en visión de cerca conjuntamente con las LC.

Las lentes fotocromáticas están recomendadas en casos de queratocono que presentan una mayor sensibilidad en ambientes luminosos. Las nuevas generaciones de lentes orgánicas fotosensibles ofrecen a los pacientes mejoras significativas en su calidad de visión (Stenson y col, 2002). Los tratamientos antirreflejantes atenuan los halos luminosos y los brillos en condiciones de baja iluminación e interiores. La combinación de ambos sistemas, suma a la ventaja de una lente prácticamente blanca el valor añadido de una adecuada protección ocular solar.

En los estadios moderados y severos las gafas no están indicadas porque existe una menor AV aún con la mejor corrección. Las lentes oftálmicas no pueden neutralizar el astigmatismo irregular de la cara anterior de la córnea. Por otra parte, cuando existe una anisometropía elevada no es posible una buena tolerancia con gafas.

En los pacientes con queratocono suele presentarse una mayor dificultad para realizar la refracción, sobre todo, en los estadios más avanzados de la enfermedad. Además, estos pacientes pueden llegar a cambiar la graduación de sus lentes varias veces en cortos periodos de tiempo porque no se llegan a adaptar bien a ninguna, aunque consigan una AV aceptable (Rabinowitz, 1998).

1.3.3.1.2. LENTES DE CONTACTO

Las lentes de contacto son el tratamiento óptico principal de elección para el queratocono, pero es necesario personalizar cada caso, eligiendo el diseño y el material adecuado.

Dependiendo de la evolución de la ectasia las opciones de tratamiento óptico son:

- Estadio I: gafas, lentes hidrofílicas o rígidas permeables al gas.
- Estadio II: lentes hidrofílicas o rígidas permeables al gas.
- Estadios III y IV: lentes rígidas permeables al gas, híbridas o piggyback.

Una adaptación óptima de LC en un queratocono es la que presenta las siguientes características:

- Ausencia de erosiones apicales.
- Ausencia de distorsión o moldeo corneal.
- Respeto de la fisiología corneal.
- Máxima agudeza visual posible, sin anomalías acomodativas.
- Descentramiento moderado de la lente.
- Tolerancia y confort en el porte.
- Horario mínimo de uso de 10 horas.

LENTES HIDROFÍLICAS

Existen diferentes diseños de lentes blandas para la adaptación de queratoconos, pero en la práctica clínica no todos presentan la misma eficacia.

La adaptación de lentes hidrofílicas esféricas, asféricas o tóricas está indicada en los estadios leves, o bien, cuando se presentan problemas de intolerancia a las lentes RPG corneales. La agudeza visual suele ser aceptable mientras no evoluciona la ectasia. En los últimos años, se han desarrollado pocos diseños para mejorar estos problemas de visión.

Después del implante de AIC para queratocono, se han adaptado lentes hidrofílicas tóricas con buenos resultados visuales (Carballo-Alvarez y col, 2014).

En los estadios moderados, los resultados son pobres, debido a la mala AV, consecuencia del astigmatismo producido por la protrusión cónica. En estos casos, se

pueden probar lentes con mayor diámetro (15 mm), mayor espesor (0.30 mm) y baja-media hidrofilia (38%).

Otra opción, para los queratoconos moderados, cuando fracasa la adaptación con lentes permeables corneales, son diseños especiales de mayor grosor y media-alta hidratación. Cabe destacar los siguientes:

Flexlens Harrison Keratoconus[®] y Flexlens Tri-curve Keratoconus Lens[®] (X-Cel Contacts, Walman Optical, Minneapolis, USA): las dos lentes son torneadas con un diseño posterior de tres curvas y geometría trapezoidal (curva central más plana y curvas periféricas más cerradas). Presentan una zona central más gruesa (entre 0.40 y 0.65 mm) para mejorar la AV, y un contenido en agua del 55 %. Se presenta en diámetros estándar de 14 y 14.50 mm, y curvas base entre 6.00 y 8.70 mm.

Queratosoft[®] (Lenticon, Madrid, España): es una lente torneada con un diseño trapezoidal lenticular y cara anterior tricurva (Figura 20). La diferencia entre la zona óptica anterior y posterior ayuda a neutralizar parte del astigmatismo corneal irregular (Galindo-Ferreiro y col, 2007). Se fabrica en diámetro de 14.50 mm, radios entre 6.00 y 8.70 mm, un mayor espesor central entre 0.35 y 0.50 mm para mejorar la visión, y un contenido en agua del 59 % para aumentar el paso de oxígeno a través del material.

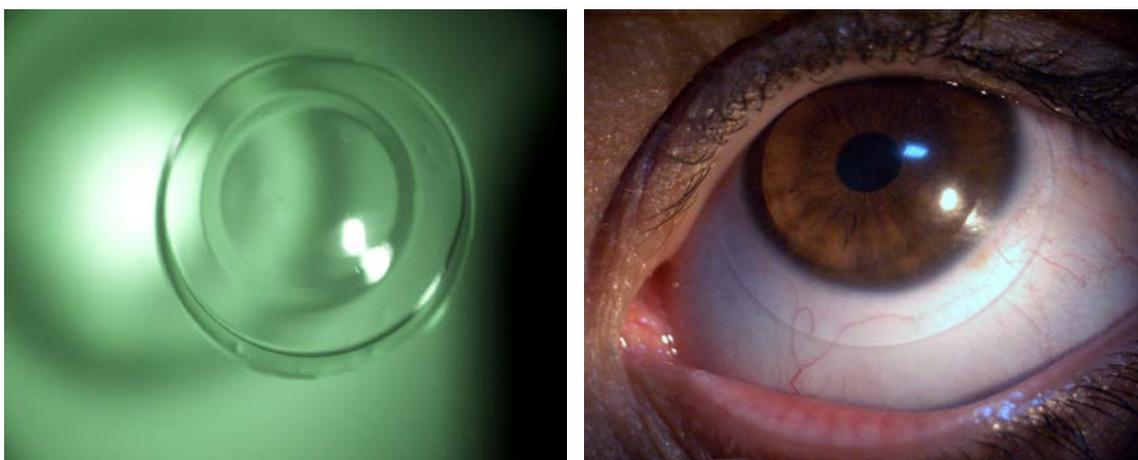


Figura 20. Imagen izquierda: diseño de la lente de contacto hidrofílica Queratosoft[®]; observese el mayor espesor y el diseño trapezoidal (cortesía de Lenticon). Imagen derecha: misma lente en un ojo con queratocono.

Soft K[®] (Soflex Contact Lenses, Misgav, Israel): es una lente de hidrogel de silicona fabricada en su cara posterior con la zona óptica esférica y la periferia esférica, y su cara anterior tricurva, con una zona óptica gruesa para mejorar la calidad de visión, y un diseño lenticular para optimizar el ajuste de la lente en el ojo. Una característica original de este diseño son dos fenestraciones que se sitúan en el eje horizontal cuando la lente está en el ojo, con el objetivo de igualar las presiones entre la zona anterior y posterior y mejorar el intercambio lagrimal (Figura 21). Se fabrica en un diámetro de 14.20 mm, y radios entre 7.00 y 8.20 mm. El material disponible en dos hidrataciones (67 y 74 %) mejora sustancialmente el paso de oxígeno al ojo con valores de 29 y 57 Dk. Presenta un espesor central de 0.36 mm para mejorar la visión. También hay una geometría tórica para corregir astigmatismos hasta 7 D. Está indicada, además del queratocono, en corneas irregulares y para trastornos corneales post-cirugía.

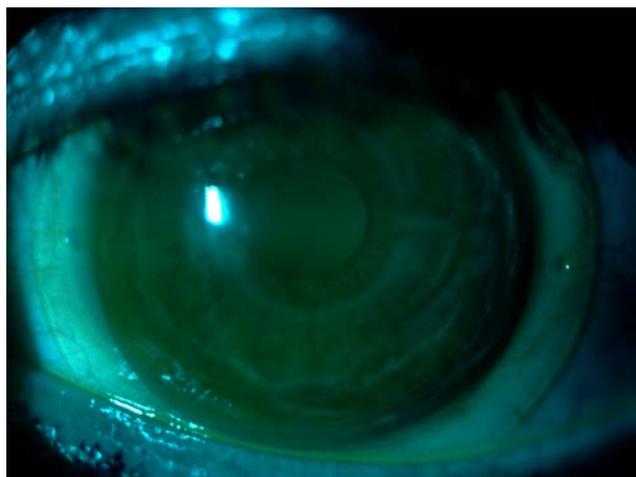


Figura 21. Lente de contacto hidrofílica Soft-k[®] con colirio de fluoresceína macromolecular. Obsérvese las fenestraciones periféricas de la lente en el meridiano horizontal.

KeraSoft IC[®] (Ultravision, Bedfordshire, UK): es una lente de hidrogel de silicona con un valor de 53 Dk y un contenido en agua del 77 %. Se fabrica en diámetros entre 14 y 15.50 mm, y curvas base entre 7.40 y 9.40 mm. El diseño permite efectuar ajustes en la periferia de la lente (estándar, cerrado y abierto). Tiene dos geometrías, una esférica y otra tórica para astigmatismos hasta 15 D. Está indicada para la corrección óptica de corneas con astigmatismos irregulares y queratoconos (Fernández-Velázquez y Fernández-Fidalgo, 2015).

LENTE RÍGIDAS PERMEABLES AL GAS CORNEALES

Las lentes rígidas permeables al gas son el tratamiento de elección en muchos casos. Mejoran la visión del paciente al neutralizar el astigmatismo irregular de la cara anterior de la córnea (Zadnik y Mutti, 1987; Betts y col, 2002; Barnett y Mannis, 2011).

La selección del diseño de la lente se basa en el estudio previo de los siguientes parámetros:

- Forma de la superficie corneal.
- Excentricidad de la cornea.
- Ubicación del cono.
- Curvatura y forma del cono.

El material debe cumplir las siguientes características:

- Respetar la fisiología corneal.
- Proporcionar una adecuada AV.
- Proporcionar una comodidad aceptable.

Los inconvenientes de las adaptaciones de lentes permeables al gas son:

- Erosiones corneales recidivantes centrales y/o periféricas.
- Queratitis punteada superficial en el cono.
- Cicatrices centrales.
- Inestabilidad y descentramiento de la lente.
- Visión fluctuante.
- Sensación de roce o cuerpo extraño.
- Limitación del horario de uso.

Es importante valorar el apex del queratocono antes de decidir que lentes seleccionar. La forma y situación del cono pueden obligan a tomar decisiones que intolerables en una córnea normal, son asumibles en un paciente con queratocono. Un ligero toque apical o un pequeño descentramiento de la lente pueden ser inevitables incluso en una buena adaptación (Zadnik y col, 2005).

Gonzalez (1997), recomienda seleccionar las LC tomando como criterio la ubicación o localización del cono:

Central: Lentes de menor diámetro -entre 7.50 y 8.70 mm- con zona óptica pequeña, y bandas periféricas anchas y planas que se centran bien, ya que se ajustan a una curvatura equivalente a la córnea normal. Suele respetarse la fisiología corneal.

Periférico: Lentes de diámetro mayor -entre 8.80 y 11.00 mm- con una zona óptica más grande, intentando el posicionamiento en el centro o bien sujeta bajo el párpado superior, y el borde inferior ligeramente levantado. La lente suele presentar una tendencia a desplazarse hacia el vértice del cono. Existen adaptaciones en las que se observa un fluorograma típico en forma de herradura debido a un toque superior y periférico que hace que bascule sobre el vértice del cono.

Por otro lado, Villa (2002), propone elegir las LC según la forma del cono (Tabla 3):

Tabla 3. Adaptación de lentes de contacto permeables al gas según la forma del queratocono.

TIPO DE QUERATOCONO	LENTES
PEZON	• Esférica de DIAM pequeño (8.70)- (técnica de 3 puntos)
	• Asférica de DIAM medio (9.20)
	• Esférica en la ZO y asférica en la periferia*
OVAL	• Esférica de DIAM grande (técnica de herradura)
	• Asférica con DIAM grande
	• Esférica en la ZO y asférica en la periferia
	• Diseños especiales para queratocono**
GLOBO	• Lentes semiesclerales***

* ComfortKone; InfinityKone; Valley K lens
** Rose K; NiCone; Menicon ZO desplazada; Porus lens; Duozone
*** Epicon; Macrolens

Es evidente que las técnicas de adaptación de las lentes permeables en el queratocono son muy variadas. Las geometrías más usadas son: esféricas, esféricas y diseños especiales.

Lentes esféricas

Están indicadas principalmente en los estadios iniciales y moderados del queratocono. La adaptación se realiza mediante tres técnicas diferentes:

Apoyo apical: es una técnica de adaptación empleada en el pasado para conos grandes, donde se utilizaban lentes con diámetros de 9 a 10 mm (Burger, 1993; Ruben, 1994). Se alcanzaba una visión aceptable y un cierto grado de comodidad. Es una adaptación plana, en la que la lente se apoya excesivamente en el vértice del cono (Figura 22). Suele ocasionar muchos problemas: mal centrado, desplazamiento de la lente en el ojo (con el párpado, que la levantará al pasar sobre ella), micro-traumatismo continuo con alteración epitelial, cicatrices, mala tolerancia y riesgo de regresión.



Figura 22. Lente de contacto rígida permeable al gas esférica adaptada mediante la técnica de apoyo apical. Obsérvese la cicatriz central, el descentramiento de la lente y el apoyo en el párpado inferior por la adaptación plana.

Separación apical: es una técnica que busca la claridad apical para evitar cicatrices centrales permanentes (Korb, 1982; Ruben, 1994). Se usan lentes de menor diámetro (unos 8 mm) con zonas ópticas más pequeñas. Es una adaptación cerrada con dos puntos de toque en la periferia de la lente (Figura 23). La técnica presenta varios inconvenientes: acumulación de lágrima en el centro de la lente, formación de burbujas, disminución del intercambio lagrimal, hipoxia en la zona central de la córnea y edema.

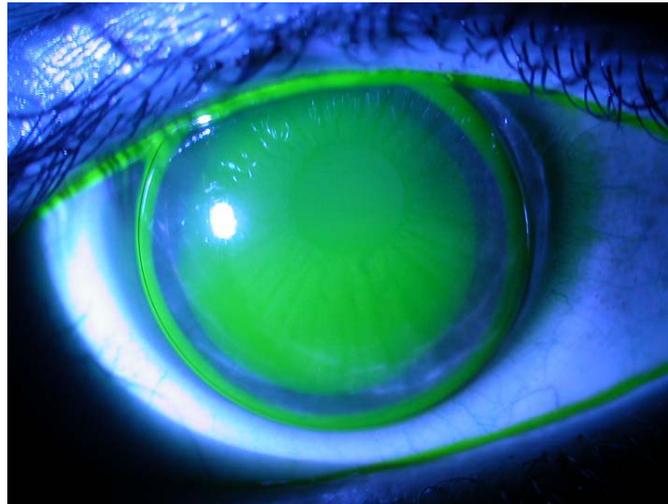


Figura 23. Lente de contacto rígida permeable al gas esférica adaptada mediante la técnica de separación apical.

Alineamiento paralelo: denominada también “técnica de tres puntos”, es una adaptación paralela con un mínimo apoyo de la lente en el ápex (de 2 a 3 mm) y contacto en dos puntos de la zona periférica media (Arias y col, 1959; Bennett, 1986). Se persigue el equilibrio entre las técnicas anteriores para evitar la hipoxia, optimizar la circulación de la lágrima y mejorar la estabilidad de la lente (Figura 24). Suele dar buenos resultados en los casos en los que el vértice del cono es central. En cambio, en los conos periféricos presenta inconvenientes como peor centrado y menor estabilidad, requiriendo por tanto, una mayor precisión y dedicación en el proceso de adaptación.

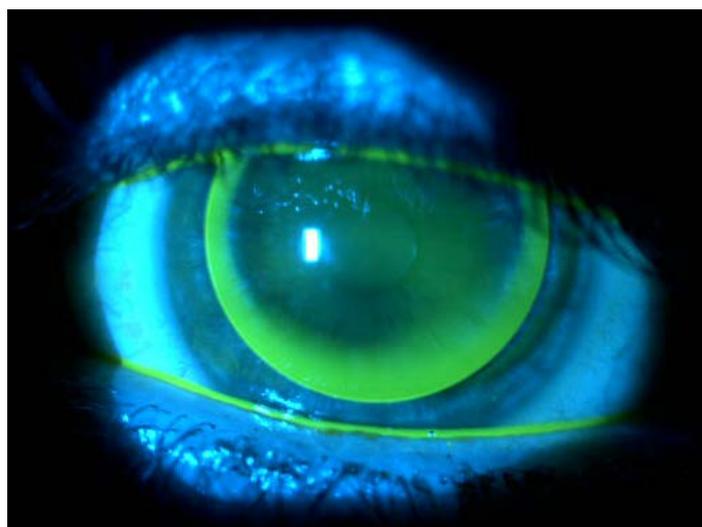


Figura 24. Lente de contacto rígida permeable al gas esférica adaptada mediante la técnica de alineamiento paralelo.

Lentes esféricas

Están indicadas en los pacientes con queratocono leve y moderado, y en determinados casos más avanzados. Proporcionan un intercambio lagrimal más equilibrado, con un fluorograma más uniforme, siendo más difícil la formación de embolsamientos y burbujas. Las superficies esféricas mejoran los problemas que se crean en las curvas periféricas, como los rebordes en sus uniones y los deslumbramientos. Son lentes con menor espesor en el borde para lentes negativas, o en el centro para las positivas.

En los conos centrales se obtiene un mejor centrado y una visión más estable. En los conos periféricos su adaptación presenta más complicaciones debido a la inestabilidad que provoca el descentramiento inferior, siendo la visión de peor calidad (Zadnik, 1991).

Para el queratocono se fabrican varias geometrías: esféricas verdaderas, multiesféricas, esfero-esféricas y biasféricas. Entre ellas destacan las siguientes:

Queratokon[®] (*Lenticon, Madrid, España*): su geometría esférica se adapta muy bien a la forma cónica de la córnea. Está indicada en queratoconos con mayor excentricidad y en ectasias post-cirugía refractiva. El material tiene un valor de 58 Dk. Se fabrica en un diámetro estándar de 9.20 mm, aunque también se puede solicitar entre 9.20 y 9.80 mm. Presenta tres excentricidades (0.8, 1 y 1.2) que permiten adaptarse según el grado de asfericidad corneal. Las curvas base van de 5.30 a 8.00 mm. El radio base se ajusta a la curvatura del cono, mientras que las curvas periféricas lo hacen sobre la parte no afectada de la córnea para obtener un buen centrado en una posición interpalpebral, o bien, con una posición de la lente cubierta por el párpado. La curva base se cierra sobre "KM" para no tocar el cono, la curva intermedia se va aplanando hacia la periferia para obtener un buen asentamiento, y la zona periférica lenticular es la encargada de obtener una aceptable reserva lagrimal. En la Figura 25 se observa un buen centrado de la lente, con una zona central de liberación apical del cono, un alineamiento de la zona medio-periférica y un levantamiento de borde adecuado.

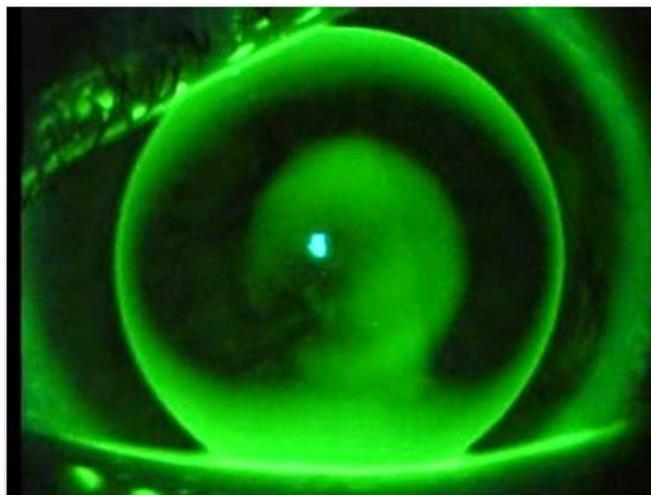


Figura 25. Lente de contacto rígida permeable al gas asférica Queratokon[®] (Cortesía Lenticon).

KBA[®] (Essilor Contact Lens, Dallas, USA): es un diseño biasférico. Su cara anterior presenta una curva asférica de compensación que permite que la lente tenga un efecto esférico. Tiene valores de alta excentricidad (0.98 y 1.30) en la superficie posterior que está diseñada para simular la curvatura de la córnea con queratocono. Está disponible en diámetro de 10.20 mm, y radios entre 5.00 y 7.50 mm. El material tiene un valor 65 Dk.

ComfortKone[®] (Metro Optics, Austin, USA): es un diseño esfero-asférico. La lente incorpora una pequeña zona óptica esférica que se ajuste al cono y proporciona al paciente una visión más definida y estable; luego se aplanan en una curva asférica y se alinean con la córnea. También se pueden producir en diseño tórico para córneas con astigmatismo. Se fabrica en diámetros de 7.50 a 9 mm.

Lentes de diseño especial

Suelen utilizarse en los casos más complicados, o bien, cuando las características de la protrusión hacen inviable el uso de lentes esféricas o asféricas. Cada caso requiere un tratamiento específico e individualizado, no siendo fácil mostrar un patrón de adaptación similar para todas las situaciones. Ninguna lente es la mejor para todos los queratoconos, se debe analizar cuidadosamente las características específicas de cada paciente para elegir el diseño que ofrezca una combinación de buena visión, comodidad y respeto de la fisiología corneal. Es recomendable obtener un alineamiento

equilibrado entre la lente, el vértice del cono y el resto de la córnea, evitando las erosiones epiteliales.

En este tipo de lentes existen diferentes diseños y, entre todos, destacan los siguientes:

Rose-K[®] (Menicon, Nagoya, Japan): se caracteriza por presentar una zona óptica pequeña con una curvatura muy cerrada que recubre el cono, siendo su periferia más plana para permitir el adecuado intercambio lagrimal. El diseño de la lente se realiza mediante un modelo complejo generado por ordenador que tiene en cuenta la geometría del radio base con una estructura de curvas periféricas apropiadas. Su adaptación está más recomendada en los conos centrales o para-centrales, ya que el contacto con la zona apical es mínimo y la zona periférica queda más alineada con el resto de la córnea (Figura 26). Esta lente da buenos resultados en los casos cuando con otros diseños no se consigue un buen centrado (Betts y col, 2002; Ozkurt y col, 2008; Mandathara y col, 2012).

La geometría Rose-K[®] se ha mejorado con el desarrollo de la lente Rose-K2[®], un diseño que consigue mejores resultados en las adaptaciones de queratocono. Se fabrica en un diámetro de 8.70 (opcional desde 7.90 a 10.20), con radios entre 4.80 y 8.30 mm, y con tres sistemas periféricos de levantamiento de borde (estándar, cerrado y abierto). Está disponible con curvas tóricas sobre ambas superficies, frontal o posterior, así como también periféricamente. La tecnología de fabricación también permite la incorporación de un diseño asimétrico (ACT) para mejorar la estabilidad de la lente.



Figura 26. Lente de contacto rígida permeable al gas Rose-K[®] (Cortesía Menicon).

Dyna-Intralimbal (DIL)[®] (*Lens Dynamics, Denver, USA*): es un diseño intralimbal, es decir, una lente que se adapta dentro del limbo, prácticamente tangente al mismo (Figura 27). Su diámetro estándar es 11.20 mm, aunque está disponibles en 10 y 10.50 mm. Esta lente presenta a menudo un mejor centrado en córneas irregulares. Las curvas secundarias de geometría inversa ayudan a prevenir el exceso de levantamiento del borde de la lente.

Originalmente fue diseñada para córneas con traumatismos y queratoplastias, pero también está indicada en pacientes con queratocono y DMP (Ozbek y Cohen, 2006).



Figura 27. Lente de contacto rígida permeable al gas Intralimbal (Cortesía Michael Baertschi).

Quadro[®] (*Conóptica, Barcelona, España*): es una lente asimétrica de cuatro cuadrantes modificables por separado (Figura 28). La zona óptica puede ser esférica o tórica, la zona que sigue a continuación es esférica, y se puede escoger con una excentricidad diferente (-0.9 a 1.5) para cada cuadrante por separado. El diámetro estándar es 10.20 mm, aunque se puede fabricar en otros parámetros. Para su adaptación es imprescindible la topografía corneal y un programa informático especial.

Según el fabricante, está indicada para córneas deformadas y con importantes asimetrías como es el caso de las queratoplastias, y también, en queratoconos con marcadas asimetrías.

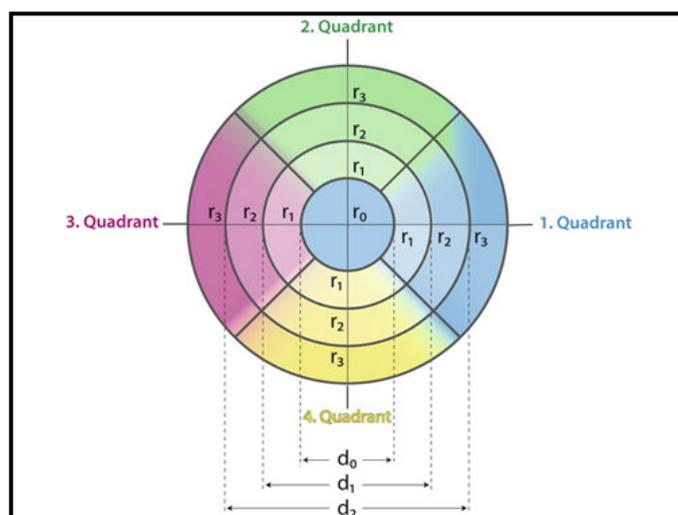


Figura 28. Diseño de la lente de contacto Quadro® (Cortesía Conóptica).

Lexington PRK® (Aero Contact Lens, Ohio, USA): es una lente diseñada inicialmente para córneas intervenidas de cirugía queratorrefractiva de miopía que presentan una ametropía residual. Su diseño trapezoidal sirve para queratoconos no muy desarrollados donde una lente permeable estándar no se adapta bien.

Menicón con ZO desplazada® (Menicon, Nagoya, Japan): destaca por presentar una zona óptica desplazada para adaptarla en conos descentrados inferiormente. El radio de curvatura central es la curva de adaptación. La zona óptica se calcula dependiendo donde se encuentra la protrusión, para ello, es imprescindible la información facilitada por la topografía corneal. Se fabrica en un diámetro estándar de 9.20 mm.

Duozone® (Mandell Lens, USA): está fabricada especialmente para pacientes con un cono periférico. Presenta una zona óptica descentrada y cerrada para cubrir adecuadamente el apex, sin ninguna función óptica, rodeada de una zona óptica anular que, junto con la potencia de la lente, proporciona una visión adecuada; estas dos zonas a su vez están rodeadas por una curva periférica posterior.

KAKC® (Conóptica, Barcelona, España): es un diseño esférico con cuatro curvas que permite trabajar el centro y la periferia de la lente de forma independiente. Tiene tres tipos de periferia (normal, plana e individualizada). Se puede fabricar para compensar el astigmatismo en diferentes geometrías tóricas (interna, externa y bitórica). Está disponible en diámetros entre 8.40 y 11 mm.

LENTE RÍGIDAS PERMEABLES AL GAS ESCLERALES

Las lentes de contacto RPG esclerales han experimentando un resurgimiento para el tratamiento óptico del queratocono (Ezequiel, 1983; Geyer y col, 1995; Pullum y Buckley, 1997; Romero-Rangel y col, 2000). Esto es debido a la aparición de materiales con mayor permeabilidad, al desarrollo de nuevos tornos de fabricación y a una creciente demanda de un rendimiento superior de las lentes permeables. También se han utilizando para la rehabilitación visual en córneas irregulares (Schein y col, 1990), queratoplastias (Rosenthal y Croteau, 2005), ojo seco (Hänisch y col, 2005), síndrome de Stevens-Johnson (Fine y col, 2003; Tougeron-Brousseau y col, 2009) y diferentes alteraciones oculares (Visser, 1990; Tappin y col, 2000; Rosenthal y Cotter, 2003; Margolis y col, 2007; Takahide y col, 2007; Alipour y col, 2016).

Existen diferentes tipos de LC esclerales. “La Sociedad para la Educación de Lentes Esclerales” ha recomendado recientemente la clasificación de estas lentes de acuerdo a su tamaño y características de adaptación (Tabla 4). Lentes de contacto corneales cuando apoyan enteramente en la córnea, lentes corneo-esclerales cuando apoyan una parte en la córnea y una parte en la esclera, y las lentes que se apoyan totalmente en la esclera se sub-dividen en lentes mini-esclerales y lentes esclerales (The Scleral Lens Education Society. Scleral Lens Nomenclature, 2013).

Tabla 4. Clasificación de las lentes de contacto rígidas permeables al gas esclerales.

Tipo de lente	Descripción	Definición del área de apoyo
Corneal		La lente apoya totalmente en la córnea
Corneo-Escleral		La lente apoya parte en la córnea y parte en la esclera
Escleral	Mini-escleral La lente es hasta 6 mm más grande que el DHIV	La lente apoya totalmente en la esclera
	Escleral La lente es más de 6 mm mayor que el DHIV	

Lentes esclerales y mini-esclerales

Estas lentes se fabrican en diámetros grandes entre 15 y 25 mm, y se apoyan sobre la conjuntiva bulbar. Los diseños tienen al menos tres curvas, con una zona central que cubre toda la córnea, la intermedia que cubre la zona del limbo, y la periférica que apoya en la esclera (Figura 29). El objetivo es crear una bóveda sobre la córnea y el limbo, y descansar en la conjuntiva. La adaptación debe conseguir una separación apical sin tocar el cono y un buen alineamiento periférico, apoyando sin traumatismos el borde en la conjuntiva bulbar (Van der Worp y col, 2014).

Los diámetros grandes originan un sistema cerrado sin apenas movimiento y con escaso intercambio lagrimal, siendo necesario que el oxígeno se disperse a través del material. En ocasiones, es necesario efectuar una o varias fenestraciones en el área periférica. Todos estos factores pueden ocasionar una limitación en el uso de la lente.

Estas lentes presentan varias ventajas: visión estable, no contacto con el cono y buen reservorio de lágrima. Están indicadas en córneas con problemas de sequedad ocular con necesidad de un buen reservorio lagrimal. También se recomiendan en queratoglobos, queratoconos, degeneración marginal pelúcida y queratoplastias.

Los inconvenientes son: acumulación de mucus entre lente y córnea, riesgo de compresión conjuntival, burbujas debajo de la lente, y dificultad de manipulación por el paciente. Si están fabricadas en PMMA tienen un menor paso de oxígeno a la córnea. No las recomiendan cuando la córnea presenta recuentos endoteliales menores de 800 células ya que puede desarrollarse edema (Sindt, 2008).



Figura 29. Imagen izquierda: lente de contacto escleral con burbuja en el limbo. Imagen derecha: lente escleral sin burbuja. (Cortesía del Dr.KW Pulum).

En este grupo de lentes cabe destacar las siguientes:

Jupiter[®] (Medlens Innovations, Front Royal, USA): se fabrica en dos diámetros. En 15 mm, es un sistema abierto con buen intercambio lagrimal en el que es aceptable un ligero contacto con el cono. La lente de 18 mm es un sistema cerrado sin toques en la córnea. Se fabrican tres geometrías periféricas (plano, mediano y cerrado). Se ha utilizado en el tratamiento de trastornos corneales (Ye y col, 2007; Schornack y col, 2008) y queratocono (Pecego y col, 2012).

Boston Escleral[®] (Boston Foundation for Sight, Nedham, USA): es una lente protésica disponible a través de la Fundación Boston. Se presenta en diámetros entre 15.50 y 23 mm. La lente actúa a modo de vendaje mediante la bóveda de lágrima que crea en la zona central e intermedia de la córnea, y ofrece una capa protectora y de reserva terapéutica. Se usa en alteraciones corneales (Takahide y col, 2007), ojo seco severo (Rosenthal y Cotter, 2003; Jacobs y Rosenthal, 2007) y trastornos de la superficie ocular en niños (Gungor y col, 2008). También está indicada en casos de queratoplastia y queratocono.

MSD, Mini-Scleral Design[®] (Blanchard Contact Lens, Manchester, UK): su diámetro es 15.80 mm. Presenta una cara posterior de geometría inversa y un diseño especial de curvas periféricas (Figura 30). La zona medio-periférica cercana al limbo se fabrica en tres alturas sagitales (estándar, mayor y menor). Se ha utilizado para córneas irregulares y queratoconos (Dalton y Sorbara, 2011; Kim y col, 2016).



Figura 30. Lente de contacto rígida permeable al gas escleral MSD[®] (Cortesía Blanchard).

Preformed RGP Scleral Lenses[®] (*Innovative Sclerals Ltd, Hertford, UK*): es un diseño escleral con un diámetro total de 23 a 24 mm y una zona óptica de 10 a 12 mm. La lente tiene tres zonas: una curva escleral periférica esférica, una zona óptica central esférica y una amplia curva continua esférica de transición. Se hace normalmente con la óptica descentrada de aproximadamente 1 mm para mejorar el centrado en el ojo (Figura 31). Se fabrica en PMMA o en material permeable. Se puede fenestrar para mejorar el intercambio lagrimal, aunque en ciertos casos, existe un mayor riesgo de rotura de la lente. Además de la gama estándar, también hay disponible un diseño con un diámetro total de 18 mm. La lente viene utilizándose desde hace años como reservorio lagrimal y en ectasias primarias (Pulum y Buckley, 1997; Pullum, 1999).



Figura 31. Lente de contacto escleral con diámetro de 23 mm y zona óptica descentrada de 1 mm (Cortesía de Innovative Sclerals Ltd).

ICD, Irregular Corneal Design[®] (*Paragon Vision Sciences, Mesa, USA*): es una lente mini-escleral diseñada para adaptarse en córneas irregulares. Se fabrica en un material de alta permeabilidad, con un diámetro total de 16.50 mm, y en diferentes alturas sagitales (14 bóvedas de 3900 a 5600 μm). La lente tiene tres zonas de adaptación, y se selecciona en base a la profundidad sagital de la córnea para obtener una claridad apical completa. Según el fabricante está indicada en ectasias corneales, queratoplastias, post-cirugía refractiva y en enfermedades de la superficie ocular.

Lentes corneo-esclerales

Las lentes RPG corneo-esclerales se fabrican en diámetros entre 12.50 y 15 mm, y comparten el apoyo en la córnea y en la zona escleral. Su reservorio lagrimal es menor al de una lente escleral más grande. Se pueden fabricar en materiales de alto Dk.

Están indicadas en pacientes que precisan una buena calidad de visión, y al mismo tiempo, requieren una lente que sea estable en el ojo y no provoque alteraciones de la salud ocular. También son una alternativa en los casos de intolerancia a otras lentes permeables corneales. Por otra parte, el menor diámetro respecto a las lentes esclerales presenta una serie de ventajas: buen intercambio lagrimal (sistema abierto), no precisan fenestraciones, y son más fáciles de manejar por el paciente.

La adaptación debe conseguir un buen alineamiento central (es aceptable un contacto “tipo pluma” en el cono), y un apoyo escleral suave del borde en la conjuntiva.

Están indicadas en ectasias corneales (Montalt y Gonzalez, 2007), queratoplastias (Winkler, 1998) y después del implante de AIC (Romero-Jimenez y Flores-Rodriguez, 2013).

En este tipo de lentes, destacan las siguientes:

Scleracon[®] (*Lenticon, Madrid, España*): es una lente RPG de alto Dk con un diseño esférico. El diámetro estándar es 12.60 mm, aunque también se fabrica en 13, 13.50 y 14 mm. El radio base está disponible entre 5.80 y 8.60 mm, y la curva escleral (levantamiento periférico) entre 6.80 y 11.40 mm. El rango de potencias está comprendido entre +20 y -25 D. El material es un copolímero de acrilato de fluoro-silicona de alta permeabilidad (Dk 125).

En su adaptación es necesario ajustar tres superficies de forma independiente: la zona central de la córnea, la zona medio-periférica (córnea y limbo) y la zona escleroconjuntival. La zona central esférica corresponde al radio base, con una banda esférica de transición limbar con excentricidad negativa o positiva, y una zona de alineamiento escleral con una geometría esférica variable. El diseño de la cara interior de la lente presenta una geometría con dos zonas principales, el radio base y la curva escleral, y una secundaria llamada banda de transición. En la cara exterior tiene una zona óptica central, con una curvatura diseñada en función de la potencia de la lente, una banda de

transición esférica, y una banda periférica de alineamiento que facilita la inserción bajo los párpados.

La lente Scleracon[®] se alinea en la zona central a una pequeña distancia apical del cono, dejando un espacio libre sobre la unión córneo-escleral y una alineación en la zona esclero-conjuntival. El mayor diámetro de la zona óptica permite adaptarse optimamente a conos centrales, conos periféricos más grandes, y córneas con protusiones periféricas (DMP). El apoyo de la curva escleral proporciona un buen centrado de la lente (Figura 32).

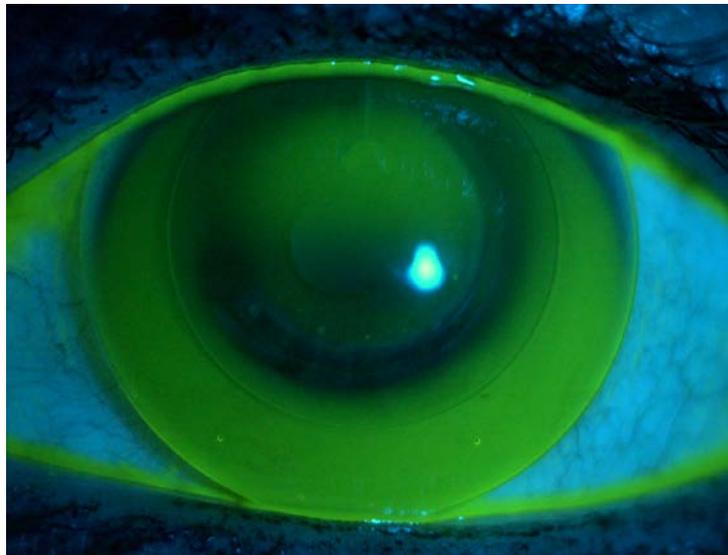


Figura 32. Lente de contacto rígida permeable al gas Scleracon[®] en un ojo con queratocono central. Obsérvese la alineación de la curva base en la zona apical y la alineación periférica de la curva escleral que facilita el centrado de la lente.

Está indicada para mejorar la visión en casos de ectasias corneales (Hernandez, 2006; Montalt y col, 2008), queratoplastias (Montalt y col, 2010), en pacientes intervenidos mediante AIC (Montalt y col, 2010) y en post-cirugía refractiva Lasik (Porcar y col, 2017). En la Figura 33, se observa el fluoresceinograma de esta lente adaptada en un caso con implante de segmentos intracorneales.

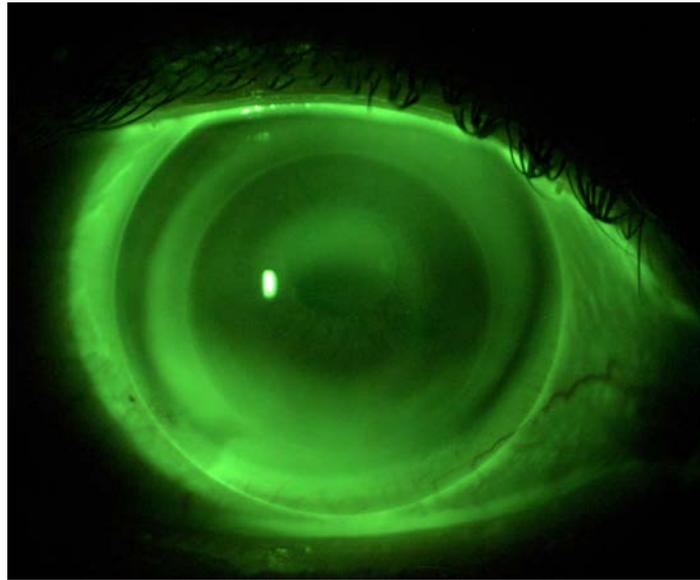


Figura 33. Lente de contacto rígida permeable al gas Scleracon® en un ojo implantado con anillos intracorneales.

SoClear® (Art Optical Contact Lens, Grand Rapids, USA): en una lente que puede clasificarse como corneo-escleral, o bien, mini-escleral en función del diámetro de fabricación, y según su apoyo sea en córnea y esclera o totalmente en la esclera. Se fabrica en diámetros entre 13.60 y 15.00 mm, y radios base entre 5.80 y 10.55 mm. El material tiene un Dk con dos valores: 100 y 130. La lente se puede solicitar al laboratorio con fenestración. Se ha adaptado con éxito para mejorar la visión tras queratoplastia (Caroline y André, 2009). El fabricante también la recomienda en ectasias corneales (Figura 34), astigmatismos irregulares y post-cirugía corneal.

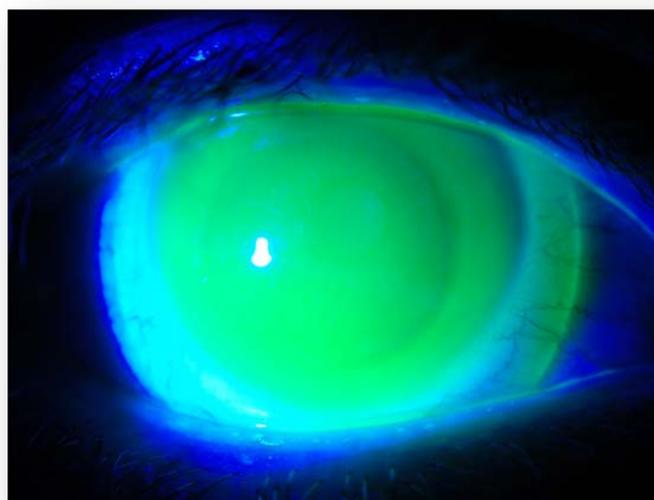


Figura 34. Lente Soclear® en un ojo con queratocono (Cortesía Art Optical Contact Lens).

Abba[®] (*Abba Optical, Stone Mountain, USA*): es un diseño disponible en un diámetro de 13.50 mm. Se ha adaptado en pacientes que presentaban mala visión por irregularidades corneales extremas y no toleraban lentes permeables corneales (Vreugdenhil y col, 1998).

LENTES MIXTAS

En la literatura sobre el tratamiento óptico del queratocono se describen diferentes sistemas mediante la combinación de materiales rígidos e hidrofílicos (Zadnik, 1991; Burger, 1993). Estas lentes son una alternativa cuando los pacientes demuestran una mala tolerancia a las lentes rígidas permeables al gas. El inconveniente que puede presentarse con estos sistemas es el bajo aporte de oxígeno recibido por la córnea por la baja permeabilidad de las lentes.

Lentes Híbridas

Son lentes especiales de centro rígido y periferia hidrofílica con el mismo fin: el apoyo escleral de la periferia hidrofílica ayuda a la retención, estabilidad y confort, y el centro rígido, se encarga de la corrección óptica.

Las ventajas de estas lentes son: buena visión al compensar el astigmatismo irregular, mejor estabilidad y centrado, y mayor comodidad.

Los inconvenientes son: dificultades en la adaptación (limitación de parámetros, valoración del flutest, variaciones en el comportamiento de la lente), alteraciones y roturas en la interfase de ambos materiales, y problemas de oxigenación (edema y neo-vascularización).

Dentro de esta categoría, destacan dos lentes:

SoftPerm[®] (*Ciba Vision, Barcelona, España*): la lente tiene una zona central en material permeable con un valor 14 Dk entrelazada con una zona periférica de hidrogel con un contenido en agua del 25 % (Figura 35). Está disponible en un diámetro de 14.30 mm, y radios entre 7.10 y 8.10 mm.

Este sistema híbrido permite un buen centrado en el ojo y es cómodo para el paciente (Tucker, 1993). Sin embargo, suele presentar problemas de poco movimiento, edema (por la baja permeabilidad del material rígido) y neovascularización (Maguen y col, 1992). A pesar de estos inconvenientes, la lente se ha utilizado durante años en queratoconos, queratoplastias (Ozkurt y col, 2007) y astigmatismos irregulares (Galindo-Ferreiro y col, 2007).



Figura 35. Lente de contacto híbrida Softperm[®] en un ojo con queratocono.

ClearKone[®] (SynergEyes, Hastings, UK): es una lente de reciente aparición compuesta por un material hidrofílico con un 27 % de agua, y una parte central permeable con un valor de 100 Dk. El diámetro total es 14,50 mm, y la zona central rígida mide 8.40 mm. La curva base está disponible entre 7.10 y 8.20 mm. Tiene una geometría de abovedamiento central con un apoyo de geometría inversa. Está optimizado para arquearse sobre el cono sin tocarlo para asegurar la integridad de la superficie corneal. Incorpora un diseño híbrido de curva del borde que favorece el flujo de la lágrima, brindando comodidad en el uso de la lente. La zona blanda se apoya en la periferia de la cornea y en la conjuntiva bulbar, con tres curvaturas de borde (abierta, media y cerrada). El fabricante indica que el sistema proporciona muy buena visión en las ectasias porque la lente se centra sobre el eje visual independientemente de la ubicación y tamaño del cono.

La lente ClearKone se ha utilizado para mejorar la visión en pacientes con queratocono y DMP con problemas de tolerancia de lentes RPG (Abdalla y col, 2010). Sin embargo, después de varias horas de uso pueden presentarse problemas como el edema corneal (Fernandez-Velázquez, 2011).

PiggyBack

Es una adaptación tipo sandwich, en la cual se adapta en la córnea una lente hidrofílica, y sobre esta se coloca una lente rígida (Figura 36). La lente hidrofílica contribuye en la estabilidad, retención en el ojo y porte confortable. La lente rígida es la que se encarga de la corrección óptica (Tsubota y col, 1994; Campbell y Caroline, 1995).

Las ventajas de este sistema son: tolerancia, comodidad y buena visión. Los inconvenientes, por una parte, están relacionados con la acumulación de suciedad que altera el metabolismo corneal, y por otra, la colocación de dos lentes limita el paso de oxígeno, provocando problemas de hipoxia, edema y neovascularización.

Además, el sistema de limpieza y aseptización es más complicado, ya que se necesita un sistema de mantenimiento doble para lentes blandas y RPG.

Este tipo de adaptación se ha utilizando para la corrección del astigmatismo irregular que provoca el queratocono (Yeung y col, 1995; Smith y Carrell, 2008).

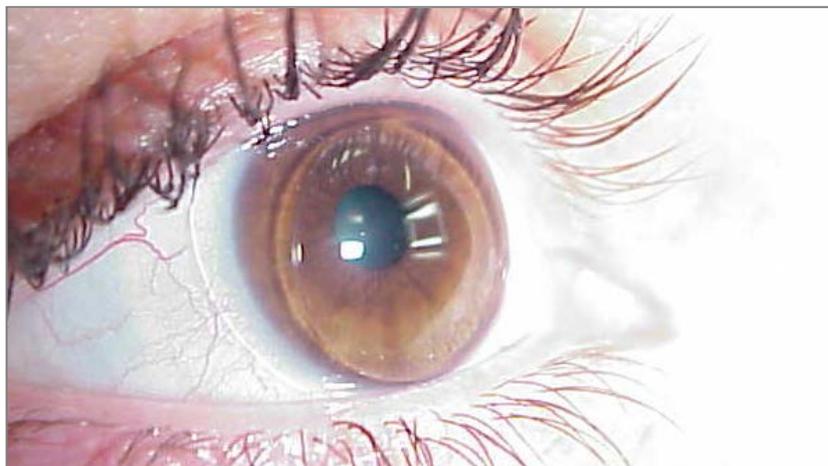


Figura 36. Lente de contacto rígida sobre una lente hidrofílica.

1.3.3.2. QUIRÚRGICO

1.3.3.2.1. CROSSLINKING

En la actualidad no existe ningún tratamiento efectivo en su totalidad para detener la progresión de una ectasia corneal. El queratocono altera la estructura de la córnea. Por este motivo, se busca un procedimiento que pueda detener su debilitamiento. La técnica Crosslinking, también denominada entrecruzamiento del colágeno, podría actuar en la evolución de la ectasia y, de esta manera, la enfermedad deja de avanzar o simplemente disminuye su progresión (Wollensak y col, 2003; Wollensak, 2006).

El tratamiento fortalece la córnea mejorando su rigidez, ya que al aumentar el grado de entrecruzamiento de las fibras de colágeno cambia las propiedades biomecánicas de la misma. Provoca una reacción química que produce nuevos enlaces que incrementan la resistencia de su tejido, reforzándola al incrementar el número de uniones entre las moléculas de colágeno. Estas nuevas uniones hacen la córnea menos elástica y aumentan su resistencia al estiramiento.

El procedimiento para aumentar el entrecruzamiento de las fibras de colágeno se basa en el fenómeno que se produce al aplicar luz ultravioleta (UV tipo A) de una longitud de onda de 370 nm sobre la córnea a la que se instila gotas de riboflavina (vitamina B12), que actúa como fotosensibilizador. Se produce un cambio químico que reestructura y da mayor rigidez a las fibras de colágeno provocando su endurecimiento. El crosslinking debe aplicarse solo en córneas con paquimetrías superiores a 400 µm con epitelio corneal intacto.

La efectividad es a largo plazo, se persigue evitar la deformidad corneal. Los resultados muestran como se consigue frenar la progresión de la ectasia sin efectos secundarios significativos, aunque todavía se desconoce la duración del efecto al cabo de bastantes años. Los inconvenientes son el riesgo potencial de la luz UV, al poder causar queratitis o cataratas (Caporosi y col, 2006).

1.3.3.2.2. ANILLOS INTRACORNEALES

Actualmente se está utilizando el implante de AIC como una alternativa a la queratoplastia en pacientes con queratocono (Colin y col, 2000; Siganos y col, 2003; Boxer y col, 2003). El mecanismo de acción de los anillos da como resultado el

aplanamiento de la córnea sin expansión. El espesor del anillo es muy importante, es decir, los anillos más gruesos aplanan más. Al mismo tiempo, mantienen la forma natural esférica (prolata) de la córnea mejorando las aberraciones de alto orden, especialmente la aberración esférica y la comática (Lovisolo y col, 2002).

Esta técnica quirúrgica, utiliza uno o dos segmentos semicirculares que producen el aplanamiento o regularización de la córnea, corrigiendo las deformidades y, reduciendo la miopía y el astigmatismo. El anillo está confeccionado con un material transparente de PMMA que es perfectamente tolerado por el organismo, no habiendo riesgo de rechazo, siendo un tratamiento quirúrgico seguro. La transparencia y el espesor de la córnea se mantienen intactos.

Aunque existe en el mercado diferentes diseños, se utilizan principalmente tres tipos de segmentos según su sección (hexagonal, elíptica y triangular): Intacs[®], Ferrarra[®], y Keraring[®].

Anillos Intacs[®] (Addition Technology, Des Plaines, USA), se componen de dos segmentos de plástico transparente de PMMA, con una longitud de arco de 150°. Están disponibles en espesores que van desde 250 a 450 μm . Se fabrican con sección hexagonal (Figura 37) y elíptica (Figura 38). El grado de corrección se determina por el grosor del segmento implantado, es decir, los anillos más gruesos aplanan más. Los resultados en queratoconos son buenos, se obtiene mejoría de la AV, reducción de la ametropía y aplanamiento de la córnea (Colin y col, 2001; Siganos y col, 2003).

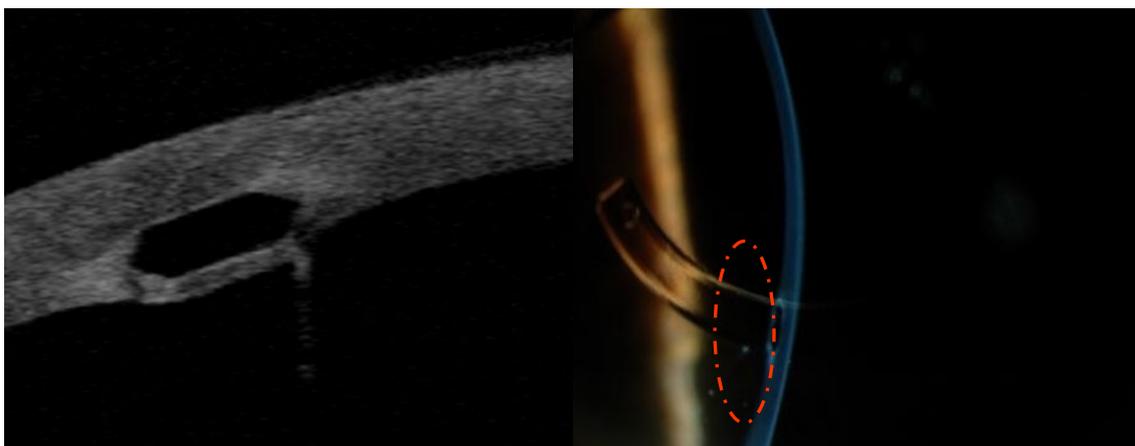


Figura 37. Imagen izquierda: detalle de la sección hexagonal de un anillo tipo Intac[®] de 400 micras de espesor (zona óptica de 7 mm). Imagen mediante OCT-Visante[®] (anterior segment Carl Zeiss Meditec Jena). Imagen derecha: detalle del perfil del anillo del mismo paciente visto a la lámpara de hendidura.

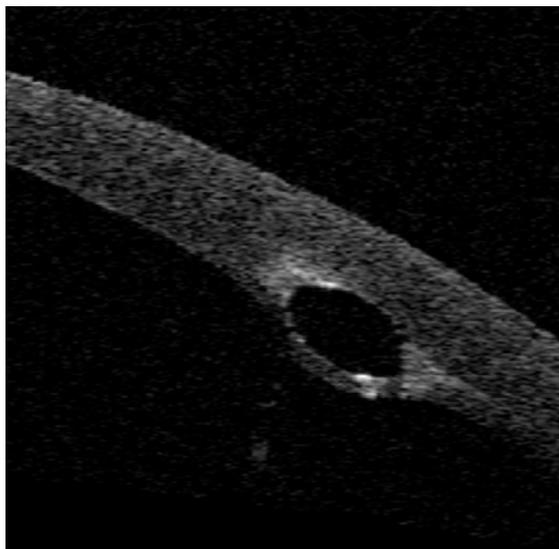


Figura 38. Detalle de la sección elíptica de anillo Intac®-SK de 350 micras de espesor (zona óptica de 6 mm). Imagen mediante OCT-Visante® (anterior segment Carl Zeiss Meditec Jena).

Anillos Ferrara® (Ferrara Ophthalmics, Belo Horizonte, Brasil), son de material PMMA y presentan un diseño triangular con un agujero en cada extremo. Se fabrican con una anchura de 0.60 mm y un espesor entre 150 y 350 μm . La longitud de arco varía entre 120° y 210°, con un diámetro apical de 5 mm, y externo de 6.20 mm, lo que equivale a un radio de curvatura interno de 2.50 mm. Entre sus diferencias con los Intacs®, destaca el diámetro interno que es de 5 mm en los anillos de Ferrara® y de 6.80 mm en los Intacs®, la forma triangular anterior de los anillos de Ferrara®, frente a la superficie anterior plana de los Intacs®. Las características de los anillos de Ferrara® (diámetro, espesor, forma triangular anterior, y plana posterior) explicarían el mayor efecto de aplanamiento corneal central en la corrección del queratocono (Ferrara y col, 2007, Torquetti y col, 2014).

Anillos Keraring® (Mediphacos, Belo Horizonte, Brasil), se fabrican en material acrílico Perpex CQ y presentan una sección triangular con bordes romos (Figuras 39 y 40), 160° de longitud de arco y 0.60 mm de base plana. La base del anillo se coloca más profunda y muy próxima al endotelio corneal. Hay segmentos en otras longitudes de arco, entre 90° y 210°. El espesor es variable, entre 150 y 350 μm , en pasos 50 μm . Estos anillos se implantan a 2.50 mm del centro óptico, mientras que los Intacs® se colocan a 2.50 mm del centro pupilar. Los resultados visuales tras el implante

en los anillos Keraring® son buenos, la mayoría de los pacientes mejoran la AV, aunque, en algunos casos precisan corrección (Peris y col, 2007).

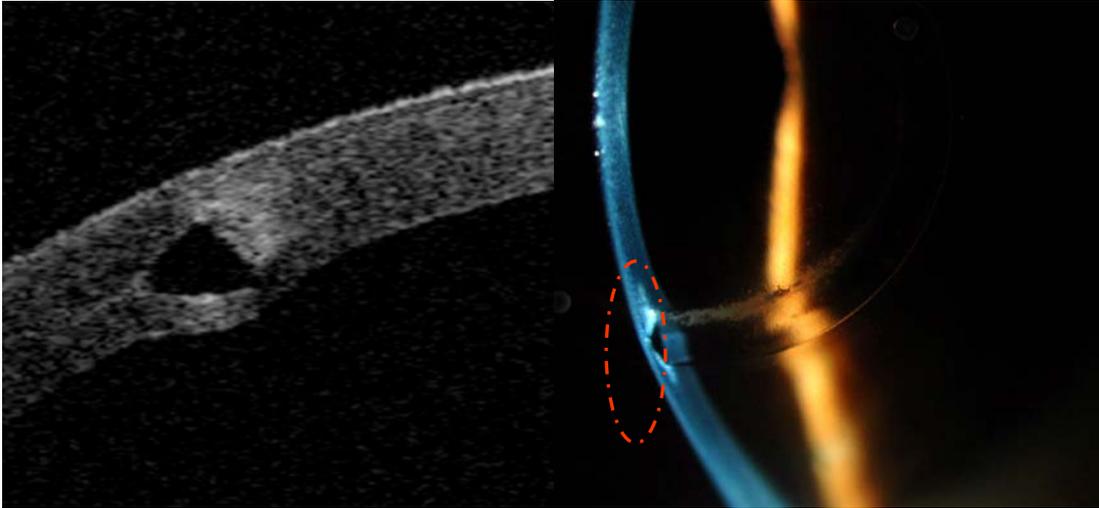


Figura 39. Imagen izquierda: detalle de la sección triangular de un anillo de Keraring® de 200 micras de espesor (zona óptica de 5 mm, triángulo isósceles). Imagen mediante OCT-Visante® (anterior segment Carl Zeiss Meditec Jena). Imagen derecha: detalle del perfil del anillo del mismo paciente visto a la lámpara de hendidura.

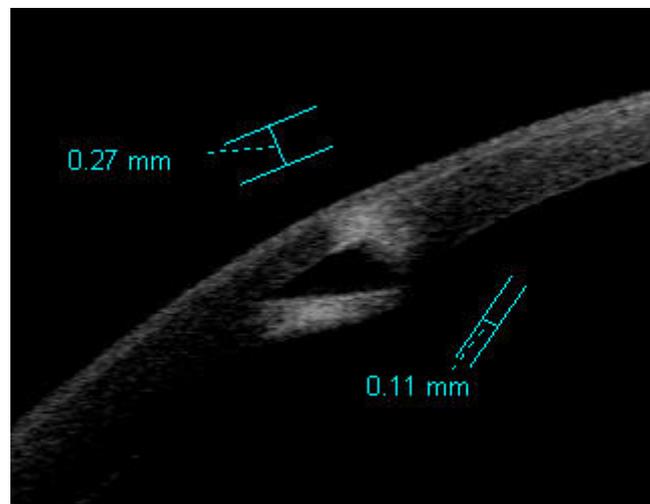


Figura 40. Detalle de la sección triangular de anillo de Keraring® de 200 micras de espesor (zona óptica de 6 mm) (triángulo escaleno). Imagen mediante OCT-Visante® (anterior segment Carl Zeiss Meditec Jena, Germany).

Los anillos intracorneales presentan grandes ventajas: retrasan la progresión de la ectasia, centran el cono, regularizan la córnea, corrigen en gran medida el

astigmatismo irregular, mejoran la visión y, si es necesario, permiten que el paciente use gafas o LC para mejorar la AV. Además, son reversibles, pueden combinarse con otra técnica quirúrgica (cataratas, lente intraocular, etc) y no condicionan una futura queratoplastia.

El procedimiento quirúrgico tiene bajas tasas de complicaciones, no obstante, existen varios riesgos: extrusión, descentramiento, migración, rotación, asimetría, hipo/hipercorrección, infección, halos y deslumbramiento. En cualquier caso, al ser una técnica reversible, el paciente puede ser reoperado.

La aplicación de AIC en el manejo del queratocono puede tener gran éxito, siempre que la selección de los pacientes sea cuidadosa y se determinen claramente los objetivos a conseguir. El queratocono es una patología progresiva que puede abordarse eficazmente con el uso de los anillos, ralentizando la enfermedad durante más años y conservar así una mejor visión y una mayor calidad de vida de los pacientes.

El implante está indicado en la corrección de las siguientes irregularidades de la córnea: queratocono (Siganos y col, 2002), DMP (Ertan y Bahadir, 2006), astigmatismo post-keratoplastia (Coscarelli y col, 2012), ectasia post-LASIK (Brenner y col, 2012), ectasia post-PRK (Silva y col, 2000), alteraciones tras cirugía querato-refractiva y traumatismos.

Por otra parte, los AIC abren nuevos caminos a la contactología, ya que permite nuevas soluciones, especialmente en aquellos casos con ametropías y astigmatismos después de la cirugía, en los que se puede mejorar la visión de forma significativa al adaptar LC hidrofílicas (Carballo-Alvarez y col, 2014) o lentes RPG corneo-esclerales (Montalt y col, 2010).

1.3.3.2.3. QUERATOPLASTIA

La queratoplastia penetrante (QP) está indicada como tratamiento del queratocono severo cuando existe una cicatrización corneal significativa con afectación visual (Figura 41). El transplante de córnea es una de las opciones quirúrgicas habituales en estos casos (Rabinowitz, 1998; Colin y Velou, 2005; Henein y Nanavaty, 2017). También se recomienda en adultos jóvenes, entre 30 y 40 años, cuando la AV no es satisfactoria con la corrección óptica ya sea con gafas o LC.

En general, los resultados visuales tras la intervención son buenos. Los inconvenientes de esta técnica son los siguientes: rechazo del trasplante, astigmatismo residual, pérdida de transparencia, efectos secundarios de los corticoides (hipertensión ocular y cataratas) y pérdida endotelial progresiva.

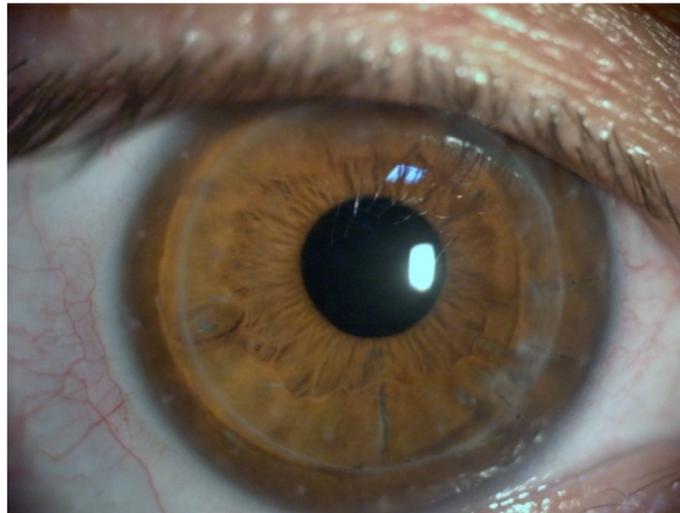


Figura 41. Imagen de Queratoplastia penetrante en paciente con queratocono severo.

La queratoplastia lamelar (QL) tiene la ventaja de ser un procedimiento extraocular que reemplaza solo el tejido dañado, mientras se mantiene intacto el tejido corneal sano. Otra ventaja es que al preservar el endotelio de la cornea receptora disminuyen las complicaciones como la infección o el rechazo. Como inconvenientes destacan los riesgos de perforación y, los pobres resultados visuales cuando la disección manual deja un lecho corneal que provoca un astigmatismo irregular.

Los resultados después de la cirugía con ambas técnicas son buenos, existe una mejoría de la AV, aunque la mayoría de los pacientes necesitan corrección óptica. Si estos pacientes usan gafas o LC hidrofílicas no tienen una buena calidad visión, pueden presentar poliopia monocular, distorsión visual y halos, especialmente en visión nocturna. La irregularidad de las corneas transplantadas puede revelar grandes asimetrías en la topografía corneal, presentando zonas oblatas y prolatas con diferencias significativas de curvatura del orden de hasta 30 D en un área central de 5 mm.

Las LCCE están indicadas en los casos de corneas irregulares después de una queratoplastia. Estas lentes consiguen estabilidad con un buen centrado, evitando roces

mecánicos en la córnea debido al apoyo en la zona escleral y, al mismo tiempo, el material rígido permeable proporciona una buena visión (Montalt y col, 2010).

1.3.3.2.4. OTRAS TÉCNICAS

Existen técnicas que se emplean en casos concretos para el tratamiento quirúrgico del queratocono. A continuación se expone una relación de ellas.

TÉCNICAS INCISIONALES

La Queratotomía radial se utilizó en pacientes con queratocono antes del desarrollo de la cirugía refractiva con láser excimer, aunque los resultados no fueron buenos.

Posteriormente, esta técnica está descrita en la literatura como una opción para el tratamiento de la enfermedad en los estadios iniciales o moderados (Utine y col, 2006).

TÉCNICAS ABLATIVAS

La fotoablación con láser excimer o PRK, se usa en ciertos casos de queratocono como un procedimiento refractivo para aplanar el cono y reducir el astigmatismo corneal (Chelala y col, 2013). También se ha aplicado para corregir el astigmatismo y la miopía en pacientes con sospecha de queratocono subclínico (Bahar y col, 2006).

La combinación de PRK y Queratectomía fototerapéutica (PTK) se ha usado en el tratamiento del queratocono en los estadios iniciales (grado I y II) no sólo como corrección de la ametropía, si no como terapia, al eliminar las capas anteriores de la córnea (Kasparova y Kurenkov, 2000).

Por último, el LASEK se ha utilizado para corregir la miopía y el astigmatismo residual tras el implante de AIC en pacientes con queratocono (Hirst y col, 2006).

EPIQUERATOPLASTIA

La técnica consiste en suturar el lentículo corneal de un donante en una córnea receptora desepitelizada, y recubrir de nuevo el lentículo con el epitelio del paciente intervenido.

En el queratocono consigue aplanar el cono y hacer más resistente la estructura corneal al añadir tejido sano. Está indicada en los estadios iniciales de la enfermedad (Panda y col, 2013).

QUERATOPLASTIA CONDUCTIVA

Esta técnica usa la radiofrecuencia para aumentar la temperatura en el estroma que provoque la contracción de las fibras de colágeno y, por tanto, cambios en la curvatura corneal y en su poder refractivo.

Se utiliza en ciertas ectasias post-lasik y en queratoconos. Los resultados han sido buenos al mejorar la visión y el estado morfológico de la córnea (Kato y col, 2010).

1.4. OBJETIVOS CONCRETOS DEL ESTUDIO

1.4.1. OBJETIVO PRINCIPAL

Analizar la función visual de los pacientes con queratocono a los que se les ha adaptado lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk, para su mejor rehabilitación visual. Se cuantifica la función visual midiendo los siguientes parámetros:

1. Agudeza visual.
2. Aberrometría ocular.
3. Función de sensibilidad al contraste.

1.4.2. OBJETIVOS SECUNDARIOS

Primero. Evaluar la salud ocular de los pacientes a los que se les ha adaptado la lente de contacto, durante un periodo de tiempo de al menos un año. La valoración de la salud ocular se realiza midiendo los siguientes parámetros:

1. Biomecánica corneal.
2. Presión intraocular.
3. Espesor corneal central.
4. Contaje endotelial.
5. Biomicroscopía ocular.

Segundo. Evaluar en los sujetos del estudio la comodidad y la calidad visual subjetiva con el uso de la lente de contacto mediante una escala Likert.

CAPÍTULO 2

METODOLOGÍA

Lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitacion visual de pacientes con queratono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

2.1. PARTICIPANTES

Se trata de un estudio observacional prospectivo en el que se incluyeron pacientes de FISABIO Oftalmología Médica (FOM), diagnosticados de queratocono en diferentes grados de la enfermedad y que tenían una visión insatisfactoria con su actual corrección o sin ella. Veinticuatro pacientes usaban gafas, 18 utilizaban LC RPG, otros 10 LC hidrofílicas tóricas, 6 usaban LC hidrofílicas esféricas, y 2 sin corrección.

Los 60 pacientes (80 ojos) fueron adaptados con lentes de contacto RPG corneo-esclerales (LCCE). Los sujetos se dividieron en dos grupos según si habían sido intervenidos con anillos intracorneales Keraring® o Ferrara® (grupo anillos) o no (grupo queratoconos). La muestra seleccionada fue homogénea en cuanto a tamaño, edad y grado de desarrollo de la ectasia corneal. De esta manera se podrán comparar en este estudio las características y resultados de la adaptación en ambos grupos.

Este estudio se realizó según los requisitos de la comisión de ética de la Universitat de València (principios de la Declaración de Helsinki). Los pacientes fueron informados de las características del estudio y firmaron un consentimiento informado.

2.1.1. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Padecer enfermedades concomitantes (artritis reumatoide, síndrome de Sjögren, etc.) que, a juicio del investigador desaconsejaron su inclusión en el estudio.
- Tener otra patología, trauma o cirugía ocular previa a la que es diferente del objeto del estudio.
- Menos de 6 meses desde la intervención de anillos intracorneales o más de 6 meses sin estabilidad del proceso quirúrgico.
- Estar embarazada o en periodo de lactancia.
- Menores de 18 años de edad sin autorización del padre o de la madre para participar en el estudio.
- No firma del consentimiento informado.
- Estado mental que impide acudir a las visitas y realizar el seguimiento.

En todos los casos, el investigador determinó que los pacientes eran adecuados para ser tratados con LCCE.

2.2. PROCEDIMIENTO CLÍNICO

2.2.1. EVALUACIÓN PREVIA

Se realizó a todos los pacientes un examen visual completo siguiendo la metodología estandarizada para cada prueba. Previamente, todos los instrumentos fueron perfectamente calibrados para su uso. Todos los datos del estudio se registraron en un cuaderno de recogida de datos (CRD).

Aquellos usuarios de LC, previamente estuvieron dos semanas (lentes blandas) o dos a cuatro semanas (lentes RPG) sin llevarlas antes de realizar las pruebas.

Previamente a la adaptación de LC se efectuó la anamnesis y las siguientes pruebas:

ANAMNESIS

A todos los pacientes del estudio se les solicitó la siguiente información:

- Sexo y edad.
- Historia de las correcciones o compensaciones previas.
- Historia ocular y médica previas.
- Medicaciones y alergias.
- Antecedentes familiares de patologías oculares o sistémicas que pudieran afectar al estado corneal.

AGUDEZA VISUAL

La agudeza visual (AV) de lejos fue medida y anotada en escala decimal con optotipos de Snellen con letras a una distancia de 6 metros en condiciones de luminancia fotópicas (85 cd/m^2). Se determinó la AV sin compensación y la AV con la agudeza visual con corrección (AVCC) en gafas. Las mediciones se realizaron monocularmente, y después, binocularmente.

REFRACCIÓN

Se realizó la refracción manifiesta. La corrección con gafas se verificó con montura de pruebas y lentes de prueba tipo menisco. Los valores de la refracción fueron también anotados siguiendo la formulación del esférico equivalente ($EE = \text{esf} + \frac{1}{2} \text{cil}$).

BIOMICROSCOPIA

La transparencia corneal y los hallazgos de la superficie ocular se determinaron mediante un biomicroscopio con lámpara de hendidura. Mediante luz blanca con iluminación difusa se evaluaron las estructuras del segmento anterior, y con la sección óptica, se examinó la morfología y el espesor de de la córnea (Figuras 42 y 43).

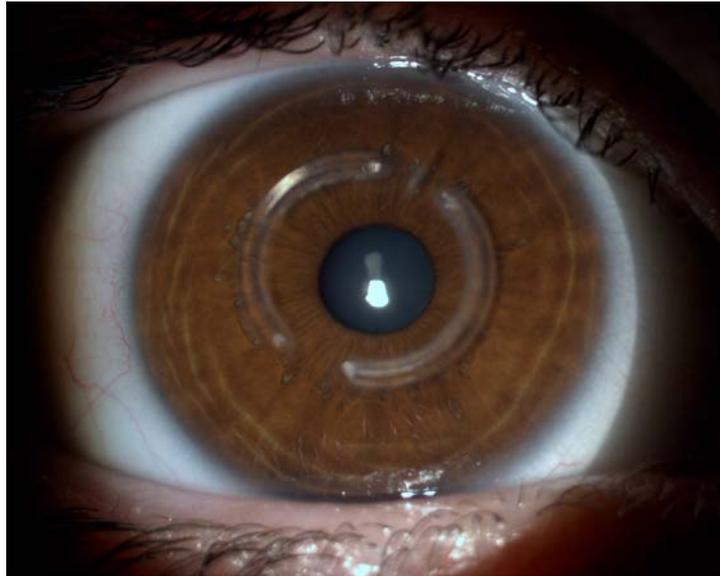


Figura 42. Imagen de la lámpara de hendidura con iluminación difusa de un ojo del grupo anillos intracorneales (caso 14). Observese el implante de los 2 segmentos.

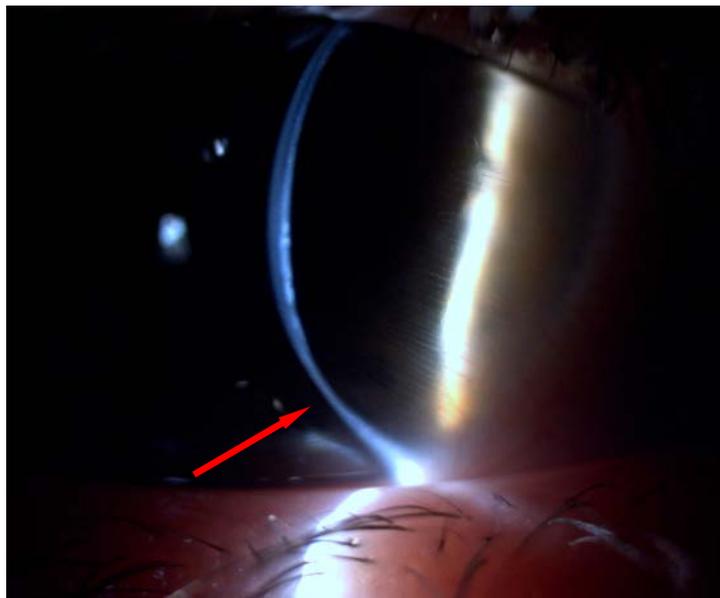


Figura 43. Imagen de la lámpara de hendidura con sección óptica de un ojo del grupo queratocono (caso 11). Observese el adelgazamiento muy marcado con abombamiento inferior de la córnea

Para gradar las posibles complicaciones oculares con el uso de las LC se utilizó la escala CCLRU (Phillips y Speedwell, CCLRU grading scales, 1997). En la Figura 44 se muestra esta escala con diferentes niveles para valorar el estado de la córnea, el limbo, la conjuntiva y el borde libre de los párpados (0=normal, 1=leve, 2=medio, 3=moderado y 4=grave).

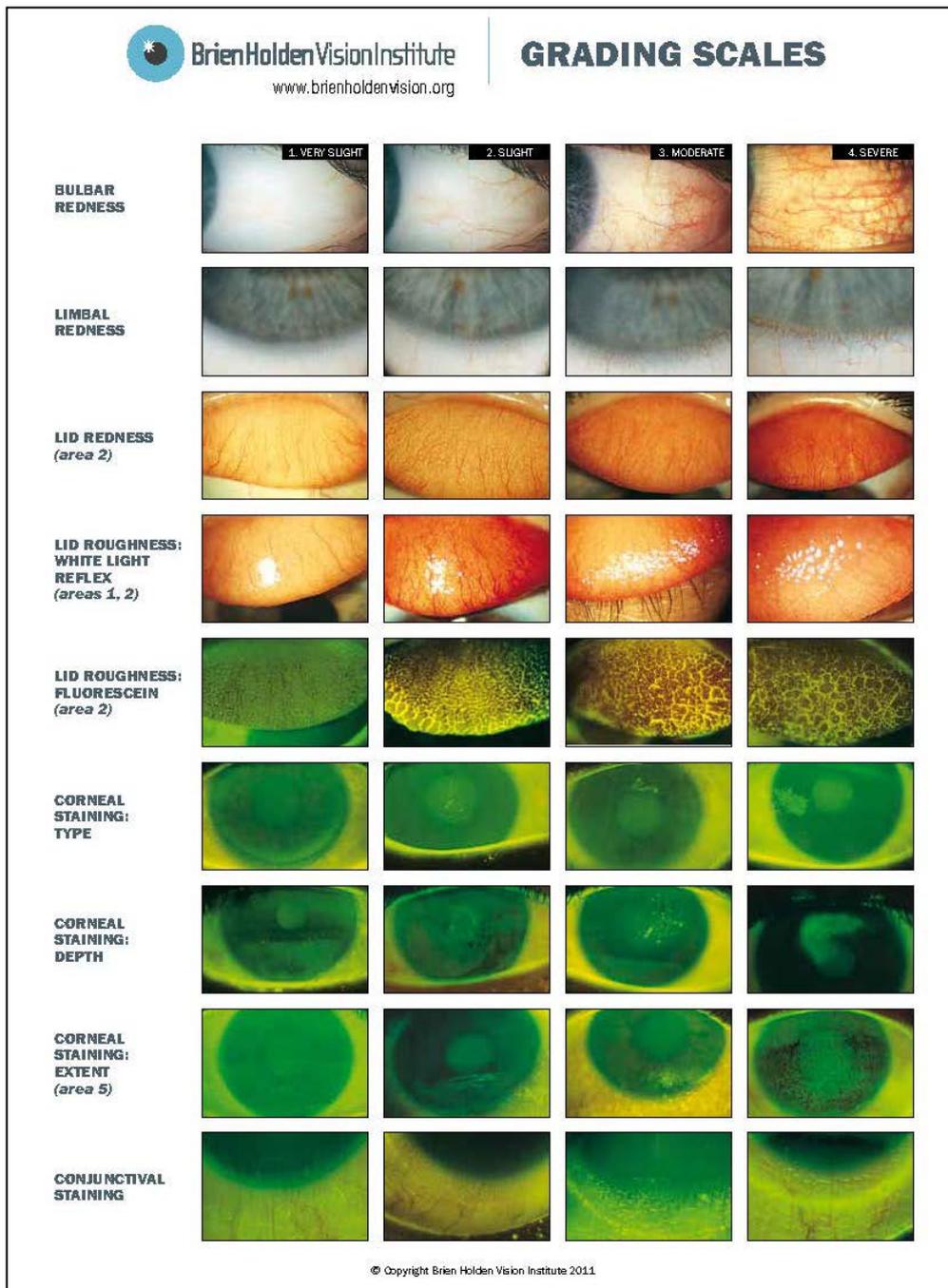


Figura 44. Escala CCLRU para evaluar posibles complicaciones con el uso de las lentes de contacto (tomado de www.brienholdenvision.com).

TOPOGRAFÍA CORNEAL

La topografía corneal se obtuvo mediante un sistema Pentacam (Pentacam Eye Scanner[®], Oculus Inc., Wetzlar, Germany). Este instrumento tiene un sistema de disco de Plácido que muestra patrones de la topografía corneal mediante mapas de curvatura, y además, utiliza una cámara giratoria Scheimpflug que toma 25 imágenes de la superficie corneal anterior y posterior con una rotación de 180°. Analiza la forma de la cámara anterior, e integra la topografía de elevación de las caras anterior y posterior de la córnea. El sistema muestra varios mapas con códigos de colores de la configuración del segmento anterior, incluyendo la superficie corneal anterior y posterior, un mapa paquimétrico e información de la cámara anterior (Figuras 45 y 46).

En el estudio, se realizaron 3 medidas consecutivas en cada ojo, y se seleccionó la topografía más idónea. Para KM se obtuvo el valor promedio de las 3 medidas.

Las variables topográficas medidas fueron:

- meridiano más plano (K_1) y más cerrado (K_2) de la zona central de la córnea.
- valor promedio de la queratometría (KM).
- astigmatismo corneal (ASTC) y asfericidad corneal (Q).
- espesor central de la córnea (ECC).

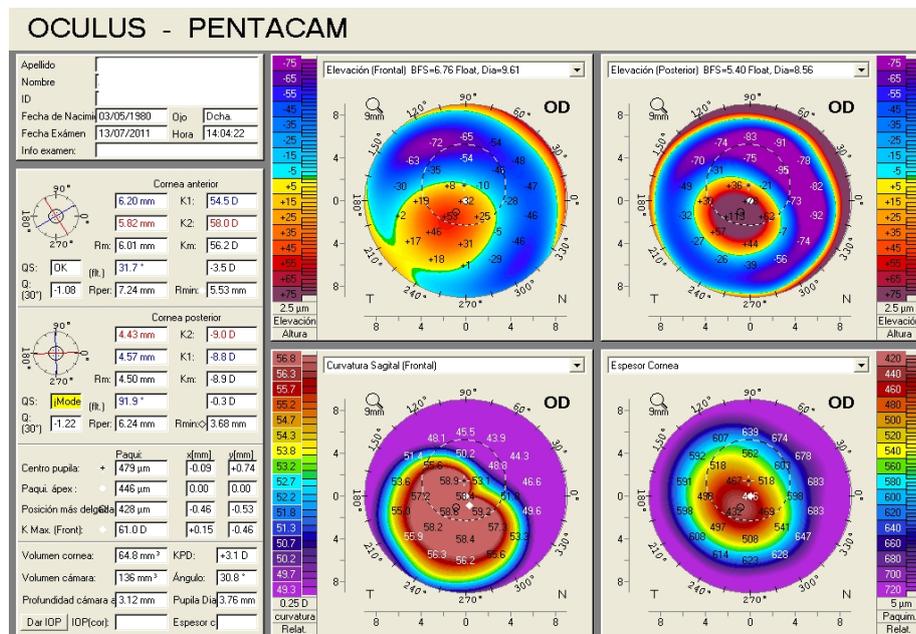


Figura 45. Topografía Pentacam de un ojo del grupo queratocono (caso 16, grado IV de severidad). Representación de 4 mapas, imagen de arriba: elevación cara anterior y posterior, imagen de abajo a la derecha: paquimetría, e imagen de abajo a la izquierda: curvatura axial.

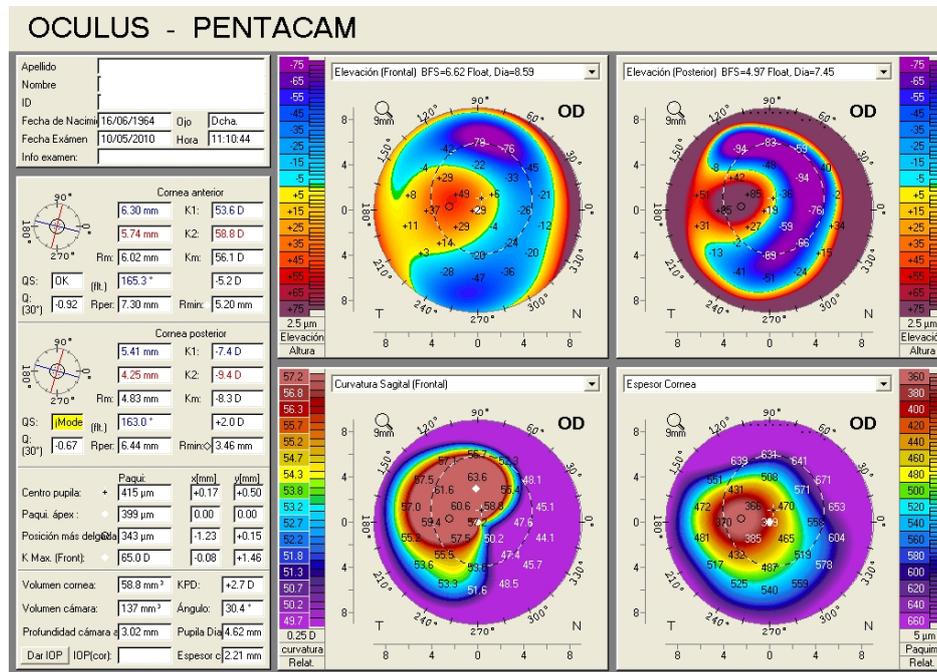


Figura 46. Topografía Pentacam de un ojo del grupo anillos intracorneales (caso 7, grado IV de severidad). Representación de 4 mapas, imagen de arriba: elevación cara anterior y posterior, imagen de abajo a la derecha: paquimetría, e imagen de abajo a la izquierda: curvatura axial.

RECuento ENDOTELIAL

Para el recuento endotelial (RE) se utilizó el microscopio especular SP-3000P (Specular Microscope SP-3000P, Topcon Medical Systems Inc®, Japan). Este instrumento analiza el endotelio, cuenta cuantas células tiene por unidad de superficie (densidad celular endotelial) y el tamaño que tiene cada una de ellas de media (polimegatismo) y su forma (pleomorfismo). La capa interna o endotelio es muy importante porque de ella depende la transparencia y la hidratación corneal, ya que sus células van muriendo con la edad y no se regeneran.

Para estudiar la densidad de las células endoteliales, se tomaron varias imágenes de los ojos, se seleccionó de cada una la mejor para efectuar el contaje (Figura 47).

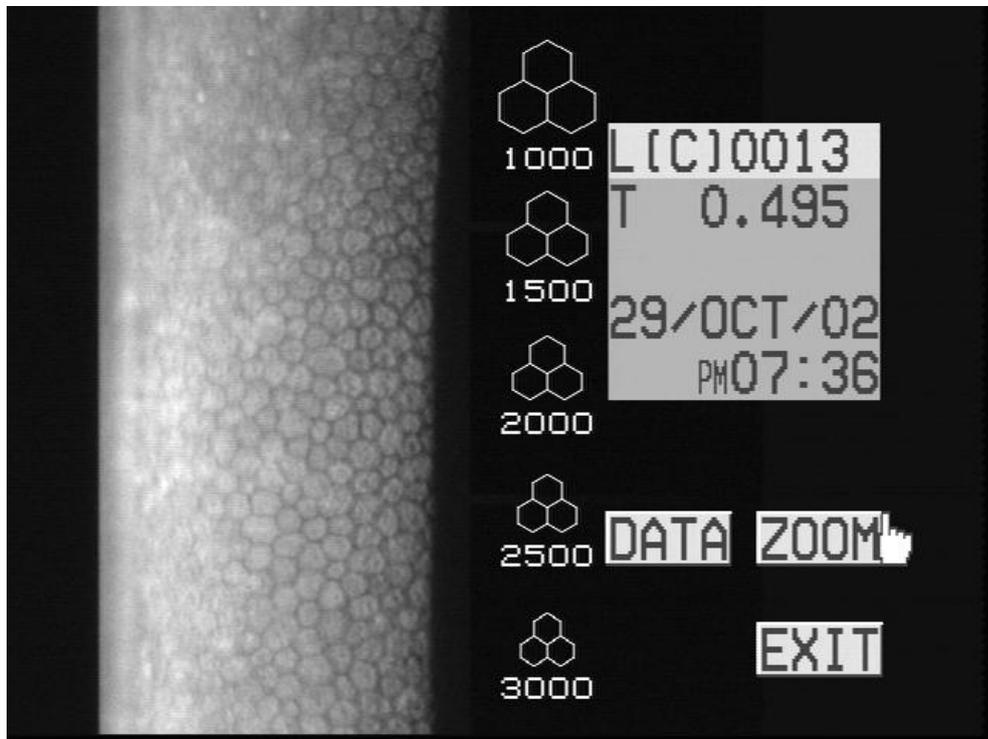


Figura 47. Imagen del recuento endotelial de un ojo con queratocono.

PRESIÓN INTRAOCULAR

La presión intraocular compensada (PIO_{cc}) se midió mediante el analizador de respuesta ocular ORA° (Ocular Response Analyzer, Reichert, NY). Este instrumento proporciona un valor de la PIO corregido (PIO_{cc}) que no depende del espesor corneal, y un valor equivalente al proporcionado por el tonómetro de Goldman (PIO_g). Su funcionamiento es similar a un tonómetro neumático pero efectúa dos aplanamientos de la córnea mediante un soplo de aire (Figura 48).

En el estudio, se realizaron 3 medidas en cada ojo de la PIO_{cc} , y se anotó el valor promedio.

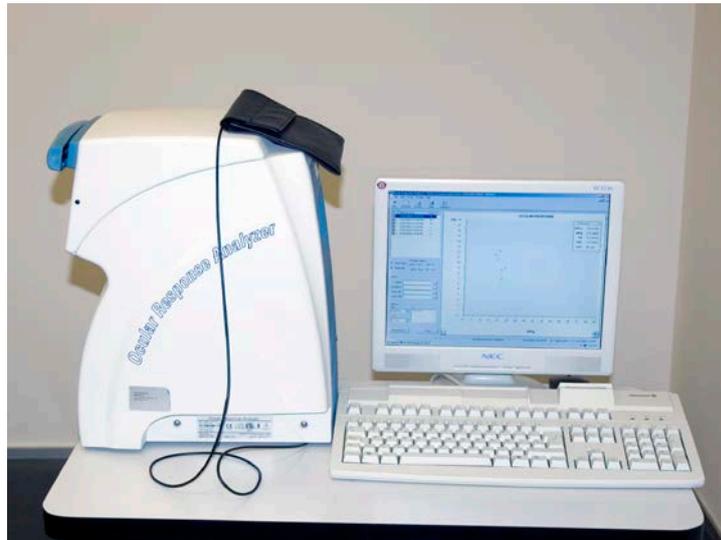


Figura 48. Imagen del Ocular Response Analyzer (ORA®).

BIOMECÁNICA CORNEAL

Los otros parámetros medidos con el analizador ORA® fueron:

- La histéresis corneal (CH). El analizador efectúa un aplanamiento de la córnea mediante un chorro de aire y, posteriormente, esta presenta un retraso en su capacidad para recuperar su forma original, e incluso tras alcanzar la presión del punto de la primera aplanación la córnea continúa siendo ligeramente cóncava. Al cesar la presión, la elasticidad de la córnea le lleva en sentido contrario (segunda aplanación) hasta recuperar su forma convexa normal. A este retraso o diferencia se le denomina histéresis corneal. Este parámetro muestra las propiedades viscoelásticas de la córnea e indica su integridad biomecánica (Figura 49).

- El factor de resistencia corneal (CRF). Este parámetro indica el retraso de la córnea en recuperar su forma original como si fuese perfectamente elástica. Este retraso, se asocia a las propiedades corneales que rigen su capacidad de deformación y recuperación, y se considera que son representativas de las propiedades biomecánicas de la córnea. El CRF nos indica la rigidez o resistencia total de la córnea (Figura 49).

En cada ojo se realizaron varias medidas de la CH y CRF de la córnea, y se anotó el valor promedio de cada una de ellas.

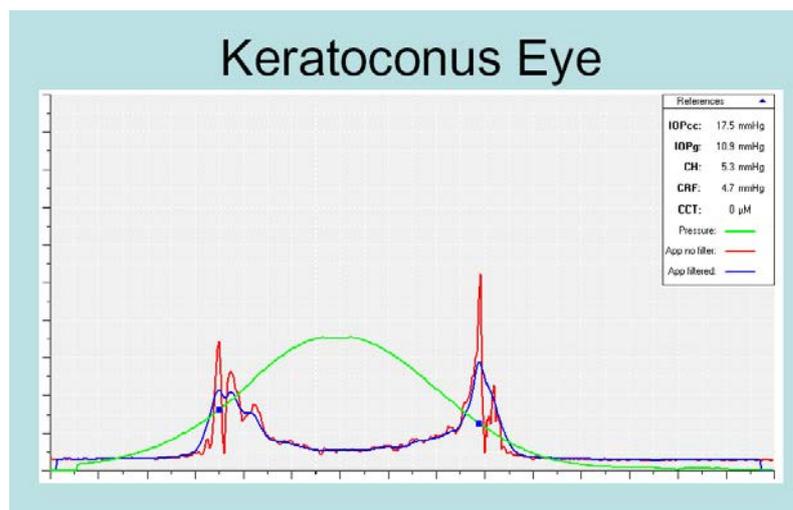


Figura 49. Imagen de los parámetros que se miden con el ORA[®]: PIO_{cc}, PIO_g, CH y CRF.

ABERROMETRÍA OCULAR

Las aberraciones oculares (AO) se midieron con el Aberrómetro Alcon LADARWave[®] que utiliza un sensor Hartman-Shack (Ladarvision System, Ladar Wave, Custom Cornea Wavefront System, Alcon, Ft Worth, Texas). Este instrumento genera un frente de onda plano mostrando su deformación al paso por el ojo. El mapa de las AO analiza los componentes específicos de las aberraciones de bajo orden y orden superior. Por otra parte, los mapas muestran la ubicación y el grado de aberraciones del ojo. El sistema selecciona 3 de las 5 medidas realizadas en cada ojo para determinar los valores apropiados.

Se determinó el *root mean square* (RMS) para las aberraciones de bajo orden (defocus; DF, astigmatismo; AST), y alto orden (aberración comática; AC, aberración esférica; AE, otras aberraciones de alto orden; OAAO), y también, las aberraciones de alto orden totales; AAO. Estos valores fueron tomados para un tamaño de pupila de 6 mm, mediante midriasis farmacológica (colirio de tropicamida 1%).

FUNCIÓN DE SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

Para determinar la Función de sensibilidad al Contraste (CSF) se utilizó el test Vision Contrast Test System VCTS 6000 (Vision Contrast Test System[®], Vistech Consultants, Dayton OH). La prueba se realizó monocularmente a 3 metros de distancia en condiciones de luminancia fotópicas (85 cd/m²). Se trata de una prueba impresa

formada por diferentes redes sinusoidales de frecuencia creciente de arriba abajo con valores de 1.5 (A), 3 (B), 6 (C) 12 (D) y 18 (E) ciclos por grado (frecuencias espaciales bajas, medias y altas), y distintos niveles de contraste de izquierda a derecha (Figura 50).

En el estudio, el paciente fue instruido para empezar por la fila A y al mirar de izquierda a derecha con el fin de identificar el último contraste visible en esa fila. La respuesta fue marcada en el formulario de registro. Este proceso se repitió para las filas B a E de modo que la curva de sensibilidad de contraste para los ojos de los sujetos podría ser trazada. La CSF se midió a todos los sujetos con su corrección en gafas.

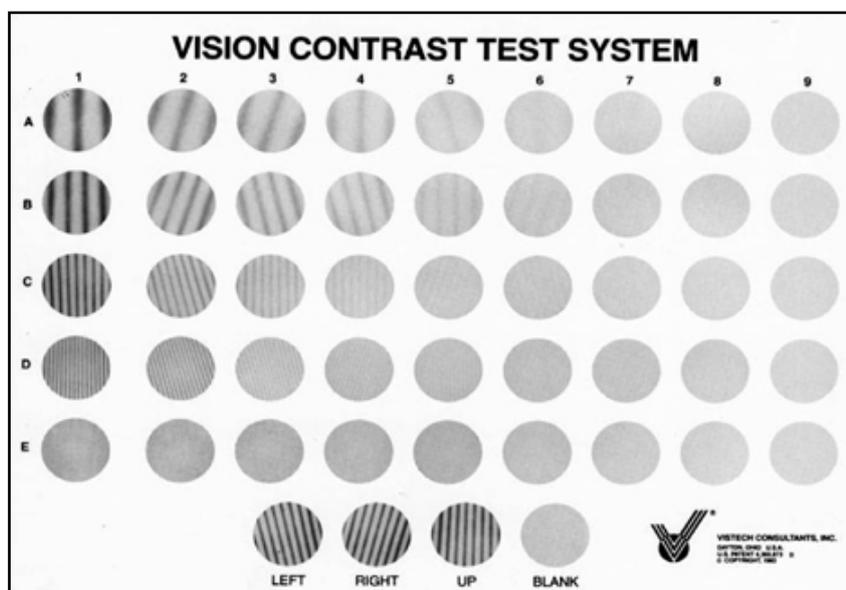


Figura 50. Imagen del VCTS 6000 (Vision Contrast Test System®).

OTRAS PRUEBAS

Estudio del fondo de ojo. Esta prueba se efectuó para analizar el estado del polo posterior del ojo y descartar posibles patologías oculares. Para ello, previamente se realizó una midriasis farmacológica (colirio de tropicamida 1%) y, posteriormente, se efectuó la oftalmoscopia.

Estudio de las características de la lágrima. Las pruebas que se realizaron fueron para analizar la cantidad lagrimal (test Schirmer), y el estado de la calidad lagrimal (tiempo de rotura lagrimal).

2.2.2. TÉCNICA DE ADAPTACIÓN DE LA LENTE DE CONTACTO

CARACTERÍSTICAS DE LA LENTE: DISEÑO Y MATERIAL

La lente de contacto corneo-escleral Scleracon® presenta una geometría avanzada con una evolución desde el diseño corneal hacia el escleral, aprovechando las principales cualidades de ambos sistemas.

El diámetro total estándar de la lente es de 12.60 mm, aunque también se fabrica en 13 y 13.50 mm. El diámetro de la zona óptica es de 7 mm. El radio base (RB) está comprendido entre 5.80 y 8.60 mm, en pasos de 0.05 mm y, el radio escleral (RE) se fabrica entre 6.80 a 11.40 mm, en pasos de 0.05 mm. Las potencias van de + 20 a -25 D, en pasos de 0.25 D. El espesor de centro para una potencia de -3.00 D es 0.29 mm.

El perfil en la zona central es esférico, con una banda esférica de transición limbar con excentricidad negativa o positiva, y una zona de alineamiento escleral con una geometría esférica variable.

El diseño de la cara interior de la lente presenta una geometría con dos zonas principales, el RB y el RE, y una secundaria llamada banda de transición. En la cara exterior tiene una zona óptica central, con una curvatura diseñada en función de la potencia de la lente, una banda de transición esférica, y una banda periférica de alineamiento que facilita la inserción bajo los párpados (Figura 51).

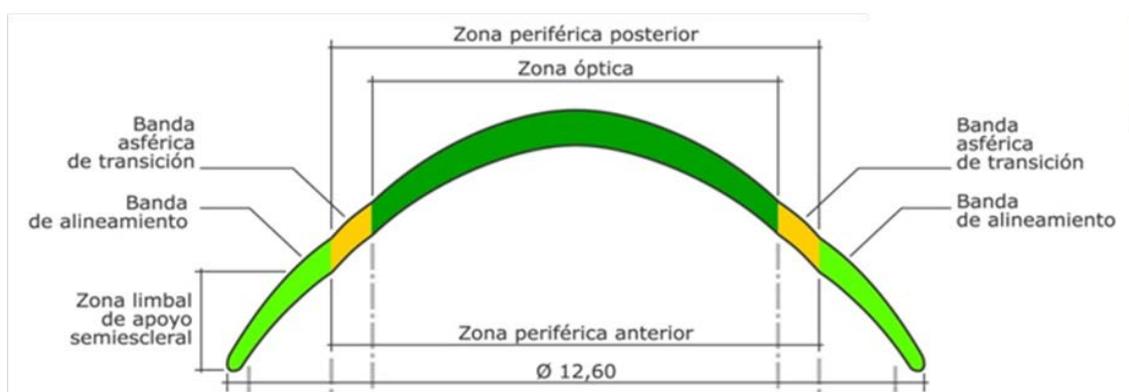


Figura 51. Diseño de la lente de contacto rígida permeable al gas corneo-escleral Scleracon® (Cortesía Lenticon).

Se fabrica con material Oxicon Extreme (Optimum Extreme®; Contamac Ltd, Saffron Walden, UK), un copolímero de acrilato de fluoro-silicona denominado Roflufocon-e® (Tabla 5) con una alta permeabilidad al oxígeno, un Dk 125, equivalente al Oxicon Dk 150 (sistema de medición método ISO/FATT).

El Optimum Extreme® está aprobado por la FDA (USA) para una amplia gama de indicaciones tales como la miopía, la hipermetropía, el astigmatismo y la afaquia.

Tabla 5. Características del material Roflufocon-e® (Contamac-UK).

Propiedades	Optimum Extreme®
Transmisión a la luz	>94%
Permeabilidad (ISO) $\times 10^{-11}$ (cm ² /sec) (mlO ₂)/(ml x mmHg)	125
Índice de refracción	1.432
Angulo de contacto de retroceso	6°
Dureza Shore D	77
Peso específico	1.15
Color	Azul
Filtro UV	Opcional
Diámetro	12.70 mm
Espesor	0.29 mm

Los diseños basados en materiales fluorados como las fluoro-siliconas contribuyen a aumentar la permeabilidad del oxígeno, aumentar la rigidez y disminuir la flexión de las lentes.

El método ISO/FATT para medir la permeabilidad al oxígeno (Dk) desarrollado por el Dr. Irving Fatt en la Universidad de California (USA), mide la permeabilidad al oxígeno de las lentes RPG bajo condiciones de humectación, y simula la función en cuanto a Dk de una lente en la córnea. Cuando una LC está situada en el ojo, la córnea consume el oxígeno de un lado del mismo, haciendo que se difunda a través del lente hacia ella para su reposición. La capacidad de un material de permitir que el oxígeno pase a su través es muy importante para preservar la salud ocular. Las lentes que no ofrecen suficiente oxigenación a través de ellas afectan de forma negativa a la integridad corneal. Cuanto más alto es el Dk existe un mayor paso de oxígeno a la

córnea. El Dk es un indicador clave para determinar el cometido de una lente permeable al gas en aplicaciones específicas como los desórdenes corneales y el uso prolongado.

Las propiedades del Oxicon Extreme® - alta permeabilidad al oxígeno, buen ángulo de humectación, gran estabilidad, óptima rigidez y excelente calidad óptica ofrecen al usuario confort y buena calidad visual. Además, puede aplicarse un tratamiento de plasma para mejorar la humectabilidad en la superficie de la lente. Estas características del material lo hacen ideal para los pacientes con queratocono que requiere al mismo tiempo una alta demanda de oxígeno para mantener una óptima integridad ocular, y buena visión.

PROCEDIMIENTO DE ADAPTACIÓN

La lente de contacto se adapta con una “técnica de dos pasos”, primero se busca el alineamiento central sin tener en cuenta la zona periférica de apoyo, y posteriormente, se ajusta la zona escleral sin tener en cuenta la zona central.

Veamos con más detalle esta técnica:

El cálculo en la zona central del RB se efectúa según la ságita corneal de la topografía corneal. La queratometría convencional solo permite tomar valores de tres milímetros centrales, esto es insuficiente cuando existen ectasias o irregularidades localizadas fuera del tercio central. Según el fabricante, es aconsejable para la selección inicial del RB de la lente control, tomar como referencia el valor de KM obtenidos con el mapa de curvatura del topógrafo corneal y cerrar 0.20 mm (KM-0.20 mm).

A continuación, se selecciona la lente del set de pruebas. La caja o set de pruebas básico consta de 30 lentes en diámetro de 12.60 mm, con un rango de radios entre 5.80 y 8.60, en pasos de 0.10 mm, y potencia de -3.00 dioptrías.

El radio base apropiado mostrará el alineamiento más óptimo en las zonas central e intermedia de la cornea, y deberá presentar un reservorio central lagrimal con un levantamiento apical aproximado entre 20 y 50 μm . Valores altos de separación apical implicarían la posibilidad de la aparición de burbujas de aire con la consiguiente fluctuación de la visión. En ciertos casos con queratoconos puede admitirse un ligero apoyo central, siempre que la presencia de este contacto no implique una reducción de comodidad o tolerancia, y que no exista traumatismo por fricción mecánica de la lente. La valoración de la zona central se realiza de manera similar a otras lentes RPG,

mediante la observación del fluoresceinograma. Para ello se utilizan unas tiras esteriles impregnadas con fluoresceína sódica (BioGlo, HUB Pharmaceuticals, CA, USA), las cuales son mojadas con una o dos gotas de solución salina, y luego aplicadas sobre la conjuntiva del ojo. A continuación, el paciente es instruido para parpadear varias veces y entonces se determina la valoración de la relación entre la superficie corneal y la lente.

En el cálculo del RB no debe tenerse en cuenta el apoyo escleral, es decir, hay que ignorar el RE, aunque no se ajuste bien a la zona escleral (Figura 52). Esto es muy importante, ya que, al principio, cuando no se está familiarizado en este tipo de adaptaciones, se puede pensar que la lente está mal adaptada porque no se consigue ajustarla bien al mismo tiempo a toda la superficie corneo-escleral.

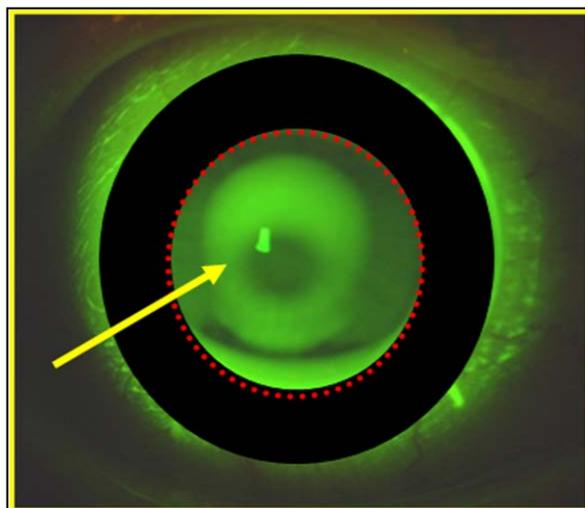


Figura 52. Imagen del paso nº 1 para la selección del RB de la lente Scleracon®.

Una vez determinado el RB definitivo, se procede a efectuar la sobre-refracción. El cálculo de la potencia es bastante preciso para las potencias bajas y medias, en cambio, en miopías altas, con valores superiores a 9 D es más complicado ajustar la graduación de forma exacta, siendo necesario en algunos casos fabricar una lente nueva.

Para determinar el RE se procederá a seleccionar distintas lentes de la caja de prueba buscando el mejor alineamiento en la zona de apoyo escleral (Figura 53). La zona de transición, deberá mostrar una imagen fluoroscópica de bajo reservorio lagrimal comparado con la imagen que muestra el RB y el RE. Esta imagen se considera normal pero siempre valorando que exista un intercambio lagrimal fluido entre ambas zonas.

Para ello, se inserta una gota de fluoresceína sodica, y aproximadamente, después de un minuto, debe observarse que esta se distribuye uniformemente por debajo del borde de la lente. No debe existir una presión excesiva sobre la conjuntiva bulbar, ni levantamientos de borde que provoquen burbujas.

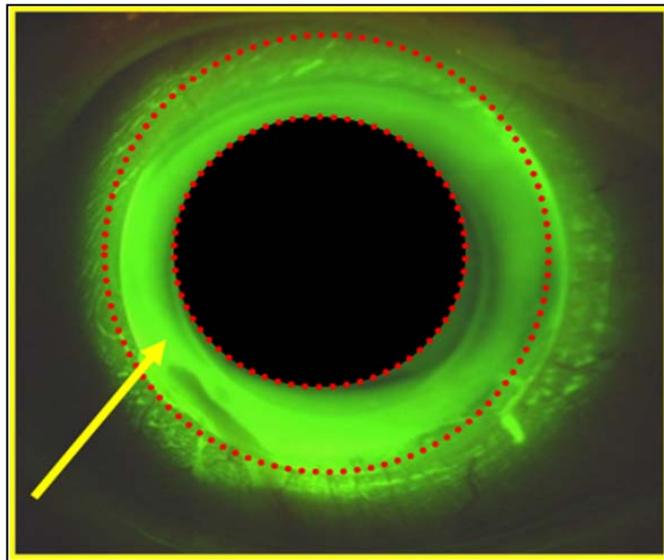


Figura 53. Imagen del paso nº 2 para la selección del RE de la lente Scleracon®.

Los parámetros que se solicitan al laboratorio para la fabricación de la lente son: diámetro, radio base, radio escleral y potencia (ej: D: 12.60, RB: 7.10, RE: 6.95, P: -14.50).

Los valores definitivos de la LC fueron registrados para cada sujeto.

LENTE DEFINITIVA

El día de la entrega se realiza una valoración tras 60 minutos de uso de las lentes de prescripción. Se evalúa la AV, la sobrerrefracción, el fluoresceinograma y la comodidad de uso.

La lente de contacto presentará un buen centrado tanto horizontal como vertical, con un apoyo en la conjuntiva bulbar.

El comportamiento dinámico debe mostrar un movimiento óptimo al parpadear (0.5 mm). También, se realiza la prueba push-up, que consiste en mover la LC manualmente hacia arriba y hacia abajo con el párpado inferior para observar su movimiento, con una clasificación en un intervalo que va de -2 a +2 (-2: sin

movimiento, -1: poco movimiento, 0: movimiento óptimo, +1: bastante movimiento y +2: excesivo movimiento). Las lentes cerradas serán difíciles de mover, y las lentes más abiertas se moverán en exceso (Young, 1996).

El fluoresceinograma debe indicar un intercambio lagrimal fluido por toda la lente, con un buen alineamiento en la zona central, y un apoyo escleral sin indentaciones (RE cerrado) ni múltiples burbujas (RE abierto).

A modo de ejemplo, en la Figura 54, se observa el centrado óptimo y el fluoresceinograma ideal en un paciente con queratocono implantado con anillos.

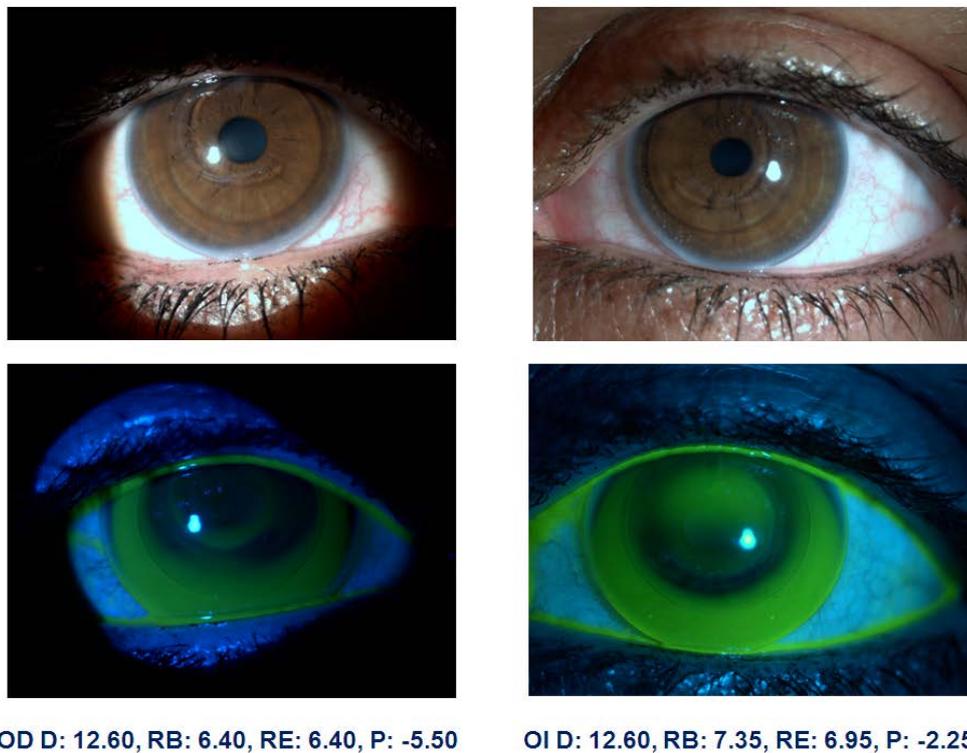


Figura 54. Lentes definitivas Scleracon[®] en un paciente del grupo Anillos (caso 7). Imágenes de arriba con luz blanca, e imágenes de abajo con luz azul cobalto y filtro amarillo.

La fisiología corneal se controla con la biomicroscopía después de retirar las lentes. Se valora la transparencia corneal y se anotan los hallazgos significativos mediante la tabla CCLRU.

Finalmente, se instruye debidamente al paciente en cuanto al cuidado y manipulación de las LC, y se pauta un horario progresivo de adaptación de 2 horas el primer día, 4 el segundo, 6 horas el tercero, y así sucesivamente, hasta alcanzar de 10 a 16 horas durante la primera semana.

Una vez la que la lente se consideró como definitiva, se registró el número de visitas (NV) para alcanzar este objetivo y el número de lentes (NI) que se necesitaron.

MANIPULACIÓN Y LIMPIEZA

Para una limpieza correcta se debe utilizar una solución de limpieza apropiada para este tipo de lentes y realizar el aclarado con una solución salina. Esta lente no debe enjuagarse con agua, ya que el polímero del material se deteriora con gran facilidad. Por la noche se conservará en una solución humectante y, semanalmente, se utilizará un producto enzimático para eliminar la acumulación de depósitos sobre la lente.

La manipulación de la LC, es similar a la efectuada con las lentes corneales. Se coloca elevando el párpado superior al máximo, orientando la mirada del paciente hacia abajo para liberar el mayor espacio interpalpebral posible, tal como se observa en las imágenes superiores de la Figura 55. En la retirada, es aconsejable utilizar siempre unas gotas de lágrima artificial para conseguir un caudal de lágrima fluido que facilite la flotabilidad de la lente. Podemos sujetar por el borde libre de los párpados mientras se mantiene presionado el párpado superior a modo de barrera, deslizando el inferior hacia arriba y empujar la lente para que salga expulsada por el efecto del parpado superior. También se puede usar una ventosa de silicona y, una vez humedecida y adherida al centro de la cara externa de la lente, desplazarla hacia arriba mientras se le pide al paciente que mire hacia abajo (Figura 55, imágenes inferiores).

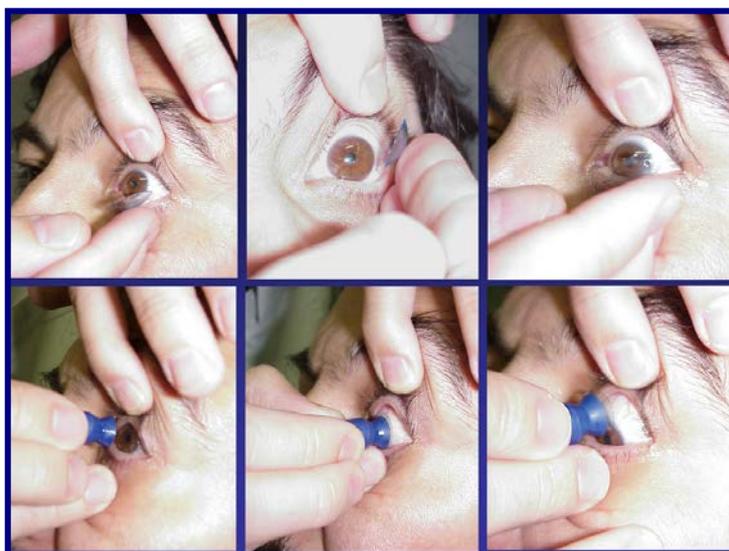


Figura 55. Imágenes en un paciente de la inserción (arriba) y retirada con ventosa (abajo) de la lente Scleracon®.

2.2.3. SEGUIMIENTO Y EVALUACIÓN POST-ADAPTACIÓN

SEGUIMIENTO

Se realizó un programa seguimiento después de la adaptación de las lentes que consistió de un primer control a la semana, y después al mes, y a los meses 3, 6 y 12.

Los parámetros analizados fueron:

- Estado de la salud ocular y comportamiento de las lentes con la biomicroscopía.
- Sobrerrefracción.
- Evaluación de la adaptación: tiempo de uso, CS y CVS (los valores se registraron a la semana y al año).
- Evaluación de la función visual: AV, AO y CSF (los valores se registraron a la semana y al año).

Finalmente, a la semana y al año después de retirar las LC, se valoraron los parámetros oculares de RE, ECC, PIOcc, CRF y CH, y la topografía corneal, para compararlos con los valores iniciales de la adaptación.

Se consideraron las causas de interrupción anticipada:

- Pérdida de seguimiento.
- Aparición de enfermedad intercurrente que interfirió el seguimiento, o que a criterio del investigador dificultó la valoración del paciente.
- Por deseo expreso del propio paciente.

Éxito de la adaptación

Para valorar el éxito de la adaptación con la lente de contacto corneo-escleral, se registraron todos los pacientes que usaron la lente de forma satisfactoria durante al menos un periodo de seguimiento de 1 año. Además, se anotaron los abandonos y su causa.

El porcentaje de éxito se calculó como la diferencia entre los sujetos que usaron la lente durante el periodo de seguimiento (1 año) y los abandonos (Otenberg, 2013).

EVALUACIÓN DE LA ADAPTACIÓN

Tiempo de uso diario

Los datos clínicos analizados fueron:

- Tiempo de uso promedio. Se anotó el tiempo en horas de uso de la LC al día de cada paciente, y se calculó el valor medio.

- Éxito del tiempo de uso. Este se definió como la capacidad del paciente de utilizar las LCCE de manera continua durante 10 o más horas al día, es decir, un periodo de tiempo que permitiría una jornada completa de trabajo o actividades, lo que representa una mejora funcional en la calidad de vida de los pacientes (Ortenberg y col, 2013).

Comodidad Subjetiva

Se usó para su determinación un cuestionario para preguntar a cada paciente su nivel de satisfacción respecto a su comodidad subjetiva (CS), usando una escala Likert de cinco niveles (1=muy incómoda, 2=incómoda, 3=ni incómoda ni cómoda, 4=cómoda y 5=muy cómoda).

Calidad Visual Subjetiva

Se usó para su determinación un cuestionario para preguntar a cada paciente su nivel de satisfacción respecto a su calidad visual subjetiva (CVS), usando una escala Likert de cinco niveles (1=muy mala, 2=mala, 3=ni mala ni buena, 4=buena y 5=muy buena).

EVALUACIÓN DE LA FUNCIÓN VISUAL

Agudeza Visual

Para comparar las diferencias de la AV de los ojos con gafas y con LC, se calcularon los valores medios para los dos grupos.

Se valoró la AV con LC y se anotó el número de líneas de mejora o pérdida de visión de cada ojo con respecto a su mejor corrección previa con gafas. Se consideró una diferencia significativa de mejora de la visión con LC incrementar la AV dos o más líneas.

Aberrometría Ocular

Se determinó los valores de las AO con las LC y se analizaron las diferencias con respecto de los ojos sin LC (véase Figura 56).

Además, se calculó la disminución del RMS en porcentaje en todas las AO entre antes y después de la adaptación de la LC.

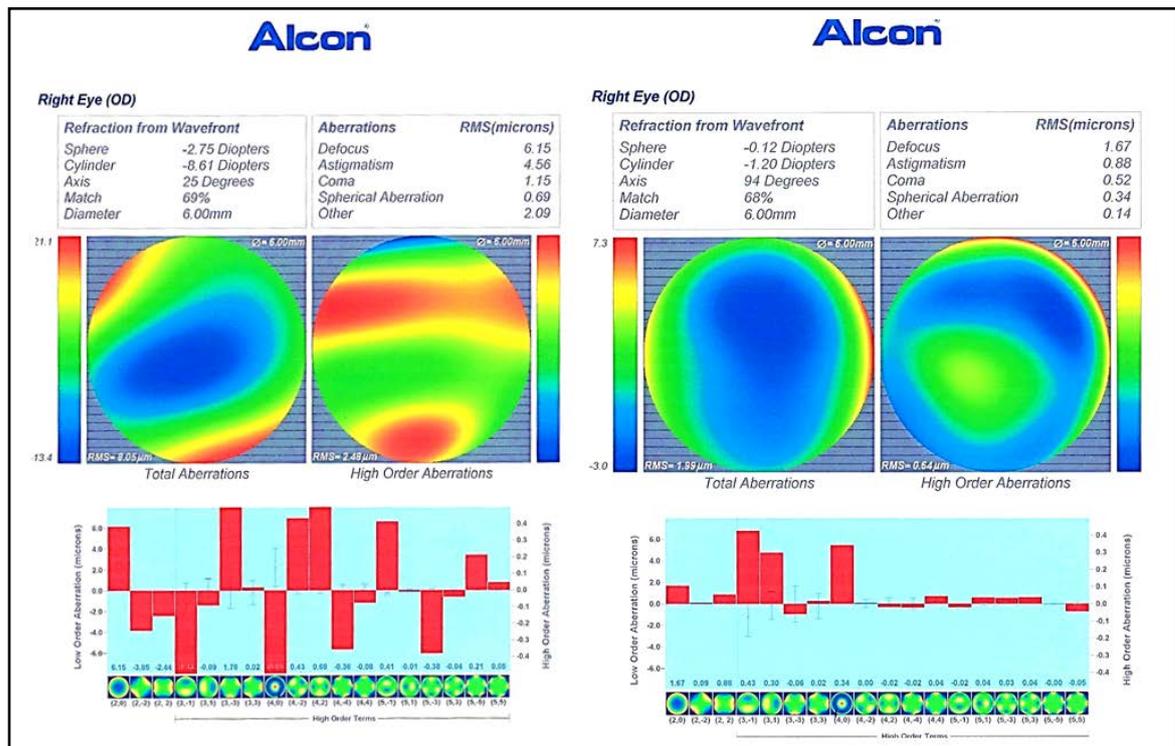


Figura 56. Diferencia de las aberraciones oculares de un ojo del grupo queratocono (caso 9). Imagen de la derecha con lentes de contacto, e imagen de la izquierda sin lentes de contacto (diámetro de pupila: 6 mm).

Función de Sensibilidad al Contraste

Se valoró las frecuencias de contraste con las LC y se compararon las curvas globales de sensibilidad al contraste con los ojos con gafas (véase ejemplo en Figura 57).

Asimismo, se calculó la mejora en pasos de contraste en las frecuencias espaciales entre gafas y después de la adaptación de la LC.

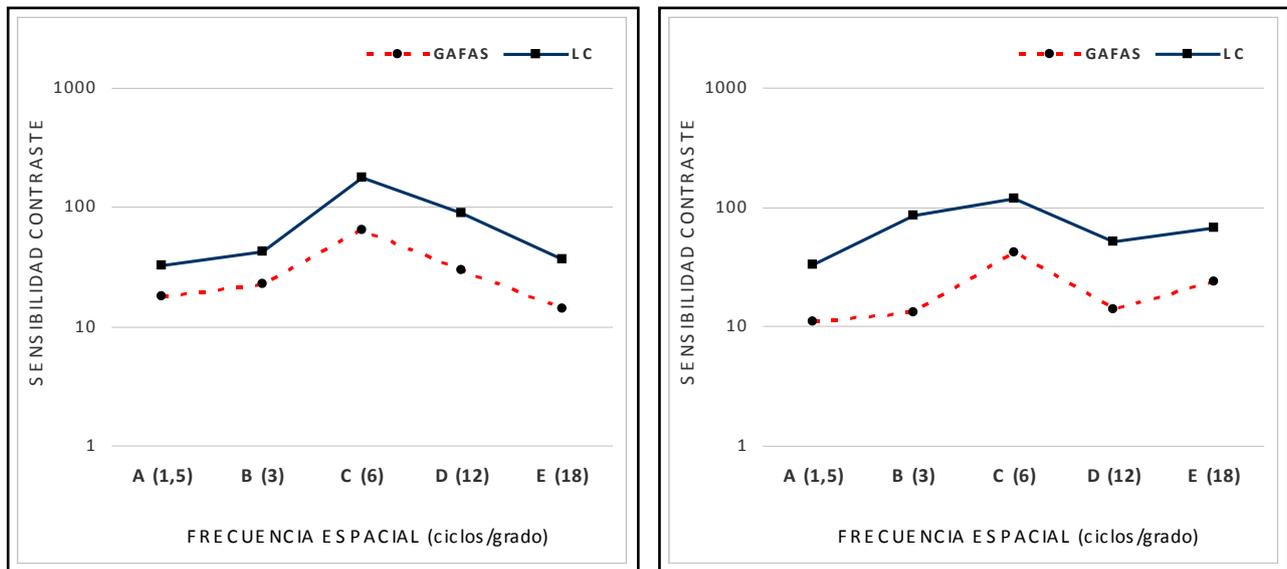


Figura 57. Curvas de sensibilidad al contraste con gafas y con lentes de contacto. Imagen de la derecha, de un ojo del grupo Anillos (caso 24), e imagen de la izquierda, de un ojo del grupo Queratocono (caso 12).

2.2.4. REEMPLAZO DE LALENTE DE CONTACTO

Es aconsejable renovar la lente entre los 12 y 18 meses, debido a los cambios que pueden experimentar tanto su geometría como el material. De esta forma, se evita una posible fricción mecánica indeseada sobre la superficie de la córnea, y alteraciones fisiológicas por un decremento del paso de oxígeno en la misma.

Debe efectuarse nuevamente una exploración ocular completa antes de renovar la lente para comprobar posibles cambios en el estado fisiológico y morfológico de la córnea.

2.3. TRATAMIENTO ESTADÍSTICO DE LOS DATOS

Los resultados obtenidos en el cuaderno de recogida de datos se registraron en un fichero Microsoft Office Access® 2016, y luego fueron fielmente transferidos a una base de datos del programa informático SPSS® (versión 19 para Windows, SPSS Inc, Chicago, IL, USA).

Los valores medidos de la AV decimal fueron convertidos a logMAR para el análisis estadístico.

La finalidad del proceso estadístico fue:

a) una parte descriptiva (máximo, mínimo, media y desviación estándar) de los datos demográficos y clínicos de los sujetos.

b) y una analítica en la que se usó:

- la prueba no paramétrica del test de Wilcoxon para valorar la significación de la diferencia entre grupos de la AV y los valores de las frecuencias de contraste entre gafas y LC; y entre los parámetros de la aberrometría del ojo y después de adaptar la LC. Así como, las diferencias de estos parámetros entre después de la adaptación inicial y al año de seguimiento. Igualmente fueron también analizadas las diferencias de los parámetros oculares entre antes de adaptar las LC y al año; y los parámetros de las LC después de la adaptación inicial y al año.

- y las pruebas no paramétricas de Mann-Whitney o Kruskal-Wallis para valorar la significación de la diferencia entre grupos de las variables demográficas, y las diferencias entre los grupos de estudio de los parámetros oculares, parámetros de las LC y AV.

Se consideró un nivel de confianza $P < 0,05$ como estadísticamente significativo.

Por propósitos estadísticos, solamente se consideró para su análisis un ojo de cada paciente en cada uno de los grupos.

CAPÍTULO 3

RESULTADOS

Lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitación visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

Los 60 pacientes (80 ojos) participantes en el estudio fueron adaptados con la lente RPG corneo-escleral, pero seis casos (10 ojos) lo abandonaron por diferentes motivos. Por lo tanto, concluyeron el estudio 54 sujetos (27 en cada grupo).

En la Tabla 6 se muestran los parámetros al inicio del estudio de todos los ojos que lo completaron en los dos grupos de estudio, y clasificados en subgrupos según género, edad, ametropía, queratometría media y astigmatismo corneal.

La edad media \pm desviación estándar (DE) de los 54 sujetos fue de 33.25 ± 11.05 años, principalmente distribuida entre los 21 a 40 años. También se observa que la mayoría de los pacientes son miopes bajos de -0.25 a -6.00 D. Respecto a su astigmatismo corneal se sitúan principalmente en menos de 4 D y tienen un grado de severidad de queratocono de I a II (escala Amsler-Krumeich).

Tabla 6. Datos demográficos y clínicos de los dos grupos del estudio, clasificados en subgrupos según sexo, edad, ametropía, queratometría media y astigmatismo corneal.

Parámetros	Queratocono n (%)	Anillos n (%)	P Value	Total n (%)
Sexo			0.772 ^a	
Hombre	19 (70.37)	18 (66.67)		37 (68.52)
Mujer	8 (29.63)	9 (33.33)		17 (31.38)
Edad			0.018 ^b	
< 20 años	4 (14.82)	2 (7.41)		6 (11.11)
21 a 40 años	12 (44.44)	22 (81.48)		34 (62.96)
41 a 60 años	11 (40.74)	3 (11.11)		14 (25.93)
Ametropía			0.11 ^b	
Hipermetropía (0.00 a +10.00 D)	3 (11.11)	3 (11.11)		6 (11.11)
Miopía baja (-0.25 a -6.00 D)	15 (55.55)	21 (77.78)		36 (66.67)
Miopía media (-6.25 a -10.00 D)	4 (14.81)	3 (11.11)		7 (12.96)
Miopía alta (> -10.00 D)	5 (18.52)	0 (0.00)		5 (9.26)
Queratometría Media			0.73 ^b	
\leq 48 D (Grado I A-K)	18 (66.67)	18 (66.67)		36 (66.67)
48-53 D (Grado II A-K)	7 (25.92)	7 (25.92)		14 (25.92)
53-55 D (Grado III A-K)	0 (0.00)	1 (3.70)		1 (1.86)
> 55 D (Grado IV A-K)	2 (7.41)	1 (3.70)		3 (5.55)
Astigmatismo corneal			0.79 ^b	
0.00 a 2.00 D	12 (44.45)	9 (33.33)		21 (38.89)
2.25 a 4.00 D	8 (29.63)	8 (29.63)		16 (29.63)
4.25 a 6.00 D	4 (14.81)	5 (18.52)		9 (16.67)
> 6.00 D	3 (11.11)	5 (18.52)		8 (14.81)

D: dioptrías; A-K: Clasificación Amsler-Krumeich según el grado del queratocono; n: número de ojos; PValue^a: U de Mann-Whitney; P Value^b: H de Kruskal-Wallis.

3.1. GRUPO QUERATOCONO

3.1.1. PARÁMETROS DEMOGRÁFICOS Y CLÍNICOS

En la Tabla 7 se muestran los valores demográficos y clínicos de los sujetos del grupo Queratocono.

Tabla 7. Datos demográficos y clínicos de los pacientes del grupo Queratocono antes de la adaptación de la lente de contacto corneo-escleral.

Sujeto	Edad	G	EE D	KM D	ASTC D	RE cels/mm ²	ECC µm	PIOcc mmHg	CRF mmHg	CH mmHg
1	47	V	-12.00	62.10	7.00	2118	429	16.80	8.50	8.60
2	30	V	-0.37	41.50	2.20	2231	472	14.50	6.90	8.00
3	55	M	-21.00	50.00	2.40	1764	435	16.80	7.00	6.50
4	48	V	-12.50	46.70	6.90	2272	446	20.20	8.00	9.00
5	60	V	-8.62	49.20	5.00	2518	343	16.00	7.90	7.40
6	47	V	-0.36	44.00	2.10	2118	507	16.80	8.50	8.60
7	45	V	7.36	48.50	3.80	2357	486	17.00	10.10	9.90
8	43	V	-4.62	48.30	1.70	2845	486	10.60	10.10	8.20
9	16	V	-3.50	51.40	5.10	2727	532	10.10	11.00	10.10
10	39	V	-22.50	49.00	2.50	2315	437	13.80	6.90	8.30
11	59	V	-17.25	52.00	3.30	2686	447	12.10	9.10	10.80
12	31	V	2.37	42.75	0.50	2875	538	13.80	8.60	9.20
13	17	V	0.62	42.50	3.40	2777	516	15.10	9.00	9.50
14	25	V	-4.25	43.50	0.90	2340	513	15.40	10.60	10.80
15	36	V	-4.62	46.10	4.60	3080	453	19.60	6.80	7.00
16	31	M	-5.25	56.20	3.50	2520	428	4.10	9.50	13.10
17	29	V	-6.25	43.50	2.10	2522	493	17.20	5.10	5.70
18	28	V	-0.86	45.80	6.70	2398	444	14.50	8.70	9.40
19	27	V	-2.00	44.50	1.30	2886	471	16.20	7.70	8.10
20	23	V	-1.25	42.60	0.10	2929	540	12.00	10.90	11.90
21	23	V	-0.75	42.70	1.10	2778	528	16.80	8.40	8.60
22	17	M	-2.00	46.90	1.80	2866	513	19.00	8.70	8.20
23	20	M	-2.50	46.90	2.40	3312	507	15.60	9.20	9.50
24	45	M	-7.50	41.77	1.80	2910	489	15.10	8.70	9.10
25	44	M	-7.50	44.43	2.75	2923	497	15.00	8.80	8.90
26	50	M	-2.25	46.10	5.20	2865	429	16.60	6.00	6.60
27	40	M	-0.50	44.30	1.00	2834	458	18.90	6.60	6.40

G: genero: V(varón), M(mujer); EE: equivalente esférico; D: dioptrías; KM: queratometría media; ASTC: astigmatismo corneal; RE: recuento endotelial; cels/mm²: células/milímetros al cuadrado; ECC: espesor corneal central; µm: micras; PIOcc: presión intraocular compensada; mmHg: milímetros de mercurio; CRF: factor de resistencia corneal; CH: coeficiente de histéresis.

La media \pm DE del equivalente esférico (EE) fue -5.18 ± 6.88 D (intervalo, $+7.36$ a -22.50). El valor de la queratometría media (KM) fue 46.79 ± 4.67 D (intervalo, 41.50 a 62.10), y para el astigmatismo corneal (ASTC) 3.01 ± 1.95 D (intervalo, 0.10 a 7.00).

En cuanto al recuento endotelial (RE) la media \pm DE fue 2621 ± 351 cel/mm² (intervalo, 1764 a 3312), y el espesor corneal central (ECC) medio resultó 475 ± 45 μ m (intervalo, 343 a 540).

La media \pm DE de la presión intraocular compensada (PIO_{cc}) fue 15.17 ± 3.33 mmHg (intervalo, 4.10 a 20.20), para el coeficiente de histéresis (CH) resultó 8.79 ± 1.68 mmHg (intervalo, 5.70 a 13.10) y el factor de resistencia corneal (CRF) fue 8.42 ± 1.48 mmHg (intervalo, 5.10 a 11.00).

3.1.2. CARACTERÍSTICAS DE LA ADAPTACIÓN DE LA LENTE DE CONTACTO

En la Tabla 8 se muestran los parámetros de las LC adaptadas y los datos clínicos de los pacientes del grupo Queratocono.

Tabla 8. Características de las lentes de contacto corneo-esclerales adaptadas y datos clínicos de los pacientes del grupo Queratocono.

Sujeto	RB mm	DT mm	P D	EE D	NV	NL	Nh	CS	CVS
1	6.40	13.00	-8.00	-12.00	4	2	10	4	5
2	8.15	12.60	-1.75	-0.37	2	1	16	4	3
3	7.00	12.60	-18.50	-21.00	2	1	14	4	5
4	7.05	13.00	-11.00	-12.50	2	1	15	5	3
5	7.20	13.00	-3.25	-8.62	3	1	15	4	4
6	7.85	13.50	-1.00	-0.36	4	3	10	3	3
7	8.20	13.00	9.25	7.36	3	2	16	5	4
8	7.10	13.00	-3.75	-4.62	3	2	8	2	2
9	7.85	13.50	-1.75	-3.50	2	1	14	4	5
10	7.30	13.00	-21.0	-20.00	4	2	14	4	3
11	6.95	12.60	-15.0	-17.25	3	1	16	4	5
12	8.05	12.60	1.75	2.37	2	1	14	4	4
13	8.10	13.00	0.50	0.62	3	2	14	4	4
14	7.90	13.00	-3.25	-4.25	2	1	13	3	4
15	7.70	12.60	-3.50	-4.62	2	1	16	5	3
16	6.50	13.00	-2.25	-5.25	2	1	10	3	3
17	7.80	12.60	-6.00	-6.25	2	1	14	4	4
18	7.95	13.00	2.00	-0.86	2	1	10	3	3
19	7.70	12.60	-1.50	-2.00	3	2	16	5	5
20	7.95	13.00	-2.00	-1.25	2	1	14	4	4
21	8.00	13.00	-1.75	-0.75	2	1	14	4	4
22	7.20	12.60	-2.75	-2.00	2	1	15	4	5
23	7.30	12.60	-2.25	-2.50	2	1	11	5	5
24	7.65	13.00	-7.25	-7.50	2	1	16	4	5
25	7.60	13.00	-7.00	-7.50	2	1	15	4	4
26	7.65	13.50	-0.50	-2.25	3	2	10	3	4
27	7.65	13.50	-0.50	-0.50	3	2	13	3	3

RB: radio base; DT: diámetro total; mm: milímetros; P: potencia; EE: equivalente esférico en gafas; D: dioptrías; NV: número de visitas; NL: número de lentes; Nh: número de horas; CS: comodidad subjetiva; CVS: calidad visual subjetiva.

La media \pm DE del radio base (RB) fue 7.55 ± 0.49 mm (intervalo, 6.40 a 8.20), para el diámetro total (DT) resultó 12.94 ± 0.30 mm (intervalo, 12.60 a 13.50), y para la potencia (P) final fue -4.15 D \pm 6.33 (intervalo +9.25 a -21.0).

En la Figura 58, se observa una alta correlación negativa (-0.762, test Pearson) estadísticamente significativa ($p= 0.000$) entre KM y el RB de las lentes adaptadas, de tal manera, que para el valor de KM = 42 D (8.04 mm) resulta una curva base de 7.90 mm (0.14 más cerrada que KM), para un KM = 46 D (7.35 mm) corresponde un RB de 7.60 mm (0.25 más abierta que KM) y para un valor de KM = 51 D (6.62 mm) corresponde un RB de 7.20 mm (0.58 más abierta que KM), por lo tanto, a menor potencia de KM correspondería un RB más cerrado de la lente definitiva y viceversa.

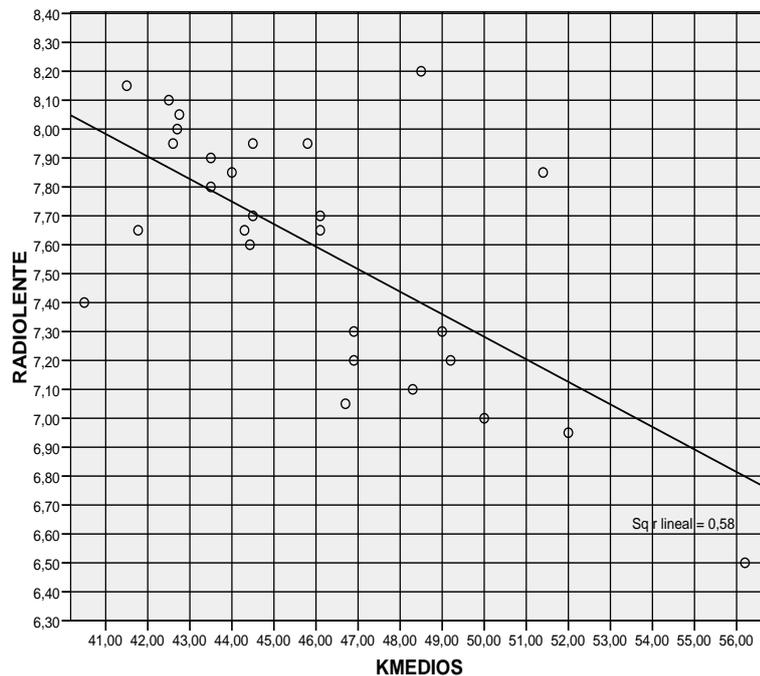


Figura 58. Correlación entre la queratometría promedio y el radio base de la lente definitiva adaptada en el grupo Queratocono.

Una media \pm DE de 2.52 ± 0.70 visitas (intervalo, 2 a 4) fueron necesarias para completar el proceso de adaptación, y 1.37 ± 0.56 lentes por ojo (intervalo, 1 a 3) se necesitaron para ordenar la lente definitiva.

La media \pm DE de uso diario de las lentes fue 13.44 ± 2.38 h (intervalo, 8 a 16). La mayoría (26 ojos) informó que usaron las lentes corneo-esclerales durante 10 o más horas al día. Por lo tanto, el porcentaje de pacientes con éxito en el tiempo de uso continuo (≥ 10 h/día) fue muy alto (96.30 %).

La calidad visual subjetiva (CVS) reportada fue buena o muy buena en el 66.66 % de los ojos adaptados con la LCCE, y en el 74.07 % de los ojos la comodidad subjetiva (CS) con el uso de la lente fue cómoda o muy cómoda.

3.1.3. EVALUACIÓN DE LA FUNCIÓN VISUAL CON LA LENTE DE CONTACTO

Los valores de la AV, función de sensibilidad al contraste (CSF) y aberraciones oculares (AO) obtenidas con las LC en el grupo Queratocono se muestran en las Tablas 9 y 10.

Tabla 9. Datos de la Agudeza visual (decimal) y Función de sensibilidad al contraste con gafas y LC de los pacientes del grupo Queratocono.

Sujeto	AV		CSF G c/g					CSF LC c/g				
	G	LC	A	B	C	D	E	A	B	C	D	E
1	0.1	0.5	0	0	0	0	0	5	5	4	3	0
2	0.9	1.2	5	4	5	4	5	5	6	5	6	6
3	0.3	0.6	0	0	0	0	0	0	1	1	2	2
4	0.3	0.8	1	1	0	2	2	3	3	4	6	6
5	0.6	0.9	2	1	1	0	0	5	6	4	3	3
6	0.9	1.0	6	5	2	0	0	6	5	3	3	2
7	1.0	1.2	5	6	5	3	4	7	6	5	4	5
8	0.9	0.8	5	4	4	0	0	5	6	4	3	2
9	0.5	1.0	5	5	2	2	1	5	6	6	6	5
10	0.1	0.4	1	2	2	1	1	2	2	3	3	3
11	0.2	0.9	0	1	1	1	0	4	4	2	2	2
12	0.8	1.2	4	4	5	4	4	5	5	7	6	6
13	0.9	1.2	0	3	1	2	2	4	5	4	6	6
14	1.0	1.5	6	6	5	6	6	6	7	7	8	8
15	1.0	1.5	4	5	4	5	5	4	5	5	5	5
16	0.6	0.7	1	5	3	2	2	3	5	4	4	4
17	0.8	1.0	4	4	4	6	6	4	5	6	7	7
18	0.8	0.9	6	4	3	3	3	5	5	4	6	6
19	0.9	1.2	5	3	1	3	3	5	5	3	4	4
20	1.0	1.2	4	3	4	5	5	6	7	6	6	6
21	1.0	1.2	4	3	2	5	5	7	6	7	6	6
22	0.3	1.0	2	2	3	3	3	5	5	5	8	8
23	0.3	1.0	2	2	3	3	3	5	5	6	8	8
24	0.7	0.9	4	3	4	4	5	6	6	6	5	6
25	0.8	1.0	3	4	3	5	5	6	6	7	6	6
26	0.8	1.2	4	4	3	4	4	5	5	4	6	6
27	1.0	1.2	5	5	6	5	5	6	6	7	7	7

AV: agudeza visual decimal; G: gafas; LC: lentes de contacto; CSF: función de sensibilidad al contraste; c/g: ciclos/grado; A: 1.5 c/g; B: 3 c/g; C: 6 c/g; D: 12 c/g; E: 18 c/g.

Tabla 10. Datos de la Agudeza visual (logMAR) y Aberraciones oculares al inicio y con LC de los pacientes del grupo Queratocono (en 4 ojos no se pudo medir el frente de onda sin LC porque presentaban altos valores de aberraciones que superaron el rango de medición del aberrómetro).

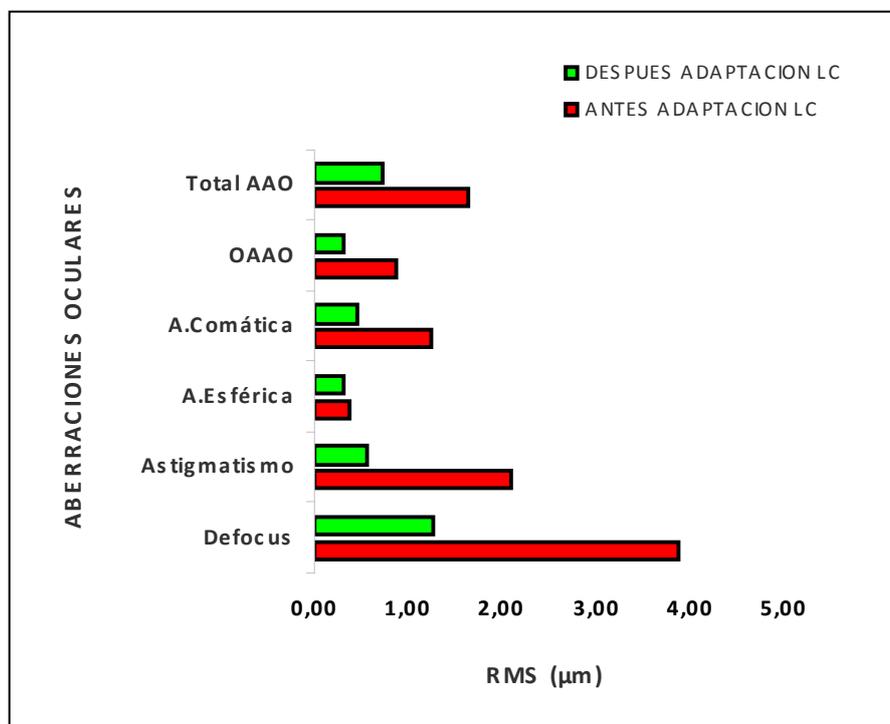
Sujeto	AV logMAR		AO (RMS μm) Inicial						AO (RMS μm) con LC					
	G	LC	DF	AST	AC	AE	OAAO	AAO	DF	AST	AC	AE	OAAO	AAO
	1	1.0	0.3							0.89	0.62	0.37	0.03	0.32
2	0.0	-0.1	2.75	1.12	1.10	0.35	0.68	1.34	0.32	0.38	0.31	0.15	0.42	0.54
3	0.5	0.2	0.37	1.28	0.52	0.25	0.55	0.80	1.91	0.38	1.32	0.61	0.43	1.52
4	0.5	0.1							0.23	0.36	1.00	0.02	0.37	1.07
5	0.2	0.0	6.93	4.61	1.77	0.64	1.94	2.71	2.12	0.26	0.25	0.28	0.30	0.48
6	0.0	0.0	2.79	3.17	1.65	0.03	0.98	1.92	0.07	0.37	0.59	0.59	0.44	0.95
7	0.0	-0.1	7.19	1.12	0.77	0.03	0.69	1.04	1.76	0.41	0.35	0.29	0.55	0.55
8	0.0	0.1	3.62	1.24	3.11	0.18	0.42	3.14	2.69	1.40	1.75	0.93	0.55	2.06
9	0.3	0.0	4.27	3.69	0.82	0.52	1.74	1.99	0.22	0.89	0.36	0.36	0.19	0.52
10	1.0	0.4							8.76	1.42	0.96	1.57	1.36	2.29
11	0.7	0.0							5.43	0.35	0.19	1.04	0.32	1.11
12	0.1	-0.1	1.86	0.85	0.50	0.10	0.88	1.02	1.42	0.38	0.58	0.41	0.48	0.86
13	0.0	-0.1	1.07	2.21	1.77	0.08	1.06	2.07	0.69	0.48	0.49	0.14	0.19	0.54
14	0.0	-0.2	6.18	0.63	0.72	0.04	0.63	0.96	1.40	0.18	0.32	0.05	0.20	0.38
15	0.0	-0.2	9.20	4.48	1.87	0.24	0.89	2.08	2.18	0.49	0.16	0.33	0.19	0.41
16	0.2	0.2	4.65	4.26	2.89	0.38	0.65	2.99	0.81	0.43	1.06	0.40	0.27	1.16
17	0.1	0.0	7.50	0.92	0.59	0.09	0.41	0.73	0.64	0.38	0.23	0.02	0.23	0.33
18	0.1	0.0	3.41	4.16	1.97	0.20	1.31	2.37	2.14	0.73	0.27	0.38	0.20	0.50
19	0.0	-0.1	3.77	2.00	1.62	0.01	0.86	1.84	0.22	0.53	0.39	0.33	0.21	0.55
20	0.0	-0.1	3.12	0.12	0.29	0.07	0.27	0.40	0.70	0.28	0.28	0.14	0.15	0.34
21	0.0	-0.1	2.85	0.46	0.62	0.23	0.64	0.92	0.89	0.12	0.20	0.06	0.19	0.28
22	0.5	0.0	5.27	2.94	0.12	0.23	0.46	0.53	2.86	0.92	0.20	0.53	0.20	0.60
23	0.5	0.0	4.57	3.73	0.06	0.23	0.44	0.50	2.43	1.24	0.30	0.53	0.20	0.64
24	0.2	0.0	2.20	1.46	1.30	1.20	1.01	1.90	1.02	0.22	0.30	0.29	0.42	0.62
25	0.1	0.0	2.12	1.40	1.47	1.23	1.04	1.99	0.96	0.33	0.22	0.12	0.35	0.79
26	0.1	-0.1	2.20	1.20	1.56	1.10	1.23	2.20	0.99	2.01	0.12	0.12	0.36	0.59
27	0.0	-0.1	1.69	1.26	1.56	1.02	1.12	1.97	0.43	0.21	0.31	0.23	0.31	1.49

AV: agudeza visual logMAR; G: gafas; LC: lentes de contacto; AO: aberraciones oculares; RMS: root mean square; μm : micras; DF: defocus; AST: astigmatismo; AC: aberración comática; AE: aberración esférica; OAAO: otras aberraciones alto orden; AAO: aberraciones alto orden totales.

La media \pm DE de la AV logMAR con gafas y LC fue 0.23 ± 0.30 (intervalo, 1.0 a 0.0) y 0.00 ± 0.14 (intervalo, 0.4 a -0.2), respectivamente, encontrándose diferencias estadísticamente significativas (p : 0.001). En cuanto a la AV decimal con gafas y LC fue 0.69 ± 0.31 (intervalo, 0.1 a 1.0) y 1.01 ± 0.31 (intervalo, 0.4 a 1.5), respectivamente.

En este grupo, 19 ojos (70.37 %) mejoraron la visión de forma significativa con la LCCE respecto a la mejor corrección con gafas. Se estableció como mejora de la visión alcanzar dos o más líneas en la AV. Ocho ojos (29.63 %) ganaron 2 líneas de AV, 5 ojos (18.52 %) 3 líneas, 1 ojo (3.70 %) alcanzó 4 líneas y 5 ojos (18.52 %) ganaron 5 o más líneas. Solo 1 ojo perdió 1 línea de visión (3.70 %) con relación a la mejor AV con gafas.

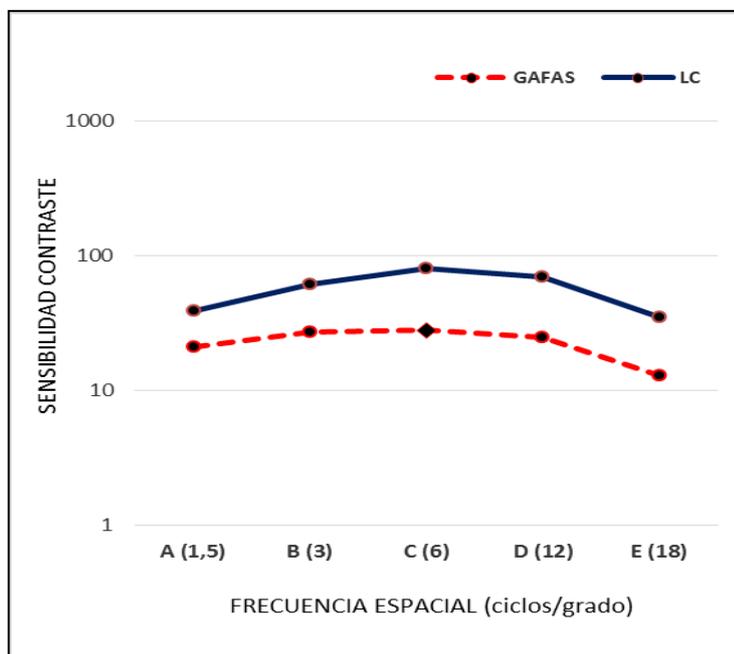
El valor promedio de las AO de alto orden para la aberración comática (AC), aberración esférica (AE), otras aberraciones de alto orden (OAAO), y las aberraciones de alto orden totales (AAO) antes de adaptar la LC fueron 1.25, 0.37, 0.87, 1.63 μm , respectivamente; y después de la adaptación de la LC fueron 0.45, 0.32, 0.31, 0.73 μm , respectivamente. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las AO de bajo orden (defocus y astigmatismo), y también en las AO de alto orden (AC, OAAO y AAO; test Wilcoxon, $p = 0.000$), con la excepción de la AE ($p = 0.855$). Hay que destacar que las AAO decrecieron un 55 %. Las diferencias en las AO entre antes y después de la adaptación de la LCCE se muestran en la Figura 59.



AAO: aberraciones alto orden; OAAO: otras aberraciones alto orden;
RMS: root mean square; μm : micras; LC: lentes de contacto.

Figura 59. Diferencias en las aberraciones oculares entre antes y después de la adaptación de la LCCE del grupo Queratocono (diámetro pupila: 6 mm).

El valor promedio en la función de sensibilidad al contraste (CSF) de las frecuencias espaciales 1.5, 3, 6, 12 y 18 ciclos/grado con gafas fueron 3.3, 3.3, 2.8, 2.9 y 2.9 respectivamente; y después de la adaptación de la LC fueron 4.8, 5.1, 4.8, 5.1 y 5, respectivamente. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todas las frecuencias espaciales (test Wilcoxon, $p = 0.000$). Por lo tanto, se evidencia una notoria mejoría de la calidad visual subjetiva con las LC. La diferencia de la CSF entre antes y después de la adaptación de la LCCE se muestra en la Figura 60.



LC: lentes de contacto.

Figura 60. Curvas de sensibilidad al contraste con gafas y con LCCE en el grupo Queratocono.

3.1.4. SEGUIMIENTO AL AÑO

PARÁMETROS CLÍNICOS

Al año de la adaptación de la lente, los parámetros que muestran información relevante sobre el estado de la córnea y en general de la salud ocular, no mostraron diferencias estadísticamente significativas en EE, KM, ASTC, ECC, PIO_{cc} , CH y CRF, salvo para el valor promedio del RE (Tabla 11). A la vista de estos resultados, se

confirma que no se encontraron cambios en las propiedades de la córnea. Por lo tanto, se puede afirmar que las LCCE respetan la salud ocular.

Tabla 11. Diferencias en equivalente esférico, queratometría media, astigmatismo corneal, recuento endotelial, espesor corneal central, presión intraocular compensada, coeficiente de histéresis y factor de resistencia corneal después de un año de la adaptación de la LCCE respecto a la adaptación inicial en el grupo Queratocono.

Parámetros	Inicial Media ± DE	1 año Media ± DE	P Value^a
EE, D	-5.18 ± 6.88	-5.16 ± 6.73	0.858
KM, D	46.79 ± 4.67	46.55 ± 4.90	0.467
ASTC, D	3.01 ± 1.95	3.04 ± 1.94	0.884
RE, cels/mm ²	2621 ± 351	2650 ± 361	0.022
ECC, µm	475 ± 44	471 ± 54	0.423
PIO _{cc} , mmHg	15.17 ± 3.33	14.78 ± 2.84	0.330
CH, mmHg	8.79 ± 1.68	9.04 ± 1.47	0.143
CRF, mmHg	8.42 ± 1.48	8.67 ± 1.32	0.157

EE : equivalente esférico ; D : dioptrías; KM :queratometría media; ASTC: astigmatismo corneal; RE: recuento endotelial; cels/mm²: células por milímetro cuadrado; ECC: espesor corneal central; µm: micras; PIO_{cc}: presión intraocular compensada; mmHg : milímetros de mercurio; CH: coeficiente de histéresis; CRF : factor de resistencia corneal; DE: desviación estandar; ^aP-value: Wilcoxon test.

ADAPTACIÓN DE LA LENTE DE CONTACTO

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas respecto a la adaptación inicial en el RB, DT, P y Nh después de un periodo de seguimiento de 12 meses con la LCCE. La mayoría de los pacientes renovaron las LC y el NV realizadas y el NL ordenadas fue menor respecto al principio de la adaptación (tabla 12).

Tabla 12. Diferencias en los parámetros al año de la adaptación de la lente de contacto respecto al inicio en el grupo queratocono.

Parámetros	Inicial Media ± DE	1 año Media ± DE	P Value^a
RB, mm	7.55 ± 0.49	7.53 ± 0.48	0.052
DT, mm	12.94 ± 0.30	12.99 ± 0.30	0.482
P, D	-4.15 ± 6.33	-4.18 ± 6.37	0.490
NV	2.52 ± 0.70	1.56 ± 0.80	0.000
NL	1.37 ± 0.56	1.11 ± 0.32	0.020
Nh	13.44 ± 2.38	13.44 ± 2.03	0.854

RB: radio base; DT: diámetro total; mm: milímetros; P: ptencia; D: dioptrías; NV: número de visitas; NL: número de lentes; Nh: número de horas; DE: desviación estándar; P-value^a Wilcoxon test.

La mayoría de los casos (25 ojos, 92.60 %) informó que usaron las LCCE durante 10 o más horas al día. Estos resultados son similares a los del inicio de la adaptación.

La CVS reportada con el uso de la LC después de un año de seguimiento continuó siendo buena o muy buena en el 66.70 % de los ojos, y en el 74.10 % de los ojos la CS con el uso de la lente fue cómoda o muy cómoda. Por tanto, no se hallaron diferencias respecto al inicio de la adaptación.

Los 27 pacientes de este grupo completaron el periodo de seguimiento de 1 año.

EVALUACIÓN DE LA FUNCIÓN VISUAL

No se hallaron diferencias estadísticamente significativas de la AV entre después de la adaptación inicial de las LC y al año (0.0 y 0.0 logMAR, respectivamente; p : 0.157).

En las aberraciones oculares a los 12 meses de la adaptación de la LC, cabe destacar que la AE y las OAAO mostraron cambios estadísticamente significativos con respecto a la adaptación inicial, mostrando una mejora de la calidad visual (Tabla 13).

Tabla 13. Diferencias en las aberraciones oculares después de 1 año de la adaptación de la LCCE respecto a la adaptación inicial del grupo Queratocono (23 ojos, diámetro pupilar: 6 mm).

Parámetros	Inicial Media $\mu\text{m} \pm \text{DE}$	1 año Media $\mu\text{m} \pm \text{DE}$	P Value^a
DF	1.26 \pm 0.85	1.34 \pm 0.87	0.229
AST	0.57 \pm 0.45	0.63 \pm 0.49	0.215
AC	0.45 \pm 0.40	0.43 \pm 0.36	0.199
AE	0.32 \pm 0.22	0.25 \pm 0.20	0.000
OAAO	0.31 \pm 0.13	0.26 \pm 0.09	0.010
AAO	0.73 \pm 0.44	0.70 \pm 0.39	0.171

DF: defocus; AST: astigmatismo; AC: aberración comática; AE: aberración esférica; OAAO: otras aberraciones alto orden; AAO: aberraciones alto orden totales; μm : micras; DE: desviación estándar; P-value^a Wilcoxon test.

Con relación a la CSF con LC, después de un año no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los valores promedio de las frecuencias espaciales (A:4.8, B:5.1, C:4.8, D:5.1, E:5 c/g y A:4.9, B:5, C:4.9, D:5.3, E:5.2 c/g, al principio y al año, respectivamente; test Wilcoxon, $p > 0.05$).

3.2. GRUPO ANILLOS INTRACORNEALES

3.2.1. PARÁMETROS DEMOGRÁFICOS Y CLÍNICOS

En la Tabla 14 se muestran los valores demográficos y clínicos del grupo Anillos.

Tabla 14. Datos demográficos y clínicos de los pacientes del grupo Anillos antes de la adaptación de la lente de contacto corneo-escleral.

Sujeto	Edad	G	EE D	KM D	ASTC D	RE cels/mm ²	ECC µm	PIOcc mmHg	CRF mmHg	CH mmHg
1	31	V	-0.87	42.90	4.10	1950	436	12.10	6.20	7.90
2	22	V	-9.12	50.60	10.00	2771	410	12.90	5.20	7.00
3	23	V	-5.50	47.60	4.20	3779	462	15.00	6.90	7.80
4	28	V	-3.50	48.60	3.90	3636	395	17.20	5.50	6.10
5	31	V	-1.00	43.30	5.10	1712	478	12.60	8.20	9.60
6	40	V	-3.50	46.30	3.50	2725	459	16.90	10.60	10.30
7	46	M	-4.50	56.10	5.20		343	13.20	7.00	8.40
8	27	V	-0.37	42.90	2.20	2473	466	10.30	6.40	8.70
9	27	V	-6.00	53.50	7.50	2492	436	13.00	10.90	11.60
10	37	V	-5.50	45.00	3.90	2579	535	20.80	8.00	7.10
11	59	M	-1.00	50.00	2.40	1737	435	16.80	6.50	7.00
12	49	V	-6.75	49.30	0.50	2307	417	10.90	7.14	9.40
13	20	V	-4.75	42.20	2.70	2720	433	13.10	7.00	8.40
14	24	M	-3.50	52.70	6.20	2039	432	5.20	10.20	13.30
15	31	V	-2.00	42.50	1.50	2056	451	16.50	6.60	7.10
16	22	V	-2.25	45.50	1.70	2550	437	11.00	7.70	9.60
17	26	M	3.50	37.90	0.90	2472	409	13.40	4.40	6.30
18	31	M	-5.00	46.80	3.40	2228	401	17.90	4.20	5.70
19	19	V	-9.00	49.60	2.70	2506	444	15.60	7.80	8.40
20	29	V	-4.50	51.70	8.00	2014	447	8.60	6.20	9.00
21	28	V	-0.25	46.00	10.90	2608	439	15.50	5.80	6.70
22	27	V	-1.25	44.70	5.60	2529	473	13.20	7.80	9.00
23	28	M	-1.75	45.70	1.50	2510	510	13.20	7.20	8.00
24	27	M	-5.50	46.10	1.60	2562	519	12.90	7.10	7.90
25	29	M	-4.75	44.18	1.87	2690	498	13.60	7.00	8.10
26	30	M	0.00	40.49	0.75	2716	520	13.90	6.90	8.00
27	30	V	-4.25	44.50	2.00	2896	489	14.20	8.10	8.00

G: genero: V (varón), M (mujer); EE: equivalente esférico; D: dioptrías; KM: queratometría media; ASTC: astigmatismo corneal; RE: recuento endotelial; cels/mm²: células/milímetros al cuadrado; ECC: espesor corneal central; µm: micras; PIO_{cc}: presión intraocular compensada; mmHg: milímetros de mercurio; CRF: factor de resistencia corneal; CH: coeficiente de histéresis.

La media ± DE del EE fue -3.44 ± 2.85 D (intervalo, +3.50 D a -9.12). Los valores de la KM y el ASTC del grupo resultaron 46.54 ± 4.19 D (intervalo, 37.90 a 56.10), 3.84 ± 2.74 D (intervalo, 0.50 a 10.90), respectivamente. En cuanto al RE la

media \pm DE fue 2509 ± 474 cels/mm² (intervalo, 1712 a 3779) y el ECC medio resultó 451 ± 43 μ m (intervalo, 343 a 535). La media \pm DE de la PIO_{cc} fue 13.70 ± 3.09 mmHg (intervalo, 5.20 a 20.80), para el CH resultó 8.31 ± 1.65 mmHg (intervalo, 6.10 a 13.30), y el CRF fue 7.13 ± 1.61 mmHg (intervalo, 4.20 a 10.90).

3.2.2. CARACTERÍSTICAS DE LA ADAPTACIÓN DE LA LENTE DE CONTACTO

La Tabla 15 muestra los parámetros de las LC adaptadas y los datos de los pacientes del grupo Anillos.

Tabla 15. Características de las lentes de contacto corneo-esclerales adaptadas y datos clínicos de los pacientes del grupo Anillos.

Sujeto	RB mm	DT mm	P D	EE D	NV	NL	Nh	CS	CVS
1	7.65	12.60	-2.25	-0.87	3	2	16	4	4
2	7.20	13.00	-6.75	-9.12	2	1	5	2	3
3	7.30	12.60	-5.00	-5.50	2	1	6	2	4
4	7.15	13.00	-2.50	-3.50	4	2	12	4	5
5	8.00	13.00	-1.00	-1.00	3	2	13	4	3
6	7.40	13.50	-4.00	-3.50	3	2	10	3	3
7	6.40	13.00	-5.50	-4.50	4	2	15	5	4
8	8.10	12.60	-0.50	-0.37	3	1	14	5	4
9	6.75	13.00	-4.00	-6.00	4	2	14	5	5
10	8.10	13.00	-2.00	-5.50	4	3	4	1	5
11	7.00	12.60	-0.75	-1.00	2	1	14	5	4
12	6.85	13.00	-3.75	-6.75	3	1	11	4	2
13	7.90	12.60	-2.50	-4.75	2	1	10	3	4
14	6.90	13.50	-3.50	-3.50	3	1	12	4	4
15	8.05	13.00	-2.75	-2.00	2	1	8	2	4
16	7.50	13.00	-3.50	-2.25	2	1	15	4	4
17	8.20	13.00	3.50	3.50	3	2	14	4	3
18	7.35	12.60	-6.00	-5.00	2	1	4	1	3
19	7.10	12.60	-7.00	-9.00	2	1	12	4	5
20	7.20	13.00	-4.50	-4.50	2	1	14	4	5
21	8.05	12.60	1.50	-0.25	2	1	14	4	5
22	8.00	12.60	0.25	-1.25	2	1	16	4	4
23	7.40	13.00	-1.50	-1.75	3	2	8	3	4
24	7.40	13.00	-4.50	-5.50	2	1	8	3	4
25	7.55	12.60	-3.75	-4.75	2	1	16	4	4
26	7.40	13.50	-1.00	0.00	3	2	16	4	3
27	7.95	13.00	-3.75	-4.25	2	1	17	5	3

RB: radio base; DT: diámetro total; mm: milímetros; P: potencia; EE: equivalente esférico en gafas; D: dioptrías; NV: número de visitas; NL: número de lentes; Nh: número de horas; CS: comodidad subjetiva; CVS: calidad visual subjetiva.

La media \pm DE del RB, DT y P de las lentes adaptadas fueron 7.48 ± 0.48 mm (intervalo, 6.40 a 8.20), 12.91 ± 0.29 mm (intervalo, 12.60 a 13.50) y -2.85 D \pm 2.43 (intervalo +3.50 a -7.00), respectivamente.

En la Figura 61, se observa una alta correlación negativa (-0.850 test Pearson) estadísticamente significativa ($p= 0.000$) entre KM y el RB de las lentes adaptadas, de tal manera, que para el valor de KM = 42 D (8.04 mm) resulta una curva base de 7.90 mm, para un KM = 46 D (7.35 mm) corresponde un RB de 7.50 mm, y para un valor de KM = 51 D (6.62 mm) corresponde un RB de 7.05 mm, por lo tanto, a menor potencia de KM correspondería un RB más cerrado de la lente definitiva y viceversa.

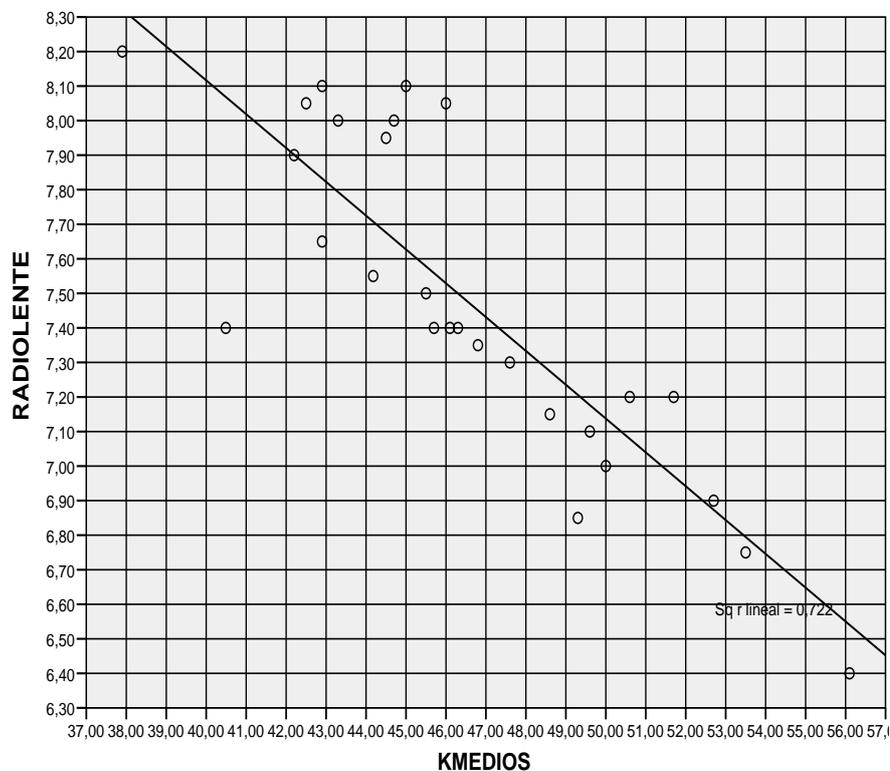


Figura 61. Correlación entre la queratometría promedio y el radio base de la lente de contacto definitiva adaptada en el grupo Anillos.

Una media \pm DE de 2.63 ± 0.74 visitas (intervalo, 2 a 4) fueron necesarias para completar el proceso de adaptación, y 1.41 ± 0.57 lentes por ojo (intervalo, 1 a 3) se necesitaron para ordenar la lente definitiva.

La media \pm DE de uso diario de las lentes fue 11.78 ± 3.93 h (intervalo, 4 a 17). El 74.10 % (20 ojos) informó que las usaron durante 10 o más horas al día, por lo tanto, la relación de pacientes con éxito en el tiempo de uso continuo (≥ 10 h/día) fue alto. Tres pacientes reportaron entre 8 y 10 horas de uso, y 4 usaron las lentes menos de 8 horas.

La CVS reportada fue buena o muy buena en el 70.37 % de los ojos adaptados con la LCCE, y en el 66.66 % de los ojos la CS con el uso de la lente fue cómoda o muy cómoda.

3.2.3. EVALUACIÓN DE LA FUNCIÓN VISUAL CON LA LENTE DE CONTACTO

Los valores de AV, CSF y AO con LC de este grupo se muestran en las Tablas 16 y 17.

Tabla 16. Datos de la Agudeza visual (decimal) y Función de sensibilidad al contraste con gafas y LC de los pacientes del grupo Anillos.

Sujeto	AV		CSF G c/g					CSF LC c/g				
	G	LC	A	B	C	D	E	A	B	C	D	E
1	0.9	1.2	5	3	2	2	2	5	4	4	4	4
2	0.7	0.9	4	3	1	0	0	4	4	3	5	5
3	0.5	0.9	4	4	2	0	0	4	5	4	5	5
4	0.5	1.2	5	5	4	2	3	7	7	6	6	7
5	1.0	1.2	2	2	2	3	3	5	6	6	7	7
6	0.5	0.7	1	0	0	0	0	2	3	2	2	2
7	0.3	0.7	0	0	0	0	0	3	4	4	4	2
8	0.8	1.1	4	4	3	4	5	6	7	7	8	8
9	0.3	1.0	0	2	0	0	0	4	5	4	6	6
10	0.4	1.2	3	3	2	2	2	7	5	6	6	6
11	0.3	0.6	0	0	0	0	0	0	1	1	2	2
12	0.5	0.6	2	1	1	3	3	2	2	2	4	4
13	0.8	1.2	3	4	3	4	4	7	6	7	6	6
14	0.5	0.8	1	2	1	0	0	5	4	3	3	3
15	0.8	1.2	2	3	3	3	3	2	3	3	4	4
16	0.7	1.0	5	3	5	2	2	4	5	5	5	5
17	0.7	1.2	4	4	5	6	5	4	4	7	8	8
18	0.7	0.9	0	2	0	2	2	6	4	8	4	4
19	0.4	0.9	0	0	1	1	1	3	4	3	3	3
20	0.3	0.8	1	2	1	2	2	3	4	1	5	5
21	0.5	0.7	2	1	1	2	2	7	5	3	6	6
22	0.8	1.0	1	0	1	2	1	6	3	1	3	3
23	0.9	1.2	2	2	4	4	4	4	5	5	7	7
24	0.8	1.2	3	3	4	3	5	5	6	6	5	7
25	0.8	1.2	3	3	4	5	5	6	6	7	7	7
26	0.9	1.2	4	4	4	5	4	5	5	4	6	6
27	0.9	1.2	4	5	6	5	6	6	6	7	6	7

AV: agudeza visual decimal; G: gafas; LC: lentes de contacto; CSF: función de sensibilidad al contraste; c/g: ciclos/grado; A: 1.5 c/g; B: 3 c/g; C: 6 c/g; D: 12 c/g; E: 18 c/g.

Tabla 17. Datos de la Agudeza visual (logMAR) y Aberraciones oculares al inicio y con LC de los pacientes del grupo Anillos (en 7 ojos no se pudo medir el frente de onda sin LC porque presentaban altos valores de aberraciones que superaron el rango de medición del aberrómetro).

Sujeto	AV logMAR		AO (RMS μm) Inicial						AO (RMS μm) con LC					
	G	LC	DF	AST	AC	AE	OAAO	AAO	DF	AST	AC	AE	OAAO	AAO
1	0.0	-0.1	1.20	1.71	0.35	0.63	1.44	1.61	0.63	0.21	0.18	0.06	0.21	0.30
2	0.2	0.0							2.79	2.16	3.05	0.63	2.64	4.09
3	0.3	0.0	3.99	5.21	3.26	1.78	4.18	5.59	2.28	4.06	4.21	3.02	6.61	8.40
4	0.3	-0.1	4.76	2.74	1.60	0.51	0.95	1.93	3.48	1.20	1.98	0.31	0.50	2.07
5	0.0	-0.1	0.86	7.09	2.60	0.11	1.81	3.17	2.02	2.15	0.74	0.25	1.76	1.93
6	0.3	0.2							1.25	5.01	1.32	0.81	11.83	11.93
7	0.5	0.2							1.54	1.39	1.90	0.50	1.04	2.22
8	0.1	-0.1	2.22	1.07	1.09	0.27	0.76	1.35	0.95	0.09	0.15	0.10	0.41	0.45
9	0.5	0.0	9.26	4.45	1.09	0.83	0.94	1.66	1.45	2.50	0.54	0.04	2.00	2.07
10	0.4	-0.1	5.27	3.87	0.21	0.39	3.06	3.10	1.94	0.75	1.21	0.06	1.10	1.64
11	0.5	0.2	0.37	1.28	0.52	0.25	0.55	0.80	1.91	0.38	1.32	0.61	0.43	1.52
12	0.3	0.2	3.47	1.22	0.32	2.09	3.59	4.17	0.02	2.92	1.22	0.82	2.43	2.83
13	0.1	-0.1							0.37	1.13	0.91	0.15	0.76	1.20
14	0.3	0.1	6.07	4.43	1.34	3.23	2.64	4.38	1.57	1.03	0.76	0.21	1.41	1.62
15	0.1	-0.1	3.73	1.24	0.55	0.37	0.83	1.06	2.34	0.23	0.27	0.21	0.46	0.57
16	0.2	0.0							4.01	0.86	1.31	0.00	0.50	1.40
17	0.2	-0.1	6.20	1.47	0.65	0.63	1.70	1.93	1.22	1.46	0.14	0.74	1.33	1.53
18	0.2	0.0	9.47	2.75	2.40	0.85	2.82	3.80	0.90	1.44	1.45	0.20	0.65	1.60
19	0.4	0.0	5.99	4.25	3.21	0.97	1.30	3.60	1.92	1.69	3.25	0.04	0.98	3.40
20	0.5	0.1							4.26	1.42	1.23	0.10	1.75	2.14
21	0.3	0.2							0.37	0.71	0.38	0.10	1.04	1.11
22	0.1	0.0	1.47	2.38	2.43	0.92	1.94	3.24	0.03	1.72	0.48	0.55	1.20	1.41
23	0.0	-0.1	2.11	1.15	1.16	0.39	0.86	1.62	0.96	0.15	0.13	0.99	0.42	0.52
24	0.1	-0.1	2.96	1.41	1.26	1.10	0.93	1.87	1.07	0.23	0.37	0.33	0.41	0.66
25	0.1	-0.1	2.01	1.36	1.46	1.18	1.02	1.98	0.97	0.40	0.32	0.19	0.36	0.81
26	0.0	-0.1	2.21	1.10	1.15	0.49	0.99	1.65	0.93	0.12	0.11	0.09	0.31	0.40
27	0.0	-0.1	1.71	2.39	2.39	1.40	1.99	3.95	0.18	0.21	0.19	0.25	0.90	1.26

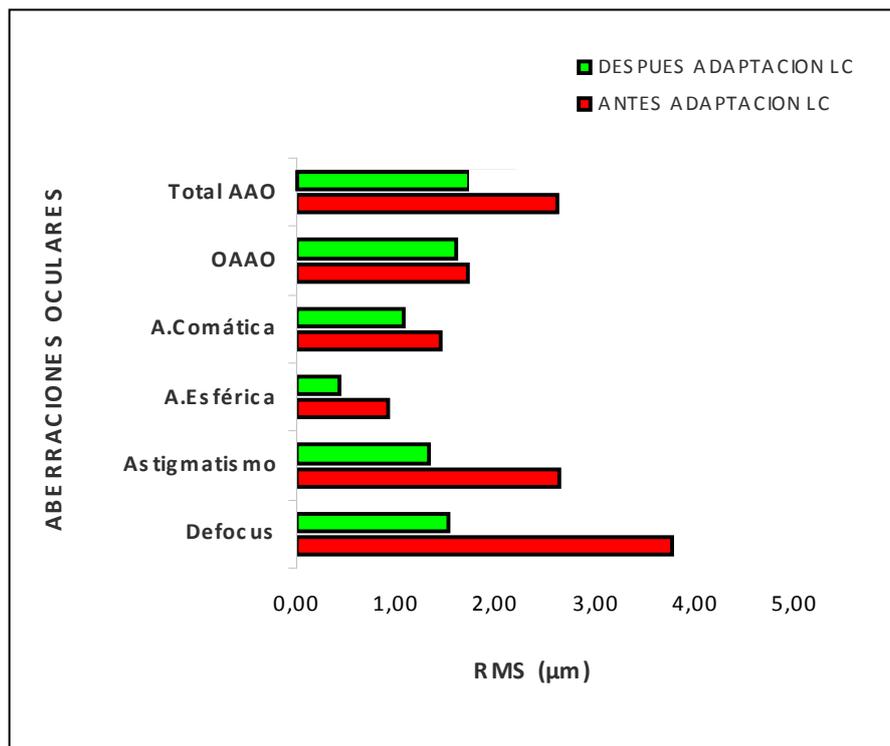
AV: agudeza visual logMAR; G: gafas; LC: lentes de contacto; AO: aberraciones oculares; RMS: root mean square; μm : micras; DF: defocus; AST: astigmatismo; AC: aberración comática; AE: aberración esférica; OAAO: otras aberraciones alto orden; AAO: aberraciones alto orden totales.

La media \pm DE de la AV logMAR con gafas y LC fue 0.22 ± 0.17 (intervalo, 0.5 a 0.0) y 0.00 ± 0.12 (intervalo, 0.2 a -0.1), respectivamente, encontrándose diferencias estadísticamente significativas (p : 0.001). En cuanto a la AV decimal con gafas y LC,

en el grupo Anillos fue 0.64 ± 0.22 (intervalo, 0.3 a 1.0) y 1.00 ± 0.22 (intervalo, 0.6 a 1.2), respectivamente.

Todos los casos (100%) mejoraron la AV con la LC respecto a las gafas, y 25 ojos (92.60 %) mejoraron la AV dos o más líneas. Nueve ojos (33.33 %) ganaron 2 líneas de visión, 8 ojos (29.63 %) ganaron 3 líneas, 3 ojos (11.11 %) mejoraron 4 líneas, y 5 ojos (18.52 %) ganaron 5 o más líneas de AV.

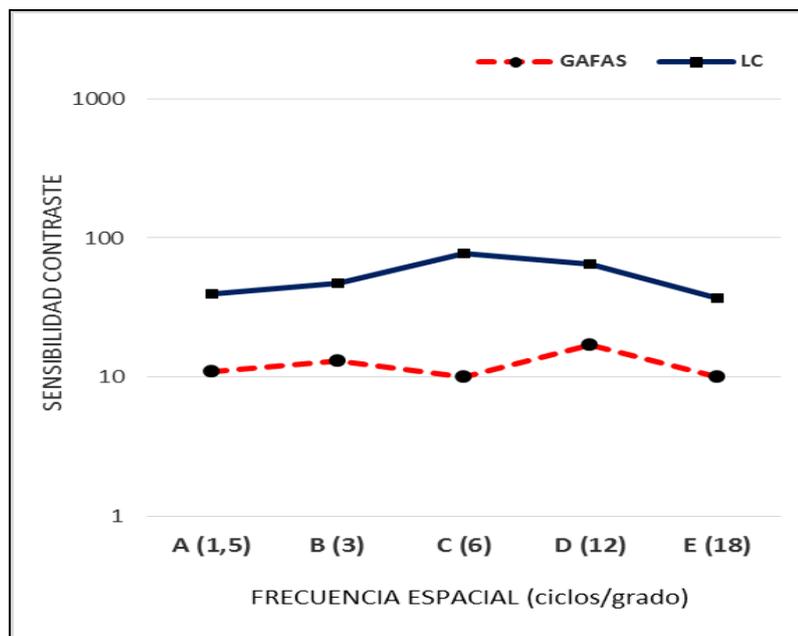
El valor promedio de las AO de alto orden para AC, AE, OAAO y AAO antes de adaptar la LC fueron 1.45, 0.92, 1.72, 2.62 μm , respectivamente, y después de la adaptación de la lente fueron 0.95, 0.45, 1.19, 1.75 μm , respectivamente. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las AO tanto de bajo como de alto orden (test Wilcoxon, $p < 0.05$), con excepción de la AC ($p = 0.059$). Hay que destacar que las AAO decrecieron un 33 %. La diferencia en las AO entre antes y después de la adaptación de la LCCE se muestra en la Figura 62.



AAO: aberraciones alto orden; OAAO: otras aberraciones alto orden;
RMS: root mean square; μm : micras; LC: lentes de contacto.

Figura 62. Diferencias del grupo Anillos en las aberraciones oculares entre antes y después de la adaptación de la LCCE (diámetro pupila: 6 mm).

El valor promedio de la CSF de las frecuencias espaciales 1.5, 3, 6, 12 y 18 c/g antes de adaptar la LC fueron 2.4, 2.4, 2.2, 2.3 y 2.4 respectivamente; y después de la adaptación de la LC fueron 4.5, 4.6, 4.4, 5.1 y 5.1, respectivamente. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todas las frecuencias espaciales (test Wilcoxon, $p = 0.000$). Por lo tanto, se evidencia una notoria mejoría de la calidad visual subjetiva con las LC. La diferencia de la CSF entre antes y después de la adaptación de la LCCE se muestra en la Figura 63.



LC, lentes de contacto

Figura 63. Curvas de sensibilidad al contraste con gafas y con LCCE en el grupo Anillos.

3.2.4. SEGUIMIENTO AL AÑO PARÁMETROS CLÍNICOS

Al año de la adaptación de la lente, los parámetros que muestran información relevante sobre el estado de la córnea, no mostraron diferencias estadísticamente significativas en EE, KM, ASTC, ECC, RE, PIO_{cc} , CH y CRF (Tabla 18). Estos resultados confirman que no se encontraron cambios en las propiedades de la córnea. Por lo tanto, se puede manifestar que las LCCE respetan la salud ocular.

Tabla 18. Diferencias en equivalente esférico, queratometría media, astigmatismo corneal, recuento endotelial, espesor corneal central, presión intraocular compensada, coeficiente de histéresis y factor de resistencia corneal después de un año de la adaptación de la LCCE respecto a la adaptación inicial en el grupo Anillos.

VARIABLES	Inicial Media ± DE	1 año Media ± DE	P Value^a
EE, D	-3.44 ± 2.85	-3.22 ± 2.60	0.348
KM, D	46.54 ± 4.19	47.29 ± 4.55	0.121
ASTC, D	3.84 ± 2.80	3.94 ± 3.45	0.420
RE, cels/mm ²	2509 ± 474	2499 ± 388	0.821
ECC, µm	450 ± 43	456 ± 44	0.329
PIO _{cc} , mmHg	13.69 ± 3.09	13.94 ± 3.32	0.843
CH, mmHg	8.31 ± 1.65	8.44 ± 1.32	0.241
CRF, mmHg	7.13 ± 1.61	7.40 ± 1.11	0.182

EE: equivalente esférico; D: dioptrías; KM: queratometría media; ASTC: astigmatismo corneal; RE: recuento endotelial; cels/mm²: células por milímetro cuadrado; ECC: espesor corneal central; µm : micras; PIO_{cc}: presión intraocular compensada; mmHg : milímetros de mercurio; CH: coeficiente de histéresis; CRF : factor de resistencia corneal; DE: desviación estándar; ^aP-value: Wilcoxon test.

ADAPTACIÓN DE LALENTE DE CONTACTO

Al año no se encontraron diferencias estadísticamente significativas respecto a la adaptación inicial en el RB, DT, P y Nh. La mayoría de las LC se renovaron a los 12 meses. El NV realizadas y el NI ordenadas fue menor respecto al principio de la adaptación (Tabla 19).

La mayoría de los casos (20 ojos, 74.10 %) informó que usaron las LCCE durante 10 o más horas al día. Estos resultados son análogos a los del inicio de la adaptación.

La CVS reportada con el uso de la LC después de un año de seguimiento continuó siendo buena o muy buena en el 70.40 % de los ojos, y en el 66.70 % de los ojos la CS con el uso de la lente fue cómoda o muy cómoda. Por tanto, no se encontraron cambios significativos respecto al inicio de la adaptación.

Los 27 sujetos del grupo completaron un periodo de seguimiento de 12 meses.

Tabla 19. Diferencias en los parámetros al año de la adaptación de la lente de contacto respecto al inicio en el grupo anillos.

Parámetros	Inicial Media \pm DE	1 año Media \pm DE	P Value^a
RB, mm	7.48 \pm 0.48	7.49 \pm 0.47	0.248
DT, mm	12.91 \pm 0.29	12.92 \pm 0.28	0.783
P, D	-2.85 \pm 2.43	-2.84 \pm 2.37	0.726
NV	2.63 \pm 0.74	1.59 \pm 0.64	0.000
NL	1.41 \pm 0.57	1.07 \pm 0.27	0.033
Nh	11.78 \pm 3.93	11.67 \pm 3.51	0.564

RB: radio base; DT: diámetro total; mm: milímetros; P: potencia; D: dioptrías; NV: número de visitas; NL: número de lentes; Nh: número de horas; DE: desviación estándar; P-value^a Wilcoxon test.

EVALUACIÓN DE LA FUNCIÓN VISUAL

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas de la AV entre después de la adaptación inicial de las LC y al año (0.0 y 0.0 logMAR, respectivamente; p : 1.00).

En las AO a los 12 meses de la adaptación de la LC, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas respecto a la adaptación inicial (Tabla 20).

Tabla 20. Diferencias en las aberraciones oculares después de un año de la adaptación de la LCCE respecto a la adaptación inicial en el grupo Anillos (20 ojos, diámetro pupilar: 6 mm).

Parámetros	Inicial Media $\mu\text{m} \pm$ DE	1 año Media $\mu\text{m} \pm$ DE	P Value^a
DF	1.36 \pm 0.88	1.47 \pm 0.93	0.542
AST	1.13 \pm 1.13	1.16 \pm 1.15	0.968
AC	0.92 \pm 1.12	0.88 \pm 1.03	0.506
AE	0.47 \pm 0.68	0.45 \pm 0.61	0.587
OAAO	1.22 \pm 1.45	1.22 \pm 1.20	0.694
AAO	1.75 \pm 1.81	1.72 \pm 1.60	0.121

DF: defocus; AST: astigmatismo; AC: aberración comática; AE: aberración esférica; OAAO : otras aberraciones alto orden; AAO: aberraciones alto orden totales; μ m: micras; DE: desviación estándar; P-value^a:P-value^a Wilcoxon test.

Con relación a la CSF, después de un año no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los valores promedio de las frecuencias espaciales (A: 4.5, B:4.6, C:4.4, D: 5.1, E:5.1 c/g y A:4.8, B:4.7, C:4.6, D:5.2, E:5.4 c/g, al principio y al año, respectivamente) respecto a la adaptación inicial con la LC (test Wilcoxon, $p > 0.05$).

3.3. ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE LOS GRUPOS QUERATOCONO Y ANILLOS

3.3.1. PARÁMETROS DEMOGRÁFICOS Y CLÍNICOS

En los dos grupos había más hombres que mujeres. La edad media \pm DE fue 36.60 ± 13.1 años y 30.40 ± 9.0 años, en el grupo Queratocono y en el grupo Anillos, respectivamente.

La tabla 21 muestra las medias y la DE de los parámetros oculares de los dos grupos de estudio.

Tabla 21. Parámetros oculares de los dos grupos de estudio.

Parámetros	Queratocono Media \pm DE	Anillos Media \pm DE	P Value ^a
EE, D	-5.18 \pm 6.88	-3.44 \pm 2.85	0.742
KM, D	46.79 \pm 4.67	46.54 \pm 4.19	0.849
ASTC, D	3.01 \pm 1.95	3.84 \pm 2.80	0.328
ECC, μ m	475 \pm 44	450 \pm 43	0.042
RE, cel/mm ²	2621 \pm 351	2509 \pm 474	0.102
PIO _{cc} , mmHg	15.17 \pm 3.33	13.69 \pm 3.09	0.035
CH, mmHg	8.79 \pm 1.68	8.31 \pm 1.65	0.163
CRF, mmHg	8.42 \pm 1.48	7.13 \pm 1.61	0.003

EE: equivalente esférico; D: dioptrías; KM: queratometría media; ASTC: astigmatismo corneal; ECC: espesor corneal central; μ m: micras; RE: recuento endotelial; cel/mm²: células/milímetros al cuadrado; PIO_{cc}: presión intraocular compensada; mmHg: milímetros de mercurio; CH: coeficiente de histéresis; CRF: factor de resistencia corneal; DE: desviación estandar; P-value^a: U de Mann-Whitney.

En la tabla anterior, se observa que entre ambos grupos hay escasas diferencias en los parámetros oculares. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el ECC, el CRF y la PIO_{cc} entre ambos grupos, pero son muy pequeñas.

Por otra parte, la mayoría de los casos de ambos grupos presentaban queratocono grado I (36 ojos, 66.67 %) y grado II (14 ojos, 25.92 %). Se encontró el mismo número de ojos (18) en los dos grupos que presentaban grado I. Esto fue análogo en el grado II, había 7 ojos en cada grupo (tabla 6).

Después de un periodo de 12 meses de uso de la LC, en ambos grupos no se registraron cambios en los parámetros oculares respecto al inicio.

3.3.2. CARACTERÍSTICAS DE LA ADAPTACIÓN DE LA LENTE DE CONTACTO

Los valores promedio de los parámetros y las características clínicas de la adaptación de las LC en los dos grupos se detallan en la Tabla 22.

Tabla 22. Datos del radio base, diámetro total, potencia, número de visitas, número de lentes, número de horas, calidad visual subjetiva y comodidad subjetiva de las lentes de contacto adaptadas en los dos grupos.

Parámetros	Queratocono Media ± DE	Anillos Media ± DE	P Value^a
RB, mm	7.55 ± 0.49	7.48 ± 0.48	0.609
DT, mm	12.94 ± 0.30	12.91 ± 0.29	0.694
P, D	-4.15 ± 6.33	-2.85 ± 2.43	0.910
NV	2.52 ± 0.70	2.63 ± 0.74	0.567
NL	1.37 ± 0.56	1.41 ± 0.57	0.788
Nh	13.44 ± 2.38	11.78 ± 3.93	0.153
CVS	3.93 ± 0.87	3.89 ± 0.80	0.868
CS	3.89 ± 0.75	3.59 ± 1.15	0.499

RB: radio base; DT: diámetro total; mm: milímetros; P: potencia; D: dioptrías; NV: número de visitas; NL: número de lentes; Nh: número de horas; CVS: calidad visual subjetiva; CS: comodidad subjetiva; DE: desviación estándar; P-value^a: U de Mann-Whitney.

En la tabla anterior se observa que el radio base, diámetro, número de visitas y número de lentes ordenadas son similares en ambos grupos. Los valores del EE con la lente están relacionados con respecto a sus valores oculares previos. Sin embargo, cabe destacar que el promedio de uso diario con la LC fue alto en ambos grupos, 13.44 ± 2.38 h y 11.78 ± 3.93 , grupo Queratocono y grupo Anillos, respectivamente. El porcentaje de pacientes con éxito en el tiempo de uso de las LC (≥ 10 h/día) fue mayor en el grupo de Queratocono en comparación con el grupo Anillos. Estos datos concuerdan con los obtenidos con la Comodidad Subjetiva. Los pacientes del grupo Queratocono refirieron en un 74.07 % de los casos que el uso de la LC fue cómoda o muy cómoda en comparación de los sujetos del grupo Anillos con el 66.66 %. Por lo tanto, se evidencia una mejor tolerancia y Comodidad Subjetiva del uso de la LCCE en pacientes con Queratocono que aquellos implantados con segmentos intracorneales.

También es importante resaltar que los sujetos reportaron altos niveles de Calidad Visual Subjetiva en los dos grupos. En el grupo Queratocono el 66.66 % de los sujetos reportaron que su visión fue buena o muy buena con las LC, e igualmente en el grupo Anillos con el 70.37 %. Estos porcentajes determinan una mejor Calidad Visual Subjetiva en el grupo anillos respecto al de queratocono.

Todos los sujetos del estudio completaron el periodo de seguimiento de 1 año.

Después de un periodo de 12 meses de uso de la LC, se mantuvieron similares los parámetros de las LC respecto a los iniciales en ambos grupos.

3.3.3. EVALUACIÓN DE LA FUNCIÓN VISUAL CON LA LENTE DE CONTACTO

AGUDEZA VISUAL

La Tabla 23 muestra las diferencias de AV encontradas en ambos grupos después de la adaptación de la LC.

Tabla 23. Datos de la Agudeza visual con corrección con gafas y con lentes de contacto en los dos grupos.

	Queratocono		Anillos	
	LogMAR	Decimal	LogMAR	Decimal
AV Gafas	0.23 ± 0.30	0.69 ± 0.31	0.22 ± 0.17	0.64 ± 0.22
AV LC	0.00 ± 0.14	1.01 ± 0.31	0.00 ± 0.12	1.00 ± 0.21

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p = 0.94$) en la AV logMAR entre ambos grupos. Sin embargo, según se corrija con gafas o LC, la diferencia si es significativa. En el grupo Queratocono 19 ojos (70.37 %) mejoraron la visión de forma significativa (2 o más líneas) con la LCCE respecto a la mejor corrección con gafas. En el grupo Anillos todos los casos mejoraron la AV, y en 25 ojos (92.60 %) la mejoría de la visión fue notoria. Por lo tanto, tal como se observa en la Tabla 24, el grupo Anillos mostró una mejora en líneas de AV decimal superior que el grupo Queratocono.

Tabla 24. Datos de la mejora de la Agudeza visual con lentes de contacto respecto a las gafas en ambos grupos.

	Queratocono: AVCC n (%)	Anillos: AVCC n (%)
- GANAN LÍNEAS DE VISIÓN:		
1 línea	7 (25.93)	2 (7.41)
2 líneas	8 (29.63)	9 (33.33)
3 líneas	5 (18.52)	8 (29.63)
4 líneas	1 (3.70)	3 (11.11)
5 líneas o más	5 (18.52)	5 (18.52)
- NO GANAN LÍNEAS DE VISIÓN	0 (0.00)	0 (0.0)
- PIERDEN LÍNEAS DE VISIÓN	1 (3.70)	0 (0.0)

n: número de ojos

Después de un año de uso de la LC no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la AV, en ambos grupos (Tabla 25).

Tabla 25. Diferencias de la Agudeza visual después de un año de la adaptación de la LCCE en los dos grupos.

	Queratocono		Anillos	
	LogMAR	Decimal	LogMAR	Decimal
AV Inicial	0.00 ± 0.14	1.01 ± 0.31	0.00 ± 0.12	1.00 ± 0.22
AV después de 1 año	0.01 ± 0.13	1.01 ± 0.29	0.00 ± 0.12	1.00 ± 0.21

No hubo diferencias estadísticamente significativas ($p = 0.99$) en la AV logMAR respecto a la adaptación inicial y al año entre ambos grupos.

ABERRACIONES OCULARES

En la Tabla 26 se muestran comparados los valores promedios y el porcentaje de disminución de las AO de los ojos de los dos grupos de estudio.

Tabla 26. Diferencia en las Aberraciones oculares entre antes y después de la adaptación de la LCCE en los dos grupos (diámetro pupila: 6 mm).

	Queratocono				Anillos			
	Inicial Media $\mu\text{m}\pm\text{DE}$	Con LC Media $\mu\text{m}\pm\text{DE}$	DA	P	Inicial Media $\mu\text{m}\pm\text{DE}$	Con LC Media $\mu\text{m}\pm\text{DE}$	DA	P
DF	3.89 \pm 2.26	1.26 \pm 0.85	-68 %	0.000	3.77 \pm 2.61	1.36 \pm 0.88	-64 %	0.001
AST	2.10 \pm 1.44	0.57 \pm 0.45	-73 %	0.000	2.63 \pm 1.71	1.13 \pm 1.13	-57 %	0.001
AC	1.25 \pm 0.81	0.45 \pm 0.40	-64 %	0.000	1.45 \pm 0.95	0.92 \pm 1.12	-36 %	0.059
AE	0.37 \pm 0.39	0.32 \pm 0.22	-13 %	0.855	0.92 \pm 0.75	0.47 \pm 0.68	-54 %	0.022
OAAO	0.87 \pm 0.42	0.31 \pm 0.13	-64 %	0.000	1.72 \pm 1.04	1.22 \pm 1.45	-29 %	0.011
AAO	1.63 \pm 0.81	0.73 \pm 0.44	-55 %	0.000	2.62 \pm 1.31	1.75 \pm 1.81	-33 %	0.009

DF: defocus; AST: astigmatismo; AC: aberración comática; AE: aberración esférica; OAAO: otras aberraciones alto orden; AAO: aberraciones alto orden totales; μm : micras; DE: desviación estándar; DA: disminución de las aberraciones en porcentajes. P: ^aP-value Wilcoxon test.

Como se observa en la Tabla anterior respecto a las AO de alto orden, con las LC la AC fue la que más decreció (-64 %) en el grupo Queratocono, mientras que en el grupo Anillos la mayor disminución fue en la AE (-54 %). Sin embargo, se observa que se encontró una mayor disminución en las AAO (-55 %) en los pacientes con Queratocono, y por lo tanto, estos presentaron una mejor calidad de visión respecto al grupo Anillos (-33 %).

Después de 1 año de uso de la LC, no se observaron cambios estadísticamente significativos en las AO del grupo Anillos ($p > 0.05$), sin embargo, en el grupo Queratocono si se encontraron cambios estadísticamente significativos en la AE y en las OAAO ($p = 0.000$).

FUNCIÓN DE SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

Las medias de la sensibilidad al contraste para cada una de las diferentes frecuencias espaciales (1.5, 3, 6, 12 y 18 c/g) y sus diferencias con gafas y LC de ambos grupos se muestra en la Tabla 27.

Tabla 27. Valores medios y mejora en pasos de la Función de sensibilidad al contraste con gafas y después de la adaptación de la LCCE en los dos grupos.

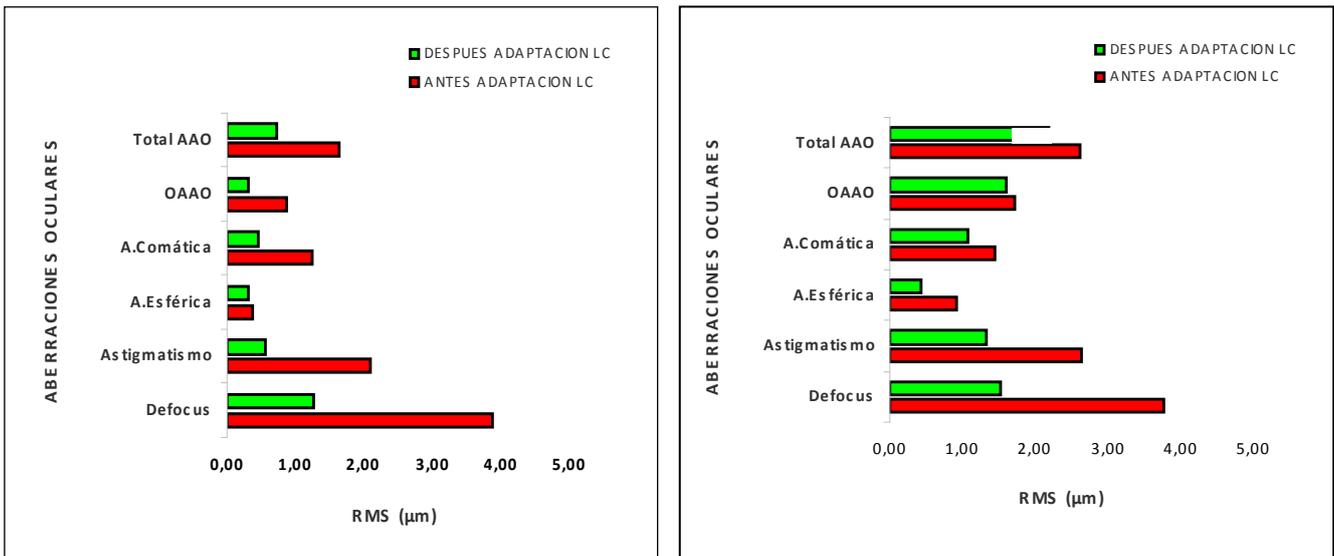
	Queratocono				Anillos			
	Gafas Media ± DE	LC Media ± DE	MP CSF	P	Gafas Media ± DE	LC Media ± DE	MP CSF	P
A (1.5 c/g)	3.3 ± 7.6	4.8 ± 1.5	+1.5	0.000	2.4 ± 0.7	4.5 ± 0.7	+2.1	0.000
B (3 c/g)	3.3 ± 1.7	5.1 ± 1.3	+1.8	0.000	2.4 ± 1.4	4.6 ± 1.4	+2.2	0.000
C (6 c/g)	2.8 ± 1.7	4.8 ± 1.6	+2	0.000	2.2 ± 2.8	4.4 ± 2.1	+2.2	0.000
D (12 c/g)	2.9 ± 1.9	5.1 ± 1.8	+2.2	0.000	2.3 ± 2.1	5.1 ± 1.4	+2.8	0.000
E (18 c/g)	2.9 ± 2.1	5.0 ± 2.1	+2.1	0.000	2.4 ± 2.8	5.1 ± 2.1	+2.7	0.000

c/g: ciclos/grado; DE: desviación estándar; MPCSF: mejora en pasos de la función de sensibilidad al contraste (rango de 1 a 8 pasos de contraste); P-value^a Wilcoxon test.

La corrección con gafas en ambos grupos mostró valores promedios de sensibilidad al contraste inferiores al rango normal en las frecuencias espaciales bajas y medias, comparado con una población normal, siendo aún más bajos en el grupo Anillos.

Con las LC, los valores promedio de todas las frecuencias espaciales estaban dentro del rango de la población normal en el grupo Queratocono, sin embargo, en el grupo Anillos, las frecuencias bajas y medias fueron inferiores de sensibilidad al contraste y se encontraban en los límites del rango de normalidad o por debajo. Por lo tanto, fue mejor la calidad de visión alcanzada en los pacientes con Queratocono, ya que eran capaces de detectar contrastes más bajos. Sin embargo, aunque la calidad de la visión conseguida fue superior en el grupo Queratocono, los del grupo Anillos mostraron una mejoría subjetiva mayor de la CVS porque partían de condiciones peores con las gafas, ellos tenían los ojos más aberrados (obsérvese la grafica de la Figura 64).

En el grupo Queratocono, la AC y las OAAO podían haber afectado a la Sensibilidad al contraste en todas las frecuencias espaciales, mientras que la AE no influyó, sin embargo, en el grupo Anillos si pudo la AE también influir en la mejora de la Sensibilidad al contraste (Véase las figuras 64 y 65).



AAO: aberraciones alto orden; OAAO: otras aberraciones alto orden; RMS: root mean square; µm: micras.

Figura 64. Diferencias en las Aberraciones oculares entre antes y después de la adaptación de la LCCE. Imagen de la derecha para el grupo Anillos, e imagen de la izquierda para el grupo Queratocono.

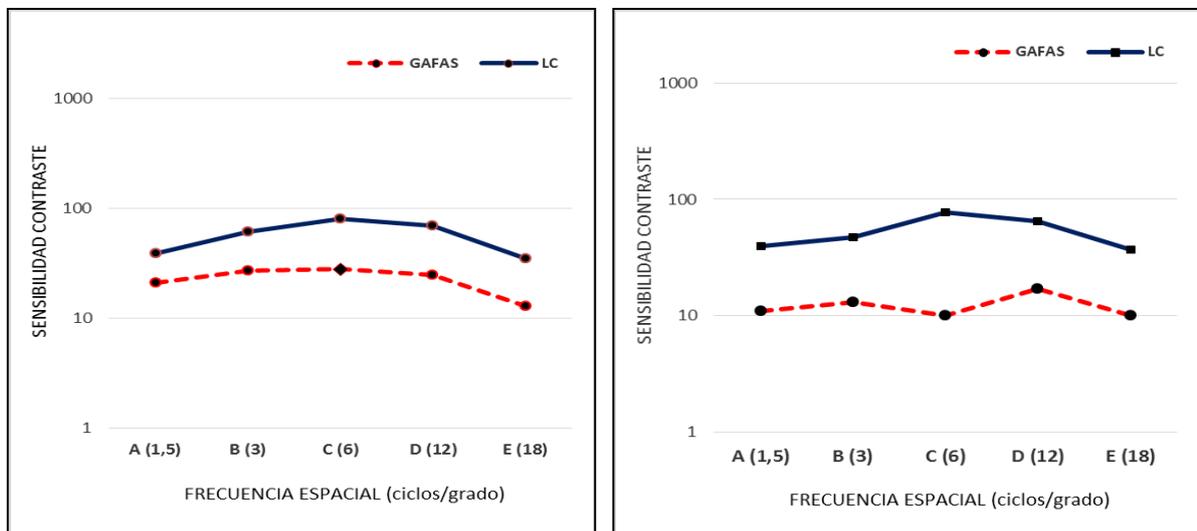


Figura 65. Curvas de sensibilidad al contraste con gafas y con LCCE. Imagen de la derecha para el grupo Anillos, e imagen de la izquierda para el grupo Queratocono.

Después de 1 año de uso con la LC, las frecuencias espaciales de la CSF en ambos grupos no mostraron cambios estadísticamente significativos ($p > 0.05$).

Lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitación visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

CAPÍTULO 4

DISCUSIÓN

Lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitación visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

Este estudio muestra los resultados clínicos sobre la adaptación de una lente de contacto RPG corneo-scleral de alto Dk con una geometría esférica para el manejo y tratamiento de 60 ojos (60 pacientes) con queratoconos (el 50% con anillos intracorneales) en términos de calidad visual. Estos pacientes estaban insatisfechos con su visión debido a la presencia de astigmatismo irregular y AAO. Para corregir estas anomalías se hace necesario el uso de lentes rígidas permeables al gas. Esto se consigue con la capa de lágrima que se forma entre la cara posterior de la lente de contacto y la superficie anterior de la córnea.

El manejo del queratocono con lentes RPG corneales está descrito en la literatura (Zadnik y col, 1991; Mandathara y col, 2010; Barnett y Mannis, 2011). Sin embargo, no todos los pacientes tienen éxito con estas lentes debido a problemas de disminución de la comodidad, más aun, cuando el queratocono progresa. El descentramiento de la lente, junto con, la AV inestable, de baja calidad visual, y erosiones recurrentes en el epitelio corneal pueden dar lugar a su intolerancia (Kennedy y col, 1986; Crews y col, 1994; Barr y col, 2006; Downie y Lindsay, 2015). Cuando las lentes corneales no se toleran bien, las lentes RPG corneo-sclerales o esclerales presentan una mayor tasa de éxito porque evitan o se disminuye el roce con la córnea (bien sea sobre el cono o en la zona de anillos), además consiguen un óptimo centrado al apoyar en la conjuntiva bulbar del ojo y una menor movilidad (Segal y col, 2003; Schornack y Patel, 2010). Hay que destacar que estos factores de centrado y movilidad de la lente afectan a la compensación de las AAO, por lo tanto, estas lentes están indicadas como primera opción para conseguir una óptima mejora de la calidad de visión (Pullum y Buckey, 1997; Visser y col, 2007).

Otras opciones alternativas para el manejo del queratocono, son las lentes híbridas (formadas por una parte central de la lente rígida y la periferia de material blando); estas lentes son costosas y no garantizan una mejor calidad visual comparada con las lentes corneo-esclerales o esclerales. Otra opción es un sistema de lentes piggyback (una lente rígida corneal encima de una lente blanda adaptada sobre la córnea); este sistema tiene como inconveniente el manejo y cuidado de dos tipos de lentes diferentes. Finalmente, en aquellos casos con queratocono que después de implantar AIC la córnea no presenta un astigmatismo irregular significativo, las LC

blandas pueden estar indicadas (Moreira y col, 2013; Carballo-Alvarez y col, 2014; Fernández-Velázquez y Fernández-Fidalgo, 2015).

Este estudio fue realizado con lentes RPG corneo-esclerales, siempre que fue clínicamente razonable, y no con lentes esclerales porque su adaptación es más fácil, además de su manejo e inserción en el ojo, evitando los problemas resultantes de la toricidad escleral, y son algo menos costosos. Por otro lado, hay una carencia de estudios en la literatura científica con respecto a la adaptación de estas lentes en queratoconos.

Cabe destacar entre las aportaciones de este estudio, un análisis completo de las características de la adaptación, basada principalmente en términos de éxito, en la cual se han agrupado varios criterios de autores previos según una revisión bibliográfica. Así como, la evaluación de la visión, no solamente en términos de mejora de la AV, como informan otros estudios, sino además, de la rehabilitación de la visión en términos de calidad visual objetiva y subjetiva (aberrometría ocular y sensibilidad al contraste). Finalmente, se han analizado las diferencias de estas características entre los ojos con anillos intracorneales y aquellos sin ellos. A continuación, se detallan estas aportaciones.

4.1. ADAPTACIÓN DE LALENTE DE CONTACTO

4.1.1. PORCENTAJE DE ÉXITO

Los resultados de este estudio han mostrado que el grado de éxito en el porte de las LC (pacientes que las utilizaron durante el año del estudio) fue del 90 % y, no se encontraron diferencias entre los grupos con y sin anillos. El número de abandonos también fue el mismo, 3 en cada grupo, y las causas fueron similares (estaban más cómodos con sus previas LC blandas tóricas o no estaban satisfechos con la mejora de su visión). A pesar de estos casos no exitosos, se puede afirmar, que esta lente corneo-escleral presenta un alto porcentaje de éxito a largo plazo de al menos un año, en pacientes con queratocono, con independencia de que estén o no implantados con anillos intracorneales.

Comparar los resultados de este estudio con otros es difícil ya que no se encuentran estudios en la literatura relacionados con la adaptación de lentes corneo-esclerales. Quizás la lente más parecida encontrada fue la Rose K2 XL, que se categoriza como una lente semi-scleral con un diámetro estándar recomendado de 14.60

mm. Esta lente tiene una técnica de ajuste corneo-escleral más que totalmente escleral y, por lo tanto, se asemeja en la adaptación a la lente de este estudio. Romero-Jiménez y Flores-Rodríguez (2013), adaptando la Rose K2 XL en 34 ojos con corneas irregulares (10 casos con queratoconos y 9 con anillos) encontraron que 4 ojos no fueron adaptados (1 por toricidad escleral, 2 porque no mejoraron la AV respecto a sus anteriores lentes RGP y otro decidió seguir con su sistema de piggyback). Hay que destacar que su periodo de seguimiento (de 6 a 9 meses) fue inferior al del presente estudio y, por lo tanto, quizás el porcentaje de éxito hubiera sido diferente.

En comparación con lentes totalmente esclerales, Segal y col. (2003), adaptando una lente con un diámetro entre 15 y 24 mm en 30 casos de queratocono con un seguimiento medio de 17 meses, encontraron un porcentaje de éxito del 89.60 %, lo cual es similar al presente estudio. Sin embargo, las causas de abandono fueron distintas (en 4 casos la dificultad en la inserción y retirada de las lentes, y el problema psicológico para el paciente por su gran diámetro en 1 caso). Otros estudios reportan porcentajes más bajos de éxito o periodos de seguimiento más cortos. Pullum y Buckley (1997), informaron de un éxito con lentes esclerales del 60 % en una población de 530 pacientes con diversas alteraciones oculares, donde el 61.40 % tenían ectasia corneal. Pecego y col. (2012), adaptaron la lente escleral Júpiter (16.60 mm, diámetro medio) en sujetos con anomalías de la córnea, donde 67 ojos presentaban queratocono, sin embargo, 25 casos abandonaron las lentes después de un período de tan sólo 3 meses. Por otra parte, cabe destacar en el caso de pacientes con anillos, que los estudios son escasos y con pocos sujetos, y no se informa de porcentajes de éxito. Este es el caso del trabajo de Tomalla y Cagnolati (2007), que solo reportan un paciente de queratocono bilateral con anillos adaptado con una lente escleral de 14.50 mm, o el estudio de Dalton y Sorbara (2011), en un caso con Intacs[®] que adaptaron la lente MSD (15.80 mm, diámetro) durante un corto periodo de seguimiento de 6 meses.

Con respecto a otro tipo de LC, Abdalla y col. (2010), con la lente híbrida SynergEyes adaptada en 44 pacientes con queratocono y DMP reportaron un porcentaje de éxito del 86.90 %, pero con un corto periodo de seguimiento (7 meses).

Por consiguiente, con respecto a este concepto de porcentaje de éxito, se comprueba que en los estudios adaptando lentes en casos de queratoconos son escasos. También, que la lente de este estudio al tener un diámetro menor aporta las ventajas de

una mejor inserción y manejo para el paciente comparado con las lentes de mayor diámetro.

Por lo tanto, se puede afirmar, que la lente RPG corneo-escleral presenta un alto porcentaje de éxito a largo plazo de al menos un año, en pacientes con queratocono, con independencia que estén o no implantados con anillos intracorneales.

4.1.2. TIEMPO DE USO DIARIO

En el total de los pacientes del estudio, el tiempo de uso diario de la lente corneo-escleral fue alto, siendo mayor en el grupo queratocono sin anillos respecto al grupo con anillos (13.40 y 11.78 horas, respectivamente). Además, en el grupo sin anillos la mayoría (96.30 %) usaron la lente 10 o más horas al día, en cambio, en el grupo con anillos el porcentaje fue menor (63 %). Igualmente, la mayoría de los pacientes de ambos grupos, utilizaron la lente de forma continua sin necesidad de realizar descansos intermedios durante el día. Después del periodo de seguimiento los pacientes del estudio siguieron utilizando la lente con un tiempo de uso diario similar. Si se compara estos resultados con el estudio de Romero-Jiménez y Flores-Rodríguez (2013) con la lente Rose-K2 XL, ellos reportan un tiempo de uso promedio de 9.30 horas al día inferior al de este estudio.

En comparación con lentes totalmente esclerales, Romero-Rangel y col. (2000), con la lente Boston presentaron resultados similares a los de este estudio, con un tiempo medio de uso de 13.70 horas, pero notificaron la necesidad de realizar descansos intermedios durante el día para mejorar el porte de la lente. Segal y col. (2003), con una lente escleral informaron de un tiempo de uso diario medio de 16.20 horas, y también comunicaron que los pacientes necesitaron uno o varios descansos intermedios a lo largo del día. Visser y col. (2007), reportaron un promedio de 16 horas con la lente Procornea. En cambio, otros estudios presentan resultados menos favorables, como Ortenberg y col. (2013), que informaron de un promedio de uso diario de 10.50 horas con una lente escleral (18.50 mm, diámetro) adaptada en 97 pacientes con córneas irregulares, donde el 72 % de los sujetos del grupo queratocono la usaron 10 o más horas al día. Pullum y col. (2005), reportaron solo un promedio de uso de 10 horas o más en el 59 % de los pacientes que usaron lentes esclerales.

Por lo tanto, se evidencia que la lente del estudio presenta un promedio de uso diario similar o mejor que otras lentes esclerales indicadas para el manejo del queratocono. Asimismo, vemos que la lente corneo-escleral Scleracon se utilizó durante más tiempo y en un mayor número de pacientes que no fueron implantados con anillos intracorneales.

4.1.3. COMODIDAD

La comodidad es un factor importante para valorar el uso de las lentes RPG. Las lentes esclerales, suelen ser más cómodas porque no rozan la córnea y se apoyan en la conjuntiva bulbar donde hay menor sensibilidad.

En el total de los pacientes del estudio la comodidad de uso con la lente fue alta, y se evidenció una mayor comodidad subjetiva en el grupo de queratocono sin anillos comparado con el grupo con anillos (74.10 % y 66.6 %, respectivamente). Después de 1 año los resultados fueron muy similares. Cabe destacar que estos buenos resultados influyen en una mejoría en la calidad de vida de los pacientes que se refleja en una mejor capacidad para realizar las actividades diarias. En el estudio de Romero-Jiménez y Flores-Rodríguez (2013) con la lente Rose-K2 XL, se informó que los pacientes usaron las lentes con comodidad durante un número de horas, pero no especificó el grado de satisfacción mediante un cuestionario específico como se hizo en el presente estudio.

En comparación con lentes totalmente esclerales hay estudios con resultados similares, Pecego y col. (2012), comunicaron un 78.50 % de comodidad en los pacientes que usaron la lente Júpiter, y Visser y col. (2007), registraron un 98.90 % de confort con la lente Procornea, pero con unas puntuaciones mayores a 2 en un cuestionario basado en una escala Likert (rango de 1 a 5), en cambio, en este estudio, utilizando las mismas puntuaciones, se consideró un criterio más exigente de comodidad donde las puntuaciones debían ser mayores a 3 (cómodas o muy cómodas). Con excepción de estos estudios con lentes esclerales, el resto solamente informan que las lentes fueron cómodas, pero no aportan un cuestionario o sistema para medir la comodidad de uso. Lo mismo ocurre en estudios (Abdalla y col, 2010; Fernández-Velázquez y Fernández-Fidalgo, 2015) con otros tipos de lentes de contacto (blandas, híbridas) con anillos para queratocono.

Por lo tanto, la lente de este estudio presenta niveles de comodidad similares a otras lentes esclerales reportadas en la literatura. Asimismo, en este trabajo se evidenció una alta satisfacción con la lente, ya que la gran mayoría de los usuarios manifestaron que la lente fue cómoda o muy cómoda. Esto indica que la aceptación de las lentes de contacto RPG corneo-esclerales es muy buena en los pacientes con queratocono con o sin anillos.

4.1.4. NÚMERO DE VISITAS Y NÚMERO DE LENTES

Las visitas necesarias para completar el proceso de adaptación y el número de lentes que se precisan para ordenar la definitiva, son referencias importantes en la valoración de las características de la adaptación de una LC.

En el total de pacientes del estudio, el número de visitas realizadas para completar el proceso de adaptación fue similar en los dos grupos, sin y con anillos (2.52 y 2.62 visitas, respectivamente). Lo mismo resultó con el número de lentes ordenadas por ojo (1.37 y 1.41 lentes, respectivamente). Por lo tanto, esta característica de la adaptación de la lente corneo-escleral no se relacionó con que los ojos con queratocono estuvieran implantados o no con anillos intracorneales. Estos resultados son similares a los reportados por Romero-Jimenez y Flores-Rodríguez (2013) en córneas irregulares (10 ojos con queratocono y 9 ojos con anillos), donde necesitaron 2.70 visitas para completar el proceso de adaptación y 1.40 lentes para ordenar la lente óptima definitiva.

Cuando se compara esta lente corneo-escleral con lentes esclerales, se encuentran trabajos con resultados similares. Schornack y Patel (2010) con la lente Jupiter en 30 ojos con queratocono, necesitaron un promedio de 2.80 visitas y 1.50 lentes ordenadas para completar el proceso de adaptación y, en un estudio reciente, Kim y col. (2016), con la lente MSD en 38 pacientes con queratocono notifican un promedio de 1.30 lentes para ordenar la lente óptima, pero no informan sobre las visitas necesarias realizadas. Sin embargo, otros estudios, presentan peores resultados. Es el caso de Pecego y col. (2012), donde fue necesario una media de 3.20 lentes por ojo para ordenar la lente escleral final. En otros trabajos reportados de la literatura no se informa sobre esta característica de la adaptación.

En comparación con lentes RPG corneales, vemos que Mandathara y col. (2010), con la lente Rose-K en pacientes con queratocono, necesitaron un promedio

superior al de este estudio, ya que informan de una media de 1.73 lentes para completar el proceso de adaptación. Estos resultados son similares en otros estudios con lentes corneales (Kang y col, 2010). En estudios previos con otros tipos de LC no se informan sobre esta cuestión.

Por lo tanto, al analizar estos resultados, respecto al número de visitas y el número de cambios necesarios, se puede concluir que el procedimiento de adaptación de la lente del estudio es similar o más sencillo al de otras lentes RPG esclerales, y con relación a otras lentes RPG es incluso más sencillo. Por otra parte, en ojos implantados con anillos cabría pensar que el procedimiento de adaptación de esta lente puede ser más complicado, pero los resultados demuestran que su procedimiento de adaptación es similar a los ojos con queratocono sin anillos.

4.1.5. PARÁMETROS CLÍNICOS Y SALUD OCULAR

Los cambios en los parámetros biomecánicos corneales proporcionan una herramienta diagnóstica que puede ayudar a detectar diferencias entre los ojos normales y los ojos patológicos (Luce, 2005; García-Porta y col, 2014). En efecto, en los pacientes con queratocono las propiedades biomecánicas de la córnea se ven afectadas por los cambios sustanciales en su estructura. Diferentes estudios (Ortiz y col, 2007; Shah y col, 2007; Fontes y col. 2011) han demostrado una reducción significativa de la rigidez y la resistencia mecánica de la córnea, y muestran una disminución tanto de la CH como del CRF (1 a 4 mmHg). Los resultados de este estudio muestran que efectivamente tanto la CH como el CRF en los pacientes sin anillos estaban disminuidos antes de iniciar la adaptación de las LC (CH= 8.79 mmHg y CRF = 8.42 mmHg).

Otra importante característica de los parámetros biomecánicos corneales, es que proporcionan indicadores importantes al evaluar los resultados del tratamiento, y sus implicaciones en el cuidado visual (por ejemplo, lentes de contacto, cirugía con anillos intracorneales, cirugía refractiva, cross-linking, etc).

Estudios previos reportan que el implante de AIC para el tratamiento del queratocono, aunque modifica la curvatura corneal no suele afectar a las propiedades viscoelásticas de la córnea. Así lo indican estudios como el de Dauwe y col. (2009), que no detectaron alteraciones a corto plazo en la CH y el CRF tras el implante, o bien, el de Salgado-Borges y col. (2012), que tampoco encontraron diferencias estadísticamente

significativas a largo plazo en estos parámetros con los anillos de Ferrara[®]. Finalmente, Gorgun y col. (2011), tras el implante de AIC encontraron cambios a corto plazo en el CRF, pero posteriormente, la CH y el CRF no mostraron alteraciones significativas entre los valores preoperatorios y postoperatorios tardíos.

Con respecto a evaluar el resultado del tratamiento de la adaptación de las LC con los parámetros biomecánicos corneales, no se reportan comúnmente en la literatura científica con lentes RPG. En consecuencia, en este estudio, se analizaron los cambios inducidos en los parámetros biomecánicos de la córnea al usar la LCCE. Después de una semana y al año de uso con la LCCE, se midió nuevamente el espesor central de la córnea y los parámetros biomecánicos de la córnea (CRF y CH) después de retirar las LC. El propósito era detectar inmediatamente cualquier posible problema, como el edema corneal, que podría estar afectando a la córnea. Lu y col. (2007), correlacionaron la hinchazón corneal inducido por el uso de LC blandas con cambios en el CRF; en un primer momento, se indujo un edema corneal considerable y el CRF aumentó, aunque después esto tendió a resolverse en horas y el CRF disminuyó. Por lo tanto, estos hallazgos sugieren que el espesor corneal central y los parámetros biomecánicos de la córnea deben observarse inmediatamente después de retirar las LC.

Los resultados del presente estudio en los pacientes sin anillos, mostraron que no había diferencias estadísticamente significativas en los valores promedio hallados en el CRF, la CH y el ECC, entre antes y a la semana de la adaptación de la lente. Los valores del ECC se mantuvieron estables, por lo tanto, los efectos del edema corneal no se presentaron en estos pacientes. Estos resultados coinciden con un estudio previo de Tyagi y col. (2012), sobre los cambios corneales tras la adaptación de lentes RPG corneales a corto plazo. Informaron que las lentes RPG modernas con alta permeabilidad al oxígeno causaron cambios pequeños, y principalmente clínicamente insignificantes, en la córnea. Shokrollahzadeh y col. (2016), evaluaron también las propiedades biomecánicas de la córnea a corto plazo con lentes RPG esféricas. Los parámetros presentaron un ligero aumento después de 3 meses de uso de la lente (0.26 mmHg para CH y 0.57 mmHg para CRF), aunque no fueron estadísticamente significativos.

Respecto a los valores de los parámetros biomecánicos corneales a largo plazo (1 año) con la LCCE, estos aumentaron ligeramente (0.25 mmHg para CH y 0.25

mmHg para CRF), aunque no fueron estadísticamente significativos. Estos ligeros aumentos podrían deberse a efectos leves inducidos por la adaptación de la LCCE, o posiblemente, por otros aspectos aún desconocidos, de la biomecánica corneal. Además, este aumento en el CRF y la CH no estaba relacionado con el ECC, lo que contrasta con los hallazgos de Lu y col. (2007), que encontraron esta correlación después del edema corneal inducido por el uso de LC blandas.

En los pacientes del estudio con anillos, no se encontraron diferencias en los valores promedio hallados en el CRF, la CH y el ECC, entre antes y a la semana de la adaptación de la lente. Después de 1 año de uso con la LC los parámetros biomecánicos también aumentaron ligeramente (0.13 para CH y 0.27 mmHg para CRF), aunque estos cambios no fueron estadísticamente significativos, y el valor del ECC permaneció estable.

En conclusión, parece ser que de los resultados de este estudio en los pacientes con queratocono, con y sin anillos, las LCCE no provocan alteraciones significativas a largo plazo en las propiedades biomecánicas de la córnea.

En este estudio, además de la biomecánica corneal, se evaluó la fisiología y la salud de la córnea. En los pacientes sin anillos, después de un año de seguimiento no se encontraron cambios significativos en KM, AC y PIOcc, salvo para el valor promedio del RE que mejoró significativamente. En los pacientes con anillos, al año de la adaptación inicial con la lente no se detectaron alteraciones en ninguno de estos parámetros clínicos.

Por otra parte, la exploración de córnea, conjuntiva y párpados, no mostró hallazgos oculares importantes. La única complicación hallada en el total de pacientes del estudio, 2 casos en cada grupo, fue hiperemia conjuntival leve que se resolvió con el uso ocasional de lágrimas artificiales con hialuronato sódico en una concentración del 0.10 %. En la literatura sobre lentes esclerales, el riesgo de infección y/o inflamación de la córnea es poco común (Pullum y Buckley, 2007). La baja incidencia de complicaciones oculares con la lente del estudio puede ser comparable a la tasa con lentes RPG corneales de uso diario, en las que se reporta una baja de incidencia de complicaciones corneales infecciosas e inflamatorias (Stapleton y col, 2008), y también, con una revisión reciente sobre complicaciones con lentes esclerales, donde Walker y col. (2016), informan que la hipoxia y la inflamación rara vez son reportados en la

literatura, y solamente se han encontrado casos aislados con problemas en la córnea y la conjuntiva causados por la adaptación de la lente, o bien, por su manipulación.

Entre los factores que afectaron al buen comportamiento de la lente de estudio respecto de la salud ocular, cabe destacar la utilización del material hiper-permeable al gas de alto Dk (125), el tratamiento de plasma que favoreció la humectabilidad de la lente, y siempre que fue clínicamente razonable, el uso de diámetros pequeños comparadas con otras lentes como la Rose K2 XL o lentes totalmente esclerales. Estos diámetros menores favorecen el intercambio lagrimal debajo de la lente, y pueden influir en que disminuya la incidencia de complicaciones tales como el edema corneal (Michaud y col, 2012).

Finalmente, después de analizar los resultados de los parámetros clínicos de la córnea en los pacientes de este estudio, y confirmar que no se detectaron alteraciones significativas en sus propiedades y ni tampoco de la salud ocular con el uso de la lente, se podría afirmar que a largo plazo de tiempo estas lentes corneo-esclerales suponen una adecuada alternativa en el tratamiento de los pacientes con queratocono.

4.2. FUNCIÓN VISUAL

4.2.1. AGUDEZA VISUAL

Las lentes RPG esclerales son una adecuada indicación para la mejora en la AV en los casos de corneas irregulares tales como los queratoconos (Pullum y col, 2005; Schorman y Patel, 2010), y en especial, cuando otras lentes RPG corneales fracasan (Segal y col, 2003). También son eficaces en los casos con anillos en donde no se alcanza una AV satisfactoria tras la cirugía (Romero-Jiménez y Flores-Rodríguez, 2013), aunque cabe resaltar que hay una carencia de estudios en la literatura.

Los resultados de este estudio muestran que, en la gran mayoría de los pacientes, con y sin anillos, se consiguió una AV óptima, que en promedio fue mayor que con su mejor corrección previa con gafas. Más del 80 % de los sujetos alcanzaron una AV Snellen igual o superior a 0.8, siendo el grupo queratocono el que se presentó valores ligeramente superiores en la AVCC. No se encontraron diferencias significativas en la AVCC antes de la adaptación de la lente entre ambos grupos, ni tampoco después de la adaptación.

Al analizar cada grupo por separado, se observa que en el grupo queratocono, se obtuvo una mejor visión con la LC que con las gafas, 1.01 (0.00 logMAR), 0.69 (0.23 logMAR), respectivamente. Se logró una AV 0.8 (20/25) o mejor en el 85.20 % de los casos. El 70.40 % de los pacientes reportó una mejoría significativa de AV (2 ó más líneas enteras). Ocho ojos ganaron 2 líneas, 5 ojos habían ganado 3 líneas, 1 ojo alcanzó 4 líneas de visión y 5 ojos mejoraron 5 ó más líneas de AV. Solo 1 ojo perdió 1 línea de visión. Al año del inicio de la adaptación los resultados se mantuvieron.

En el grupo con anillos el promedio de la AV con LC también fue superior a la corrección con gafas, 1.0 (0.0 logMAR), 0.64 (0.22 logMAR), respectivamente. Se alcanzó una AV 0.8 o mejor en el 81.50 % de los pacientes. El 92.60 % de los casos reportaron una mejora significativa de la visión, y ningún paciente presentó una menor AV con las LC respecto a sus gafas. Después de 1 año del inicio de la adaptación los resultados se mantuvieron estables.

Si comparamos este trabajo con el de Romero-Jiménez y Flores-Rodríguez (2013) con la lente Rose K2 XL en córneas irregulares (10 ojos con queratocono y 9 ojos con anillos), se observa que los resultados son similares. Los autores informaron que la AV fue mejor con la lente (0.09 logMar) respecto a la AV con gafas (0.82

logMar), aunque con un periodo de seguimiento entre 6 y 9 meses, por lo tanto, no analizaron como se hizo en el presente estudio, si en un periodo de tiempo mayor la AV siguió siendo buena.

Si se compara la AV obtenida con la lente Scleracon en los pacientes con queratocono con otras lentes esclerales de mayor diámetro, se encuentra que hay estudios previos que apoyan los resultados obtenidos en este trabajo. Schorman y Patel (2010), informaron sobre la mejora de la AV con la lente Jupiter, en el 87 % de los casos se consiguió una AV de 20/40 o mejor con esta lente y reportó una mejora media de 2.90 líneas. Segal y col. (2003), indicaron que el 90.90 % de los casos con queratocono alcanzó una visión 20/40 o mejor con una lente escleral de gran diámetro, y una mejora de al menos 2 líneas de AV en un amplio número de ojos. El estudio de Pecego y col. (2012), informó que la AV corregida con una lente escleral fue 20/30 o mejor en el 73 % de los pacientes, y obtuvo una mejora media de 3.50 líneas de visión Snellen con la lente respecto a las gafas. Romero-Rangel y col. (2000), reportaron una mejora de al menos 2 líneas de AV en el 53 % de 76 ojos adaptados con lentes esclerales para problemas en la superficie ocular. Sin embargo, otros estudios con lentes esclerales presentan peores resultados de AV. Es el caso de Pullum y Buckey (1997), donde en 530 pacientes, la mayoría con ectasia corneal o queratoplastia, adaptados con una lente escleral, informaron que en el 77 % se obtuvo una AV de 20/60 o mayor. Baran y col. (2012), con la lente PROSE en 118 pacientes con ectasia corneal (98 con queratocono y 4 con Intacs[®]), el 93 % de los casos alcanzaron una AV 20/40 o superior. Finalmente, Visser y col. (2007), con una lente escleral de gran diámetro (entre 18.50 y 21.50 mm) en 213 ojos con queratocono y otras alteraciones corneales, reportaron una AV de 0.8 o superior en el 62.90 % de los casos.

Por último, es más difícil comparar la lente de este estudio con otras lentes adaptadas en pacientes de queratoconos con anillos, bien porque solo informan de casos aislados (Hladum y Harris, 2004; Smith y Carrell, 2008), o bien, porque son diseños y materiales muy diferentes. Este es el caso de estudios donde informan de buenos resultados visuales con lentes blandas (Carballo-Alvarez y col, 2014; Fernández-Velázquez y Fernández-Fidalgo, 2015) que fueron similares a los obtenidos con la lente RPG corneo-escleral de este trabajo.

En resumen, los resultados obtenidos indican que en los ojos con queratocono, con independencia que estén o no implantados con AIC, las lentes RPG corneo-esclerales proporcionan mejor AV que la corrección con gafas. Los motivos que justifican esta mejora de la visión son la compensación del astigmatismo irregular de la cara anterior de la córnea mediante la estructura lágrima-lente rígida, y la disminución de las aberraciones oculares (Gemoules y Morris, 2007). Por lo tanto, estos resultados confirman la consecución del objetivo principal de este estudio, ya que con la lente corneo-escleral, durante un largo periodo de tiempo de al menos un año, los pacientes lograron una AV óptima.

4.2.2. ABERRACIONES OCULARES

Las aberraciones oculares de alto orden están presentes en la población y dependen de varios factores, principalmente del tamaño de la pupila y varían con la edad. Aquellos pacientes que presentan enfermedades oculares asociadas a córneas irregulares, tales como las ectasias corneales, el aumento de las AAO contribuyen a un deterioro de su calidad visual (Gobbe y Guillén, 2005, Jafri y col, 2007). La característica principal en las AAO en ojos con queratocono es el aumento prominente del coma vertical. Esto es debido a que el cono está desplazado normalmente hacia la parte inferior de la córnea. Asimismo, el trefoil, tetrafoil y el astigmatismo secundario son más altos en estos ojos. (Maeda y col, 2002; Barbero y col, 2002; Lim y col, 2007). Efectivamente, los resultados de este estudio mostraron que antes de la adaptación de la LC, el total de las AAO estaban incrementadas con respecto a los valores normales de la población, según el estudio de Appelgate y col. (2007), para una pupila de 6 mm y con respecto a la edad promedio de los pacientes de este estudio (33.20 años). Además, se observó que la AC y las OAAO eran las que más incremento presentaban, y en particular cabe destacar al comparar los grupos entre sí, que en los pacientes con anillos fueron las OAAO las que tenían un mayor incremento.

Después de adaptar la LC, las AAO decrecieron de forma significativa en los dos grupos. En los pacientes con queratocono sin anillos, la AC y las OAAO mejoraron significativamente (decrecieron un 64 %), alcanzando una importante reducción cercana a los niveles de la población normal. Las AAO disminuyeron un 55 %. Al año de la adaptación inicial, cabe resaltar que la AE y las OAAO presentaron cambios

estadísticamente significativos disminuyéndose estas aberraciones. En los pacientes con anillos las AAO decrecieron un 33 %, y en particular la AE y la AC fueron las que presentaron una mayor reducción (54 % y 36 %, respectivamente). Al año de uso de la lente no se encontraron cambios significativos en las AO respecto a la adaptación inicial. Cabe pues resaltar que el efecto de la lente en la compensación de las AAO es diferente, según que los pacientes con queratocono lleven anillos o no.

Estudios previos como el de Maeda (2009), reportan que las lentes RPG disminuían significativamente las AAO y compensaban el astigmatismo irregular de la córnea, sin embargo, quedaban AO residuales quizás por causa de la superficie corneal posterior. Choi y col. (2007), midieron las AAO en 22 ojos miopes y en 14 ojos con queratocono que fueron adaptados con lentes RPG; en el grupo con queratocono, el coma vertical cambio de inferior a superior (de $-0.18 \mu\text{m}$ a $0.13 \mu\text{m}$) y las AAO disminuyeron de $0.54 \mu\text{m}$ a $0.16 \mu\text{m}$. En este estudio, aunque las AAO disminuyeron significativamente, cabe destacar que todavía quedaron niveles de AO superiores a los normales para la población y que fueron diferentes en ambos grupos.

En el total de pacientes del estudio las AAO decrecieron de forma significativa en los dos grupos, encontrando que la disminución fue mayor en el grupo sin anillos. En los pacientes con queratocono sin anillos, después de adaptar las LC las AAO mostraron un valor de $0.73 \mu\text{m}$, cercano a los niveles de la población normal según Appelgate y col. (2007) de $0.471 \mu\text{m}$ para una pupila de 6 mm y rango de edad entre 30 y 39 años. Sin embargo, para el grupo con anillos se encontró una diferencia mayor (media AAO con anillos: $1.75 \mu\text{m}$). Esta diferencia en los resultados entre ambos grupos puede ser debida a que quizás los pacientes con anillos tenían los ojos más aberrados inicialmente, a pesar de la cirugía, que los pacientes sin anillos.

Comparar los resultados del presente estudio con otros es difícil, pues en la literatura científica no se encuentran trabajos con lentes RPG corneo-esclerales donde se analice la influencia de las AAO en los ojos con queratocono. Lo mismo ocurre con estas lentes y con las esclerales en pacientes implantados con anillos para queratocono. En un trabajo reciente adaptando la misma LC de este estudio, y siguiendo el mismo procedimiento de medición de las AO sobre ojos post-LASIK, se encontró que las AAO disminuyeron a valores normales (Porcar y col, 2017); por lo tanto, los resultados fueron más satisfactorios. En este estudio, se observa que en los pacientes sin anillos, la

AC quedo ligeramente más alta (0.45 μm comparándolo con el valor normal esperado según Appelgate y col. (2007) de 0.31 μm , para una pupila de 6 mm y rango de edad entre 30 y 39 años). Sin embargo, estas pequeñas diferencias no parece que influyan significativamente en la calidad visual final, satisfactoriamente mejorada con estas lentes como se verá en el siguiente apartado de percepción subjetiva de la calidad visual. Con relación a los pacientes con anillos, los resultados de la compensación de las AO, como se vio anteriormente, no fueron tan buenos, la AC y las OAAO mantuvieron valores 3 a 4 veces más altos que la población normal (según Appelgate y col, 2007, para una pupila de 6 mm. y rango de edad entre 30 y 39 años). Como se dijo anteriormente, estos ojos ya estaban inicialmente más aberrados, y otros efectos tales como la implantación de los anillos pueden afectar en estos resultados.

Por otra parte, si comparamos este estudio con otros trabajos con lentes esclerales de gran diámetro adaptadas en pacientes con queratocono, se observa que estos resultados están en consonancia con otros anteriores (Jafri y col, 2007; Pantanelli y col, 2007), donde se informa que los valores medios de la AC fueron los más altos de todas las AAO y con las LC se consiguió una reducción significativa de las AAO. Hay otros trabajos que también apoyan los resultados logrados en este estudio, pero presentan un número menor de pacientes. Es el caso de Marsack y col. (2014), que adaptaron una lente escleral customizada en 7 sujetos con queratocono, y que fue capaz de disminuir las AAO y proporcionar una calidad de visión similar a la observada en ojos normales. Gumus y col. (2011), reportaron una reducción del 72 % de las AAO con la lente Boston en 56 ojos con astigmatismo irregular, aunque solo incluyó 18 ojos con queratocono.

Además, la lente de este estudio al estar diseñada con una geometría frontal esférica, se podría emplear como otras lentes esclerales esféricas para reducir las AO tanto de bajo como de alto orden. Hussoin y col. (2012), estudiaron el resultado en la calidad de visión de la lente PROSE con geometría esférica en una muestra de 5 ojos con queratocono, encontrando una mejora de la AV de alto y bajo contraste, y una reducción de las AAO, en particular del coma. Gumus y col. (2011), también reportaron una gran reducción de las AAO con un diseño esférico de la lente Boston en casos con queratocono. Aunque estos estudios informan resultados con menos ojos, y la media de edad de los pacientes difiere con los de este estudio, sus conclusiones apoyan los

resultados obtenidos con la lente Scleracon y, por lo tanto, se puede pensar que la geometría frontal esférica de la LCCE también pudo contribuir en la mejora de la calidad visual de los ojos con queratocono.

En resumen, los resultados de este estudio evidencian que las lentes corneo-esclerales disminuyeron las AAO y proporcionaron una mejor calidad de visión que la corrección con gafas. Por lo tanto, al ser menores las AAO se mejoró la calidad de visión de los pacientes con queratocono, dando un mejor resultado en aquellos pacientes sin anillos.

Por último, hay que indicar que una limitación de esta parte del estudio fue los datos incompletos de las AAO disponibles para su posterior análisis. El aberrómetro LADARWave no pudo medirlas en todos los pacientes sin las LC. Esto es probablemente debido a la magnitud extrema de las AO de algunos sujetos, es decir, ojos muy aberrados que superaron el rango de medición del instrumento.

4.2.3. FUNCIÓN DE SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

La medida de la función de sensibilidad al contraste puede ser de gran interés en los pacientes con córneas irregulares, y en particular en las ectasias corneales. Con esta prueba, se pueden explicar los cambios en la calidad visual no mesurables mediante la medición clásica de la AV, especialmente cuando no se consigue una visión satisfactoria para el paciente. La AV nos indica la cantidad o el mínimo visible, y la sensibilidad al contraste nos aporta información sobre la calidad subjetiva de la visión. En este estudio se decidió analizar la función visual no solo de forma cuantitativa sino también de forma cualitativa, y ver los cambios en la calidad visual subjetiva de los pacientes con queratocono.

La función de sensibilidad al contraste se analiza en menor medida en ojos con ectasias corneales, sin embargo, estudios anteriores han demostrado una sensibilidad al contraste reducida en ojos con queratocono respecto a ojos normales (Carney, 1982; Carney y col, 1991; Pseudovs y col, 2004). Okamoto y col. (2008), encontraron que la CSF se deterioró significativamente en 22 ojos con queratocono. Asimismo, establecieron una correlación significativa entre las AO de tercer y cuarto orden y la sensibilidad al contraste.

En los ojos amétropes las lentes RPG proporcionan una mejor calidad óptica que las LC blandas o las gafas (Griffiths y col, 1998), pero solo algunos estudios analizan los cambios en la CSF en pacientes con queratocono adaptados con lentes RPG. Carney (1982), informó sobre una muestra pequeña de casos con queratocono donde la CSF mejoró con LC RPG respecto a las gafas, pero todavía estaba por debajo de los niveles de la población normal. Yang y col. (2014), adaptaron lentes RPG en 20 pacientes con queratocono y analizaron la CSF después de corregir las aberraciones residuales con un sistema de óptica adaptativa, y aunque la curva mejoró en todas las frecuencias espaciales con la LC, sólo las frecuencias bajas e intermedias presentaron cambios significativos. Xie y col. (2005), informaron que las lentes RPG aumentaron la AV y mejoraron la CSF en ojos con queratocono que presentaban astigmatismo irregular.

Estos estudios previos avalan los resultados alcanzados con la LCCE en los pacientes de este estudio. En el grupo queratocono sin anillos, los valores de las curvas con gafas y LC diferían en las diferentes frecuencias entre 1.5 y 2.2 pasos de contraste, siendo la CSF mejor con las LC respecto a la corrección en gafas en todas las frecuencias espaciales. La curva promedio obtenida con la LC presentó unos valores que se encontraban dentro del rango de la población normal, en cambio, la curva promedio de la corrección con gafas estaba fuera de este rango. Después de 1 año con la LC no se encontraron diferencias significativas en los valores medidos.

En los pacientes con anillos para queratocono los valores de las curvas con gafas y LC diferían en las diferentes frecuencias entre 2.1 y 2.8 pasos de contraste, siendo la CSF mejor con las LC respecto a la corrección en gafas en todas las frecuencias espaciales. Las frecuencias espaciales bajas y medias, aunque mejoraron con las LC, se encontraban en los límites del rango de la población normal, en cambio, con las gafas la curva promedio de todas las frecuencias estaba fuera de este rango. Después de 1 año de uso con la LC no se encontraron diferencias significativas en los resultados.

En el total de pacientes del estudio, sin y con anillos, con las LC las curvas promedio de los dos grupos presentaron unos valores que estaban dentro de la población normal, sin embargo, el grupo queratocono mostró una sensibilidad al contraste superior en las frecuencias espaciales bajas y medias en comparación con la del grupo anillos.

Por otra parte, en las tareas habituales realizadas con las LC, la mayoría de los pacientes indicaron una calidad visual subjetiva buena o muy buena, siendo mayor en el

grupo con anillos respecto al grupo sin anillos (70.40 % y 66.60 %, respectivamente). Después de 1 año de seguimiento los resultados fueron mantenidos.

Comparar los resultados de este estudio con otros trabajos con lentes corneo-esclerales es difícil, porque los estudios de la literatura no suelen informar sobre la repercusión en la calidad visual que pueden tener estas lentes en ojos con queratocono. Ahora bien, si lo comparamos con lentes esclerales, Sabesan y col. (2013), adaptando una lente escleral guiada por frente de onda en 11 ojos con queratocono, encontraron una disminución de las AAO (de 1.17 μm a 0.37 μm) y una mejoría estadísticamente significativa de la CSF en varias frecuencias espaciales (factor de aumento de 2.4, 1.8 y 1.4 en promedio para las frecuencias de 4, 8 y 12 c/g, respectivamente). En cambio, los resultados con la lente corneo-escleral del presente estudio fueron mejores, ya que se consiguió una mejora significativa en todas las frecuencias espaciales.

Con respecto a otras lentes RPG corneales, los resultados de este estudio se asemejan en parte a los reportados por Wei y col. (2011). Midieron la AV y la CSF en 108 ojos con queratocono y 21 ojos con forma frustra de queratocono que fueron adaptados en el 94 % de los casos con lentes RPG (Rose-k, Menicon EX, KBA keratoconus, etc.). La curva de la CSF estaba dentro del rango de la población normal en ambos grupos, aunque la sensibilidad al contraste en el grupo de queratocono fue consistentemente más baja.

En conclusión, según estos resultados de este estudio, la lente corneo-escleral mejoró la sensibilidad al contraste respecto a la corrección con gafas en los pacientes con queratocono, sin y con anillos. Por lo tanto, se puede afirmar que con las lentes corneo-esclerales se evidencia una mejoría de la calidad de visión subjetiva en los pacientes con queratocono. Por otra parte, se puede pensar que este estudio aporta un conocimiento más amplio sobre la calidad visual subjetiva de los ojos con ectasia corneal.

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES

Lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitación visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

1. Los pacientes con Queratocono de origen primario o con implante de anillos intracorneales a los que se les adaptó las lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales, mejoraron la Agudeza Visual de forma significativa respecto a la corrección con gafas.
2. Las lentes de contacto permeables al gas corneo-esclerales, disminuyen las Aberraciones de Alto Orden de forma significativa en los pacientes con Queratocono. La Aberración Comática presenta una mayor disminución en los ojos con Queratocono y, en cambio, la Aberración Esférica es la que presenta una mayor reducción en los ojos con Anillos Intracorneales.
3. Las lentes de contacto permeables al gas corneo-esclerales, mejoran significativamente la Curva de Sensibilidad al Contraste respecto a la corrección con gafas en los pacientes con Queratocono. Los valores promedios de la sensibilidad al contraste obtenidos con estas lentes, están dentro del rango de la población normal. Estos resultados mejoran los obtenidos con otras lentes permeables al gas esclerales reportadas en la literatura en pacientes con Queratocono. Además, los pacientes manifiestan un elevado grado de satisfacción en la calidad visual subjetiva.

Estos resultados obtenidos en la función visual (Agudeza visual, Aberrometría Ocular y Curva de Sensibilidad al Contraste) confirman la consecución del objetivo principal de este estudio, ya que con la lente de contacto corneo-escleral los pacientes lograron una visión óptima.

4. Las lentes de contacto permeables al gas corneo-esclerales, no inducen cambios significativos en los parámetros biomecánicos de la córnea (histéresis corneal y factor de resistencia corneal), ni en los parámetros oculares (presión intraocular compensada, espesor corneal central y contaje endotelial), y tampoco en la fisiología corneal de los ojos con Queratocono.

 5. Los pacientes con Queratocono a los que se les adaptó estas lentes de contacto, presentan un alto porcentaje de éxito en el porte en un periodo de tiempo de al menos un año, y el procedimiento de adaptación es similar al de otras lentes permeables al gas esclerales, en cuanto al número de visitas para completar la adaptación, y a la cantidad de lentes necesarias para ordenar la lente definitiva.

 6. Los pacientes con Queratocono presentan una alta tasa de éxito en el tiempo de uso diario, y un elevado grado de satisfacción en la comodidad de uso con las lentes de contacto, ya que en la mayoría de los casos las toleran más de 10 horas al día. Esto representa una mejora funcional en la calidad de vida de los pacientes.
- **Como resumen final, se puede afirmar que:**
“Las lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk, mejoran satisfactoriamente la calidad de visión de los pacientes con queratocono de origen primario o con implante de anillos intracorneales”.

Lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitación visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

Lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitación visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

Lentes de contacto permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitación visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

REFERENCIAS

Lentes de contacto permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitación visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

Abad JC, Lifshitz, T, Levy J. Idiopathic ectasia after LASIK. J Refract Surg 2006;22:230.

Abdalla YF, Elsahn AF, Hammersmith KM, Cohen EJ. SynergEyes lenses for keratoconus. Cornea 2010;29:5-8.

Adachi W, Mitsuishi Y, Terai K, Nakayama C, Hyakutake Y, Yokoyama J, et al. The association of HLA with young-onset keratoconus in Japan. Am J Ophthalmol 2002;133:557-559.

Alio J, Salem T, Artola A, Osman A. Intracorneal rings to correct corneal ectasia after laser in situ keratomileusis. J Cataract Refract Surg 2002; 28:1568-1574.

Alio JL, Shabayek MH. Corneal higher order aberrations: a method to grade keratoconus. J Refract Surg 2006;22:539-545.

Alipour F, Rahimi F, Hashemian MN, Ajdarkosh Z, Roohipour R, Mohebi M. Mini-scleral Contact Lens for Management of Poor Visual Outcomes after Intrastromal Corneal Ring Segments Implantation in Keratoconus. J Ophthalmic Vis Res. 2016;11:252-257.

Ambrosio R Jr, Wilson SE. Early pellucid marginal corneal degeneration: case reports of two refractive candidates. Cornea 2002;21:114-117.

Anderson K, El-Sheikh A, Newson T. Application of structural analysis to the mechanical behavior of the cornea. J R Soc Interface 2004;1:3-15.

Applegate RA, Donnelly WJ III, Marsack JD, Koenig DE, Pesudovs K. Three-dimensional relationship between high-order root-mean-square wavefront error, pupil diameter, and aging. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis 2007;24:578-587.

Arias VC, Liberatore JC, Voss EH et al. A new technique of fitting contact lenses on keratoconus. *Contacto* 1959;393-415.

Austin P, Brown SL. Inflammatory Terrien's marginal corneal disease. *Am J Ophthalmol* 1981;92:189-192.

Bahar I, Levinger S, Kremer I. Wavefront-supported photorefractive keratectomy with the Bausch & Lomb Zyoptix in patients with myopic astigmatism and suspected keratoconus. *J Refract Surg* 2006;22:533-538.

Baran I, Bradley JA, Alipour F, Rosenthal P, Le HG, Jacobs DS. PROSE treatment of corneal ectasia. *Cont Lens Anterior Eye* 2012;35:222-227.

Barbero S, Marcos S, Merayo-Llodes J, Moreno-Barriuso E. Validation of the estimation of corneal aberrations from videokeratography in keratoconus. *J Refract Surg* 2002;18:263-270.

Barnett M, Mannis MJ. Contact lenses in the management of keratoconus. *Cornea* 2011;30:1510-1516.

Barr JT, Wilson BS, Gordon MO, Rah MJ, Riley C, Kollbaum PS, et al. Estimation of the incidence and factors predictive of corneal scarring in the Collaborative Longitudinal Evaluation of Keratoconus (CLEK) Study. *Cornea* 2006;25:16-25.

Barraquer RI, De Toledo MC, Torres E. *Distrofias y degeneraciones corneales*. Barcelona:Espax Publicaciones Medicas, 2004.

Bawazeer AM, Hodge WG, Lorimer B. Atopy and keratoconus: a multivariate analysis. *Br J Ophthalmol* 2000;84:834-836.

Benedek GB. Theory of transparency of the eye. *Appl Opt* 1971;10:459-473.

Bennett ES. Keratoconus. In: Bennett ES, Grohe RM. Rigid Gas-Permeable Contact Lenses. New York: Professional Press,1986;297-344.

Betts AM, Mitchell GL, Zadnik, K. Visual Performance and Comfort with the Rose K Lens for Keratoconus. *Optom Vis Sci* 2002;79:493-501.

Biglan AW, Brown SI, Johnson BL. Keratoglobus and blue sclera. *Am J Ophthalmol* 1977; 83:225-233.

Binder PS, Lindstrom RL, Stulting RD, Donnenfeld E, Wu H, McDonell P, et al. Keratoconus and corneal ectasia after LASIK. *J Cataract Refract Surg* 2005;31:2035-2038.

Boxer Wachler BS, Christie JP, Chandra NS, et al. Intacs for keratoconus with Intacs. *Am J Ophthalmol* 2003;110:1031-1040

Brenner LF, Alió JL, Vega-Estrada A, Baviera J, Beltrán J, Cobo-Soriano R. Indications for intrastromal corneal ring segments in ectasia after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2012;38:2117-2124

Brown SI, Mondino BJ. Penetrating keratoplasty in Mooren's ulcer. *Am J Ophthalmol* 1980;89:255-258.

Burger DS. Contact lens alternatives for keratoconus: an overview. *Contact Lens Spectrum* 1993;8:49-55.

Cameron JA. Keratoglobus. *Cornea* 1993;12:124-130.

Campbell R, Caroline P. Piggyback lens reverses lens disorientation. *Contact Lens Spectrum* 1995;10:47.

Caporossi A, Baiocchi S, Mazzotta C, Traversi C, Caporossi T. Parasurgical therapy for keratoconus by riboflavin-ultraviolet type A rays induced cross-linking of corneal collagen: preliminary refractive results in a Italian study. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32: 837-845.

Carballo-Alvarez J, Puell MC, Cuiña R, Diaz-Valle D, Vazquez JM, Benitez-Del-Castillo JM. Soft contact lens fitting after intrastromal corneal ring segment implantation to treat keratoconus. *Cont Lens Anterior Eye* 2014;37:377-381

Carney LG. Visual loss in keratoconus. *Arch Ophthalmol* 1982;100:1282-1285.

Carney LG. Contact lens correction of visual loss in keratoconus. *Acta Ophthalmol* 1982;60:795-802.

Carney LG, Lembach RG. Management of keratoconus: Comparative visual assessments. *CLAO J* 1991;17:52-58.

Caroline P, Andre M. Three rules of scleral fitting. *Contact Lens Spectrum* 2011;26:56

Caroline P, Andre M. Design Flexibility Improves Success for Complex Cornea. *Contact Lens Spectrum*. December 2009.

CCLRU grading scales, Appendix D. In: Phillips AJ, Speedwell L. *Contact Lenses*, 4 Ed: Oxford: Butterworth-Heinemann, 1997;863-867.

Colin J, Cochener B, Savary G, Malet F. Correcting keratoconus with intracorneal rings. *J Cataract Refract Surg* 2000;26:1117-1122

Colin J, Cochener B, Savary G, et al. INTACS inserts for treating keratoconus: one-year results. *Ophthalmology* 2001;108:1409-1414.

Colin J, Velou S. Current surgical options for keratoconus. J Cataract Refract Surg 2003;29:379-386.

Colin J. European clinical evaluation: use of Intacs for the treatment of keratoconus. J Cataract Refract Surg 2006;32:747-755.

Coscarelli S, Ferrara G, Alfonso JF, Ferrara P, Merayo-Llodes J, Araújo LP, et al. Intrastromal corneal ring segment implantation to correct astigmatism after penetrating keratoplasty. J Cataract Refract Surg 2012;38:1006-1013

Crews MJ, Driebe WT Jr, Stern GA. The clinical management of keratoconus: a 6 year retrospective study. CLAO J 1994;20:194-197.

Chelala E, Rami HE, Dirani A, Fadlallah A, Fakhoury O, Warrak E. Photorefractive keratectomy in patients with mild to moderate stable keratoconus: a five-year prospective follow-up study. Clin Ophthalmol 2013;7:1923-1928.

Cheng HC, Lin KK, Chen YF, Hsiao CH. Pseudokeratoconus in a patient with soft contact lens-induced keratopathy: assessment with Orbscan I. J Cataract Refract Surg 2004;30:925-928.

Choi J, Wee WR, Lee JH, Kim MK. Changes of ocular higher order aberration in on- and off-eye of rigid gas permeable contact lenses. Optom Vis Sci 2007;84:42-51.

Dalton K, Sorbara L. Fitting an MSD (mini scleral design) rigid contact lens in advanced keratoconus with INTACS. Cont Lens Anterior Eye 2011;34:274-281.

Dauwe C, Touboul D, Roberts CJ, Mahmoud AM, Kérautret J, Fournier P, et al. Biomechanical and morphological corneal response to placement of intrastromal corneal ring segments for keratoconus. J Cataract Refract Surg 2009;35:1761-1767.

DelMonte DW, Kim T. Anatomy and physiology of the cornea. J Cataract Refract Surg 2011;37:588-598.

Dohlman CH. The function of the corneal epithelium in health and disease. Invest Ophthalmol 1971;10:383-407.

Downie LE, Lindsay RG. Contact lens management of keratoconus. Clin Exp Optom 2015;98:299-311.

Dupps WJ, Netto MV, Herekar S, Krueger RR. Surface wave elastometry of the cornea in porcine and human donor eyes. J Refract Surg 2007;23:66-75.

Edrington TB, Szczotka LB, Barr JT, Achtenberg JF, Burger DS, Janoff AM, et al. Rigid contact lens fitting relationship in keratoconus. Collaborative Longitudinal Evaluation of Keratoconus (CLEK) Study Group. Optom Vis Sci 1999;76:692-699.

Elder MJ. Leber congenital amaurosis and its association with keratoconus and keratoglobus. J Pediatr Ophthalmol Strabismus 1994;31:38-40.

Ertan A, Bahadir M. Intrastromal ring segment insertion using a femtosecond laser to correct pellucid marginal corneal degeneration. J Cataract Refract Surg 2006;32:1710-1716.

Ezequiel D. Gas permeable haptic lenses. J Br Contact Lens Assoc 1983;6:158-161.

Fernandez-Velazquez FJ. Severe epithelial edema in Clearkone SynergEyes contact lens wear for keratoconus. Eye Contact Lens 2011;37:381-385.

Fernández-Velázquez FJ, Fernández-Fidalgo MJ. Feasibility of custom-made hydrogel contact lenses in keratoconus with previous implantation of intracorneal ring segments. Cont Lens Anterior Eye 2015;38:351-356.

Ferrara P, Aviño JA, Peris C, Aviño J, Merayo J, Menezo JL. Cap 7.2: Anillos de Ferrara. En: Peris C, Menezo JL. Tratamiento de la ectasia corneal. Sociedad Española de Oftalmología, 2007;143-154.

Fine P, Savrinski B, Millodot M. Contact lens management of a case of Stevens-Johnson syndrome: a case report. *Optometry* 2003;74:659-664.

Fontes BM, Ambrosio Jr R., Velarde GC, Nose W. Ocular Response Analyzer measurements in keratoconus with normal central corneal thickness compared with matched normal control eyes. *J Refract Surg* 2011; 27:209-215.

Foster CS. Mooren's ulcer. In: Foster CS, Azar D, Dohlman CH. *Smolin and Thoft's the cornea. Scientific Foundations and clinical practice.* Filadelfia: Lippincott Williams Wilkins,1994;551-557.

Galindo-Ferreiro A, Galindo-Alonso J, Sánchez-Tocino H, Palencia-Ercilla J. Contact lens fitting in 133 eyes with irregular astigmatism. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2007;82:747-751.

Galvis V, Sherwin T, Tello A, Merayo J, Barrera R, Acera A. Keratoconus: an inflammatory disorder? *Eye* 2015;29:843-859.

Garcia-Porta N, Fernandes P, Queiros A, Salgado-Borges J, Parafita-Mato M, González-Méijome JM. Corneal Biomechanical Properties in Different Ocular Conditions and New Measurement Techniques. *ISRN Ophthalmol* 2014:724546.

Gasset AR, Houde WL, Garcia-Bengochea M. Hard contact lens wear as an environmental risk in keratoconus. *Am J Ophthalmol* 1978;85:339-341.

Gatinel D, Chaabouni S, Adam PE, Munck J, Puech M, Hoang-Xuan T. Corneal hysteresis, Resitence factor, topography, and pachimetry after corneal lamellar flap. *J Refract Surg* 2007;23:76-84.

Gemoules G, Morris KM. Rigid gas-permeable contact lenses and severe higher-order aberrations in postsurgical corneas. *Eye Contact Lens* 2007;33:304-307.

Georgiou T, Funnell CL, Cassels-Brown A, O'Connor R. Influence of ethnic origin on the incidence of keratoconus and associated atopic disease in Asians and white patients. *Eye* 2004;18:379-383.

Geyer OC, Weagenbach G, Bohme A. Scleral lenses today applications and manufacturing methods. *Contactologia* 1995;17:168-176.

Gobbe M, Guillon M. Corneal wavefront aberration measurements to detect keratoconus patients. *Cont Lens Anterior Eye* 2005;28:57-66.

Gokhale NS. Epidemiology of keratoconus. *Indian J Ophthalmol* 2013;61:382-383.

Gonzalez E. Diagnóstico y tratamiento del queratocono. *Archivos Optométricos, Gaceta Óptica* 1997;1:33-43.

Gorgun E, Kucumen RB, Yenerel NM. Influence of intrastromal corneal ring segment implantation on corneal biomechanical parameters in keratoconic eyes. *Japan J Ophthalmol* 2011;55:467-471.

Green K. Physiology and biophysics of the cornea transport permeability and hydration characteristics. *Cryobiology* 1986;23:565.

Griffiths M, Zahner K, Collins M, Carney L. Masking of irregular corneal topography with contact lenses. *CLAO J* 1998;24:76-81.

Gumus K, Gire A, Pflugfelder SC. The impact of the Boston ocular surface prosthesis on wavefront higher-order aberrations. *Am J Ophthalmol* 2011;151:682-690.

Gungor I, Schor K, Rosenthal P, Jacobs DS. The Boston Scleral Lens in the treatment of pediatric patients. *J AAPOS* 2008;12:263-267.

Gupta VP, Jain RK, Angra SK: Acute hydrops in keratoglobus with vernal keratoconjunctivitis. *Indian J Ophthalmol* 1985;33:121-123.

Guyer DR, Barraquer J, McDonell PJ, Green WR. Terrien's marginal degeneration: clinicopathologic case reports. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 1987;225:19-27

Hameed A, Khaliq S, Ismail M, Anwar K, Ebenezer ND, Jordan T, et al. A novel locus for Leber congenital amaurosis (LCA4) with anterior keratoconus mapping to chromosome 17p13. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2000;41:629-633.

Hänisch KT, Neppert B, Geerling G. Gas permeable scleral lenses as a conservative treatment option for extreme corneal ectasias and severe dry eye. *Ophthalmologe* 2005;102:387-392.

Heaven CJ, Laloo F, McHale E. Keratoconus associated with chromosome 13 ring abnormality. *Br J Ophthalmol* 2000;84:1079.

Henein C, Nanavaty MA. Systematic review comparing penetrating keratoplasty and deep anterior lamellar keratoplasty for management of keratoconus. *Cont Lens Anterior Eye* 2017;40:3-14.

Hernandez P. Reinventando las lentes semiesclerales. *Gaceta Optica* 2006;402:20-25.

Hirsh A, Barequet IS, Levinger S. Wavefront-guided lasek after intacs in eyes with stable keratoconus. *Harefuah* 2006;145:181-182, 247-248.

Hladun L, Harris M. Contact lens fitting over intrastromal corneal rings in a keratoconic patient. *Optometry* 2004;75:48-54.

Hussein T, Le HG, Carrasquillo KG, Johns L, Rosenthal P, Jacobs DS. The effect of optic asphericity on visual rehabilitation of corneal ectasia with a prosthetic device. *Eye Contact Lens* 2012;38:300-305.

Hyams SW, Kar H, Neumann E. Blue sclerae and keratoglobus. Ocular signs of systemic connective tissue disorder. *Br J Ophthalmol* 1969;53:53-58.

Ioannidis AS, Speedwell L, Nischal KK. Unilateral keratoconus in a child with chronic and persistent eye rubbing. *Am J Ophthalmol* 2005;139:356-357.

Jacobs DS, Green WR, Maumenee AE: Acquired keratoglobus, *Am J Ophthalmol* 1974; 77:393-399.

Jacobs DS, Rosenthal P. Boston scleral lens prosthetic device for treatment of severe dry eye in chronic graft-versus-host disease. *Cornea* 2007;26:1196-1199.

Jafri B, Li X, Yang H, Rabinowitz YS. Higher order wavefront aberrations and topography in early and suspected keratoconus. *J Refract Surg* 2007;23:774-781.

Jonas JB, Nangia V, Matin A, Kulkarni M, Bhojwani K. Prevalence and associations of keratoconus in rural maharashtra in central India: the central India eye and medical study. *Am J Ophthalmol* 2009;148:760-765.

Kahan IL, Varsanyi-Nagy M, Toth M, Nadrai A. The possible role of tear fluid thyroxine in keratoconus development. *Exp Eye Res* 1990;50:339-343.

Kamiya K, Shimizu K, Ohmoto F. Time course of corneal biomechanical parameters after laser in situ keratomileusis. *Ophthalmic Res* 2009; 42:167-171

Kamiya K, Ishii R, Shimizu K, Igarashi A. Evaluation of corneal elevation, pachymetry and keratometry in keratoconic eyes with respect to the stage of Amsler-Krumeich classification. *British Journal Ophthalmology* 2014; 98:459-463.

Kang Ys, Park YK, Lee JS et al. The effect of the YK lens in keratoconus. *Ophthalmic Physiol Opt* 2010;30:267-273.

Kasparova EA, Kurenkov VV. Combination of photorefractive and phototherapeutic keratectomy in the treatment of keratoconus. *Vestn Oftalmol* 2000;116:10-12.

Kato N, Toda I, Kawakita T, Sakai C, Tsubota K. Topography-guided conductive keratoplasty: treatment for advanced keratoconus. *Am J Ophthalmol* 2010;150:481-489.

Kayazawa F, Nishmura K, Kodama Y, et al. Keratoconus with pellucid marginal corneal degeneration. *Arch Ophthalmol* 1984;102:895-896.

Kennedy RH, Bourne WM, Dyer JA. A 48-year clinical and epidemiologic study of keratoconus. *Am J Ophthalmol* 1986;101:267-273.

Kim WJ, Rabinowitz YS, Meisler DM, Wilson SE. Keratocyte apoptosis associated with keratoconus. *Exp Eye Res* 1999; 69:475-481.

Kim H, Choi JS, Joo CK. Corneal ectasia after PRK: clinicopathologic case report. *Cornea* 2006;25:845-848.

Kim S, Lee JS, Park YK, Lee SU, Park YM, Lee JH, et al. Fitting miniscleral contact lenses in Korean patients with keratoconus. *Clin Exp Optom* 2016;Aug 23:1-5

Kinoshita S, Tanaka F, Ohashi Y, Ikeda M, Takai S. Incidence of prominent corneal nerves in multiple endocrine neoplasia type 2A. *Am J Ophthalmol* 1991;11:307-311.

Klein SR, Epstein RJ, Randleman JB, Stulting RD. Corneal ectasia after laser in situ keratomileusis in patients without apparent preoperative risk factors. *Cornea* 2006;25: 388-403.

Klintworth GK, Damms T. Corneal dystrophies and keratoconus. *Curr Opin Ophthalmol* 1995;6:44-56.

Korb DR, Finnemore VM, Herman JP. Apical changes and scarring in keratoconus as related to contact lens fitting techniques. *J Am Optom Assoc* 1982;53:199-205.

Krachmer JH. Pellucid marginal corneal degeneration. Arch Ophthalmol 1978;96:1217-1221.

Krachmer JH, Rodrigues MM. Posterior keratocous. Arch Ophthalmol 1978;96:1867-1873.

Krachmer JH, Feder RS, Belin MW. Keratoconus and related noninflammatory corneal thinning disorders. Surv Ophtahlmol 1984;28:293-322.

Krumeich JH, Kezirian GM. Circular keratotomy to reduce astigmatism and improve vision in stage I and II keratoconus. J Refract Surg 2009;25:357-365.

Kuwabara T. Current concepts in anatomy and histology of the cornea. Contact Intraocular Lens Med J 1978;4:101-131.

Lema I, Duran JA. Inflammatory molecules in the tears of patients with keratoconus. Ophthalmology 2005;112:654-659.

Lim L, Wei RH, Chan WK. Evaluation of higher order ocular aberrations in patients with keratoconus. J Refract Surg 2007;23:825-828.

Liza-Sharmini AT, Azlan ZN, Zilfalil BA. Ocular findings in Malaysian children with Down syndrome. Singapore Med J 2006;47:14-19.

Lovisolò CF, Fleming JF. Intracorneal ring segments for iatrogenic keratectasia after laser in situ keratomileusis or photorefractive keratectomy. J Refract Surg 2000;18:535-541.

Lovisolò CF, Fleming JF, Pesando PM. Etiology of keratoconus, In: Intrastromal Corneal ring Segments. Moasca: Fabiano Editore, 2002;6:95-163.

Lu F, Xu S, Qu J, Shen M, Wang X, Fang H, Wang J. Central corneal thickness and corneal hysteresis during corneal swelling induced by contact lens wear with eye closure. *Am J Ophthalmol* 2007;143:616-622.

Luce DA. Determining in vivo biomechanical properties of the cornea with an ocular response analyzer. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31:156-162

Maeda N, Klyce SD, Smolek MK. Comparison of method for detecting keratoconus using videokeratography. *Arch Ophthalmol* 1995;113:870-874.

Maeda N, Fujikado T, Kuroda T, et al. Wavefront aberrations measured with Hartmann-Shack sensor in patients with keratoconus. *Ophthalmology* 2002;109:1996-2003.

Maeda N. Clinical applications of wavefront aberrometry-a review. *Clin Exp Ophthalmol* 2009;37:118-129.

Maguen E, Caroline P, Rosner IR, Macy JI, Nesburn AB. The use of the SoftPerm lens for the correction of irregular astigmatism. *CLAO J* 1992;18:173-176.

Maguire LJ, Klyce SD, McDonald MB, Kaufman HE. Corneal topography of pellucid marginal degeneration. *Ophthalmology* 1987;94:519-524.

Mandathara Sudharman P, Rathi V, Dumapati S. Rose K lenses for keratoconus: an Indian experience. *Eye Contact Lens* 2010;36:220-222.

Marsack JD, Parker KE, Pesudovs K, Donnelly W, Applegate RA. Uncorrected wavefront error and visual performance during RGP wear in keratoconus. *Optom Vis Sci* 2007;84:463-470.

Marsack JD, Ravikumar A, Nguyen C, Ticak A, Koenig DE, Elswick JD, Applegate RA. Wavefront-Guided Scleral Lens Correction in Keratoconus. *Optom Vis Sci* 2014;91:1221-1230.

Margolis R, Thakrar V, Perez VL. Role of rigid gas-permeable scleral contact lenses in the management of advanced atopic keratoconjunctivitis. *Cornea* 2007;26:1032-1034.

Maurice DM. The transparency of the corneal stroma. *Vision Res* 1970;10:107-108.

Maurice DM. The structure and transparency of the cornea. *J Physiol* 1957; 136:263-286.

McMahon TT, Szczotka-Flynn L, Barr JT, Anderson RJ, Slaughter ME, Lass JH, et al. A new method for grading the severity of keratoconus: the keratoconus severity score (KSS). *Cornea* 2006;25:794-800.

Michaud L, van der Worp E, Brazeau D, Warde R, Giasson CJ. Predicting estimates of oxygen transmissibility for scleral lenses. *Cont Lens Anterior Eye* 2012;35:266-271.

Millodot M, Shneor E, Albou S, Atlani E, Gordon-Shaag A. Prevalence and associated factors of keratoconus in Jerusalem: a cross-sectional study. *Ophthalmic epidemiology* 2011;18:91-97.

Montalt JC, Gonzalez E. Parte 2: Adaptaciones especiales de lentes de contacto, capítulo 4: Queratocono. En: Montalt JC, Gonzalez E. *Contactología Avanzada*. Valencia: COOCV, 2007;71-98.

Montalt JC, Roda V, España E, Roda-Cámara V. Manejo de una lente de contacto permeable de diseño semi-escleral en pacientes con ectasias corneales. *Gaceta Optica* 2008;431:30-36.

Montalt JC, Roda V, España E. Nuevo lente de contacto permeable semiescleral para alteraciones de la córnea, Parte I. *Franja Visual* 2008;103:58-60.

Montalt JC, Roda V, España E. Nuevo lente de contacto permeable semiescleral para alteraciones de la córnea, Parte II. *Franja Visual* 2009;104:16-18.

Montalt JC, España E, Peris C, Gómez C. Corneo-scleral gas-permeable contact lenses after intact implants in keratoconus: cases. BCLA 2010 abstracts, Supplement. Contact Lens Anterior Eye 2010;33:298.

Montalt JC, España E, Peris C, Gómez C, Alcon N. Caso clínico: Adaptación de lentes permeables corneo-esclerales para corregir el astigmatismo irregular en queratoplastia secundaria a queratocono. Ver y Oír 2010;239:190-193.

Moreira LB, Bardal RA, Crisigiovanni LR. Contact lenses fitting after intracorneal ring segments implantation in keratoconus. Arq Bras Oftalmol 2013;76:215-217.

Morrison DA, Rosser EM, Claoue C. Keratoconus associated with chromosomes 7 and 11 translocation. Eye 2001;15:556-557.

Moses L. Corneal dellen following cataract extraction with lens implantation. J Am Intraocul Implant Soc 1978;4:113.

Munoz G, Montes-Mico R, Albarran-Diego C, Alio JL. Keratectasia after bilateral laser in situ keratomileusis in a patient with previous radial and astigmatic keratotomy. J Cataract Refract Surg 2005;31:441-445.

Nepomuceno RL, Boxer Wachler BS, Weissman BA. Feasibility of contact lens fitting on keratoconus patients with INTACS inserts. Cont Lens Anterior Eye 2003;26:175-180.

Nourouzi H, Rajavi J, Okhovatpour MA. Time to resolution of corneal edema after long-term contact lens wear. Am J Ophthalmol 2006;142:671-673.

Okamoto C, Okamoto F, Samejima T, Miyata K, Oshika T. Higher-order wavefront aberration and letter-contrast sensitivity in keratoconus. Eye 2008;22:1488-1492.

Oliveira-Soto L, Efron N. Morphology of corneal nerves using confocal microscopy. *Cornea* 2001;20:374-384.

Ortenberg I, Behrman S, Geraisy W, Barequet S. Wearing time as a measure of success of scleral lenses for patients with irregular astigmatism. *Eye Contact Lens* 2013;39:381-384.

Ortiz D, Piñero D, Shabayek MH, Arnalich-Montiel F, Alio JL. Corneal biomechanical properties in normal, postlaser in situ keratomileusis, and keratoconic eyes. *J Cataract Refractive Surgery* 2007; 33:1371-1375.

Ozbek Z, Cohen EJ. Use of intralimbal rigid gas-permeable lenses for pellucid marginal degeneration, keratoconus, and after penetrating keratoplasty. *Eye Contact Lens* 2006;32:33-36.

Ozkurt Y, Oral Y, Karaman A, Ozgür O, Doğan OK. A retrospective case series: use of SoftPerm contact lenses in patients with keratoconus. *Eye Contact Lens* 2007;33:103-105.

Ozkurt YB, Sengor T, Kurna S, Evciman T, Acikgoz S, Haboğlu M, et al. Rose K contact lens fitting for keratoconus. *Int Ophthalmol* 2008;28:395-398.

Panda A, Gupta AK, Sharma N, Nindrakrishna S, Vajpayee R. Anatomical and functional graft survival, 10 years after epikeratoplasty in keratoconus. *Indian J Ophthalmol* 2013;61:18-22.

Pantanelli S, MacRae S, Jeong TM, Yoon G. Characterizing the wave aberration in eyes with keratoconus or penetrating keratoplasty using a high-dynamic range wavefront sensor. *Ophthalmology* 2007;114:2013-2021.

Parafita MA, Gonzalez-Mejome JM, Diaz JA, Yebra-Pimentel E. Topographical pachymetry and pachymetric topography in circumscribed posterior keratoconus. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2000;75:633-636.

Pecego M, Barnett M, Mannis MJ, et al. Jupiter Scleral Lenses: the UC Davis Eye Center experience. *Eye Contact Lens* 2012;38:179-182.

Pena-Garcia P, Vega-Estrada A, Barraquer RI, Burguera-Gimenez N, Alio JL. Intracorneal ring segment in keratoconus: a model to predict visual changes induced by the surgery. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2012;53:8447-8457.

Peris C, Menezo JL, Navea A. Cap 1: Introducción, concepto de ectasia, clasificación. En: Peris C, Menezo JL. *Tratamiento de la ectasia corneal*. Sociedad Española de Oftalmología 2007;13-34.

Peris C, Aviño J, Menezo JL. Cap 7.3: Anillos intracorneales Keraring-Ferrara. En: Peris C, Menezo JL. *Tratamiento de la ectasia corneal*. Sociedad Española de Oftalmología 2007;155-168.

Perry HD, Buxton JN, Fine BS. Round and oval cones in keratoconus. *Ophthalmology* 1980;87:905-909.

Pesudovs K, Schoneveld P, Seto RJ, Coster DJ. Contrast and glare testing in keratoconus and after penetrating keratoplasty. *Br J Ophthalmol* 2004;88:653-657

Porcar E, España E, Montalt JC, Benlloch-Fornés JI, Perís-Martinez C. Post-LASIK visual quality with a corneoscleral contact lens to treat irregular corneas. *Eye Contact Lens* 2017;43:46-50.

Pouliquen Y, Dhermy P, Espinasse MA, Savoldelli M. Keratoglobus. *J Fr Ophthalmol* 1985; 8:43-54.

Pouliquen Y, Dhermy P, Renard G, Goichot-Bonnat L, Foster G, Savoldelli M. Terrien's disease: clinical and ultrastructural studies, five case reports. *Eye* 1989;3:791-802.

Pullum KW, Buckley RJ. A study of 530 patients referred for rigid gas permeable scleral contact lens assessment. *Cornea* 1997;16:612-622.

Pullum KW. The unique role of scleral lenses in contact lens practice. *Contact Lens Anterior Eye* 1999;22:26-34.

Pullum KW, Whiting MA, Buckley RJ. Scleral contact lenses: the expanding role. *Cornea* 2005;24:269-277.

Pullum K, Buckley R. Therapeutic and ocular surface indications for scleral contact lenses. *Ocular Surface* 2007;5:40-48.

Rabinowitz YS, Garbus J, McDonell PJ. Computer-assisted corneal topography in family members of patients with keratoconus. *Arch Ophthalmol* 1990;108:365-371.

Rabinowitz YS. Videokeratographic indices to aid in screening for keratoconus. *J Refract Surg* 1995;11:371-379.

Rabinowitz YS. Keratoconus. *Surv Ophthalmol* 1998;42:297-319.

Rau M, Dausch D. Intrastromal corneal ring implantation for the correction of myopia: 12-month follow-up. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:322-328.

Reinstein DZ, Archer TJ, Gobbe M, Silverman RH, Coleman JD. Epithelial thickness in the normal cornea: three-dimensional display with very high frequency ultrasound. *J Refract Surg* 2008;24:571-581.

Romero-Jimenez M, Flores-Rodriguez P. Utility of a semi-scleral contact lens design in the management of the irregular cornea. *Cont Lens Anterior Eye* 2013;36:146-150.

Romero-Rangel T, Stavrou P, Cotter J, et al. Gas-permeable scleral contact lens therapy in ocular surface disease. *Am J Ophthalmol* 2000;130:25-32.

Rosenthal P, Cotter J. The Boston Scleral Lens in the management of severe ocular surface disease. *Ophthalmol Clin North Am* 2003;16:89-93.

Rosenthal P, Croteau A. Fluid-ventilated, gas-permeable scleral contact lens is an effective option for managing severe ocular surface disease and many corneal disorders that would otherwise require penetrating keratoplasty. *Eye Contact Lens* 2005;31:130-134.

Ruben M. The correction of irregular astigmatism with contact lenses. In: Ruben M, Guillon M, *Contact lens practice*. London: Chapman Hall, 1994;8-863.

Rüfer F, Schröder A, Erb C. White-to-white corneal diameter; normal values in healthy humans obtained with the Orbscan II topography system. *Cornea* 2005; 24:259-261.

Sabesan R, Johns L, Tomashevskaya O, Jacobs DS, Rosenthal P, Yoon G. Wavefront-guided scleral lens prosthetic device for keratoconus. *Optom Vis Sci* 2013;90:314-323.

Salgado-Borges JM, Costa-Ferreira C, Monteiro M, et al. Refractive, tomographic and biomechanical outcomes after implantation of ferrara ICRS in keratoconus patients. *International Journal Keratoconus Ectatic Corneal Diseases* 2012;1:16-21.

Schein OD, Rosenthal P, Ducharme C. A gas-permeable scleral lens for visual rehabilitation. *Am J Ophthalmol* 1990;109:318-322.

Schocket DB, Phelps WL, Pettit TH. Bilateral posterior circumscribed keratoconus. *Am J Ophthalmol* 1964;57:840-843.

Schornack MM, Baratz KH, Patel SV, Maguire LJ. Jupiter scleral lenses in the management of chronic graft versus host disease. *Eye Contact Lens* 2008;34:302-305.

Schornack MM, Patel SV. Scleral lenses in the management of keratoconus. *Eye Contact Lens* 2010;36:39-44.

Segal O, Barkana Y, Hourovitz D, et al. Scleral contact lenses may help where other modalities fail. *Cornea* 2003;22:308-310.

Seiler T, Quurke AW. Iatrogenic keratectasia after LASIK in a case of forme frustre keraoconus. *J Cataract Refract Surg* 1998;24:1007-1009.

Seiler T, Huhle S, Spoerl E, Kunath H. Manifest diabetes and keratoconus: a retrospective case-control study. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2000;238:822-825.

Serwin T, Brookes NH. Morphological changes in keratoconus: pathology or pathogenesis. *Clin Experiment Ophthalmol* 2004;32:211-217.

Severinsky B, Millodot M. Current applications and efficacy of scleral contact lenses - a retrospective study. *J Optom* 2010;3:158-163.

Shah S, Laiquzzaman M, Bhojwani R, Mantry S, Cunliffe I. Assessment of the biomechanical properties of the cornea with the Ocular Response Analyzer in normal and keratoconic eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2007;48:3026-3031.

Shapiro MB, France TD. The ocular of Down's syndrome. *Am J Ophthalmol* 1985; 99:659-663.

Shokrollahzadeh F, Hashemi H, Jafarzadehpur E, Mirzajani A, Khabazkhoob M, Asgari S. Corneal biomechanics after rigid gas permeable contact lens wear in keratokonous eyes. *J Eye Science* 2016;1:25.

Shokrollahzadeh F, Hashemi H, Jafarzadehpur E, Mirzajani A, Khabazkhoob M, Yekta A, Asgari S. Corneal aberration changes after rigid gas permeable contact lens wear in keratokonic patients. *J Curr Ophthalmol*. 2016;28:194-198.

Siganos D, Ferrara P, Chatzinikolas K, Bessis N, Papastergiou G. Ferrara intrastromal corneal rings for the correction of keratoconus. *J Cataract Refract Surg* 2002;28:1947-1951.

Siganos CS, Kymionis GD, Kartakis N, et al. Management of keratoconus with Intacs. *Am J Ophthalmol* 2003;135:64-70.

Silva FBD, Alves EAF, Ferrara P. Utilização do Anel de Ferrara na estabilização e correção da ectasia corneana pós PRK. *Arq Bras Oftalmol* 2000;63:215-218.

Sindt CW. Basic scleral lens fitting and design. *Contact Lens Spectrum* 2008;23:32-36.

Smith K, Carrell J. High-Dk piggyback contact lenses over intacs for keratoconus: a case report. *Eye Contact Lens* 2008;34:238-241.

Smolek MK, Beekhuis WH: Collagen fibril orientation in the human corneal stroma and its implications in keratoconus. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1997;38:1289-1290.

Stapleton F, Keay L, Edwards K, Naduvilath T, Dart JK, Brian G, et al. The incidence of contact lens-related microbial keratitis in Australia. *Ophthalmology* 2008;115:1655-1662.

Stenson S, Scherick K, Baldy CJ, Copeland KA, Solomon J, Bratteig C. Evaluation of vision-related quality of life of patients wearing photochromic lenses. *CLAO J* 2002;28:128-135.

Stoiber J, Muss WH, Ruckhofer J, Thaller-Antlanger H, Alzner E, Grabner G. Recurrent keratoconus in a patient with Leber congenital amaurosis. *Cornea* 2000;19:395-398.

Swan PG, Waldron HE. Keratoconus: the clinical spectrum. *J Am Optom Assoc* 1986; 57:204-209.

Takahide K, Parker PM, Wu M, Hwang WY, Carpenter PA et al. Use of fluid-ventilated, gas-permeable scleral lens for management of severe keratoconjunctivitis sicca secondary to chronic graft-versus-host disease. *Biol Blood Marrow Transplant* 2007;13:1016-1021.

Tappin MJ, Pullum KW, Buckley RJ. Scleral contact lenses for overnight wear in the management of ocular surface disorders. *Eye* 2001;15:168-172.

The Scleral Lens Education Society. Scleral Lens Nomenclature. 2013. Available at: https://www.sclerallens.org/sites/default/files/files/SLS_Nomenclature_LtrHead06_26_2013.pdf. Accessed: January 16, 2015.

Tomalla M, Cagnolati W. Modern treatment options for the therapy of keratoconus. *Cont Lens Anterior Eye* 2007;30:61-66.

Torquetti L, Ferrara G, Almeida F, Cunha L, Araujo LP, Machado A et al. Intrastromal corneal ring segments implantation in patients with keratoconus: 10-year follow-up. *J Refract Surg* 2014;30:22-26.

Tougeron-Brousseau B, Delcampe A, Gueudry J, Vera L, Doan S, Hoang-Xuan T, Muraine M. Vision-related function after scleral lens fitting in ocular complications of Stevens-Johnson syndrome and toxic epidermal necrolysis. *Am J Ophthalmol* 2009;148:852-859.

Tsubota K, Mashima Y, Murata H, Yamada M. A piggyback contact lens for the correction of irregular astigmatism in keratoconus. *Ophthalmology* 1994;101:134-139.

Tucker IS. Insights on using the Softperm lens. *Contact Lens Spectrum* 1993;8:53-56.

Tyagi G, Collins MJ, Read SA, Davis BA. Corneal changes following shortterm rigid contact lens wear. *Cont Lens Anterior Eye* 2012; 35:129-36.

Uçakhan OO, Kanpolat A, Ozdemir O. Contact lens fitting for keratoconus after Intacs placement. *Eye Contact Lens* 2006;32:75-77.

Utine CA, Bayraktar S, Kaya V, Kucuksumer Y, Eren H, Perente I et al. Radial keratotomy for the optical rehabilitation of mild to moderate keratoconus: more than 5 years' experience. *Eur J Ophthalmol* 2006;16:376-384.

Van der Worp E, Bornman D, Ferreira DL, Faria-Ribeiro M, Garcia-Porta N, González-Meijome JM. Modern scleral contact lenses: A review. *Cont Lens Anterior Eye* 2014;37:240-250.

Villa C. Distrofias corneales ectásicas. *Gaceta Óptica* 2002;365:10-17.

Villarrubia A, Palacín E, Salas J, Blanco A, Hidalgo A. Ectasia corneal después de LASIK. *Studium Ophthalmologicum* 2006; 24:1-14.

Visser R. An innovative therapeutic scleral lens for various pathologies. *Nederlands Tijdschrift voor Optometrie en Contactologie* 1990;3:10-14.

Visser ES, Visser R, van Lier HJ, Otten HM. Modern scleral lenses part I: clinical features. *Eye Cont Lens* 2007;33:13-20.

Vreugdenhil W, Geerards A, Vervaet C. A new rigid gas-permeable semi-escleral contact lenses for treatment of corneal surface disorders. *Cont Lens Anterior Eye* 1998 21:85-88.

Walker MK, Bergmanson JP, Miller WL, Marsack JD, Johnson LA. Complications and fitting challenges associated with scleral contact lenses: A review. *Cont Lens Anterior Eye* 2016;39:88-96.

Wang Y, Rabinowitz YS, Rotter JI, Yang H. Genetic epidemiological study of keratoconus: evidence for major gene determination *Am J Med Genet* 2000;93:403-409.

Waring GO, Bourne BM, Edelhauser HF, Kenyon KR. The corneal endothelium: normal and pathologic structure and function. *Ophthalmology* 1982; 89:531-590.

Wei RH, Khor, Khor W, Lim L, Tan D. Contact Lens Characteristics and Contrast Sensitivity of Patients with Keratoconus. *Eye Contact Lens* 2011;37:307-311

Wilson S, Klyce S, Insler MS, Lind D. Contact lens induced changes in corneal topography. *ARVO abstracts, Supplement Invest. Ophthalmol Vis Sci* 1989;218.

Wilson SE, He YG, Weng J, et al. Epithelial injury induces keratocyte apoptosis: hypothesized role for interleukin-i system in the modulation of corneal tissue organization and wound healing. *Exp Eye Res* 1996;62:325-327.

Winkler T. Corneo-scleral rigid gas permeable contact lens prescribed following penetrating keratoplasty. *Contact Lens Anterior Eye* 1998;25:86-88.

Wollensak G, Spoerl E, Reber F, Pillunar L, Funk R. Corneal endothelial cytotoxicity of riboflavin/UVA treatment in vitro. *Ophthalmic Res* 2003;35:324-328.

Wollensak G. Crosslinking treatment of progressive keratoconus: new hope. *Curr Opin Ophthalmol* 2006;17:356-360.

Xie PY, Wang D, Yang LN, Zhou WJ. The evaluation of visual quality in keratoconus eyes corrected by rigid gas-permeable contact lens. *Zhonghua Yan Ke Za Zhi* 2005;41:1086-1091.

Yan J, Wu Z. Paracentral corneal dellen: a rare sign of Graves ophthalmopathy. *Yan Ke Xue Bao* 2003;19:174-175.

Yang B, Liang B, Longqian L, Meng L, Qian L, et al. Contrast Sensitivity Function after correcting residual wavefront aberrations during RGP lens wear. *Optom Vis Sci* 2014; 91:1271-1277.

Ye P, Sun A, Weissman BA. Role of mini-scleral gas-permeable lenses in the treatment of corneal disorders. *Eye Contact Lens* 2007; 33:111-113.

Yeung K, Eghbali F, Weissman BA. Clinical experience with piggyback contact lens systems on keratoconic eyes. *J Am Optom Assoc* 1995;66:539-543.

Young G. Evaluation of soft contact lens fitting characteristics. *Optom Vis Sci* 1996;73:247-254.

Zadnik K, Mutti DO. Contact lens fitting relation and visual acuity in keratoconus. *Am J Optom Physiol Opt* 1987;64:698-702.

Zadnik K. Keratoconus. In: Bennett ES, Weissman BA. *Clinical Contact Lens Practice*. Filadelfia: JB Lippincott, 1991;45:1-10.

Zadnik K, Barr JT, Edrington TB, Everett DF, Jameson DF, McMahon TT, et al. Baseline findings in the Collaborative Longitudinal Evaluation of Keratoconus (CLEK) Study. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1998;39:2537-2546.

Zadnik K, Barr JT, Steger-May K, Edrington TB, McMahon TT, Gordon MO. Comparison of flat and steep rigid contact lens fitting methods in keratoconus. *Optom Vis Sci* 2005;82:1014-1021.

Lentes de contacto permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitación visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

Lentes de contacto permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitación visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

ÍNDICE DE FIGURAS
LISTA DE TABLAS

Lentes de contacto permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitación visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.	Imagen de la anatomía microscópica corneal humana donde se visualizan las 5 capas de la córnea: epitelio corneal, membrana de Bowman, estroma corneal, membrana de Descemet y endotelio corneal. Microscopía Óptica. Tinción con Hematoxilina/Eosina (HE x 40).	8
Figura 2.	Imagen del epitelio corneal, membrana de Bowman y estroma superficial. Microscopía Óptica. Tinción con Hematoxilina/Eosina (HE x 100).	9
Figura 3.	Imagen del estroma profundo, membrana de Descemet y endotelio corneal. Microscopía Óptica. Tinción con Hematoxilina/Eosina (HE x 100).	12
Figura 4.	Imagen izquierda: perfil del queratocono de un paciente donde se aprecia la protrusión cónica central. Imagen derecha: topografía corneal (mapa de curvatura) de un queratocono donde se observa la deformidad de la cara anterior de la córnea.	18
Figura 5.	Topografía corneal (mapa de curvatura de la cara anterior) de un queratocono (CA-100 [®] Topcon).	22
Figura 6.	Topografía corneal de un paciente con queratocono. Presentación modo Quad (mapas cara anterior y posterior, mapa axial, y mapa paquimétrico; Pentacam [®] HZ Oculus). Se aprecia una elevación patológica tanto de la cara anterior como de la cara posterior de la córnea, que se corresponde con el punto de máximo adelgazamiento en el mapa paquimétrico.	23
Figura 7.	Perfil de la protrusión cónica de un queratocono observado mediante iluminación tangencial.	23
Figura 8.	Detalle del adelgazamiento estromal inferior del espesor corneal observado con la sección óptica de la lámpara de hendidura.	24
Figura 9.	Detalle de las estrías de Vogt puesto de manifiesto con el haz ancho de la lámpara de hendidura.	24
Figura 10.	Anillo de Fleischer. Detalle de la línea ocre en la base del cono (flecha).	25
Figura 11.	Forma de poner de manifiesto el Signo de Munson en un paciente con queratocono.	26
Figura 12.	Topografía corneal (cara anterior) de un queratocono subclínico. Presentación modo Análisis corneal Pathfinder: CIM, SF y TKM (Atlas [®] Zeiss).	38
Figura 13.	Imagen mediante OCT (en modo de alta resolución) del OD de un paciente con queratocono posterior. Detalle de la córnea con la protrusión en la cara posterior y adelgazamiento localizado de la córnea en dicha localización.	39
Figura 14.	Topografía corneal (mapa de curvatura de la cara anterior) de una Degeneración marginal pelúcida (CA-100 Topcon [®]).	40

Figura 15.	Imagen con biomicroscopía del perfil corneal de un paciente con queratoglobo (Cortesía de Peris y col, 2007).	41
Figura 16.	Imagen con biomicroscopía de una Degeneración marginal de Terrien (Cortesía de Peris y col, 2007).	42
Figura 17.	Imagen con biomicroscopía de una Degeneración marginal en surco (Cortesía de Peris y col, 2007).	43
Figura 18.	Imagen con biomicroscopía de Dellen corneal. Izquierda: Se observa un importante adelgazamiento corneal próximo a limbo a la semana de la cirugía de pterigion; Derecha: OD del mismo paciente con colirio fluoresceína.	44
Figura 19.	Imagen con biomicroscopía de Úlcera de Mooren (Cortesía de Peris y col, 2007).	45
Figura 20.	Imagen izquierda: diseño de la lente de contacto Queratosoft®; observese el mayor espesor y el diseño trapezoidal (cortesía de Lenticon). Imagen derecha: misma lente en un ojo con queratocono.	49
Figura 21.	Lente de contacto hidrofílica Soft-k® con colirio de fluoresceína macromolecular. Obsérvese las fenestraciones periféricas de la lente en el meridiano horizontal.	50
Figura 22.	Lente de contacto rígida permeable al gas esférica adaptada mediante la técnica de apoyo apical. Observese la cicatriz central, el descentramiento de la lente y el apoyo en el párpado inferior por la adaptación plana.	53
Figura 23.	Lente de contacto rígida permeable al gas esférica adaptada mediante la técnica de separación apical.	54
Figura 24.	Lente de contacto rígida permeable al gas esférica adaptada mediante la técnica de alineamiento paralelo.	54
Figura 25.	Lente de contacto rígida permeable al gas asférica Queratokon® (Cortesía Lenticon).	56
Figura 26.	Lente de contacto rígida permeable al gas Rose-K® (Cortesía Menicon).	57
Figura 27.	Lente de contacto rígida permeable al gas Intralimbal (Cortesía Michael Baertschi).	58
Figura 28.	Diseño de la lente de contacto Quadro® (Cortesía Conóptica).	59
Figura 29.	Imagen izquierda: lente de contacto escleral con burbuja en el limbo. Imagen derecha: lente escleral sin burbuja. (Cortesía del Dr. KW Pulum).	61
Figura 30.	Lente de contacto permeable al gas escleral MSD® (Cortesía Blanchard).	62

- Figura 31. Lente de contacto rígida permeable al gas escleral con diámetro de 23 mm y zona óptica descentrada de 1 mm (Cortesía de Innovative Sclerals Ltd). 63
- Figura 32. Lente de contacto rígida permeable al gas Scleracon[®] en un ojo con queratocono central. Obsérvese la alineación de la curva base en la zona apical y la alineación periférica de la curva escleral que facilita el centrado de la lente. 65
- Figura 33. Lente de contacto rígida permeable al gas Scleracon[®] en ojo implantado con anillos intracorneales. 66
- Figura 34. Lente Soclear[®] en un ojo con queratocono (Cortesía de Art Optical C. Lens). 66
- Figura 35. Lente de contacto híbrida Softperm[®] en un ojo con queratocono. 68
- Figura 36. Lente de contacto rígida sobre una lente hidrofílica. 69
- Figura 37. Imagen izquierda: detalle de la sección hexagonal de un anillo tipo Intac[®] de 400 micras de espesor (zona óptica de 7 mm). Imagen mediante OCT-Visante[®] (anterior segment Carl Zeiss Meditec Jena). Imagen derecha: detalle del perfil del anillo del mismo paciente visto a la lámpara de hendidura. 71
- Figura 38. Detalle de la sección elíptica de anillo Intac[®]-SK de 350 micras de espesor (zona óptica de 6 mm). Imagen mediante OCT-Visante[®] (anterior segment Carl Zeiss Meditec Jena). 72
- Figura 39. Imagen izquierda: detalle de la sección triangular de un anillo de Keraring[®] de 200 micras de espesor (zona óptica de 5 mm, triángulo isósceles). Imagen mediante OCT-Visante[®] (anterior segment Carl Zeiss Meditec Jena). Imagen derecha: detalle del perfil del anillo del mismo paciente visto a la lámpara de hendidura. 73
- Figura 40. Detalle de la sección triangular de anillo de Keraring[®] de 200 micras de espesor (zona óptica de 6 mm) (triángulo escaleno). Imagen mediante OCT-Visante[®] (anterior segment Carl Zeiss Meditec Jena, Germany). 73
- Figura 41. Imagen de Queratoplastia penetrante en paciente con queratocono severo. 75
- Figura 42. Imagen de la lámpara de hendidura con iluminación difusa de un ojo del grupo anillos intracorneales (caso 14). Observese el implante de los 2 segmentos. 83
- Figura 43. Imagen de la lámpara de hendidura con sección óptica de un ojo del grupo queratocono (caso 11). Observese el adelgazamiento muy marcado con abombamiento inferior de la córnea. 83
- Figura 44. Escala CCLRU para evaluar posibles complicaciones con el uso de las lentes de contacto (tomado de www.brienholdenvision.com). 84

Figura 45.	Topografía Pentacam de un ojo del grupo queratocono (caso 16, grado IV de severidad). Representación de 4 mapas, imagen de arriba: elevación cara anterior y posterior, imagen de abajo a la derecha: paquimetría, e imagen de abajo a la izquierda: curvatura axial.	85
Figura 46.	Topografía Pentacam de un ojo del grupo anillos intracorneales (caso 7, grado IV de severidad). Representación de 4 mapas, imagen de arriba: elevación cara anterior y posterior, imagen de abajo a la derecha: paquimetría, e imagen de abajo a la izquierda: curvatura axial.	86
Figura 47.	Imagen del recuento endotelial de un ojo con queratocono.	87
Figura 48.	Imagen del Ocular Response Analyzer (ORA [®]).	88
Figura 49.	Imagen de los parámetros medidos con el ORA [®] : PIO _{cc} , PIOg, CH y CRF.	89
Figura 50.	Imagen del VCTS 6000 (Vision Contrast Test System [®]).	90
Figura 51.	Diseño de la lente de contacto rígida permeable al gas como-escleral Scleracon [®] (Cortesía Lenticon).	91
Figura 52.	Imagen del paso nº 1 para la selección del RB de la lente Scleracon [®] .	94
Figura 53.	Imagen del paso nº 2 para la selección del RE de la lente Scleracon [®] .	95
Figura 54.	Lentes definitivas Scleracon [®] en un paciente del grupo Anillos (caso 7). Imágenes de arriba con luz blanca, e imágenes de abajo con luz azul cobalto y filtro amarillo.	96
Figura 55.	Imágenes en un paciente de la inserción (arriba) y retirada con ventosa (abajo) de la lente Scleracon [®] .	97
Figura 56.	Diferencia de las aberraciones oculares de un ojo del grupo queratocono (caso 9). Imagen de la derecha con lentes de contacto, e imagen de la izquierda sin lentes de contacto (diámetro de pupila: 6 mm).	100
Figura 57.	Curvas de sensibilidad al contraste con gafas y con lentes de contacto. Imagen de la derecha, de un ojo del grupo Anillos (caso 24), e imagen de la izquierda, de un ojo del grupo Queratocono (caso 12).	101
Figura 58.	Correlación entre la queratometría promedio y el radio base de la lente definitiva adaptada en el grupo Queratocono.	109
Figura 59.	Diferencias en las aberraciones oculares entre antes y después de la adaptación de la LCCE del grupo Queratocono (diámetro pupila: 6 mm).	112
Figura 60.	Curvas de sensibilidad al contraste con gafas y con LCCE en el grupo Queratocono.	113
Figura 61.	Correlación entre la queratometría promedio y el radio base de la lente de contacto definitiva adaptada en el grupo Anillos.	119

- Figura 62. Diferencias del grupo Anillos en las aberraciones oculares entre antes y después de la adaptación de la LCCE (diámetro pupila: 6 mm). 122
- Figura 63. Curvas de sensibilidad al contraste con gafas y con LCCE en el grupo Anillos. 123
- Figura 64. Diferencias en las aberraciones oculares entre antes y después de la adaptación de la LCCE. Imagen de la derecha para el grupo Anillos, e imagen de la izquierda para el grupo Queratocono. 133
- Figura 65. Curvas de sensibilidad al contraste con gafas y con LCCE. Imagen de la derecha para el grupo Anillos, e imagen de la izquierda para el grupo Queratocono. 133

LISTA DE TABLAS

Tabla 1.	Clasificación de las ectasias corneales según su origen.	19
Tabla 2.	Clasificación de las ectasias corneales según su forma y localización.	19
Tabla 3.	Adaptación de lentes de contacto rígidas permeables al gas según la forma del queratocono.	52
Tabla 4.	Clasificación de las lentes de contacto rígidas permeables al gas esclerales.	60
Tabla 5.	Características del material Roflufocon-e [®] (Contamac-UK).	92
Tabla 6.	Datos demográficos y clínicos de los dos grupos del estudio, clasificados en subgrupos según sexo, edad, ametropía, queratometría media y astigmatismo corneal.	105
Tabla 7.	Datos demográficos y clínicos de los pacientes del grupo Queratocono antes de la adaptación de la lente de contacto corneo-escleral.	106
Tabla 8.	Características de las lentes de contacto corneo-esclerales adaptadas y datos clínicos de los pacientes del grupo Queratocono.	108
Tabla 9.	Datos de la Agudeza visual (decimal) y Función de sensibilidad al contraste con gafas y LC de los pacientes del grupo Queratocono.	110
Tabla 10.	Datos de la Agudeza visual (logMAR) y Aberraciones oculares al inicio y con LC de los pacientes del grupo Queratocono (en 4 ojos no se pudo medir el frente de onda sin LC porque presentaban altos valores de aberraciones que superaron el rango de medición del aberrómetro).	111
Tabla 11.	Diferencias en equivalente esférico, queratometría media, astigmatismo corneal, recuento endotelial, espesor corneal central, presión intraocular compensada, coeficiente de histéresis y factor de resistencia corneal después de un año de la adaptación de la LCCE respecto a la adaptación inicial en el grupo Queratocono.	114
Tabla 12.	Diferencias en los parámetros al año de la adaptación de la lente de contacto respecto al inicio en el grupo queratocono.	115
Tabla 13.	Diferencias en las aberraciones oculares después de 1 año de la adaptación de la LCCE respecto a la adaptación inicial del grupo Queratocono (23 ojos, diámetro pupilar: 6 mm).	116
Tabla 14.	Datos demográficos y clínicos de los pacientes del grupo Anillos antes de la adaptación de la lente de contacto corneo-escleral.	117
Tabla 15.	Características de las lentes de contacto corneo-esclerales adaptadas y datos clínicos de los pacientes del grupo Anillos.	118
Tabla 16.	Datos de la Agudeza visual (decimal) y Función de sensibilidad al contraste con gafas y LC de los pacientes del grupo Anillos.	120
		196

Tabla 17.	Datos de la Agudeza visual (logMAR) y Aberraciones oculares al inicio y con LC de los pacientes del grupo Anillos (en 7 ojos no se pudo medir el frente de onda sin LC porque presentaban altos valores de aberraciones que superaron el rango de medición del aberrómetro).	121
Tabla 18.	Diferencias en equivalente esférico, queratometría media, astigmatismo corneal, recuento endotelial, espesor corneal central, presión intraocular compensada, coeficiente de histéresis y factor de resistencia corneal después de un año de la adaptación de la LCCE respecto a la adaptación inicial en el grupo Anillos.	124
Tabla 19.	Diferencias en los parámetros al año de la adaptación de la lente de contacto respecto al inicio en el grupo anillos.	125
Tabla 20.	Diferencias en las aberraciones oculares después de un año de la adaptación de la LCCE respecto a la adaptación inicial en el grupo Anillos (20 ojos, diámetro pupilar: 6 mm).	125
Tabla 21.	Parámetros oculares de los dos grupos de estudio.	127
Tabla 22.	Datos del radio base, diámetro total, potencia, número de visitas, número de lentes, número de horas, calidad visual subjetiva y comodidad subjetiva de las lentes de contacto adaptadas en los dos grupos.	128
Tabla 23.	Datos de la agudeza visual con corrección con gafas y con lentes de contacto en los dos grupos.	129
Tabla 24.	Datos de la mejora de la AV con lentes de contacto respecto a las gafas en ambos grupos.	130
Tabla 25.	Diferencias de la agudeza visual después de un año de la adaptación de la LCCE en los dos grupos.	130
Tabla 26.	Diferencia en las aberraciones oculares entre antes y después de la adaptación de la LCCE en los dos grupos (diámetro pupila: 6 mm).	131
Tabla 27.	Valores medios y mejora en pasos de la función de sensibilidad al contraste con gafas y después de la adaptación de la LCCE en los dos grupos.	132

Lentes de contacto permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitación visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

Lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitación visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

ANEXOS

Lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitación visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

ANEXO I. CONSENTIMIENTO INFORMADO



UNIVERSITAT
DE VALÈNCIA



FACULTAT DE FÍSICA

Departament d'Òptica, Optometria i Ciències de la Visió

Estimado paciente,

La Universitat de València a través del Departament de Òptica, Optometria y Ciències de la visió en col·laboració de La Fundació para el Fomento de la Investigació Sanitaria y Biomèdica de la Comunitat Valenciana (FISABIO) Oftalmología Médica (FOM), está realizando **un estudio sobre unas lentes de contacto corneo-esclerales para corneas irregulares.**

Este estudio consiste en la adaptación de unas lentes de contacto corneo-esclerales para el problema que usted padece en sus ojos debido a las irregularidades de su córnea. Usted ya ha sido evaluado en otros centros oftalmológicos a cerca de este problema y actualmente no está conforme con su visión en sus gafas o lentes de contacto. Este tipo de lentes son adecuados para su problema ocular y nosotros queremos comprobar su mejoría en cuanto a su calidad visual, comodidad de uso y que no le produce ningún efecto adverso para sus ojos. En caso contrario se desistirá de su adaptación. Estas lentes de contacto son de un material que está aprobado para este uso por la FDA (USA), y se fabrica y comercializa por un laboratorio de lentes de contacto.

El proceso de adaptación de estas lentes es el habitual para estos casos. Inicialmente puede repercutirle en una irritación ocular leve transitoria, ya sea causada por roce mecánico o reducción de la cantidad de oxígeno a la córnea. Estos efectos suelen cesar cuando se extraen las lentes de los ojos y no requieren tratamiento en la mayoría de los casos. Usted estará supervisado periódicamente e instruido en el manejo de estas lentes. Igualmente se compromete a seguir las instrucciones que se le den respecto al porte de las lentes y su cuidado. Siguiendo nuestras recomendaciones es poco probable que pueden presentarse complicaciones como una úlcera o infección corneal. Esto podría ocasionarle opacidades corneales (leucomas) y/o pérdida de su visión.

Las pruebas que se le realizarán consistirán en un examen visual en el que se le tomarán las medidas necesarias para calcular la lente definitiva para usted con unas lentes de prueba. Al finalizar el proceso se le entregarán dichas lentes sin ningún coste. Es importante que no olvide de realizarse las revisiones periódicas recomendadas para comprobar que las lentes siguen siendo adecuadas para usted y que deberá cambiarlas cuando se le aconseje debido al desgaste de su uso. Estas

pruebas se realizarán en Departamento de Optica, Optometría y Ciencias de la Visión de la Universitat de Valencia y el centro de oftalmología FOM.

Los datos obtenidos serán registrados en un fichero restringido para su uso científico en el que no figura ningún dato personal. Podrá solicitar en cualquier momento su eliminación del fichero. La participación es de carácter voluntario. Los resultados de esta investigación pueden ser publicados en revistas científicas o presentados en congresos, pero su identidad no será divulgada.

Don Juan Carlos Montalt Rodrigo, con DNI:73541380-F, Profesor de la Universitat de València, Óptico-Optometrista, colegiado nº 3.086, TI:963.544.096, es el responsable de este proyecto y le informará sobre cualquier detalle del proceso.

Declaración de consentimiento y firmas:

El paciente

Doy mi consentimiento para participar en este estudio. Yo he comprendido perfectamente la información anteriormente expuesta y he podido pedir las aclaraciones oportunas. Asimismo, yo podré desistir de mi participación en cualquier momento.

Firma:

El Óptico-Optometrista

Le ha informado al paciente sobre cualquier detalle de este estudio y su proceso.

Firma:

Fdo: Juan Carlos Montalt Rodrigo.

ANEXO II. CERTIFICADO DEL COMITÉ ÉTICO DE LA UNIVERSITAT DE VALÈNCIA



D. Francese Francés Bozal, Profesor Contratado Doctor del Departamento de Medicina Preventiva y Salud Pública, Ciencias de la Alimentación, Toxicología y Medicina Legal, y Secretario del Comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València,

CERTIFICA:

Que el Comité Ético de Investigación en Humanos, en la reunión celebrada el día 30 de noviembre de 2015, una vez estudiado el proyecto de investigación titulado:

“Adaptación de una lente de contacto corneo-escleral en corneas irregulares”, número de procedimiento H1445960985425,

cuyo responsable es D. Juan Carlos Montalt Rodrigo, ha acordado informar favorablemente el mismo dado que se respetan los principios fundamentales establecidos en la Declaración de Helsinki, en el Convenio del Consejo de Europa relativo a los derechos humanos y cumple los requisitos establecidos en la legislación española en el ámbito de la investigación biomédica, la protección de datos de carácter personal y la bioética.

Y para que conste, se firma el presente certificado en Valencia, a tres de diciembre de dos mil quince.



Lentes de contacto rígidas permeables al gas corneo-esclerales de alto Dk en la rehabilitación visual de pacientes con queratocono.

Juan Carlos Montalt Rodrigo. Universitat de València.

ANEXO III. CUADERNO DE RECOGIDA DE DATOS

CUADERNO DE RECOGIDA DE DATOS												
PACIENTE:				F. NACIM:				CASO nº:				
HISTORIA CLINICA												
HISTORIAL												
ANAM:						S.GEN / A.FAM:						
ANILLOS: SI / NO						TIPO:						
EVALUACIÓN PREVIA												
SALUD OCULAR												
	BIOMI			RE			ECC			OFTAL		
OD												
OI												
ORA												
	CRF		CH		PIO _q		PIO _{cc}		ECC			
OD												
OI												
BINOCULAR												
	MOT. OCUL			COVER			R. PUP			AVE		
OD												
OI												
REFRACCIÓN												
	OBJET				SUBJE				AV _{cc}		AV _{sc}	
OD	esf	cil		°	esf	cil		°				
OI	esf	cil		°	esf	cil		°			AO	
PENTACAM												
	SIMK: K ₁ x K ₂				KM		ASTC	Q	PAQ		GRADO (A-K)	
OD	() x		() °		()							
OI	() x		() °		()							
LADARWave RMS												
	DF		AST		AC		AE		OAAO		AAO	
	LC		LC		LC		LC		LC		LC	
OD												
OI												
VCTS 6000												
	A		B		C		D		E			
	G	LC	G	LC	G	LC	G	LC	G	LC		
OD												
OI												
ESTUDIO PREVIO												
	DHIV		D.PUP		A.PAL		BUT		SCHIR		P.LAG	
OD												
OI												

PROCEDIMIENTO DE ADAPTACIÓN						
LC CONTROL						
	DT	RB	RE	P	AV	VALORACIÓN
OD						
OI						
PRUEBA LC						
	DT	RB	RE	P	AV	VALORACIÓN
OD						
OI						
PRUEBA LC						
	DT	RB	RE	P	AV	VALORACIÓN
OD						
OI						
PRUEBA LC						
	DT	RB	RE	P	AV	VALORACIÓN
OD						
OI						
LC DEFINITIVA						
	DT	RB	RE	P	AV	VALORACIÓN
OD						
OI						
CARACTERÍSTICAS ADAPTACIÓN						
	NV	NL	Nh	CS (1 a 5)	CVS (1 a 5)	
OD						
OI						
SEGUIMIENTO Y EVALUACIÓN POST-ADAPTACIÓN						
1 SEM						
1 MES						
3 MES						
6 MES						
1 AÑO						

ANEXO IV. PUBLICACIONES CIENTÍFICAS DERIVADAS DEL ESTUDIO

- Es posible que este estudio aporte un conocimiento más amplio sobre la calidad visual de los ojos con queratocono que son adaptados con lentes de contacto rígidas permeables al gas de apoyo escleral.
- De los resultados de este estudio, se han derivado:
 - 3 publicaciones en revistas de prestigio internacional.
 - 4 publicaciones en revistas de ámbito nacional.
 - 13 comunicaciones en congresos internacionales.
 - 4 publicaciones en fase de revisión en revistas de prestigio internacional.

Publicaciones internacionales

- Montalt JC, España E, Peris C, Gómez C. Corneo-scleral gas-permeable contact lenses after intact implants in keratoconus: cases. BCLA 2010 abstracts, supplement. Contact Lens Anterior Eye 2010;33:298. IF: 1.752.
- Porcar E, España E, Montalt JC, Benlloch-Fornés JI, Peris-Martínez C. Post-LASIK visual quality with a corneoscleral contact lens to treat irregular corneas. Eye Contact Lens 2017;43:46-50. IF: 1.466.
- Porcar E, Montalt JC, España-Gregori E, Peris-Martínez C. Corneo-scleral contact lens in a piggyback system for keratoconus: A case report. Contact Lens Anterior Eye. 2017;40:190-194. IF: 1.752.

Publicaciones nacionales

- Montalt JC, Roda V, España E, Roda-Cámara V. Manejo de una lente de contacto permeable de diseño semi-escleral en pacientes con ectasias corneales. Gaceta Optica 2008;431:30-36.

- Montalt JC, Roda V, España E. Nuevo lente de contacto permeable semiescleral para alteraciones de la córnea, Parte I. *Franja Visual* 2008;103:58-60.
- Montalt JC, Roda V, España E. Nuevo lente de contacto permeable semiescleral para alteraciones de la córnea, Parte II. *Franja Visual* 2009;104:16-18.
- Montalt JC, España E, Peris C, Gómez C, Alcon N. Caso clínico: Adaptación de lentes permeables corneo-esclerales para corregir el astigmatismo irregular en queratoplastia secundaria a queratocono. *Ver y Oír* 2010;239:190-193.

Comunicaciones en congresos internacionales

- Montalt JC; España E; Peris C. Lentes de contacto rígidas permeables semi-esclerales en pacientes con queratocono: serie de casos. Comunicación en Póster. OPTOM 2010 (21 Congreso Internacional de Optometría, Contactología y Óptica Oftálmica). Madrid. 2010.
- Montalt JC; España E; Peris C; Gómez C; Alcón N. Adaptación de lentes de contacto rígidas permeables corneo-esclerales para corregir el astigmatismo irregular después de queratoplastia. Comunicación en Póster. OPTOM 2010. Madrid. 2010.
- Montalt JC; España E; Peris C; Alcón N. Tratamiento óptico del queratocono con lentes de contacto permeables al gas corneo-esclerales. Estudio clínico: resultados a los 12 meses. Comunicación en Póster. OPTOM 2012 (22 Congreso Internacional de Optometría, Contactología y Óptica Oftálmica). Madrid. 2012.
- Montalt JC; España E; Peris C; Gómez C. Lentes de contacto permeables al gas corneo-esclerales tras implante de anillos intracorneales en queratocono. Comunicación en Póster. OPTOM 2012. Madrid. 2012.

- Montalt JC; España E; Peris C. Corneo-scleral contact lenses after intrastromal corneal rings in keratoconus. Comunicación en Póster. EAOO 2013 (European Academy of Optometry and Optics). Málaga. 2013.
- Benlloch J; Montalt JC; Porcar E; Alcon N. Estudio de la calidad óptica en ojos con queratocono corregidos con lentes de contacto permeables al gas corneo-esclerales. Comunicación en Póster. OPTOM 2014 (23 Congreso Internacional de Optometría, Contactología y Óptica Oftálmica). Madrid. 2014.
- Montalt JC; España E; Peris C. Lentes de contacto permeables al gas corneo-esclerales en queratocono con anillos intracorneales. Resultados a los 2 años. Comunicación en Póster. OPTOM 2014. Madrid. 2014.
- Montalt JC; España E; Peris C. Papel de las lentes de contacto permeables al gas corneo-esclerales en la corrección óptica de córneas irregulares. Comunicación en Póster. OPTOM 2014. Madrid. 2014.
- Montalt JC; Porcar E; Benlloch J; España E; Peris C. Corneal higher-order aberrations in patients with keratoconus. Comunicación en Póster. CIOCV 2014 (11 International Conference of Optometry and Vision Science). Braga, Portugal. 2014.
- Montalt JC; España E; Porcar E; Benlloch J; Peris C. Quality of vision in irregular corneas after LASIK surgery with a corneo-scleral contact lens. Comunicación en Póster. CIOCV 2015 (12 International Conference of Optometry and Vision Science). Braga, Portugal. 2015.
- Montalt JC; España E; Porcar E; Peris C. Lentes de contacto corneo-esclerales adaptadas en queratoconos con hipermetropía alta. A propósito de un caso. Comunicación en Póster. OPTOM 2016 (24 Congreso Internacional de Optometría, Contactología y Óptica Oftálmica). Madrid. 2016.

- Montalt JC; España E; Porcar E; Peris C. Lentes de contacto corneo-esclerales adaptadas en córneas irregulares después de la cirugía LASIK. Comunicación en Póster. OPTOM 2016. Madrid. 2016.
- Porcar E; España E; Montalt JC; Benlloch JI; Peris C. Calidad visual con una lente de contacto corneo-escleral para tratar córneas irregulares después de la cirugía LASIK. Comunicación en Póster. OPTOM 2016. Madrid. 2016.

Publicaciones internacionales en fase de revisión y aceptación

- Montalt JC, Porcar E, España-Gregori E, Peris-Martínez C. Visual Quality with corneo-scleral contact lenses for keratoconus management. Contact Lens Anterior Eye 2017. IF: 1.752.
- Montalt JC, Porcar E, España-Gregori E, Peris-Martínez C. Corneo-scleral contact lenses fitting on irregular corneas after LASIK surgery. Arquivos Brasileiros de Oftalmología 2017. IF: 0.34.
- Montalt JC, Porcar E, España-Gregori E, Peris-Martínez C. Corneal biomechanical parameters with corneo-scleral contact lenses in post-LASIK eyes. Eye Contact Lens 2017. IF: 1.466.
- Porcar E, Montalt JC, España-Gregori E, Peris-Martínez C. Corneo-scleral contact lenses in an uncommon case of keratoconus with high hyperopia and astigmatism. Contact Lens Anterior Eye 2017. IF: 1.752.

ANEXO V. FUTURAS INVESTIGACIONES

Se requiere una mayor investigación sobre:

- El efecto en la calidad de visión de los ojos con queratocono con diferentes geometrías esféricas de lentes de contacto permeables al gas.
- La correlación entre la mejoría de la calidad de visión y la sintomatología visual. Se requiere investigación adicional para aclarar aún más el efecto del cambio en las aberraciones oculares de alto orden en la función visual con el uso de lentes permeables al gas esclerales.