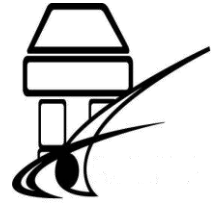




UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES IZTACALA

Licenciatura. OPTOMETRÍA

TITULO: Modificación corneal de pacientes post-quirúrgicos a cirugía LASIK adaptados con lentes de contacto de geometría inversa

Tesina para obtener el Título de Licenciatura en Optometría

PRESENTA

José Hidalgo Córdova

Director

Lic. Opt. Oscar Antonio Ramos Montes

Asesor

Lic. Opt. Blanca Elizabeth Guzmán Granados

AGOSTO 2015

Los Reyes Iztacala, Tlalnepantla, Estado de México



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

Le agradezco a Dios por haberme acompañado y guiado a lo largo de mi carrera, por ser mi fortaleza en los momentos de debilidad y por brindarme una vida llena de aprendizajes, experiencias y sobre todo felicidad.

Doy gracias a mi papa por apoyarme en todo momento, por los valores que me ha inculcado, y por haberme dado la oportunidad de tener una excelente educación en el transcurso de mi vida.

Al L.O Oscar Antonio Ramos Montes por haberme dado la oportunidad de desarrollar mi tesina profesional, y por motivarme en momentos de desesperación.

A mi mama Gabriela, a Darcy Valeria que se han adelantado al cielo a quienes siempre llevare en el corazón.

Profesores

L.O. Oscar Antonio Ramos Montes, L.O. Blanca Elizabeth Guzmán Granados, L.O. Marcela López De la cruz y L.O. Rosario Camacho Velázquez, les agradezco por todo el apoyo brindado a lo largo de mi trayectoria de la carrera, por su tiempo, amistad y por los conocimientos que me transmitieron.

ÍNDICE

Título de la Tesina.....	4
Introducción.....	5
Justificación.....	7
Objetivo.....	8
Metodología.....	10
Capítulo I. Morfofisiología Corneal.....	14
Capítulo II. Sistemas de Evaluación de la superficie corneal.....	19
Capítulo III. Queratomileusis láser in situ (Lasik).....	30
Capítulo IV. Lentes de contacto post – Lasik.....	35
Capítulo V. Estado del arte de la posible modificación de los patrones topográficos en pacientes adaptados con lentes de contacto de geometría Inversa post - lasik.....	43
Capítulo VI. Conclusiones.	48
Cronograma de actividades.....	53
Referencias.....	54

TITULO. Modificación corneal de pacientes post-quirúrgicos a cirugía LASIK adaptados con lentes de contacto de geometría inversa

INTRODUCCIÓN.

La córnea está definida como una superficie esférica, avascular y transparente que permite la refracción y transmisión de luz al interior del ojo. Es una lente convexa que se encuentra en contacto con la película lagrimal y el humor acuoso.

Por muchos años, el interés por conocer la forma de la córnea ha permitido el desarrollo de equipo médico que intenta aproximarnos a la comprensión de la superficie corneal, con la finalidad de ofrecer mejores opciones terapéuticas a la mala visión de los pacientes. Dentro de los sistemas de medición, el topógrafo proporciona un método para la valoración de la forma de la superficie corneal. Dicho estudio se realiza a partir de una diversidad de mapas topográficos, siendo los de curvatura meridional, tangencial y axial los más útiles en la actividad clínica del Optometrista. De esta forma, la topografía corneal ha contribuido a la mejor comprensión y evaluación de las características de la forma de la superficie corneal.

La aparición y desarrollo de los dispositivos de medición corneal, ha evolucionado a la par del desarrollo de la cirugía refractiva; procedimiento quirúrgico ocular destinado a corregir algún error refractivo: ya sea miopía, hipermetropía, astigmatismo o la combinación de estos. En consecuencia, las variaciones de queratomileusis láser in situ (*Lasik*), se han convertido en los métodos más utilizados de cirugía refractiva en el mundo. Siendo importante que aun cuando la cirugía refractiva ha logrado tener buena evolución, algunas veces se presentan accidentes quirúrgicos o problemas de cicatrización que dan como resultado corneas irregulares que solo alcanzan buena visión con la adaptación de lentes de contacto; aditamentos que hoy día pueden fabricarse en diversas modalidades, y dentro de los cuales se encuentran los lentes de contacto de geometría inversa.

El uso de lentes de contacto puede modificar al epitelio corneal, tanto central como periférico, con la presencia de edema corneal debida a la hipoxia producida por los mismos. Se ha comprobado que la presencia de edema es

inversamente proporcional a la transmisibilidad de oxígeno de los lentes de contacto. En ese sentido el lente de contacto de geometría inversa, puede moldear la estructura corneal anterior, de modo que al retirarlos podemos encontrar cambios en los mapas topográficos de los pacientes.

JUSTIFICACIÓN:

Los pacientes que han sido sometidos a cirugía refractiva, pueden presentar problemas visuales aún cuando el propósito de la cirugía refractiva es ofrecer una mejor visión. Sin embargo, la cirugía refractiva produce una nueva superficie corneal irregular, de modo que es necesario el uso de lentes de geometría inversa, los cuales tienen una estructura que produce modificaciones en la superficie corneal en pacientes sanos (característica que ha sido utilizada incluso como una herramienta para modificar la conformación corneal). Así, un lente de contacto de geometría inversa deberá modificar la córnea de pacientes post quirúrgicos de *Lasik*; y la importancia que tiene el conocer estos cambios, radica en el hecho de que una cornea post *Lasik* es más sensible y debe tratarse de forma personalizada.

De este modo, si a esta córnea le colocamos un lente de geometría inversa, entonces deberemos tener un protocolo especial de seguimiento de estos pacientes, ya que el tratamiento mismo puede producir más alteraciones sobre la córnea y reflejarse en la topografía corneal.

Debido a los avances en la tecnología en los últimos años, se ha favorecido el uso del topógrafo para la evaluación y la adaptación de los lentes de contacto.

En el seguimiento del caso, la apariencia de la córnea va cambiando a lo largo del tratamiento, más rápido al inicio y luego más lentamente, lo cual se registra perfectamente con el estudio topográfico.

El buen uso del topógrafo incide en el curso de la adaptación de lentes de contacto de forma crucial, siendo fundamental partir de una buena toma, y en caso de duda, se deben tomar imágenes adicionales.

La topografía es la clave para tener un control exacto del moldeo corneal que las lentes producen durante el tratamiento.

El desarrollo de la adaptación y el seguimiento se hace mediante el manejo de mapas diferenciales, los cuales muestran las diferencias entre las tomas que se comparan, y son la demostración palpable de los cambios de radio y potencia inducidos por las lentes (pre- y post- adaptación). Así mismo, sirve para evaluar la posición y el tamaño de la zona tratada y, por tanto, el lugar donde ha estado colocada la lente durante el sueño (en el caso de ortoqueratología)¹⁹.

OBJETIVO

Identificar los posibles cambios corneales de pacientes post-quirúrgicos a cirugía lasik, adaptados con lentes de contacto de geometría inversa reportados en la bibliografía en los últimos años.

METODOLOGÍA

Para lograr el objetivo e identificar los posibles cambios corneales de pacientes post-quirúrgico a lasik, adaptados con lentes de contacto de geometría inversa reportados en la literatura científica, se realizó una búsqueda sistematizada de información, con la finalidad de presentar el estado del arte sobre el tema.

De esta manera, se decidió utilizar tres buscadores electrónicos: Pubmed, Bidi Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM) y Google Académico, como base para el desarrollo de este trabajo, por ser dos de los sistemas que más información científica pudieran ofrecer.

Se jerarquizó la búsqueda dentro de Pubmed, y cuando los artículos no se encontraron de forma libre, se prosiguió a utilizar la base de datos de la Universidad Nacional autónoma de México (www.bibliotecas.unam.mx), la página de las revistas que ofrecía la búsqueda y finalmente el Google Académico.

Los pasos a seguir sobre la búsqueda de información para identificar los cambios corneales de pacientes post-quirúrgico a lasik, adaptado con lentes de contacto de geometría inversa fueron los siguientes:

1. A partir de una lectura inicial en libros o en publicaciones primarias se identificaron las palabras clave que formarían parte de las ecuaciones de búsqueda de información científica.
2. Una vez identificadas las palabras clave, se procedió a jerarquizarlas según lo revisado en literatura básica.
3. Se generaron las ecuaciones de búsqueda cruzando las palabras clave, según sus jerarquías, con operadores booleanos (AND, OR, NOT), dependiendo de las características de los buscadores.
4. Se identificaron los artículos en formato libre relacionados con el tema, se leyeron y se complementó la lista y jerarquía de palabras clave de los apartados 1 y 2, antes mencionados.

5. Se analizó la información presentada y se generó el estado del arte sobre la identificación de los posibles cambios de la curvatura corneal anterior de pacientes post-quirúrgico a lasik, adaptado con lentes de contacto de geometría inversa de los últimos años.
6. Se redactaron las conclusiones del presente trabajo.

La conformación del estado del arte sobre la identificación de los posibles cambios corneales de pacientes post- quirúrgicos a cirugía *lasik*, adaptados con lentes de contacto de geometría inversa, produjo un total de 30 artículos de acceso libre, 20 artículos de pago, 4 tesis, 20 reviews y 3 publicaciones de casos clínicos.

La jerarquización de palabras clave se determinó de la siguiente forma:

1. Descriptor principal. Término identificado como indispensable dentro de los documentos revisados como referencias básicas.
 - Reverse geometry contac lenses
 - Queratomileusis laser in situ
 - Topography
2. Descriptores secundarios. Términos identificados como necesarios o sinónimos a los términos principales.
 - Lasik
 - Corneal asphericity
 - Contact lens
 - Corneal Biomechanics
 - Ortoqueratology
 - Refractive surgery
 - Lens fittin, post lasik
 - Rigid contac lens
 - Topography

- Corneal curvature
- Corneal shape

Búsqueda en Pubmed

Una vez abierto el buscador (www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed), se procedió a cruzar los descriptores principales con los secundarios, obteniendo los mejores resultados (20 artículos de acceso libre) con las ecuaciones:

- “Keratomileusis, Laser In Situ” [Mesh] AND reverse geometry contact lenses
- “Keratomileusis, Laser In Situ” [Mesh] AND reverse geometry contact lenses AND Biomechanic
- “Corneal Topography” [Mesh] AND Keratomileusis AND Reverse geometry contact lenses AND Asphericity
- “Corneal Topography” [Mesh] AND Keratomileusis AND Reverse geometry contact lenses AND Biomechanic
- “Corneal Topography” [Mesh] AND post lasik, “Corneal Topography” [Mesh] AND Post Lasik AND contact lenses AND Asphericity

Búsqueda en la base de datos de la Universidad Nacional Autónoma de México
Una vez abierto el buscador (www.bibliotecas.unam.mx), se decidió utilizar la búsqueda básica presentada por la página. De este modo, las ecuaciones útiles para este buscador fueron (5 artículos de acceso libre, no duplicados en Pubmed):

- Keratomileusis, Laser In Situ AND reverse geometry contact lenses.
- Corneal Topography AND Keratomileusis AND Reverse geometry contact lenses
- Además, se procedió a visitar cada una de las páginas ofrecidas dentro de la temática de lentes de contacto, optometría y cirugía refractiva.

Búsqueda en Google Académico

Una vez abierto el buscador (scholar.google.es) se procedió a cruzar los descriptores principales con los secundarios, obteniendo los mejores resultados con las ecuaciones (5 artículos no duplicados en Pubmed y el buscador de la UNAM):

- Keratomileusis AND reverse geometry contact lenses
- Keratomileusis AND reverse geometry contact lenses AND topography maps

Una vez obtenido el análisis de cada artículo y según la temática de los artículos se clasificó la información en los siguientes rubros.

- Curvatura corneal
- Agudeza visual y sensibilidad al contraste
- Otras alternativas de adaptación
- Complicaciones

CAPITULO I MORFOFISIOLOGÍA CORNEAL

La córnea está definida como una superficie esférica (que no tiene forma esférica)^{1,3,4}, avascular y transparente que permite la refracción y la transmisión de la luz al interior del ojo⁵³. Es una lente convexa, que se encuentra en contacto con la película lagrimal ($n=1.357$),⁴³ y el humor acuoso ($n=1.336$, valor muy aproximado al del agua)^{1,21}; está en contacto con la lágrima, tejido acuoso en donde primeramente la luz se refracta y no en la córnea.

La cornea tiene un diámetro de 12.6mm en el meridiano horizontal y de 11.7mm en el meridiano vertical en un adulto. El espesor varía; a nivel central es más delgada con un promedio de $520\mu\text{m}$ (0.52mm), y presenta un incremento gradual en el grosor de hasta $670\mu\text{m}$ (0.67mm) cerca del limbo. Lo que permite que tenga una alta potencia refractiva aproximada de $+42.00\text{D}$.^{2,14,44}.

La cara anterior de la córnea tiene un radio de curvatura de 7.7mm ²¹ y un índice de refracción de $n=1.3376$ ²¹; ópticamente cumple con dos funciones (protección y refracción), siendo esta interface la primera y más potente superficie de refracción del ojo.

Al parecer el radio de curvatura de la zona central de la córnea es esférico, y contribuye con cerca del 74% ($42.00 - 42.25\text{D}$) de la potencia dióptrica total del ojo (58.6D), permitiendo la convergencia de los rayos hacia la retina¹.

Una característica de la superficie anterior de la córnea es su asfericidad, condición que describe la disminución de su curvatura hacia la periferia para corregir la aberración esférica (variación de la imagen focal de un sistema óptico con respecto a la apertura de dicho sistema)^{37, 45}.

La asfericidad de la córnea puede describirse a partir del valor Q ; siendo $Q=0$ para corneas esféricas, $Q < 0$ para corneas prolatas (curvo) y $Q > 0$ para corneas oblatas (plano). La córnea normal es prolata, con un valor de asfericidad de $Q=-0.26$. Las corneas prolatas minimizan la aberración esférica³⁷ gracias a su curvatura periférica relativamente menor; a la inversa, un contorno

oblato de la córnea, en el que la región periférica está más curvada que el centro, aumenta la probabilidad de que se induzca aberración esférica.

La cara posterior de la córnea sigue la misma estructura que la cara anterior, la cual tiene un radio de curvatura de 6.8mm , y se encuentra de $0.5 - 0.8\text{mm}$ detrás de la cara anterior^{13,45}. Esta superficie separa al humor acuoso del estroma de la córnea, convirtiéndola en una lente divergente con una potencia refractiva de -6.00D ².

El tejido corneal es un estrato de células bien organizado que forma la interface lágrima-córnea y que consta anatómicamente de 5 capas:

El epitelio es el estrato más externo de la córnea, mide unas $50\mu\text{m}$ de espesor y se encuentra formado por tres tipos de células: superficiales, escamosas o planas (células superpuestas no queratinizadas divididas entre claras y oscuras según su madurez); cuboideas (células jóvenes con una alta tasa metabólica), y columnares (células basales que originan a toda la estirpe celular).

En un segundo plano, la membrana de Bowman, es una capa acelular de $12\mu\text{m}$ de espesor que se puede considerar una modificación de la porción superficial del estroma. Está compuesta por fibras de colágeno y ayuda a mantener la forma de la córnea; esta capa no se regenera y ofrece cierta resistencia a la invasión de los microorganismos y células tumorales ².

El estroma es la porción más abundante de la córnea ($450\mu\text{m}$) y constituye aproximadamente el 90% del grosor total. Está formado por 200-250 bandas de fibras de colágeno denso perfectamente ordenado (de ahí la deturgencia de la córnea), fundamentalmente colágeno tipo 1, proteoglicanos y queratocitos. Estas células son las responsables del mantenimiento del estroma y la elaboración de fibrillas de colágeno.

La membrana de Descemet, es una capa hialina que presenta un grosor de entre $7-10\mu\text{m}$, y está situada en la cara posterior del estroma corneal. Es producida por las células endoteliales y constituye una verdadera membrana basal. Además está compuesta principalmente por colágeno, laminina y fibronectina. Su tamaño y grosor va aumentando con el paso de los años y su

función más importante es la de dar soporte y adhesión a las células del endotelio⁴². Es muy resistente ya que puede permanecer intacta en casos de ulceración corneal y forma un descematocele (proceso ulcerativo de la córnea⁴⁷) tras la destrucción del epitelio y del estroma²⁰.

El endotelio es una monocapa de células poligonales (la mayoría hexagonales) que están dispuestas de forma irregular en la porción más profunda de la cornea. El diámetro promedio de una célula endotelial es de $20\mu m$, con un grosor de entre 4 a $6\mu m$ ²⁰.

Este tejido regula la hidratación y nutrición por imbibición de agua hacia el endotelio córneoal. Por tal motivo, el endotelio tiene una constante actividad de bombeo iónico que devuelve los electrolitos (agua y sodio)²⁰ hacia la cámara anterior del ojo, dando como resultado final una acción de deturgencia de la córnea.

La córnea recibe la mayor parte de sus nutrientes por difusión desde el humor acuoso y la lágrima, a través del endotelio y el epitelio. El suministro de cada sustancia viene determinado por su concentración en la córnea, humor acuoso, y lágrima, con un flujo a favor del gradiente de concentración.

Las células endoteliales no tienen capacidad mitótica efectiva, su densidad va disminuyendo con la edad y las agresiones corneales. A medida que esto sucede, las células vecinas se extienden y crecen produciendo polimegatismo (cambio en el tamaño) y pleomorfismo (cambio de la forma)³⁵. En promedio existen unas 3000 células endoteliales en el adulto y se pierden aproximadamente 0.7% al año. En el caso de existir insuficiencia endotelial puede haber una disminución de células por debajo de 400 que provocaría incompetencia endotelial y con ello edema crónico²⁰.

El movimiento de agua y electrolitos dependen de las acuaporinas (AQP), una familia de proteínas altamente selectivas al paso de agua, las cuales se dividen en dos grupos: las acuaporinas clásicas y las acuagliceroporinas. Estas se diferencian fundamentalmente en que las primeras solo son permeables al

agua en forma selectiva y las segundas también permiten el paso de glicerol y otros solutos de bajo peso molecular. Todas pueden ser reguladas por diversos factores intracelulares, entre los cuales son fundamentales el pH y la fosforilación (mediada principalmente por proteína quinasa A); hasta el momento se conocen 11 acuaporinas diferentes y es posible que existan más. De estas, AQP0, AQP1, AQP3 y la AQP5 se encuentran en cornea³⁶.

La AQP1 es la más abundante, fue la primera en ser descrita y por lo tanto la más estudiada hasta el momento. Fue descubierta inicialmente en eritrocitos, pero su presencia se ha demostrado en la mayor parte de epitelios del organismo, y en todos los tipos de endotelio: en cristalino, la córnea y en los colagenocitos³⁶, lo que facilita el paso de agua a través de las membranas biológicas.

El oxígeno corneal se obtiene principalmente de la atmósfera por medio de la lágrima y en menor cantidad del humor acuoso. Durante el sueño, el oxígeno proviene de la red vascular de la conjuntiva tarsal, disminuyendo la velocidad de captación de oxígeno por la córnea, y produciendo un aumento del espesor de la misma.

La cornea tiene una ruta metabólica (glucólisis aeróbica), mediante la cual se obtiene glucosa como sustrato (ciclo de Krebs). Sin embargo, también tiene lugar la glucólisis anaeróbica, que es la ruptura incompleta de las moléculas de hidratos de carbono durante la hipoxia; esta ruta proporciona únicamente alrededor del 25% de la energía total consumida. La eficiencia metabólica de la glucólisis anaeróbica (dos moles de ATP por *mol* de glucosa) es mucho menor que la de la glucólisis aeróbica (36 moles de ATP por *mol* en la glucólisis).

Alrededor del 90% de las reacciones metabólicas que requieren oxígeno tienen lugar en el epitelio. Dejando un porcentaje de glucólisis aeróbica muy reducida en el estroma, y una captación de oxígeno endotelial absoluto mucho menor comparado con la captación en el epitelio. Sin embargo, en términos del volumen celular, la actividad metabólica en el endotelio es similar a la del epitelio.

La principal fuente de oxígeno corneal proviene del endotelio y el humor acuoso, y hasta el momento, se han reconocido 3 procesos metabólicos para la córnea con los que mantiene su integridad y transparencia de la cornea²⁰.

- *Glucolisis*: Metaboliza el 85% de la glucosa. De modo que por cada *mol* de glucosa se producen 2 moles de ATP.
- *Ciclo de Krebs*: Metaboliza el 14% de la glucosa, modificando al ácido pirúvico con el oxígeno que se obtiene de la lágrima. De modo que un *mol* de glucosa produce 36 moles de ATP.
- *Shunt de las Pentosas*: Metaboliza el 1% de la glucosa. Es una vía colateral que no genera energía, los productos se usan para obtener ácidos nucleicos (ADN, ARN).

CAPITULO II SISTEMAS DE EVALUACIÓN DE LA SUPERFICIE CORNEAL

Por muchos años, el interés por conocer la forma de la córnea ha permitido el desarrollo de equipo médico que intenta aproximarnos a la comprensión de la superficie corneal, con la finalidad de ofrecer mejores opciones terapéuticas a la mala visión de los pacientes. De modo tal que el desarrollo de estos equipos se ha ido modificando a partir del estudio de las características centrales de la córnea (queratometro), y la adaptación de los lentes de contacto. Más adelante, con el progreso de la cirugía refractiva (técnica quirúrgica para la modificación de la superficie corneal), se desarrolló el interés de generar equipo que permitiera conocer la curvatura de la córnea en cada punto de la superficie (topógrafos corneales). Con estos mapas se ha logrado estudiar los cambios que surgen con la cirugía refractiva a un periodo corto o largo.

Históricamente, el aditamento inicial que permitió aproximarse al conocimiento de la morfología de la superficie corneal anterior fue el disco de Plácido; instrumento ideado en 1880 por Antonio Plácido da Costa, Oftalmólogo portugués a quien se le adjudica el desarrollo de la métrica corneal.

El disco de Plácido está basado en la proyección de una mira única sobre la cornea, la cual consistía en una placa circular sostenida por un mango en la que se habían dibujado una serie de anillos concéntricos, y que tenía un orificio central para la observación de los reflejos de la córnea. Debido a su construcción, los datos deben ser interpolados (sobre puestos) ya que la calidad de la lágrima es crítica a la hora de obtener buenos resultados, debido a que realmente el anillo se refleja sobre ella, ofreciendo datos poco precisos en superficies esféricas o irregulares y que casi coincide cronológicamente con la aparición del primer queratómetro de Javal (equipo del que se hará mención más adelante) ^{6, 22}. En 1881, Emile Javal ideó el primer queratómetro, y junto con el equipo de Hjalmar August Schiötz, desarrollaron el primer instrumento clínicamente válido.

El Queratometro es un equipo médico que mide el radio de curvatura corneal anterior⁴¹. Este se basa en la capacidad de reflexión de la misma superficie, la cual además de comportarse como un espejo convexo que refleja la luz, tiene un diseño óptico que permite al examinador medir el tamaño de la imagen reflejada, y con ello determinar el radio de curvatura de la superficie²²; además de obtener la curvatura corneal central de una zona que rodea los 1.5 mm del eje visual. Tiene un índice de calibración a partir del cual se calcula la potencia de la córnea, que es diferente para los distintos fabricantes (pueden encontrarse índices de $n=1.332$ y $n=1.3375$ en los equipos disponibles en el mercado)²², lo que significa que el poder corneal en dioptrías varía de un instrumento a otro⁵⁴.

El conocimiento del radio de curvatura de los meridianos principales de una superficie corneal anterior es importante, ya que se determina la potencia refractiva de la misma. Dato esencial para conocer el poder refractivo del ojo, la condición de curvatura corneal central y la adaptación de lentes de contacto⁴¹,
⁴⁶.

Hasta el momento, existen dos tipos de queratometros:

1. Queratometros de doblaje variable y miras fijas
2. Queratometros de doblaje fijo y miras variables

En el primer grupo las miras tienen una separación constante, y para determinar el poder corneal se varía la posición del sistema de doblaje, con respecto al objetivo del sistema de observación. El queratometro Bausch & Lomb y similares, el de Gambs y de Zeiss pertenecen a este grupo⁴¹ (Imagen 1).

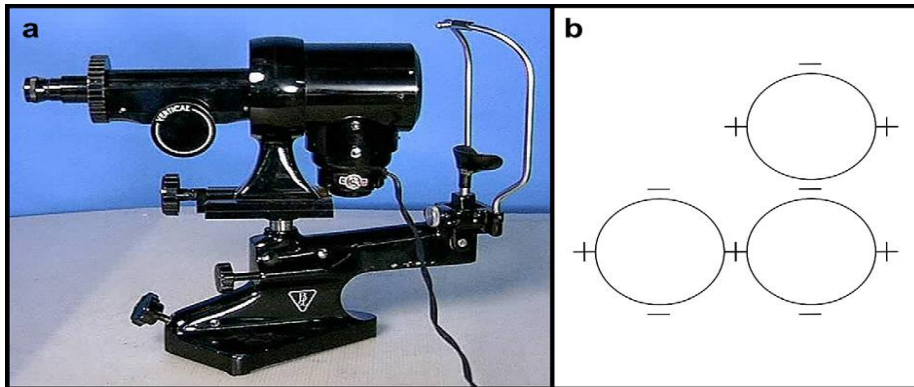


Imagen 1. Queratometro de una posición. Bausch & Lomb y ejemplo de las miras de medición.

En el segundo grupo de queratometros (doblaje fijo y miras variables), la distancia entre las miras es modificable y el radio de curvatura se determina por el valor de su separación. A este grupo pertenecen los queratometros: Javal (emplea un biprisma de Wollaston), Haag-Streit, Guilbert-Routit y Sbisa⁴¹ (Imagen 2).

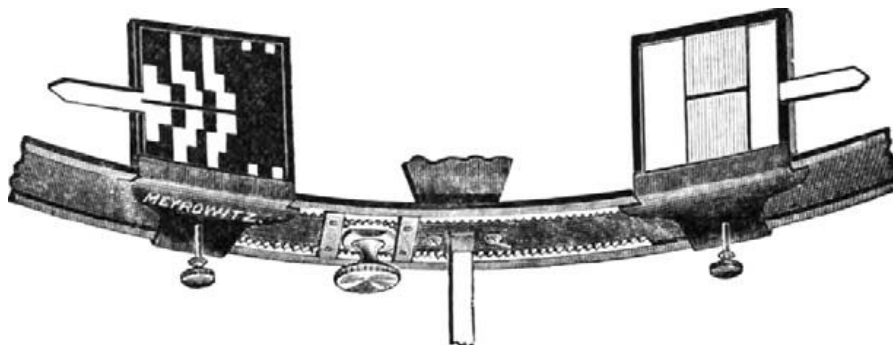


Imagen 2 Miras fijas y variables del oftalmómetro o queratómetro de Javal and Schiøtz. Cada paso en la mira variable está representado por 1.00D de astigmatismo.

El Queratometro de Baush & Lomb es un instrumento de una sola posición para medir el radio de curvatura de los meridianos principales de la superficie corneal anterior. Como los ejes de una superficie torica están aproximadamente separados entre sí por un ángulo de 90° ⁴¹, en este instrumento existen dos sistemas de doblaje que operan perpendicularmente entre sí. En este queratometro el doblaje se consigue con el empleo de cuatro aperturas situadas entre los dos objetivos del sistema óptico de observación. Este instrumento se basa en el principio de Scheiner (capacidad del ojo para alterar el enfoque)⁵¹, que suele emplearse en las miras de instrumentos ópticos^{10, 22, 41}.

Debe de tenerse en cuenta que la escala de lectura queratometrica tiene un rango de $6.49mm$ ($52.00D$) a $9.38mm$ ($36.00D$)⁴¹. Además de que el equipo asume que la córnea es una superficie esférica, lo que provoca un error de cálculo. De modo que para una cornea de 36.00 dioptrías, el queratometro mide una zona de $4mm$; y para una cornea de 50.00 dioptrías abarca una superficie de $2.88mm$ (por la longitud axial).³⁷ En general la córnea tiene un aspecto estable, pero hay algunos cambios que dependen directamente de las condiciones fisiológicas o anatómicas. Por lo tanto el queratometro es un aparato útil para medir el radio de curvatura anterior de la córnea normal únicamente en la zona central^{12, 37}.

Por otro lado, la córnea no siempre presenta un astigmatismo regular (con los ejes principales separados 90°), de modo que la fiabilidad del queratometro se reduce⁸. Además, no tiene la capacidad de ofrecer información de la córnea periférica. En corneas con astigmatismo regular, los cuatro puntos son suficientes para estimar de forma segura los valores del poder corneal central. En corneas irregulares, por traumatismos o después de cirugías refractivas, la fiabilidad de esta medida no es real. Este instrumento se convirtió en indispensable para la adaptación de los lentes de contacto en las consultas optométricas.

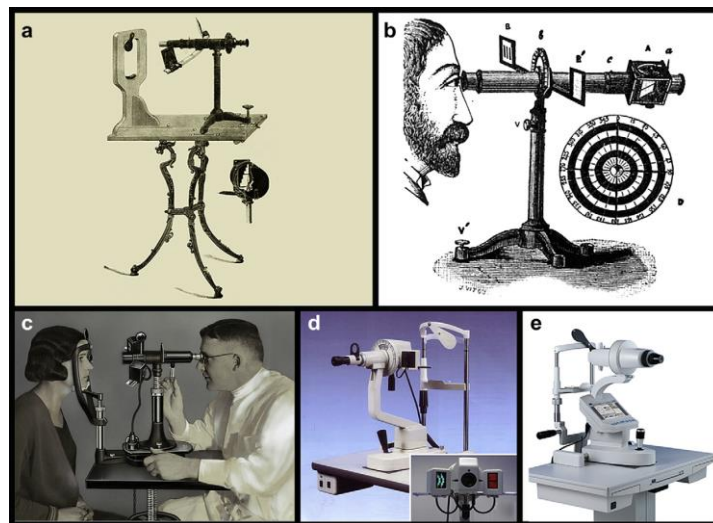


Imagen 3. Queratómetros: Javal-Schiötz--style ophthalmometers. (a) Pfister-Streit (1894). (Haag-Streit Company Archive, Koeniz, Switzerland). (b) Leroy-Dubois (1888).⁶⁶ (c) Haag-Streit (1950). (Haag-Streit Company Archive, Koeniz, Switzerland). (d) Topcon OMTE-1. (www.rimc.net). (e) Haag-Streit OM-900 (1997). (Haag-Streit Company Archive, Koeniz, Switzerland).⁸⁴

Por otro lado, el Queratometro de Javal-Schiötz, es un instrumento de dos posiciones, con un sistema de doblaje fijo, cuyas miras queratométricas son desplazables a lo largo de una placa en forma de arco. Las miras están situadas en la parte frontal, en cajas iluminadas. Estas se desplazan, por medio de una cremallera, cada una en sentido contrario a la otra. El doblaje se obtiene mediante un prisma de Wollaston situado entre el objetivo acromático y el ocular tipo Ramsden del sistema de observación. Todo el instrumento puede girar alrededor de su eje óptico, lo cual posibilita la realización de las medidas a lo largo de cualquier meridiano de la superficie corneal anterior⁴¹.

Con la queratometría, se mide el tamaño de la imagen, convirtiendo en radios de curvatura corneal a través de las fórmulas, $(\text{Dioptías} = (n_2 - n_1) / R)$ ⁵⁴. Donde n_2 representa el índice del segundo medio, n_1 el índice del primer medio y R, el radio de curvatura expresado en metros.

En el caso de la topografía computarizada, Rowsey fue el que inició la proyección de las imágenes del disco de Plácido y, en 1987, Klyce convirtió valores numéricos digitalizados por una computadora en códigos de colores de distinta curvatura. El disco de Plácido es el fundamento de la topografía corneal de la primera superficie (cono pequeño o disco grande). Este proporcionó las herramientas necesarias para conocer la morfología corneal, la óptica, la distribución de la potencia y de los radios⁵².

Algunos algoritmos generan los distintos mapas topográficos a través del procesamiento de imágenes con técnicas de detección de bordes. Estos métodos de detección de bordes responden a principios de segmentación de Imágenes, que se caracterizan por la división de la imagen en sus partes constituyentes hasta un nivel de subdivisión en el que se aíslan las regiones u objetos de interés⁴⁰.

Los topógrafos corneales basados en la reflexión de los discos de Plácido reconstruyen la topografía corneal a partir del análisis de la imagen reflejada sobre la cara anterior de la córnea dando lugar a distintos mapas topográficos. Para determinar la posición donde se encuentran los puntos de transición entre anillos continuos (blancos y negros) de las imágenes de los discos reflejados sobre las superficies que se evalúan⁴⁰.

La elevación y la curvatura guardan entre sí una relación matemática, y ambas pueden calcularse con cualquier tecnología topográfica. El vértice de la cornea se define con relación a la curvatura como el punto donde, esta es máxima, mientras que con respecto a la elevación se define como el punto más alto de la superficie corneal. Además, el punto más alto depende del plano respecto al

que se mide, lo que hace que este parámetro también sea un poco indeterminado⁴⁶.

La habilidad para reproducir la topografía corneal de este tipo de instrumentos está condicionada por el método utilizado para procesar matemáticamente la imagen así reflejada; así como otros factores propios del instrumento, como pueden ser la distancia de trabajo y el alineamiento axial. También se han de considerar elementos propios de la anatomía ocular que pueden afectar a la adquisición de la imagen, la cual será analizada posteriormente, y que tendrán un impacto en el resultado final de la estimación topográfica. Algunas de estas variables fisiológicas responden a déficits de la película lagrimal, reflejos de la nariz o las pestañas o presencia de mucina.

El Topógrafo proporciona un método para la valoración de la forma de la superficie corneal³⁰. Además, mide la desviación de los anillos reflejados y calcula la curvatura de los puntos de la superficie corneal en dirección axial; también mide los radios de curvatura dando un mapa a partir de la aposición de estos radios en el plano. Por ello, además de proyectar los anillos, toma 40 imágenes del segmento anterior (20 haces proyectados hacia la izquierda y otros 20 hacia la derecha), con una distancia entre cortes de 250 micras, estudiando 9,000 puntos en 1.5 segundos^{16,24}. Estas imágenes pueden representarse con color, las zonas planas están representadas en colores fríos (azules) y las zonas más elevadas de colores cálidos (rojos o naranjas).

El topógrafo utiliza la reflexión para detectar el centro corneal, mediante haces de luz y dispersión para triangular la forma de la superficie; tienen un sistema de eye tracking para seguir los movimientos e identifican la reflexión de la dispersión producida por la cara posterior de la córnea. Por sus características especiales con respecto al resto de los topógrafos, ORBSCAN ofrece información de la cara anterior, posterior y de la relación que existe entre ellas.

También detecta la cara anterior del iris y cristalino, espesor corneal y con ellos informa sobre la profundidad de cámara y el tamaño pupilar en condiciones fóticas¹⁶.

Existen distintos mapas topográficos que nos permiten interpretar la forma de la superficie de la córnea:

- El mapa axial o sagital: es la representación de toda la forma de una superficie corneal externa (SCE), basada en el cálculo del radio de curvatura sagital medido en milímetros y no de la curvatura (o potencia, medida en dioptrías). Este mide la curvatura en un cierto punto de la superficie corneal en una dirección axial con relación al centro. Por ello requiere calcular el centro de la imagen⁴⁶. Aporta buena información de la zona central, dando una idea intuitiva del aplanamiento fisiológico, Por este motivo, es muy fiable en el centro pero no tanto en la periferia del mapa¹⁵.
- El mapa tangencial, meridional, *true* o *instantaneus*: Mide la curvatura en un punto de la superficie corneal en dirección tangencial. Este mapa ayuda a detectar irregularidades locales. Es la representación de la forma de una superficie corneal anterior determinada mediante el cálculo de radios de los arcos situados a lo largo de los anillos de placido con respecto al centro de curvatura real, que no necesariamente se encuentra en el mismo eje de referencia como en el radio sagital o axial. Por lo tanto, todos los rayos de un haz luminoso que se refractan de la superficie corneal convergen, en el caso de la superficie corneal convexa, en un punto que no es el eje óptico de la superficie. La ventaja de este mapa es la representación de pequeños detalles de la superficie corneal, y también proporciona una información precisa de las zonas paracentrales y periféricas de la superficie. Por lo tanto se utiliza para analizar el ápex en un queratocono (ectasia corneal bilateral y asimétrica)⁴⁶.
- El mapa refractivo es la representación de la forma de una superficie determinada mediante la transformación del radio de curvatura medido en todos los puntos de la superficie a potencia dióptrica utilizando la ley de Descartes (fórmula utilizada para calcular el ángulo de refracción de la luz al atravesar la superficie entre dos medios de propagación de la

misma, con índice de refracción distinto) y el algoritmo de intervalos de arco. Proporciona información de la verdadera potencia de la cornea y mide la naturaleza refractiva de los rayos luminosos cuando atraviesan la superficie corneal teniendo en cuenta la aberración esférica. Estos mapas también se utilizan para observar las irregularidades de la superficie corneal anterior después de una cirugía refractiva, el cálculo de la potencia y del radio de curvatura en un mismo paciente. De modo que puede dar resultados distintos de los obtenidos con los mapas axiales.⁴⁶

- El mapa de elevación o de altura se emplea para medir pequeñas elevaciones o depresiones de las superficies de la cornea, aunque los topógrafos que emplean la tecnología del disco de placido solamente pueden obtener las de la superficie corneal anterior.

La mayoría de los topógrafos corneales llevan incorporados programas informáticos con los que se determina la altura de la superficie de referencia denominada mejor esfera de adaptación. Los valores negativos son los que se miden por debajo de la esfera de referencia, mientras que los valores positivos son los que se miden por encima de la esfera de referencia.

- El mapa de irregularidad, mide el error del frente de onda con el que se cuantifican las zonas irregulares de la superficie, proporciona la información de la irregularidad utilizando una superficie torica de referencia para eliminar cualquier toricidad que el ojo pueda tener, y la irregularidad se expone después de restar el componente esférico y cilíndrico.
- El mapa numérico expone los datos queratometricos de todos los puntos sobre la imagen de los anillos del disco de placido. Un programa informatico calcula el valor queratometrico medio de la superficie corneal anterior y el mapa se obtiene utilizando radios de curvatura axiales, mientras que el valor numérico medio sirve para seleccionar el valor de radio de una lente diseñada para tratar la superficie corneal anterior

irregular, como el queratocono o una superficie corneal tratada con cirugía refractivas⁴⁶.

El mapa queratometrico se emplea clínicamente para determinar si la superficie corneal anterior es simétrica; indica las lecturas queratometricas simuladas y el valor del astigmatismo corneal. Valores de la queratometria promedio superiores a 46.00D deben alertarnos sobre la posibilidad de queratocono. También se sospecha la presencia de patrones en lazo roto cuando el eje se desvía más de 20° o cuando existe una asimetría mayor de 3.00D entre el extremo superior e inferior del círculo de 3mm centrales.⁵⁵

- El mapa fotoqueratoscopico sirve para representar la imagen de los anillos de placido reflejados sobre la superficie corneal. Tiene un valor cualitativo mediante el cual, por simple observación, puede determinarse si la superficie sobre la que se reflejan los anillos concéntricos del disco de placido es regular o irregular, o si la superficie corneal es más o menos esférica o torica con la regla, contra la regla u oblicua. Cuando los anillos se encuentran separados de forma diferente puede diagnosticar una irregularidad como la del queratocono. En el caso de que los anillos aparezcan discontinuos, se trata de la distorsión corneal producida por el uso incorrecto de una lente RGP esférica.
- El mapa de referencia expone la curvatura corneal que se obtiene al comparar dos exámenes. Se utiliza para determinar cambios de la curvatura corneal de un tiempo a otro. La escala de la referencia está centrada en 0.0 dioptrías y utiliza intervalos dióptricos de 1.00D⁴⁶.

Los mapas topográficos de curvatura más utilizados son los de curvatura meridional, que suelen denominarse curvatura tangencial y axial. En la práctica, esto significa que la curva que tiene mayor angulación en la mínima distancia presenta la mayor curvatura. La curvatura es una magnitud bidimensional, definida en un punto. Por tanto, para determinar la curvatura de una superficie

tridimensional, como la cornea, deben definirse planos de intersección. Imagen 4

Se ha producido un intenso debate acerca de cuál es la mejor representación de los mapas de la superficie corneal: elevación o curvatura. Sin embargo, ambas son adecuadas ya que ambas guardan una relación matemática y se pueden calcular con cualquier tecnología topográfica.

La topografía corneal ha contribuido a la mejor comprensión y evaluación de las características de la forma corneal. Así como el seguimiento de los pacientes que se han sometido a cirugía refractiva y ortoqueratología³.

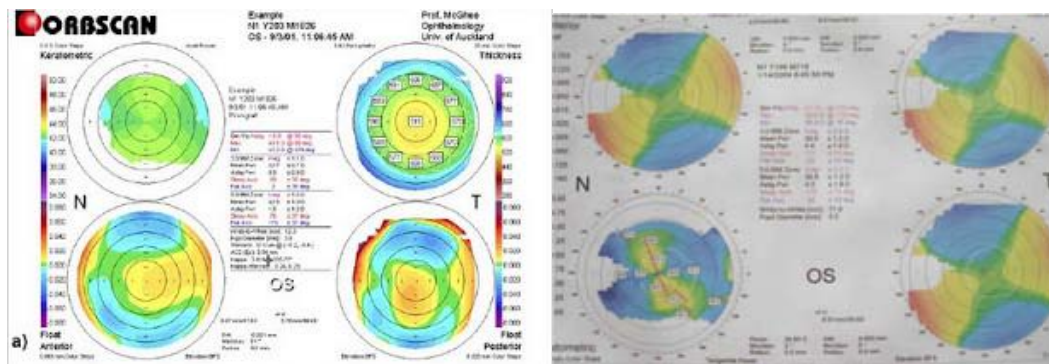


Imagen 4. Representación gráfica de un mapa topográfico de curvatura.⁸⁵

Por otro lado, una de las técnicas de evaluación fisiológica de la córnea es la microscopía confocal o endotelial, la cual permite fotografiar y visualizar la capa de células endoteliales, con la posibilidad de calcular la densidad del endotelio. Dicha técnica, fue patentada por Minsky en 1957³⁸, y permite obtener imágenes ópticas de tejidos vivos de forma no invasiva. Tanto la fuente de luz como la lente del objetivo se enfocan en una pequeña área en el interior del tejido, que se consigue mediante un disco rotatorio que enfoca en un plano fino del objeto y solo deja pasar la luz procedente de dicho plano; el foco puede ser desplazado en las tres dimensiones, permitiendo el examen de todas las capas del tejido. Existen equipos con los que se pueden examinar células epiteliales corneales, queratocitos del estroma, los nervios y el endotelio. También se pueden detectar microorganismos infecciosos, como amebas, bacterias y hongos³⁸.

CAPITULO III QUERATOMILEUSIS LASER IN SITU (LASIK)

La aparición y desarrollo de los dispositivos de medición corneal han evolucionado a la par del descubrimiento de la cirugía refractiva, procedimiento quirúrgico ocular destinado a corregir algún error refractivo; ya sea una miopía, hipermetropía o astigmatismo¹⁹. Estos instrumentos son cada vez más precisos y útiles para evaluar al ojo antes y después de la cirugía refractiva.

El Dr. Joaquín Barraquer (1949), fue uno de los pioneros en el desarrollo de la cirugía refractiva; quien la describió como una modificación de la refracción del ojo por intervención quirúrgica plástica sobre la córnea. Además, realizó las primeras queratomileusis (del griego keratos= cornea y mileusis= tallado) en humanos vivos, mediante un corte de una lenticula corneal; la cual era congelada y moldeada con un torno mecánico para después reimplantarla en el ojo del paciente.²⁶ Entre los años 1960-1980 predominaron los procedimientos incisionales no penetrantes en la superficie corneal. Los cuales modificaban la curvatura de la córnea, logrando corregir las miopías con queratotomías radiales (cortes profundos que tienen la finalidad de modificar la potencia refractiva para la corrección de la miopía o astigmatismo)³⁰. Pero con resultados poco alentadores a largo plazo²⁶.

En 1983, Trokel utiliza el *Laser Excimer* para realizar el esculpido en el estroma corneal con una precisión submicrométrica. Aún utilizando los principios de Barraquer (1983) hasta la actualidad, se han mejorado los sistemas computacionales que controlan la emisión del láser Excimer, así como el instrumental quirúrgico accesorio, lo que ha permitido resultados más precisos y estables²⁴.

El Láser excimer; *Lasik* (*Laser assisted in situ keratomileusis*, por sus siglas en inglés), es usado desde los años 90²⁹, y utiliza pulsos controlados de energía de luz ultravioleta de 193nm de longitud de onda, para aplicar la ablación sobre tejido estromal, produciendo un patrón de ablación refractiva y generando nuevos radios de curvatura².

Los tipos de Láser utilizados en cirugía refractiva se clasifican de acuerdo a la función y la salida del haz³⁰: Ya que pose su propia tasa de ablación por impacto, que varía de 0.25 y 0,6 μm .

En el láser ancho (Broad Beam), se emite un haz circular; el tamaño del spot. Se controla a través de diafragmas que oscilan entre 5,5 y 6,5mm de diámetro, el láser tiene una longitud de onda de 193nm, e inicia el proceso de ablación con diámetros pequeños, y éstos van aumentando en función de la cantidad de defecto refractivo a corregir. Los láseres de haz ancho son rápidos³⁰; sin embargo, estos sistemas son más difíciles de homogenizar y por tanto, producen superficies de ablación menos regulares. Además de que otro problema de estos sistemas son los defectos térmicos. La importante onda de choque generada por este tipo de laser ha sido implicada en la aparición de islas centrales sobre la cornea ablacionada, de modo que con este sistema no pueden realizarse tratamientos personalizados ni ablaciones con formas complejas³⁰.

El Láser de Barrido (Scanning Slit), genera un haz rectangular con una menor anchura de (10x1mm). Tiene una longitud de onda de 193nm, y una mayor homogeneidad. Las máscaras de ablación poseen un movimiento rotatorio, permitiendo que el haz se desplace en diferentes direcciones. Estas modificaciones superan alguna de las ventajas de los sistemas de haz amplio a la vez que conservan sus principales ventajas de tratamiento rápido y poco sensible al descentramiento. Los sistemas de barrido pueden corregir todas las ametropías. Actualmente es posible dividir cada hendidura en varios rectángulos pequeños, tienen un parecido a los sistemas de punto flotante y teóricamente ofrecen la posibilidad de tratar formas complejas e irregulares³⁰.

Por otro lado, el Láser de Punto Flotante (Flying Spot) produce un haz pequeño y circular (0,6 a 2mm de diámetro). Solo se emplea la parte más central y homogénea del haz. La dirección del haz se controla por espejos pivotantes. El tejido es ablacionado por la emisión repetida de un gran número de pulsos. Cada pulso elimina únicamente una zona de tejido muy pequeña. Se necesita una frecuencia de pulsos muy elevada para reducir el tiempo de

tratamiento, en especial cuando el tamaño de los pulsos es muy pequeño. Los impactos deben dispararse de manera precisa para evitar efectos térmicos.

Con este sistema resulta crucial disponer de un método de seguimiento activo, ya que es muy sensible a los descentramientos. Para eso, se utiliza un Eye tracker, (seguidor de movimientos oculares) logrando superficies de ablación lisas. La principal ventaja, es que pueden conseguir perfiles de ablación asimétricos cuando se acoplan con la topografía corneal o aberrometría. La capacidad de estos sistemas para corregir irregularidades complejas aumenta a medida que se disminuye el tamaño de los impactos³⁰.

Los pulsos láser varían entre 10 y 20ns y la frecuencia puede variar de 10 a 400 Hz. Cuanto más corto sea el pulso y menor frecuencia, menor será el efecto térmico. La energía del pulso deberá permanecer estable durante el proceso, puede variar de 10 a 250mj, y la frecuencia es la cantidad de energía por unidad de área, oscilan entre 160 y 250mj/cm².

En la fotoablación (evaporación o extirpación producida por láser), las partículas liberadas son expedidas a gran velocidad, lo que disipa la energía minimizando el daño térmico en los tejidos adyacentes. Esto permite remover 0.25um de diámetro de tejido en cada pulso y presenta mínimo daño al tejido por lo que no existe formación de cicatriz y se preserva la transparencia corneal.

El umbral de fotoablacion en la superficie corneal es de alrededor de 50mJ/cm², para una longitud de onda de 193nm. Por debajo de este umbral, el efecto fotoablativo es irregular e incompleto. Cada pulso que posea una fluencia superior a dicho umbral ablaciona una cantidad precisa de tejido corneal. La cantidad de tejido ablacionado por pulso aumenta de forma no lineal en relación con la fluencia, hasta un valor de alrededor de 600mJ/cm², a partir de este valor los incrementos de la fluencia no aumentan más la cantidad de tejido fotoablacionado por cada pulso. Los diferentes tipos de láseres poseen un rango óptimo de fluencia de 160 a 250mJ/cm^{2,30}.

Cada capa de la córnea responde de modo diferente a la radiación del láser. El epitelio, por ejemplo, se ablaiona más rápidamente que el estroma, que es ablaionado un 30% más rápido que la membrana de Bowman. Las cicatrices corneales son ablaionadas más rápidamente que el tejido sano. La tasa de ablación por impacto también aumenta en las corneas deshidratadas. Este último efecto puede producir una hipo o hipercorrección de un 10-15%³⁰.

Por tal motivo, *LASIK* es una técnica en la que se realiza un colgajo de entre 120 a 180um de espesor de la superficie anterior de la córnea con un instrumento llamado microquerátomo (cuchilla que oscila a gran velocidad y que permite realizar cortes de gran precisión y limpieza sobre la superficie de la córnea). Este colgajo superficial, que histológicamente incluye; epitelio, membrana basal y estroma anterior, es desplazado fuera del eje visual, para luego hacer la fotoablacion directamente en el estroma corneal expuesto con láser Excimer. Una vez realizado el pulido, el colgajo se regresa a la superficie corneal, sin lesionar la membrana basal epitelial.

Esta técnica permite corregir miopías de 12.00D, e hipermétropes hasta 6.00D, pudiendo además corregir astigmatismos de hasta 6.00D. Aunque la mayoría coinciden en que los mejores resultados se obtienen en el tratamiento de miopía leve o moderadas (hasta 9.00D), las hipermetropías menores de 5.00D y astigmatismos menores de 5.00D. Esto debido a que en el tratamiento de altas ametropías la cantidad de tejido estromal que ha de ser ablaionado es mayor, aumentando el riesgo de ectasias corneales²⁵. El uso de *Lasik* en ametropías que exceden los valores mencionados tendrá mayores complicaciones²⁸. Ya que los resultados son variables según el estado refractivo inicial del paciente, se estima que un 80% de los casos, la ametropía residual será inferior a 1.00D, estimándose una agudeza visual final, sin corrección mayor de 20/40 en un 90%, y de 20/20 en un 70%²⁵.

En los últimos diez años, *LASIK* se ha convertido en el método más utilizado de cirugía refractiva en el mundo. Sin embargo al realizar el colgajo corneal se puede ver afectada la morfo fisiología de la superficie ocular y esto puede repercutir en la cicatrización y en la calidad visual a largo plazo.³³

Tras la cirugía refractiva convencional para la miopía, la asfericidad corneal se incrementa en sentido oblató, lo que puede degradar la calidad óptica del ojo².

En un estudio realizado por Stulting³² y otros (1999) sobre 1026 ojos tratados con *LASIK*, se encontró que el porcentaje de complicaciones postoperatorias fue de 3.1%, reportando que:

- Los halos de colores, en condiciones de luz son una de las complicaciones más frecuentes después de la cirugía.
- Ojo seco (normalmente los síntomas no duran más de 6 meses). Se cree que la causa principal es la pérdida de sensibilidad que se genera al cortar los nervios corneales al realizar el flap, lo que disminuye la producción de la lagrimea²⁹.

El síndrome de ojo seco es una complicación común después de *LASIK* en el 25% de los casos,⁵⁰ Aunque con frecuencia el ojo seco es temporal, algunos pacientes tienen síntomas crónicos más severos, produciendo a una disminución significativa de la agudeza visual.

Los posibles mecanismos del ojo seco *post-Lasik* pueden estar asociados con la pérdida del efecto neurotrófico, daño de las células caliciformes (Goblet) y alteración de la forma de la cornea.³³

Los tratamientos que existen para el ojo seco *Post-Lasik* son: las lágrimas artificiales, ciclosporina tópica, compresas de agua fría, taponamiento del conducto lagrimal y gotas de suero autólogo.

Aun cuando la cirugía fotorrefractiva ha logrado tener una buena evolución, algunas veces se presentan accidentes quirúrgicos o problemas de cicatrización, dando como resultado corneas irregulares que solo alcanzan buena visión con el uso de lentes de contacto.

CAPITULO IV LENTES DE CONTACTO POST- LASIK

Los lentes de contacto rígidos son aditamentos exitosos, anatómicos y fisiológicos en ciertas estructuras oculares, sin embargo tienen reacciones adversas por una limitada cantidad de alteraciones en pacientes que portan lentes de contacto²⁰.

El número de pacientes que se someten a cirugía refractiva ha ido en aumento en los últimos años, y el tratamiento post quirúrgico en pacientes con resultados poco exitosos está basado en el uso de lentes de contacto. Es importante mencionar que aún cuando las técnicas de este tipo de cirugía han mejorado haciéndolas cada vez más efectivas, aún existe un porcentaje de pacientes que pueden presentar dificultades visuales post cirugía refractiva. Debido a que el perfil corneal ha sido modificado en este tipo de pacientes, es imprescindible un estudio topográfico para determinar el diseño de lente apropiado.

Los lentes de contacto, comúnmente están hechos de polímeros refringentes con un valor dióptrico, y son colocados sobre la córnea para mejorar la visión. Actualmente en el mercado podemos encontrar lentes de contacto rígidos e hidrofílicos. El primero que apareció en el mercado fue el de tipo rígido, hecho con polimetilmetacrilato, prácticamente impermeable al oxígeno, de diámetros no muy grandes (6.5 a 9.0mm)³⁹. Poco tiempo después aparecieron los lentes de contacto hidrofílicos, hechos de PMMA y copolímeros hidrofílicos. Con ellos apareció el concepto DK (permeabilidad al oxígeno), abriendo paso a la investigación para nuevos materiales¹⁵:

De este modo, los lentes de contacto están clasificados como:

- Lentes de contacto rígidos de gas permeable (LCRGP) Son pequeños (diámetro total 7.00mm hasta 10.60mm)³⁹ y están hechos de material no tóxico de plástico y otros materiales como los fluoropolímeros, los más comunes son RGP (rígidos permeables al gas), material que

permite que los lentes mantengan su forma y moldeamiento en cualquier forma y tamaño para obtener buenos resultados ópticos.

- Lentes de contacto blandos o hidrofílicos: son mucho más grandes en diámetro (Curva base de 8.00 a 9.50mm, diámetro 14mm estándar)³⁹; en la actualidad se fabrican de hidrogel de silicona. Este material permite difundir suficiente oxígeno a través del lente para nutrir al epitelio corneal, permitiendo el uso del lente de contacto por periodos prolongados. Estos son más cómodos y más estables que los lentes rígidos.

En 1968, la FDA. Declaro que los lentes de contacto blandos debían manipularse como medicamentos, por lo cual debían ser registrados para su aprobación y comercialización¹⁶.

Hoy en día se pueden fabricar lentes rígidos con diseños multicurvos, esféricos, e incluso con curvas internas de geometría inversa, es decir, con curvas periféricas más cerradas que las centrales, para la rehabilitación de los pacientes post cirugía refractiva.

El diseño de este lente consiste en una zona óptica más plana al radio corneal central y una zona medio periférica consistente en una curva que rodea la zona central, más cerrada o “curva inversa”. En la periferia a la zona de curvatura inversa hay una curva ajustada a la córnea y en algunos diseños puede haber una curva extra-periférica para el levantamiento de borde.

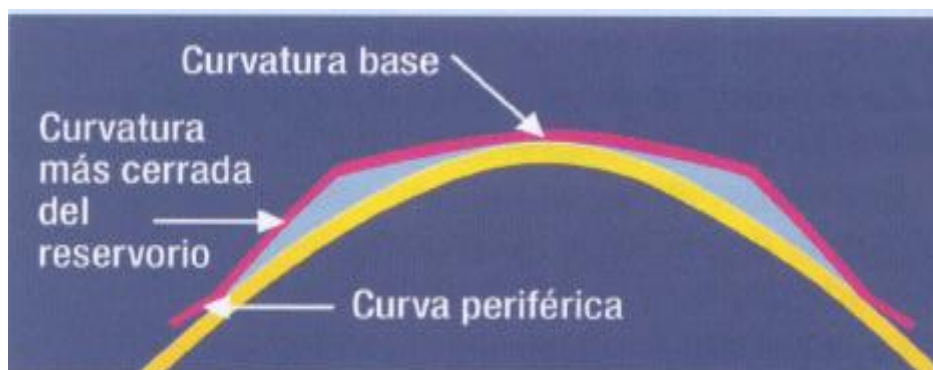


Imagen 5 Curvas de una lente de contacto de Geometría inversa tricurva.

Guía de ortoqueratología nocturna. Polymer technology. A Bausch and Lomb Company. 2ª Edición, 2003.⁷³

La idea de este diseño ya había sido descrita en 1962 por Jessen quien comenzó a adaptar lentes de contacto con radios de curvatura mayores al radio corneal promedio). Más tarde Luí, Edwards y Cho (2000)⁷² describen la “primera generación de lentes de geometría inversa” a partir del diseño realizado por Fontana en 1972 (este diseño se basaba en un cristal bifocal mono-bloque que se utilizaba en miopías menores a 3.00D). Estas lentes tenían una porción central de 6 mm, 1.00D más plana que el área paracentral, la cual se encontraba paralela al meridiano más plano de la córnea⁴¹.

Fue Wlodyga en 1989⁷³, quien basándose en la idea del bifocal de Fontana, diseñó una lente de geometría inversa real y viable, aunque señalan que fue Stoyan, en California la persona responsable de elaborar este nuevo diseño de lentes denominado Ortho-60, fabricada por Contex (Mountford et al. 2004⁷⁴; Wlodyga, Bryla, 1989)⁷⁴, que asume que sí el radio posterior de la zona óptica (RPZO) es muy plano, el primer radio periférico (BRP1) tiene que disponer necesariamente de una curva 1.00D mayor que la base.

Estas lentes tenían los siguientes parámetros: el diámetro total de la lente era de 9,6 mm, el diámetro de zona óptica de 6mm, la curva inversa en un principio se diseñó de 3.00 Dioptrías (es decir, una curva intermedia 0.6mm más cerrada que la curva base) para controlar el centrado, y una curva periférica de 0.5mm de ancho. En la adaptación se utilizaba una media de tres pares de lentes, la primera lente se seleccionaba con una curva base 1.00D más plana que el radio K, o la diferencia media existente entre el radio más plano y el más cerrado de la córnea, la segunda lente era 1.00D más plana que la primera, la tercera 1.00D más plana que el juego anterior, y así sucesivamente (Hom, Bruce, 2007)⁷⁵. Su filosofía de ajuste se basaba en la queratometría central y temporal con lentes iniciales 1.50D más planas que K. poniéndose de manifiesto que estas lentes eran capaces de modificar la excentricidad de la córnea, pasando de una excentricidad positiva a una negativa (Hom, Bruce, 2007)⁷⁵.

En (1984)⁷⁶, Coon modifica la idea de lente de geometría inversa, patentada anteriormente por Tabb (1964), consiste en la aplicación de una banda inversa más cerrada que el radio de la zona óptica (donde se obtiene un reservorio lagrimal), junto con la posibilidad de manipulación del diámetro de la zona óptica, de modo que se logra un mejor centrado y se consigue minimizar el astigmatismo corneal inducido (Swarbrick, 2006)⁷⁷; es decir, encurvando el radio periférico se obtiene un aplanamiento, lo contrario a la respuesta esperada de un moldeo directo. Posteriormente Tabb sugirió que esta “paradoja” se explica por la contribución de las fuerzas hidráulicas de la película lagrimal post-lente (Gifford et al. 2009)⁷⁸.

Como describe Caroline (2001)⁷⁹, la idea de la geometría inversa se basa en:

- RPZO (Radio posterior de zona óptica): Es el radio central plano con una zona óptica posterior (ZOP) de 6mm, que proporciona una fuerza de aplanación en la cara anterior. La presión positiva resultante es suficiente para la redistribución epitelial. Además da lugar al reservorio lagrimal.

- Zona de alineación/ajuste al radio de curvatura: Es el primer radio óptico periférico de 1 a 1.3mm de ancho, y corresponde al área de ajuste. Su función es alinearse a la zona medio-periferia de la córnea para controlar la posición y movimiento de la lente. Puede ser esférico, esférico o tangencial.
- Radio de curva Inverso: Es el segundo radio posterior periférico, completa la construcción del reservorio lagrimal uniendo la zona de alineación y curva de ajuste con el RZOP y es aproximadamente de 0.6mm de ancho.
- Radio de curvatura periférico: Es la tercera curva posterior periférica, y la que proporciona el movimiento adecuado e intercambio lagrimal. Su espesor es de 0.40mm. Es decir, la curva inversa debe proporcionar un ajuste sagital córnea-lente exacto.

Ya en los inicios de la ortoqueratología (consiste en la reducción de la miopía de manera temporal sin recurrir a una cirugía)⁴¹ se pretendía conseguir la esfericidad de la córnea, mediante la adaptación de lentes esféricas, y con ello pasar de la forma esférica de la córnea normal a una forma esférica (Mountford, 1997)⁸⁰. El fundamento radica en conseguir esferizar la porción central de la superficie corneal anterior, aplanando la zona central, al mismo tiempo que se cierra la zona paracentral de la córnea tratada. Lo que se desea es transformar una superficie con perfil elíptico prolato, en otra cuya sección tenga la forma de una elipse oblata, o esférica mediante una redistribución celular (Saona, 2006)⁸¹. El resultado fue muy positivo, se lograba una corrección mayor (hasta dos veces más de promedio) que con la técnica antigua y en la mitad de tiempo. De ahí el nombre de ortoqueratología acelerada (Mountford et al. 2004) ⁴¹.

Con esta forma de tratamiento se utilizaban tres o cuatro pares de lentes de contacto, mediante las cuales se conseguía la forma deseada de la córnea y la última lente que se adaptaba era la que desarrollaba de “retenedor”, es decir, mantenía la variación anteriormente conseguida (Hom, Bruce 2007; Swarbrick, 2006)⁷⁵. Este diseño ya apuntaba hacia la idea de lente de “geometría inversa”, aunque era muy distinta a la que se utilizó posteriormente

Gracias al diseño de lentes de geometría inversa aparecen una serie de cambios topográficos a través de la configuración de la cara posterior de la lente. El radio y ancho de cada curva puede variar y estos a su vez pueden ser esféricos, asféricos o tangenciales.

El epitelio corneal es la capa que muestra mayores alteraciones cuando se mantiene en relación con los lentes de contacto, especialmente de baja permeabilidad al oxígeno en modalidad de uso prolongado.

El adelgazamiento epitelial inducido por el uso de LC afecta tanto al epitelio central como en la periferia, y su efecto está inversamente relacionado con la permeabilidad al oxígeno de las lentes. Sin embargo, el aumento en el uso de LC de alta permeabilidad al oxígeno en los últimos años ha reducido significativamente su incidencia.

El 2011 Santodomingo mencionó que el espesor epitelial central $50\mu\text{m}$ ²⁰, y que disminuye entre un 3 y 5% en usuarios de LC de hidrogel de silicona. Este estudio demostró que el uso prolongado de lentes permeables al gas produce un adelgazamiento epitelial del 10% tras 12 meses de uso⁴.

Al colocar cualquier lente de contacto, se inhibe la mitosis epitelial en la córnea central que, junto con una exfoliación celular mayor, producen una reducción del espesor epitelial⁴. La compresión producida por el párpado sobre la LC y finalmente sobre el epitelio, de naturaleza moldeable, también puede reducir su espesor. De hecho, el uso de lente de contacto de geometría inversa produce una redistribución reversible del espesor epitelial desde el centro hacia la

periferia. Provocando una disminución y aumento del espesor epitelial central y periférico³¹.

La aparición del edema corneal como consecuencia de la exposición prolongada a condiciones de hipoxia está ampliamente documentada y se ha encontrado una relación inversamente proporcional entre la cantidad de edema epitelial producido y la transmisibilidad al oxígeno de los LC permeables al gas⁸.

El uso a corto plazo de LC (baja permeabilidad al oxígeno en modalidad de uso prolongado) puede dar lugar a ampollas endoteliales, mientras que su uso a largo plazo está asociado al desarrollo de polimegatismo, pleoformismo y poligonalidad, así como a cambios de la densidad celular en el endotelio corneal.

Por otro lado, las ampollas endoteliales aparecen al cabo de tan sólo 10 minutos de uso de Lentes de Contacto (hidrofilicos) alcanzando su máxima incidencia tras 20-30 minutos y empezando a desaparecer a partir de los 50 minutos desde la inserción de la LC, aunque esta respuesta varía entre los individuos.¹ Su aparición, produce cambios significativos en el mosaico endotelial inversamente proporcionales a la permeabilidad al oxígeno del Lente de Contacto, el cual está asociado a una reducción del pH endotelial.⁸ Sus implicaciones clínicas no están claras y actualmente es un signo que no es tratado por los profesionales de la visión.⁹

A largo plazo, el uso de LC está asociado a una variación en el tamaño de las células endoteliales, condición conocida como polimegetismo, así como, cambios de forma (pleomorfismo) y densidad celular, y del número de paredes celulares (poligonalidad). Actualmente se desconocen las consecuencias funcionales del desarrollo del polimegatismo, su aparición esta inversamente relacionada con la permeabilidad de las LC. Inicialmente se pensó que esta condición afectaba negativamente a la capacidad de hidratación / deshidratación del endotelio. Sin embargo Bourne en 1999⁸², este estudio no fue capaz de corroborar esta hipótesis. También se ha demostrado que la

edad, etnia, error refractivo y tiempo de uso de LC afectan a la morfología de las células endoteliales. El pobre conocimiento de los cambios en el endotelio se atribuye, en parte, a la metodología usada para cuantificar el polimegetismo. Ya que la mayoría de los estudios realizados hasta la fecha han analizado zonas del endotelio correspondientes a un área que solamente engloba de 50 a 75 células del medio millón existentes en todo el endotelio⁴.

En la actualidad existen sofisticados instrumentos basados en métodos de reflexión especular que permiten la medición automática de la morfología endoteliana, su evaluación se realiza visualizando una sola cara de las seis que forman las células endoteliales. Un aspecto relacionado con la función endotelial ha demostrado que el uso de lentes de contacto no reduce la densidad celular, además se cree que ocurre con mayor medida con el envejecimiento en no usuarios de lentes de contacto.

Finalmente, se ha identificado el uso de lentes de contacto de geometría inversa puede moldear la estructura corneal anterior, de tal modo que después de retirarlos podemos encontrar cambios en los mapas topográficos de los pacientes.

CAPITULO V ESTADO DEL ARTE DE LA POSIBLE MODIFICACIÓN DE LOS PATRONES TOPOGRÁFICOS EN PACIENTES ADAPTADOS CON LENTES DE GEOMETRIA INVERSA POST- LASIK

El análisis de la información publicada, referente al tema de los posibles cambios que sufre la curvatura corneal anterior de pacientes post- quirúrgicos a cirugía lasik y posteriormente adaptados con lentes de contacto de geometría inversa, determina que:

Según Kort (2003), existe un adelgazamiento de la córnea central de 4.5 a 5.1%, mientras que en la media periferia y la periferia, existe un aumento en el grosor de 1.9% y 2.4%, respectivamente. Esos resultados demuestran una modificación a la refracción original de -3.11D, mostrando una reducción de la miopía -1.18 a $\pm 0.81D$ en pacientes jóvenes (21 a 31 años). Además, demostró que dos terceras partes de la reducción de la ametropía alcanzada, se mantenía hasta por tres horas después de retirado el lente de geometría inversa (Paragon, dk 100) usado por la noche durante 12 horas continuas ⁵⁶.

Por otro lado, Swarbrick (2003) determinó que la disminución de la ametropía de los pacientes es dependiente del tiempo. En su trabajo determina que el uso de lentes de contacto de geometría inversa produce una reducción de la ametropía de 0.61D a los 10 minutos, 0.86D a los 30 min, 1.21D a los 60 minutos y 1.63D en 8h, medido con topógrafo. También determina que la modificación de la superficie corneal es más rápida cuando la córnea tiene una forma prolata; y en sus proyecciones identifica que los astigmatismos con la regla pueden corregirse en un 60%⁵⁷.

Mountford, en el mismo año, menciona que con los lentes de geometría inversa puede existir una reducción de la toricidad corneal del 50%, produciendo un valor Q más positivo (0.14 +-0.18) 60 minutos después de usar el lente⁵⁸.

Jaikishan y Swarbrick (2005) determinaron que las modificaciones de la superficie corneal tras el uso de lentes de geometría inversa (bi-ultra-visión, 145 dk) por un periodo de 1h, son dependientes de la edad. En su estudio identificaron que las modificaciones del radio apical y el grosor corneal son parecidas en pacientes con edades de entre 7.8 y 11.2 años, comparadas con

pacientes con edades entre los 20.9 y 28.3 años, en donde existió un aumento del radio apical (0.23 ± 0.01 , 0.15 ± 0.01 mm y respectivamente) y una disminución del grosor corneal de < 0.05 mm respectivamente. Mientras que en el grupo de pacientes con edades entre los 37.8 y 50 años, las modificaciones fueron más lentas y menores en el radio apical ($0.06 - 0.06$ mm), condición que se adjudica al adelgazamiento normal producido por la edad ⁵⁹.

Queiros (2011) determinó que la principal modificación producida por el uso de lentes de geometría inversa es una redistribución del epitelio, produciendo una nueva curvatura que disminuye la elevación paracentral en pacientes adaptados con ortoqueratología, y promueve un aumento en la elevación corneal en pacientes con cirugía Lasik ($- 4.14 \pm 0.89$ D). Tales modificaciones se llevan a cabo dentro de los 5 o 6 mm paracentrales, después de 3 meses de uso nocturno del lente de contacto (8hrs) en 60 pacientes jóvenes (18.5 – 38.1 años de edad)⁶⁰.

En un caso particular, Kastin (2014) identificó que la regresión en la curvatura corneal producida por PRK, se debe a una desorganización de los componentes del estroma: glucosaminoglicanos, mucopolisacáridos y colágeno. Dicha regresión puede controlarse con la adaptación de lentes de contacto de geometría inversa, demostrando un aplanamiento central de $- 0.75$ D que no afectan a la periferia, usando un lente que modifica solo de 4 – 5 mm centrales, con un tiempo de uso de 8 a 10h por un periodo de 6 meses, en pacientes de entre 24 y 49 años. Además recomienda el uso de lentes de diámetro grande, debido a que cuando el diámetro de la ablación es > 6 mm, el ajuste del lente puede presentar complicaciones⁶¹.

Owens (2004) determina que la deformación corneal producida por la adaptación de un lente de contacto de geometría inversa de uso nocturno por un mes, afectará únicamente a la zona que se mantenga en contacto con el mismo, de modo que existe un aplanamiento de las caras anterior ($0.03 - 0.0048$ y posterior $0.04 - 0.013$), reduciendo la miopía en un rango de -2.28 a -0.01 , en pacientes jóvenes (17 a 37 años), con miopías iniciales de 1.00D a -4.00 D⁶².

Marjorie (2003) determinó que los cambios de curvatura que ofrece la ortoqueratología son dependientes del tiempo, y existe variabilidad entre individuos. Esto lo demostró 6 horas después de haber retirado los lentes de contacto de geometría inversa de uso nocturno, reportando una agudeza visual de 20/20 (en el 74% y 61% de los casos para ojo derecho e izquierdo, respectivamente), y una sensibilidad al contraste de 20/20. Valores que se modificaron por una regresión de la ametropía de -0.25 y -0.50 para cada ojo. Concluyendo que el tiempo promedio para la modificación corneal es de 8 meses, encontrando los primeros resultados favorables, un mes después de iniciado el tratamiento⁶³.

Mountford (2012) determinó que el astigmatismo no puede eliminarse por el método de la ortoqueratología, únicamente se produce una disminución del 50% en la porción central de 1.5mm; condición determinada por la comparación de las queratometrías y los mapas topográficos después de la adaptación de lentes de contacto de geometría inversa de uso nocturno en pacientes (jóvenes con una graduación de -0.50 -1.75D). Además, Bailey y Carney determinaron que la adaptación de un lente de contacto de geometría inversa más plano que k, produce un cambio de 90° en el eje del astigmatismo⁵⁸.

Al parecer, la cara posterior de la córnea no presenta cambios significativos por la adaptación de lentes de contacto de geometría inversa de uso nocturno, ya que según el trabajo de Andrew y Pauline (2010), la cara posterior solo presenta modificaciones en las primeras 2 horas de uso del lente, comparada con la cara anterior, en donde se encontraron disminuciones de la graduación de hasta $-2.95 \pm 0.88D$ en pacientes con miopías de -0.75 a -4.50D, en los 6 meses de duración del estudio. Además de que los cambios importantes se presentan dentro de las primeras 24 horas en pacientes sanos de 19 -30 años de edad⁶⁴.

Swarbrick (1998)⁶⁴ menciona que hay una redistribución de tejidos estromales y epiteliales, además de que Owens (2004)⁶⁴ menciona que la curvatura corneal posterior se aplanan con orto K, solo en las primeras horas, Tsukiyama (2008)⁶⁴ refiere que no hay ningún efecto sobre la superficie posterior por lo que los cambios son reversibles⁶⁴.

Trefford (2004) determinó que el edema que producen los lentes de contacto de geometría inversa afecta principalmente al área paracentral, con un porcentaje del 4.9 a 6.2% superior a los valores previos a la adaptación del lente de contacto en uso nocturno, y comparados con la porción central de la córnea, que al parecer no tiene cambios. Evento que puede ser posible debido al adelgazamiento que sufre la porción central de la córnea por el uso de los lentes de contacto en pacientes miopes (-1.00D a -6.00D) con rango de edad de 21 a 51 años. Mediciones realizadas con OCT. De este modo, determinó que los efectos que produce la ortoqueratología disminuyen progresivamente el mismo día que se retiran los lentes de contacto⁶⁵.

Existe una variabilidad en los resultados del uso nocturno de lentes contacto de geometría inversa que se estabiliza en los primeros 10 días después de iniciado el tratamiento, comparado con el uso nocturno de lentes RGP convencionales, con los cuales según Albarbi y Holen, no existe modificación alguna del epitelio y el endotelio corneal. Sin embargo, el uso de lentes de contacto de geometría inversa, produce un adelgazamiento de $-9.3 \pm 5.3\mu\text{m}$ en el epitelio, y un engrosamiento estromal no cuantificado en el cuarto día, datos reportados por los mismos autores. Condición reportada también por Swarbriky (1989), en adaptaciones con ojos abiertos⁶⁶.

Debido a las condiciones morfofisiológicas post quirúrgicas de la córnea, Taylor (2010) recomienda el análisis de cada caso en particular, y la adaptación de lentes de contacto en la siguiente jerarquía: geometría inversa, RGP, hidrofílico, y como última opción a los lentes esclerales, con la finalidad de minimizar el deslumbramiento y la presencia de halos de colores⁶⁷.

Mejiome (2007) utiliza nomogramas para la adaptación de lentes de geometría inversa basados en las medidas queratométricas. Él identifica la importancia del uso de dichos nomogramas, debido a que las modificaciones realizadas entre el lente de prueba y el lente definitivo, son del orden de 0.10mm, aunque recomienda el uso del topógrafo como una herramienta certera en el proceso de adaptación⁶⁸.

En el 2003, Lindsay identifica la relevancia de poner la misma atención a las condiciones fisiológicas que a las morfológicas, de las córneas post quirúrgicas, debido a que la relación córnea – lente debe ser lo menos agresiva posible; y realza las ventajas del uso de lentes de contacto de geometría inversa para la obtención de una buena calidad visual en los pacientes. También hace hincapié en la importancia de las técnicas de adaptación a córneas post quirúrgicas, debido a que son susceptibles a la presencia de neovascularización⁶⁹.

Tahham (2003) comparó diferentes tipos de lentes de contacto de geometría inversa y criterios de adaptación. Determinó que los lentes con fenestraciones son igual de eficaces reduciendo la ametropía en la primera semana, comparados con que aquellos que no las tienen. Según su experiencia, existió una reducción de -2.00D en miopes (con rango de miopía de -1.00 a -4.00D) con edades 18 a 35 años, con un tiempo de uso nocturno de un mes. Además de que determinó que el éxito en la calidad visual depende del tipo de adaptación⁷⁰.

Hiraoka (2007) reportó un aumento de la sensibilidad al contraste en pacientes miopes adaptados con lentes de contacto de geometría inversa (0.25 +- 0.08 a 0.08 +- 0.10 D sin brillos), condición que disminuyó con 3 meses de tratamiento debido a un aumento en las aberraciones en coma producidas por la adaptación de los lentes, y responsables de la visión mesópica de los pacientes. Estos resultados indican que a mayor miopía, aumentan las modificaciones en las aberraciones de alto orden⁷¹.

Al parecer, existe una baja incidencia de complicaciones por el uso de lentes de contacto de geometría inversa, ya que en la experiencia de 60 pacientes reportados por Marjorie en el 2003, en dónde se corrigió un 74% de la ametropía para pacientes jóvenes, con ametropías de (-2.25+/-1.00), la única complicación encontrada fue la presencia de un anillo de hierro en la periferia del epitelio corneal causada por el lente de contacto. Además de que el mismo autor menciona la presencia de una úlcera corneal en un niño de 9 años adaptado con estos lentes en un periodo de 8 meses.

CAPITULO VI CONCLUSIONES

Hoy en día faltan estudios suficientes para determinar los cambios que sufre la córnea de pacientes post quirúrgicos a *Lasik*, adaptados con lentes de contacto de geometría inversa.

Para la comprensión de tal tema, en este trabajo se tomaron en cuenta los estudios que se han producido para la adaptación de ortoqueratología con lentes de geometría inversa, debido a la poca información sobre el tema, ya que los lentes de contacto de geometría inversa se utilizan con frecuencia para la modificación de la morfología corneal.

Al analizar las conclusiones de los estudios relacionados con el seguimiento de pacientes post quirúrgicos a cirugía refractiva *Lasik* y adaptados con lentes de geometría inversa podrían indicarse.

Existe una disminución de la graduación al rededor de $- 2.28D$. Después de usar lentes de geometría inversa 8hras diarias por un mes.

Entendiendo que el espesor central del epitelio es de $50\mu m$, hay un adelgazamiento corneal epitelial $0.03\mu m$ dentro de la primera semana, y un adelgazamiento de $0.0048\mu m$ en la segunda (Helen y Owens 2004); además, existe engrosamiento del estroma periférico ($+10.9\pm 5.9\mu m$) dentro de los primeros 10 días, comparado con aquellos pacientes que utilizan LCRGP convencionales (Albarbi y Helen 2003).

Tras probar diferentes materiales de lentes de contacto, la deformación corneal (1 mes), modifica únicamente el 50% de la ametropía (Meijome 2007)

La forma de la córnea y el rendimiento óptico cambian de forma gradual en tan solo 15 min después de colocar el lente de contacto, de acuerdo con los estudios de Soni et al 2003⁸³; otros estudios refieren que al usar lentes de geometría inversa por 10 min se puede observar un aumento en el radio apical, una disminución del grosor corneal central y un cambio en la esfericidad 0.36 ± 0.14 (Jayakumar y Swarbrick 2005)⁸⁴.

Estos cambios se presentan por una redistribución de tejidos estromales y epiteliales, en la primeras semanas (Helen Owens 2004), en donde se presenta un aplanamiento 3.86 ± 0.88 mm en los primeros 10 min en la topografía corneal y una reducción en la toricidad del 50% (Swarbrick y Mountford 2003).

Al usar lentes de contacto de geometría inversa se puede esperar una reducción del 50% del astigmatismo, principalmente sobre 2mm en el acorde central reportado por (John Mountford en 2012). Además de que los pacientes post Lasik de miopía, adaptados con lentes de geometría inversa, aplanan la córnea 2 veces: una por el procedimiento quirúrgico, y otra por la adaptación del lente de geometría inversa (Queiros 2011).

Los cambios reportados en la curvatura corneal posterior en la primera noche son mínimos, y no hay un valor específico como lo reportó (Andrew y Pauline en el 2010); aunque existen otros autores como (Tsikiyama 2008) quien indica que no se presenta ningún cambio en la superficie corneal posterior.

Se ha reportado que el uso de lentes de geometría inversa por la noche durante 3 meses, puede mejorar la agudeza visual, la graduación y sensibilidad al contraste, parámetros que se mantienen por 6 horas después de retirar los lentes de contacto. Sin embargo, 8 hrs después hay una regresión de estos parámetros, condición que depende de cada individuo (Marjorie 2002)

Se ha descrito que la edad del sujeto sometido al tratamiento de ortoqueratología en miopía también es un factor determinante, ya que la respuesta a la geometría inversa en pacientes adultos es más lenta que en una persona joven. (Jayakumar y Swarbrick 2005)⁸⁴ confirmaron esta información mediante el estudio de la respuesta de orto K en un periodo corto de tiempo comparando en pacientes de 5 a 16 años con un grupo de 17 a 35 años y un último con una edad mayor a 36 años. En donde se encontró un cambio epitelial significativamente menor en el grupo de los pacientes de mayor edad.

Existe información que demuestra que las aberraciones de alto orden aumentan tras la terapia de ortoqueratología en miopía, incluso en casos de éxito. Condición que promueve un aumento del astigmatismo corneal regular,

esto significa que a mayor corrección de miopía hay más cambios en las aberraciones de alto orden de la córnea de los pacientes (Hiraoka 2007). Todos estos factores llevan a la pérdida de sensibilidad al contraste en frecuencias espaciales bajas de acuerdo con (Berntsen, Barr, Mitchel 2005).

El uso continuo de lentes de geometría inversa por 4 semanas promueve una inflamación central mayor que paracentral; condición que se recupera en las primeras 3 hrs (Trefford 2004) después de retirar los lentes. (Holden y Mertz 1994) establecieron el primer criterio para evitar la hipoxia corneal con el uso de lentes de contacto, identificando un valor umbral de la transmisibilidad al oxígeno igual a 87×10^{-9} , sin embargo Harvitt y Bonano redefinieron dicho valor de 125×10^{-9} . En 2007 Dwight demostró la superioridad en la transmisibilidad al oxígeno de los materiales de lentes de contacto rígido de gas permeable (90×10^{-9}) en comparación con los lentes de hidrogel de silicona (125×10^{-9}), es similar y se cree que los lentes rígidos presentan mayor transmisibilidad al oxígeno por el diámetro.

El uso de esta modalidad de lentes, también promueve un edema del 6% durante el uso nocturno (o mayor a la normal 4%), que disminuye 3 horas después de retirar los lentes de contacto (Richard Cort 2003).

En ese sentido, los resultados de los estudios que buscan aumentar la transmisibilidad al oxígeno de los pacientes adaptados con lentes de contacto con fenestraciones de 0.2mm (colocados en intervalos de 120°), comparados con aquellos pacientes adaptados con lentes de contacto sin fenestraciones, demostraron que el promedio de reducción de la graduación fue de -2.00D (una graduación promedio en la deformación corneal producida por este tipo de lentes). De modo que es importante usar lentes de contacto con alta transmisibilidad al oxígeno, debido a que las zonas más susceptibles en la disminución de la oxigenación son aquellas en las que se encuentran las cicatrices, como lo reporto (Lindsay 2003) en pacientes con trasplante de córnea.

Por tal motivo se considera que sin importar el diseño del lente, todos tipos de lentes son buenas opciones para corregir la visión, la razón por la que puede

variar es por la forma de la adaptación. (Tahham 2003), existe una baja incidencia en la presencia de complicaciones por el uso de lentes de contacto de geometría inversa. Sin embargo, es común encontrar un anillo de hierro en la periferia media del epitelio corneal.

De este modo, es importante conocer que además de la posibilidad que tiene un paciente de utilizar lentes de contacto de geometría inversa, existen otras opciones viables como son: adaptación de lentes de contacto RGP convencional, esclerales y como última opción (debido a que no genera superficies homogéneas), un lente de contacto hidrofílico (Taylor 2010).

Los cambios que se presentan en una cornea normal, se esperaría que sean semejantes en corneas post-quirúrgicas, estos son dependientes del tipo de lente, la adaptación y del tiempo de uso.

Se debe tener cuidado en los pacientes post-operados de miopía, ya que el centro corneal se adelgaza y al colocar un lente de contacto de geometría inversa adelgaza más y la parte central hay cambios de $0.5 - 0.9\mu m$ después de 8 horas de uso.

Se sabe que el estroma tiene un edema en la periferia después del 4to día de uso de lentes de geometría inversa, por lo que se debe tener cuidado en pacientes post-quirúrgicos, porque al aumentar el espesor en la periférica hay un acumulo de lagrима en la parte central, lo que estará provocando una lente positiva y no permitirá que el paciente vea claro todo el tiempo.

Se ha reportado que al colocar un lente de geometría inversa existe una variación de la Rx del paciente de hasta 1.63D, con un horario de uso de 8hrs, habrá que esperar la variación de la visión por el uso del lente.

▪

En condiciones de ortoqueratología se ha reportado la corrección de hasta 0.85D de astigmatismo; por lo tanto podría considerarse la variación en la Rx de un paciente tras 8hrs de uso de lente de geometría inversa.

Se ha reportado que la asfericidad corneal después de usar lentes de geometría inversa por 8hrs tiene una variación de entre 0.32 – 0.04 por lo que se debe tener cuidado en los pacientes post-quirúrgicos de miopía e hipermetropía.

El uso de lentes de geometría inversa puede provocar un edema tras 8hrs de uso y al retirar los lentes de contacto el edema solo se mantiene por 3 horas, esto también sucede en los pacientes post- quirúrgicos.

La edad es importante para la modificación corneal, a mayor edad los cambios son lentos. Es la razón por la que la mayoría de los estudios se realizan en pacientes jóvenes, en los artículos revisados el rango de estudio se conformó de entre los 21 años hasta los 35 años.

Los lentes de contacto de geometría inversa tienen la posibilidad de mejorar la visión de pacientes post -operados a Lasik que no están satisfechos con la visión. Este trabajo demuestra que la adaptación de lentes de contacto de geometría inversa, es una buena opción para este tipo de pacientes ya que proporciona una mejor agudeza visual, que coadyuva al desarrollo de las actividades diarias de forma satisfactoria.

Es primordial recordar que se les debe dar seguimiento por los cambios que provocan estos, por adelgazamiento epitelial, edema corneal y el aumento del grosor estromal.

CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

	2013			2014			2015
	OCT	NOV	DIC	ENE	MAYO	DIC	FEB
Generar pregunta de investigación	X						
Generar objetivos		X					
Plantear metodología		X					
Hacer búsquedas			X				
Recuperar material			X				
Lectura y selección de material				X	X		
Análisis de información					X	X	
Escrito de primer borrador					X	X	
Revisiones con directores					X	X	
Revisiones con asesor					X	X	
ENTREGA							X

REFERENCIAS

1. Durán de la Colina J A. Anatomía fisiología de la córnea. 1998. Vol. 1
2. Rapuano J. Cirugía refractiva. American Academy Of Ophthalmology. (AAO). 2011 – 2012
3. Boutboul S, G Negro, Moore J, et al. Un subgrupo de pacientes con distrofia epitelial de la membrana basal corneal tienen mutaciones 2006; 6:553-5
4. Santodomingo J, Villa C. La cornea parte III: Alteraciones asociadas al uso de lentes de contacto. Gaceta de Optometría y óptica oftálmica, ISSN 2173-9366, N°. 456, 2011. 38-47
5. Hamano H, Maeda N, Hamano T, Mitsunaga S, Kotani S. Corneal thickness change induced by dozing while wearing hydrogel and silicone hydrogel lenses. Eye Contact Lens 2008;34:56-60.
6. Latorre CM, Báez G, Giraldo PA, Anatomía y fisiología de la córnea, Clínica Boyd Centro de Oftalmología, Panamá. medical Publisher 2012. 2-6
7. Santodomingo J, Villa C, Morgan P. Lentes de contacto adaptadas en España en 2009. Gaceta Óptica 2010; 445:18-20.
8. Robert C. enfermedades de la cornea, cuarta edición.
9. Ladage PM. What does overnight lens wear do to the corneal epithelium: is corneal refractive therapy different. Eye Contact Lens 2004; 30:194-7.
10. Calvache A. Topografía corneal, breve historia sobre el estudio de la morfología de la córnea. Dic 2012
11. Montes, R. optometría: principios básicos y aplicación clínica. 125, año 2011.
12. Rowsey JJ. PERK corneal topography predicts refractive results in radial keratotomy, ophthalmology 1986. 93-94
13. Shukair TS. Estudio topográfico corneal y estudio refractivo en niños de tres a quince años. Madrid, Junio 2010
14. John E. Enfermedades externas y cornea. American academy ophthalmology. Sociedad española de oftalmología, 2008-2009

15. Perez JF, Labao A. A Brief History and evolution of soft contact lenses part 1: materials, Revista panamericana de lentes de contacto. vol. 1 January/february/march 2009
16. Arevalo F. Eye MD association. Tipos de lentes de contacto. American Academy of Ophthalmology 2013.
17. Fraunfelder FW, Wilsonse. Laser in situ keratectomy in the correction of myopic astigmatism. Cornea 20(4): 385-387.2001.
18. Ortega EJ. Adaptación de lentes de contacto rígidos esféricos con base en topografía corneal en pacientes con córneas irregulares inducidas por cirugía refractiva. Ciencia y Tecnología para la Salud Visual y Ocular Vol. 7 N.º 2: 49-56 / Julio - diciembre de 2009
19. Bueno S. Terapia refractiva corneal: una opción nueva y segura para corregir la miopía. Rev. Esp. Contac 2006; 13: 53-60
20. Boyd S, La Torre M, Baez MV, Giraldo A. anatomía y fisiología de la cornea. panamá
21. Grosvenor T. Optometría de atención primaria. año 2005. 6
22. M. Belin. Corneal tomography Base en elevación. 16
23. Jaramillo, J. fisica 2004, 375
24. Ha BJ, Kim SW, Kim SW, Kim EK, Kim T. Pentacam and Orbscan II Measurements of Posterior Corneal Elevation before and After Photorefractive Keratectomy. J Refract Surg. 2009; 25(3):290-95.
25. Messmer JJ. Lasik: a primer for family physicians. American Family Physicias. 2010; 81 (1): 42-47
26. Barraquer JI. Keratomileusis for the correction of myopia. Ann Inst Barraquer 5: 209-229.1964.
27. Rojas, E. González J. Lasik vs. Laser desde la perspectiva morfométrica corneal in vivo. Revista mexicana oftalmológica 2013;87(3):145:157
28. Williams DK. One-year results of Laser Visión Correction for Low to Moderate Hyperopia. Ophthalmology 107: 72-75. 2000.
29. Hurtado, E. cirugía refractiva laser corneal lasik vs prk en miopía baja, media y elevada. Alicante, mayo 2011
30. Azar DT. Refractive Surgery. Second edition. Mosby Elsevier.2007

31. Alharbi A, Swarbrick HA. The effects of overnight orthokeratology lens wear on corneal thickness. *Invest Ophthalmology Vis Sci* 2003; 44:2518-23.
32. Stulting RD, Carr JD, Thompson KP et al. Complications of laser in situ keratomileusis for the correction of myopia. *Ophthalmology* 1999; 106: 13-20.
33. Lasik y superficie ocular posibles mecanismos que provocan complicaciones de la superficie ocular después de Lasik. *Cornea* _ Volumen 27, Number 8, Suppl. 1, September 2008
34. Sánchez A, Muñoz P. comparación del índice de asfericidad pre y postquirúrgico en pacientes con astigmatismo miope compuesto con tratamiento tissue saving contra asferico. *Rev Mex Oftalmol*; marzo – Abril 2009; 83(2);91-94
35. Sabino S. El epilasik como tratamiento en pacientes miopes con corneas de espesor reducido. (tesis Doctoral) Departamento de óptica y optometría de la universidad politécnica de Cataluña. Terrasa. Junio 2011
36. Sánchez JC. acuaporinas: proteínas mediadoras del transporte de agua. Vol. 34, n° 4, *Colombia medica*. 2003
37. Bueno MJ. introducción a la óptica instrumental. 1981
38. Willams R, Velasco R, Baca O, Babayan O. Microscopia confocal en distrofias corneales. *Rev. Mex Oftalmol*; enero-Febrero 2009;83(1):26-34
39. Martin R. Contactología aplicada. Un manual práctico para la adaptación de lentes de contacto. 2005
40. Vivo FG. Garrido JL. Topografía corneal mediante discos de placido estrategias de optimización de la estimación topográfica. N:457, Marzo 2011
41. Serrano L. Cambios refractivos y corneales en ortoqueratología. (Tesis Doctoral) Máster universitario en optometría y ciencias de la visión. Terrasa jun2011
42. Merino O. Anatomía e histología de la córnea. España: Universidad de Barcelona. Abril de 2011
43. Murube J. ojo seco y otros trastornos de superficie ocular, diagnostico y tratamiento en xerodacriología. 2000
44. Kanski JJ. *Oftalmología clínica*. 5ª edición. 2004.

45. Durán de la Colina JA. complicaciones de los lentes de contacto
46. Saona Santos, Carlos L. contactología clínica. Topografía corneal, 2ª edición. 2006
47. Gómez L, A. asociación para evitar la ceguera en México I.A.P. hospital "Dr., Luis Sánchez Bulnes"
48. Aymee T, Torres R, Hernandez C, Marcoleta R. Topographic results achieved patients wearing contact lens. Revista cubana de oftalmología. 2009; 22(1)
49. Kaufman PL. Fisiología de la óptica y la refracción del ojo, aplicación clínica. Décima edición. 2003
50. Arntz A. pasado, presente y futuro de la cirugía refractiva. escuela de medicina UC. Pontificia universidad católica de Chile. Vol. 32, N:2, 2007
51. García J, Walter F. Muñoz L. Fundamentos de optometría y refracción ocular. 2011
52. Urrutia IP. Resultados refractivos en pacientes operados de catarata con antecedentes de cirugía refractiva corneal. Rev Mex Oftalmol; Noviembre-Diciembre 2006; 80(6):312-317
53. Duran de la colina Juan A. Anatomofisiología de la córnea. Complicaciones de las lentes de contacto. 1998
54. Merchan G. índice 1.3375. Ciencia y Tecnología para la Salud Visual y Ocular Vol. 7 N.º 2: 79-85 / Julio - diciembre de 2009
55. Mijail T, Hernandez A. Height topographers in the diagnosis of keratoconus, instituto cubano de oftalmología "Ramón Pando Ferrer" La Habana Cuba. 2011;24(2):364-373
56. Kort R, Sorbara L, Wang J, Desmond F, Jones L. Topographical Thickness of the Epithelium and Total Cornea after Overnight Wear of Reverse-Geometry Rigid Contact Lenses for Myopia Reduction. November 2003, Vol. 44, No. 11
57. Swarbrick H. Sridharan R. Corneal Response to Short-Term Orthokeratology Lens Wear. Optometry and Vision Science, Vol. 80, No. 3, March 2003
58. Mountford J. An analysis of the astigmatic changes induced by accelerated orthokeratology. Clin Exp Optom 2002; 85: 5: 284-293
59. Swarbrick H. Jaikishan J. the effect of age on short-term orthokeratology.

- Optometry and Vision Science, Vol. 82, No. 6, June 2005.
60. Queiros A. villa C. Gutierrez a. anterior and posterior corneal elevation After Orthokeratology and Standard and customized Lasik Surgery. Eye & Contact Lens 2011;37:354-358.
 61. Kastin L. Gartry D. Contact Lens Fitting After Photorefractive Keratectomy. July 14, 2014 – Published.
 62. Owens H. Posterior Corneal Changes whit Ortokeratology. Optometry and Vision Science, Vol. 81, No. 6, June 2004.
 63. Marjorie J. Barr Joseph. Ortokeratology and Corneal Refractive Therapy: A Review and recent Findings. Eye & Contact Lens 29(1S): S49–S53, 2003.
 64. Andrew K. Chen D. Posterior corneal curvature change abd recovery after 6 months of overnight ortokeratology treatment. Ophthal. Physiol. Opt. 2010 30: 274–280.
 65. Trefford S. Samena H. Corneal and Epithelial Thickness Changes After 4 Weeks of Overnight Corneal Refractive Therapy Lens Wear, Measured With Optical Coherence Tomography. Eye & Contact Lens 30(4): 189–193, 2004.
 66. Alharbi A. Swarbrick A. The Effects of Overnight Orthokeratology Lens Wear on Corneal Thickness. Investigative Ophthalmology & Visual Science, June 2003, Vol. 44, No. 6
 67. Taylor S. Burnett N. Dealing with complex prescriptions & surgical cases. Academy ciba vision. Oct 2010.
 68. Meijome J. Villa C. Nomogram, Corneal Topography, and Final Prescription Relations for Corneal Refractive Therapy. Optometry and Visión Science, Vol. 84, No. 1, January 2007.
 69. Lindsay R. Contact lens fitting following corneal graft surgery. Clin Exp optom 2003; 86:4:244-249.
 70. Tahhan N. Comparison of Reverse-Geometry Lens Designs for Overnight Orthokeratology. Optometry and Vision Science, Vol. 80, No. 12, December 2003.
 71. Hiraoka T. Mesopic Contrast Sensitivity and Ocular Higher- Order Aberrations after Overnight Orthokeratology. 2008

72. Lui W, Edwards M, Cho P. Contact lenses in myopia reduction-from orthofocus to accelerated orthokeratology. *Contact Lens & Anterior Eye* 2000. 23(3):68-76.
73. Wlodyga RJ, Bryla C. Corneal molding: The easy way. *Contact Lens Spectrum* 4(8):58-65. 1989.
74. Mountford J, Ruston D, Dave T. History and general principles. In: *Orthokeratology. Principles y practice*. 2004th: 175-205.
75. Hom M, Bruce A. *Manual de prescripción y adaptación de lentes de contacto*. 3ª edición. Barcelona: 668-674. 2007
76. Coon LJ. Orthokeratology, Part II: Evaluating the Tabb method. *Journal of the American Optometric Association* 55(6):409-418. 1984
77. Swarbrick HA. Orthokeratology review y update. *Clinical & Experimental Optometry* 89(3):124-143. 2006
78. Gifford P, Au V, Hon B, Siu A, Xu P, Swarbrick HA. Mechanism for corneal reshaping in hyperopic orthokeratology. *Optometry & Vision Science* 86(4):306-311. 2009
79. Caroline PJ. Contemporary orthokeratology. *Contact lens & anterior eye* 24(1):41-46. 2001
80. Mountford J. An analysis of the changes in corneal shape and refractive error induced by accelerated orthokeratology. *International Contact Lens Clinic* 24(4):128-143. 1997
81. Saona C. *Contactología clínica*. 2ª edición. Barcelona; 412-413. 2006
82. Bournes WM, Hodge DO, McLaren JW. Estimation of corneal endothelial pump function in long-term contact lens wearers. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1999;40:603-11.
83. Soni PS, Nguyen TT, Bonanno JA. Overnight orthokeratology Visual and corneal changes. *Eye & Contact Lens* 29(3):137-145. 2003
84. Jaikishan J, Swarbrick HA. The effect of age on short-term orthokeratology. *Optometry & Vision Science* 82(6):505-511. 2005
85. *Imagen 4 Arch Soc Esp Oftalmol* v.83 n.10 Madrid oct. 2008
86. *Imagen 5 Guía de ortoqueratología nocturna*. Polymer technology. A Bausch and Lomb Company. 2ª Edición, 2003.

