

Universidad de Cantabria Facultad de Medicina Departamento de Ciencias Médicas y Quirúrgicas

TESIS DOCTORAL

SOBRE EL ENCURVAMIENTO PERIFÉRICO EN LA TOPOGRAFÍA CORNEAL TRAS CIRUGÍA REFRACTIVA (LASIK) PARA CORRECCIÓN DE MIOPÍA Y LA RELACIÓN CON PARÁMETROS OCULARES BIOMECÁNICOS Y QUIRÚRGICOS

Steepening in peripheral corneal topography after Lasik surgery in myopic patients and its relation with biomechanical and surgical parameters

José Ignacio Velarde Rodríguez

Santander, 2014

Universidad de Cantabria

Facultad de Medicina

Departamento de Ciencias Médicas y Quirúrgicas

TESIS DOCTORAL

SOBRE EL ENCURVAMIENTO PERIFÉRICO EN LA TOPOGRAFÍA CORNEAL TRAS CIRUGÍA REFRACTIVA (LASIK) PARA CORRECCIÓN DE MIOPÍA Y LA RELACIÓN CON PARÁMETROS OCULARES BIOMECÁNICOS Y QUIRÚRGICOS

Trabajo presentado para aspirar al grado de Doctor en Medicina y Cirugía.

Autor: José Ignacio Velarde Rodríguez

Dirigido por:

Prof. Javier Llorca Díaz

Prof.^a Dolores Ortiz Márquez

Dr. José N. Fernández del Cotero Muñoz

Santander, 2014

AGRADECIMIENTOS

- Al tutor Prof. Javier Llorca, Dra. Dolores Ortiz con su constante aliento y tenaz revisión y Dr. Cotero. A los tres por su dirección y acompañamiento en este viaje.
- Al personal del Instituto Cántabro de Oftalmología; el personal de quirófano,
 Pilar Hoya, Gema Berasategui y Luis Valentín Gamazo por su inestimable
 colaboración; el soporte incondicional de Patricia Casuso en el apartado de los
 modelos corneales experimentales, con la ayuda de Fátima Martínez.
- A Fernando Antón (INDO) por sus aportaciones en el apartado del láser excimer y los test hemisféricos experimentales de PMMA diseñados para el equipo Nidek EC-5000.
- Al profesor Juan Amodia por sus consejos sobre el SPSS y a Raquel, responsable del aula de informática del centro de la UNED en Santander.
- In memoriam, Prof. Santiago Alonso Caviedes, primer tutor.
- A Linda Müller por su interés sobre el comportamiento de la periferia corneal al hablar del aplanamiento central inesperado, y al Prof. Keith Meek por sus aportaciones sobre la microestructura corneal.

...la gente capaz de ver más allá de lo evidente – apuntó Ufa – , la gente que no se conforma y que prefiere mirar debajo de las piedras...

Matilde Asensi - El último Catón

Begin doing what you want to do now. We are not living in eternity. We have only this moment, sparkling like a star in our hand, and melting like a snowflake.

Marie Beyon Ray

DEDICATORIA

A Pilar

y a todos aquellos de la siguiente generación: Cristina, Lucía, Mar...

que se decidieran a emprender una como esta.

ÍNDICE

I – INTRODUCCIÓN
I.1 La córnea
I.1.1 La estructura corneal17
I.1.2 El espesor corneal
I.1.3 El estudio de la forma de la córnea: topógrafos y tomógrafos
I.1.3.1 La topografía corneal
I.1.3.2 La tomografía corneal
I.2 La cirugía refractiva corneal
I.2.1 El láser excimer
I.2.2 Las técnicas de superficie
I.2.3 La técnica LASIK
I.2.4 Calidad, seguridad y eficacia
I.2.5 Nomogramas y resultados
I.3 La biomecánica corneal y su influencia en los resultados
I.3.1 La córnea no es de plástico40
I.3.2 Características biomecánicas: rigidez, elasticidad y deformación45
I.3.3 Medida de las propiedades biomecánicas de un tejido in vitro
I.3.4 Sistemas de medida tisular in vivo47
I.3.5 Estudio de los efectos biomecánicos después de la cirugía a través de la topografía corneal
I.3.5.1 Variaciones del aplanamiento post-quirúrgico del centro corneal52

I.3.5.2 La presencia de encurvamiento en la periferia corneal	
I.3.5.2.a Engrosamiento	55
I.3.5.2.b Encurvamiento	56
I.3.5.2.c Gradiente dióptrico	57
I.4 Avances sobre el estado del arte	60
I.4.1 Hallazgos sobre la estructura tridimensional de la córnea	60
I.4.2 La refracción de la retina periférica y su importancia en el freno de la progre	sión de la
miopía	62
II – HIPÓTESIS	65
III – OBJETIVOS	67
IV – MATERIAL Y MÉTODOS	69
IV.1 Muestra	69
IV.2 Criterios de inclusión	72
IV.3 Criterios de exclusión	72
IV.4 Topografía corneal y selección de las zonas útiles	74
IV.5 Parámetros quirúrgicos	78
IV.5.1 Láser excimer	78
IV.5.2 Funcionamiento del sistema	80
IV.5.3 Plan quirúrgico	82
IV.5.4 Microqueratomo automático	85
IV.5.5 Sistema de seguimiento activo del centro pupilar (eye-tracking)	87
IV.5.6 Procedimiento quirúrgico	
IV.5.7 Tratamiento pre y post-quirúrgico	90
IV.6 Medida del encurvamiento topográfico periférico	90
IV.7 Características del anillo de encurvamiento periférico	95
IV.8 Modelo geométrico para valoración del gradiente dióptrico periférico	

IV.9 Medida del aplanamiento central inesperado10	04
IV.10 Aplicación sobre un modelo corneal experimental10	05
IV.10.1 Modelo corneal experimental de polipropileno10	07
IV.10.2 Modelo corneal experimental de PMMA1	09
IV.10.3 Modelo corneal experimental de flúor-acrilato de silicona1	11
IV.10.4 Modelo corneal experimental de hidrogel de silicona11	12
IV.11 Análisis estadístico1	14
V – RESULTADOS	17
V.1 Descripción de la muestra1	17
V.2 Encurvamiento periférico	17
V.2.1 Magnitud del encurvamiento periférico temporal1	17
V.2.2 Anillo de encurvamiento periférico1	19
V.2.3 Angulo de encurvamiento teórico	22
V.3 Aplanamiento central inesperado12	23
V.4 Comparación por año, sexo y presencia de anillo12	24
V.4.1 Comparación por año de cirugía12	24
V.4.2 Comparación por sexo12	26
V.4.3 Comparación por presencia de anillo12	27
V.5 Correlación entre variables	28
V.6 Modelos de relación con el encurvamiento12	35
V.6.1 Modelos para el encurvamiento temporal	38
V.6.1.1 Modelo para el encurvamiento temporal medio12	38
V.6.1.2 Modelo para el encurvamiento a nivel del hemianillo temporal13	39
V.6.2 Modelos para el anillo de encurvamiento14	41
V.6.2.1 Modelo para la localización del hemianillo temporal14	42
V.6.2.2 Modelo para la localización del hemianillo temporal corregido14	43

V.6.2.3 Modelo para el diámetro del anillo	144
V.7 Resultados obtenidos sobre un modelo corneal experimental	146
V.7.1 Modelo corneal experimental de polipropileno	147
V.7.2 Modelo corneal experimental de PMMA	148
V.7.3 Modelo corneal experimental de flúor-acrilato de silicona	149
V.7.4 Modelo corneal experimental de hidrogel de silicona	
VI – DISCUSIÓN	153
VI.1 El encurvamiento periférico	154
VI.2 El ángulo α	155
VI.3 La profundidad de ablación	156
VI.4 El aplanamiento central inesperado	157
VI.5 La localización del encurvamiento periférico	157
VI.6 El ángulo Kappa	159
VI.7 La edad	161
VI.8 Otros factores	162
VI.9 El encurvamiento periférico en otras técnicas	165
VI.10 El modelo corneal experimental	
VII – CONCLUSIONES	173
VIII – REFERENCIAS	177
IX – ANEXOS	201
IX.1 Comunicaciones relacionadas con esta tesis	201
IX.2 Becas y premios relacionados con esta tesis	204

I - INTRODUCCIÓN

La miopía es una de las ametropías o defectos de refracción más frecuente, pudiendo llegar a tener una prevalencia del 80% en algunos grupos de población (Saw 2005). Para su corrección existen diferentes modalidades, entre las que se encuentra la cirugía refractiva, cuyo objetivo es corregir las ametropías utilizando métodos quirúrgicos para alterar la refracción ocular. Puede actuar sobre la córnea, modificando la curvatura corneal, o sobre el cristalino utilizando el implante de una lente intraocular (Hersch 1998, Rosen 1998). En este trabajo nos centraremos en la primera de las posibilidades, la cirugía refractiva corneal, y en concreto en una de sus técnicas, la Queratomileusis In Situ Asistida por Láser, a la que a partir de ahora nos referiremos por su acrónimo en inglés "LASIK".

En una de las pruebas que se realizan para verificar la forma de la córnea antes y después de este tipo de cirugía, denominada topografía corneal, y que por ahora podemos decir que se asemeja a un mapa con diferente coloración, aparecen dos factores que no entran dentro de las expectativas. El primero consiste en que después de la cirugía los valores centrales de ese mapa son algo diferentes a los previstos (más adelante profundizaremos en las causas). El segundo es la presencia de un anillo en la

periferia con valores incrementados de curvatura (representados en color rojo) (Fig. 1). La idea de que ambos hechos, el que se desarrolla a nivel central y el que tiene lugar en la periferia, tengan un nexo de unión en sus variaciones, fue el punto de partida para la realización de este estudio.



Figura 1.- Topografía corneal a los 3 meses de una cirugía con técnica LASIK. Se observa la presencia de un anillo de color amarillo-rojizo en la periferia.

I.1.- La córnea

Cuando la luz llega al ojo, el primer tejido que encuentra es la córnea, bañada por la película lagrimal. Es el elemento del ojo con mayor poder dióptrico e inicia el complejo proceso de la visión. Esquemáticamente, podemos decir que a partir de aquí, la luz atraviesa el humor acuoso de la cámara anterior y la pupila para llegar al cristalino. Este componente ocular, que pierde la transparencia en las cataratas, enfoca la imagen y a través del humor vítreo la proyecta en la retina. En esta capa, los fotoreceptores inician su procesado y las señales generadas son enviadas a través de la vía óptica finalizando a nivel cerebral. En el córtex occipital se inicia la sensación visual (Alonso 1991) (Fig. 2).



Figura 2.- Izquierda: Polo anterior de un ojo humano. Derecha: Croquis esquemático de las estructuras principales que atraviesa la luz, representada por un trazo recto gris, al llegar al ojo.

Podemos decir que, comparativamente, la córnea para el ojo es semejante al cristal de una ventana para una habitación. Por ello una de sus principales peculiaridades es la transparencia.

I.1.1.- La estructura corneal

A veces nos puede parecer, que la forma de algunas estructuras en la naturaleza y en la arquitectura es bastante similar, como se muestra en la Figura 3. En ella se representa la analogía de aspecto que puede existir entre la córnea humana y un puente atirantado; o entre una cúpula estrellada y el iris, aunque su funcionamiento sea completamente diferente.





Figura 3.- Superior- izquierda: Imagen con lámpara de hendidura del polo anterior de un ojo humano que mira hacia arriba. Superior-centro: Croquis esquemático de la sección transversal del polo anterior del ojo. Superior-derecha: Puente J.J. Arenas, Santander. Inferior-izquierda: Cúpula de la Iglesia de la Virgen Grande, Torrelavega (Luis Moya, 1964)(*). Inferior-derecha.Estroma iridiano y pupila de un ojo humano. (*) Sobre una idea de Javier Llorca, fotografía del autor, basada en imagen de Roberto Velarde.

En arquitectura, una cúpula o una bóveda tiene un peso que ha de ser soportado y que se distribuye a través de una serie de elementos de descarga en la estructura (Campuzano 1985) (Fig. 4). El efecto final es el mantenimiento del edificio.



Figura 4.- Esquema de la transmisión y reparto de las cargas de una bóveda: pilares, arbotantes y contrafuertes o botareles.

La córnea no tiene un peso notable que deba ser sustentado, pero sí una forma que ha de ser mantenida. Está compuesta por varias capas de diferente espesor. Las dos más externas, por debajo de la película lagrimal, son: el epitelio, que mantiene su integridad frente a las agresiones por poseer un proceso continuo de regeneración iniciado a partir del limbo corneal, y la membrana de Bowman que no se regenera. Las más internas son la membrana de Descemet y el endotelio. Esta última, que se encuentra en contacto directo con el humor acuoso, está compuesta por una monocapa de células de aspecto hexagonal sin capacidad de regeneración, siendo compensadas sus pérdidas celulares mediante la expansión de las células adyacentes. Junto con el epitelio se ocupa del mantenimiento de la hidratación corneal. Todas ellas representan un pequeño porcentaje del espesor total (Fig. 5).



Figura 5.- Arriba: Esquema de las diferentes capas corneales que va a atravesar la luz, desde el exterior (izquierda) hacia el interior (derecha). Abajo izquierda: Imagen mediante lámpara de hendidura de la sección del espesor corneal. Abajo-derecha: Fotografía in-vivo del endotelio corneal humano mediante microscopía especular (Nikon AS-1).

Entre ellas se sitúa el estroma, responsable de la forma corneal e integrado por varios cientos de lamelas apiladas con disposición angular. Se extienden de limbo a limbo paralelas a la superficie y cada capa tiene una orientación preferente vertical u horizontal, rotada 90 grados con respecto a sus vecinas. Están compuestas por haces de fibrillas de colágeno embebidas en una matriz de proteoglicanos (PGs) y sales. La densidad celular es muy baja (Muller 2004).

La disposición espacial de estas fibrillas está en relación directa con la propiedad del estroma: su transparencia. Tienen un diámetro muy pequeño que les permite evitar la dispersión de la luz. Están dispuestas con una gran proximidad entre ellas y con una organización regular (hexagonal). A su vez están interconectadas por los proteoglicanos, que forman una estructura similar a un gel que rodea cada fibrilla individual. Se ha supuesto que esta matriz de PGs proporciona una mayor resistencia frente a la compresión. Cuando esta perfecta disposición se altera como es el caso del edema, la distancia inter-fibrilar aumenta, reduciéndose la transparencia.

La estructura del estroma corneal y su disposición en profundidad no tiene una distribución homogénea y uniforme (Bron 2001). En la periferia y el tercio anterior del estroma las lamelas de colágeno son más pequeñas y están más entrelazadas con ramificaciones entre ellas (conexiones inter-lamelares). Este entrelazado ocurre en el plano horizontal a nivel de todo el estroma; sin embargo el entrelazado antero-posterior predomina en el tercio anterior, donde también tiene lugar la inserción de algunas lamelas en la membrana de Bowman directamente. En el estroma medio y posterior, unas lamelas de mayor tamaño van a ir más paralelas a la superfície corneal con un mínimo entrelazado (Komai 1991, Radner 1998, Ojeda 2001, Boote 2003) (Fig. 6). Esta particularidad facilita la disección en los injertos corneales lamelares y explicaría el menor edema del tercio anterior cuando la córnea es sumergida en solución salina.



Figura 6.- Izquierda: Esquema del entrelazado lamelar corneal de frente. Derecha: Corte esquemático representando con grises la reducción del entrelazado desde el estroma corneal anterior hasta el posterior.

Newton y Meek comprobaron que la orientación de estas fibrillas cambia según las diferentes zonas del estroma. En el centro predomina la orientación ortogonal supero-inferior y nasal-temporal. En la periferia tienden a adoptar una disposición más tangencial, configurando el anillo limbar a lo largo de su circunferencia (Newton 1998, Aghamohammadzadeh 2004). Parece probable que el objetivo de este anillo sea ayudar a mantener una curvatura corneal adecuada, y tiene sus implicaciones a la hora de realizar incisiones limbares en la cirugía de la catarata y en cirugía refractiva (Meek 2004). Con su grupo de la Universidad de Cardiff tuve la oportunidad de colaborar para el análisis de la disposición espacial del colágeno en la estructura corneal mediante estudio de la difracción de rayos X (Abahussin 2006).

La disposición angular de las lamelas, su entrelazado espacial y su entretejido aportan cohesión inter-lamelar (resistencia al despegamiento) y una gran ayuda contra el deslizamiento. Dan a la córnea una gran fortaleza tensional, contribuyen al mantenimiento de su forma y son la base de su respuesta frente a la cirugía.

I.1.2.- El espesor corneal

En sujetos normales, el grosor corneal central tiene un valor medio en torno a los 545 µm, con un amplio rango. Conforme nos vamos desplazando hacia la periferia corneal, el espesor también se va incrementando, hasta tener una diferencia de unos 100 µm con respecto al valor del centro. Tanto en los casos extremos relativos a su grosor (corneas finas o gruesas), como en su localización (centro o periferia), desconocemos por ahora si en el incremento o reducción del espesor corneal están contribuyendo todas las capas por igual.

Dentro de un grupo familiar con espesores corneales centrales y periféricos altos, se observó la presencia de valores similares entre la mayoría de los miembros de primer y segundo grado (Fig. 7) (Velarde 1993). Existe un componente hereditario claro en el espesor corneal central, que se ha comprobado tanto en grupos de gemelos como en familiares (Zheng 2008, Landers 2009).

Existe un factor étnico, que hace que la existencia de disparidad de valores afecte también a las distintas razas de la especie humana, con grupos que poseen espesores corneales más reducidos (japoneses, africanos) o más gruesos (hispanos, caucásicos) (Aghaian 2004, Lazreg 2013).



Figura 7.- Representación gráfica de los espesores corneales periféricos en un grupo familiar con valores altos. Cada línea de color representa los valores de los individuos, medidos a un milímetro del limbo. Los valores en sujetos normales están situados en torno a los 645 µm con un amplio rango.

Se ha prestado una creciente atención al impacto del espesor corneal como un potencial determinante en la medida de la tensión ocular y el riesgo de glaucoma (Congdon 2006). Parece existir también una correlación entre el espesor y algunas propiedades como la viscoelasticidad corneal, como veremos más adelante, que no es tan fuerte en ojos glaucomatosos (Mangouritsas 2009).

I.1.3.- El estudio de la forma de la córnea: topógrafos y tomógrafos

La córnea es la superficie óptica más importante del dioptrio ocular y con un poder refractivo de unas 42 dioptrías es responsable del 70% de la potencia refractiva de todo el ojo. Desde mediados de los años 80 del pasado siglo, para su evaluación se utiliza la video-queratografía asistida por ordenador (topografía corneal). *Topo-graphos*

son dos palabras griegas que significan representación de la forma de un sitio: por ejemplo la tierra, la luna, los planetas, etc. La topografía suministra una imagen bidimensional que permite detectar anomalías de la forma en su superficie anterior (Ambrosio 2010).

Una evolución de esta técnica es la tomografía corneal. *Tomo-graphos* significaría representación gráfica de la sección y una de sus variantes es la tomografía axial computerizada (TAC), de amplio uso en medicina. Son sistemas que utilizan tecnología capaz de obtener imágenes de hendidura y su posterior integración generando imágenes tridimensionales. Se aplican a la córnea (caras anterior y posterior) generando mapas que incluyen el espesor.

I.1.3.1.- La topografía corneal

Como citamos al comienzo, esta prueba nos informa de la forma corneal antes y después de la cirugía. Ha representado la referencia (*Gold Standard*) para la valoración de la superficie corneal anterior durante más de 20 años. Son sistemas basados en su mayoría en el efecto de espejo convexo producido por la película lagrimal y la imagen virtual que se genera al proyectar sobre la córnea el disco diseñado por Antonio Plácido en 1882 (Fig. 8). Este consiste básicamente en una serie de anillos concéntricos con un orificio en su centro desde donde se puede observar la imagen corneal. La incorporación de la fotografía permitió comparar las imágenes obtenidas con las de esferas de dimensiones conocidas y cuantificar los radios corneales. La posterior incorporación del

análisis gráfico por ordenador hizo posible su uso en práctica clínica a partir de los años 90 del pasado siglo.

La disposición de los anillos del disco en la imagen virtual va a variar dependiendo de la forma del objeto analizado. Permite la reconstrucción de la cara corneal anterior en dos dimensiones.



Figura 8.- Izquierda: El disco de Plácido tal como lo ve el ojo del paciente en un topógrafo. Derecha: Imagen captada por un topógrafo de la reflexión sobre la córnea de un disco de Plácido con más de 20 anillos. Se puede observar que cada anillo reflejado está constituido por numerosos puntos que proporcionan detalle en la representación gráfica de la córnea.

Posteriormente se introdujo un código de colores para su interpretación, así como una serie de índices para su análisis cuantitativo (Wilson 1991). Teniendo en cuenta que la asignación de los colores depende de la escala de referencia, siempre tendremos que tener en cuenta el tipo de escala utilizada. La mayoría miden la pendiente y reproducen un mapa de curvatura, siendo capaces de detectar algo que no se ve. Un ejemplo son los pequeños cambios en la superficie corneal originados por ectasias corneales antes de que se altere la visión o haya signos biomicroscópicos (Ambrosio 2010).

Los mapas elaborados pueden ser de varias clases dependiendo del estudio realizado: curvatura, elevación, potencia óptica, etc.

La topografía de curvatura es la mejor manera de representar la forma de la córnea. Representa en colores cálidos las zonas de menor radio (mayor curvatura y potencia) y en colores fríos las áreas de mayor radio (menor curvatura y potencia). Las zonas que tuvieran unos valores medios de curvatura, vendrían representadas en colores con tonalidades verdes.

Según el área que queramos estudiar, se pueden utilizar varias proyecciones. La topografía axial se denomina así por utilizar como referencia el eje y representa mejor los valores centrales. Para valorar la periferia y cambios localizados es preferible la topografía tangencial. Puede representar mejor formas locales de la superficie anterior valorando la curvatura de un punto con respecto a sus adyacentes e identificar con más precisión las zonas de la periferia (Cairns 2005).

La córnea no es una esfera perfecta. A partir de los 4 milímetros centrales tiene lugar un progresivo cambio en su pendiente, de forma que hacia la periferia se vuelve asférica con una disminución de la curvatura.

La topografía de elevación representa en un mapa las diferencias de cada punto con respecto a una superficie o esfera de referencia. Según sea su valor tendrían un color determinado: valores situados por encima de la esfera quedarían reflejados en colores cálidos y aquellos que se encuentran por debajo de la referencia estarían representados en colores fríos. Los valores que se ajustan a la esfera de referencia vendrían representados en colores verdes.

La córnea normal es más curva en el centro y se va aplanando progresivamente hacia la periferia con una transición suave. Esta configuración se denomina "prolata" y la inversa se denominaría "oblata". En la representación gráfica de una córnea normal mediante topografía de curvatura, encontraríamos un área central de curvatura media, que estaría representada en colores verdes, y una zona periférica más plana conforme se acerca al limbo, que se va a traducir en un progresivo cambio hacia coloración azul (Read 2006) (Fig. 9).



Figura 9.- Topografía en proyección axial de una córnea normal (mapa de curvatura), con valores medios en el centro (verde) y la transición suave hacia zonas más planas (azul) en la periferia.

I.1.3.2.- La tomografía corneal

Como se ha comentado anteriormente, la tomografía se basa en imágenes de diferentes secciones corneales. Podríamos clasificar los tomógrafos corneales en función del sistema empleado, aunque algunos de ellos son sistemas híbridos que también utilizan el disco de Plácido:

- Barrido de hendidura horizontal (Orbscan)
- Imagen con cámara Scheimpflug rotacional (Pentacam, Galilei, Oculyzer, Preciso, TMS-5, Sirius)
- Tomografía de coherencia óptica rotacional (Visante, SS1000 Casia)
- Barrido de arco mediante ultrasonidos de alta frecuencia (Artemis)

En este estudio utilizaremos el equipo Orbscan II, lo cual nos va a permitir la elaboración de los mapas topográficos y tambien mostrar la geometría del segmento anterior del ojo. Utiliza la tecnología de barrido con hendidura junto con un avanzado disco de Plácido (Fig. 10).

El sistema de adquisición utiliza la proyección de 40 hendiduras de luz, veinte a cada lado, que son proyectadas con un ángulo de 45°, analizando los bordes anterior y posterior de cada hendidura, suministrando unos 9000 puntos de estudio por cada hendidura, además de la reflexión de la imagen de los anillos de Plácido (Bausch & Lomb 2002).



Figura 10.- Izquierda: Disco de Plácido del Orbscan, con el punto de fijación central y los orificios laterales para las hendiduras. Derecha: proceso de barrido de hendidura para la recogida de datos.

Proporciona información precisa sobre las caras anterior y posterior de la córnea, su curvatura, elevación, etc. así como del espesor corneal y la separación entre el eje visual y el eje pupilar (ángulo Kappa).

I.2.- La cirugía refractiva corneal

Como citamos al principio, la cirugía refractiva corneal tiene como objetivo modificar la forma de la córnea para obtener un cambio en su poder refractivo.

En el siglo XIX se realizaron las primeras incisiones corneales para reducir el astigmatismo. En los años 30 del pasado siglo el japonés Sato realizó incisiones corneales en varias series de ojos, reduciendo su componente esférico. Estas técnicas incisionales se utilizaron posteriormente para corregir la miopía (queratotomía radial) y el astigmatismo (incisiones transversas) con gran difusión entre los años 70 y 90 a

través de Fyodorov (Rusia) y Bores (EEUU) (Ivashina 1987). La técnica radial utilizaba incisiones para relajar la córnea periférica y lograba como efecto rebajar la curvatura (*flattening* o aplanamiento) del centro corneal, con el consiguiente cambio refractivo. Se llegó a su optimización de cara a los resultados simplificando el número de incisiones y mejorando la profundidad (Menezo 1986) (Fig. 11), si bien, actualmente no se utiliza.



Figura 11.- Izquierda: Fotografía de un caso clínico de queratotomía radial con incisiones múltiples (Fernández del Cotero, 1990). Derecha: Esquema de queratotomía radial standard (8 incisiones)

José I. Barraquer inició en los años 50 las primeras incisiones lamelares modelando el tejido corneal en frío con fines refractivos (kerato-mileusis). Posteriormente ideó el sistema de corte corneal (micro-queratomo) para crear un colgajo corneal y exponer el estroma anterior. La motorización y evolución de este sistema ha llegado hasta su universalización en nuestros días (Shemesh 2002).

I.2.1.- El láser excimer

A mediados de los años 80, el excited-dimer-láser (excimer) que se utilizaba en la fabricación de microchips debido a su exactitud en la ablación del plástico, comenzó a utilizarse sobre tejido corneal. Básicamente consiste en una fuente de energía, un sistema de entrega/reparto y una unidad de control. El haz generado pasa a través de una serie de prismas y espejos para mejorar sus cualidades ópticas (Basting 2005).

Se han desarrollado muchas aplicaciones para conseguir que el suministro final del haz sobre la córnea tenga el perfil deseado. En el caso de la miopía, la ablación que realiza el láser es mayor en el centro corneal que en la periferia, con el consiguiente cambio de curvatura. Un sistema de salida mediante diafragma se va abriendo progresivamente a intervalos programados para controlar el diámetro del haz.

Dependiendo del sistema de salida pueden ser de campo amplio o scan. El sistema scan utiliza unos sistemas de entrega y control mas complicados pero la fuente de energía puede ser mucho menor.

Su baja longitud de onda (193nm) produce interacciones fotoquímicas rompiendo los enlaces de carbono (fotoablación). Es un sistema de eliminación de tejido sumamente preciso, no térmico, y el tejido de alrededor no resulta quemado o dañado. Cada pulso elimina solo áreas puntuales de tejido con una profundidad de 0,25 μ m, permitiendo la ablación de tejido en el centro corneal sin distorsión del paso de todas las longitudes de onda de la luz.

I.2.2.- Las técnicas de superficie

La primera técnica de ablación corneal mediante láser excimer fue superficial y se denominó fotoqueratectomía refractiva (PRK según su acrónimo en inglés) (Fig. 12).

Previamente se realizaba la eliminación del epitelio corneal, bien manualmente o mediante el láser y a continuación se ablacionaba directamente la membrana de Bowman y parte del estroma anterior. En el post-operatorio se empleaban antiinflamatorios para controlar los procesos de cicatrización. Durante el proceso de recuperación solían presentarse algunas alteraciones de la visión nocturna, fenómenos de neblina corneal (haze) y halos por la interacción entre el nuevo epitelio y los queratocitos activados (O'Brart 1994).



Figura 12.- Imagen de una queratectomía foto-refractiva (PRK) a las 24 horas. Iluminación lateral de la superficie corneal mediante lámpara de hendidura. Se observa la presencia de la úlcera central, la pupila se encuentra dilatada y lleva adaptada una lente de contacto blanda como vendaje terapéutico para reducir las molestias (Velarde 1995).

Actualmente se utilizan otras variantes de ablación superficial como la queratectomía sub-epitelial asistida por láser (LASEK) que comenzó a utilizarse a principios del presente siglo o el epi-LASIK. En la primera, antes de la ablación del tejido corneal, se crea un colgajo epitelial. Para ello antes se ha aplicado durante 30 segundos sobre el epitelio una solución de alcohol diluido, que va a facilitar su despegamiento. En la segunda el colgajo epitelial se realiza automáticamente mediante un epi-queratomo. Posteriormente el colgajo se recoloca (flap-on) o no (flap-off) y se adapta una lentilla terapéutica durante unos días. (Taneri 2011).

I.2.3.- La técnica LASIK

Hace años que la técnica LASIK es una alternativa quirúrgica popular utilizada para la corrección de errores refractivos como la miopía, la hipermetropía o el astigmatismo.

En esta técnica, mediante el microqueratomo o el láser de femtosegundo, se realiza un colgajo lamelar en la superficie corneal incluyendo el epitelio, la membrana de Bowman y capas superficiales del estroma. Este colgajo o flap, que permanece unido al resto por un extremo o charnela, es retirado hacia atrás para exponer el estroma. Se realiza la fotoablación mediante el láser excimer, modificando la curvatura corneal para mejorar la visión sin corrección del paciente. Al terminar la acción del láser, el colgajo es recolocado. La conservación de la membrana de Bowman y el epitelio hace que la cirugía sea menos dolorosa y que la recuperación visual sea más rápida debido a que se disminuyen las irregularidades de la superficie corneal (Farah 1998).

Esta técnica precisa una estructura no alterada y un espesor corneal determinado. Después del corte lamelar y la ablación, se ha de conservar un grosor adecuado en el lecho residual que no comprometa la integridad de la arquitectura corneal. De no ser así se produciría una descompensación de su estructura, originándose una ectasia corneal (Seiler 1998).

Es una técnica en constante evolución que permite su progreso técnico y la optimización de sus procedimientos quirúrgicos. Actualmente la realización de los colgajos mediante láser de femtosegundo permite reducir la variabilidad de su espesor gracias a su mayor regularidad, con la posibilidad de colgajos ovales para ablaciones elípticas (Kezirian 2004).

I.2.4.- Calidad, seguridad y eficacia

Para conocer la calidad de una técnica quirúrgica, es fundamental registrar los resultados, y a partir de su estudio asesorarnos sobre su efectividad real. En el campo de la cirugía de la catarata, este trabajo se inició en Europa de la mano del Prof. Lündstrom, mediante el registro nacional de cataratas sueco, que se amplió formando el European Cataract Outcomes Registry en el que tuve la oportunidad de trabajar como coordinador de uno de los cuatro centros españoles iniciales (Lundström 2001, Velarde 2009). De acuerdo con las palabras de su promotor, "recoger los datos de los resultados

es parte de nuestro trabajo, siempre necesitamos medirlos y registrarlos para conocer cuales son nuestros resultados". Más allá de la personal actuación de cada cirujano, un repaso estructurado a los resultados nos indicará si las expectativas quirúrgicas son ajustadas a la práctica clínica. El paciente debe ser informado de las expectativas en cuanto a resultados antes de la cirugía y forma parte del consentimiento informado. Bajos resultados en un grupo concreto de pacientes puede indicar una decisión en contra de la cirugía.

Actualmente, el European Registry of Quality Outcomes for Cataract and Refractive Surgery (EUREQUO) se ha ampliado a la mayoría de los países europeos, incluyendo también los resultados de la cirugía refractiva. Permite elaborar guías de actuación basadas en la evidencia (Lundström 2012).

Con decenas de millones de pacientes intervenidos con técnica LASIK en todo el mundo, los porcentajes de satisfacción son superiores al 95% y es una técnica segura y eficaz en los pacientes adecuados (American Academy of Ophthalmology 2008, Solomon 2009).

I.2.5.- Nomogramas y resultados

Los métodos para determinar las porciones de la córnea que habían de ser tratadas para obtener una forma determinada se determinaron empíricamente.

La fórmula de Charles Munnerlyn se derivó de la creación de una superficie lenticular en un modelo de plástico, en concreto polimetilmetacrilato (PMMA) y fue
modificada a partir de la experimentación animal. Considera a la córnea como dos superficies refractivas con un relleno de tejido entre ambas cuyo índice de refracción es conocido.

El objetivo del tratamiento de la miopía era disminuir la curvatura corneal, y se consideró a la ablación como la diferencia entre la superficie objetivo y la superficie esfero-cilíndrica previa (Curvatura final = Curvatura inicial – Sustracción de tejido). El algoritmo de Munnerlyn indica la profundidad teórica que necesita ablacionar un láser excimer por cada dioptría que se va a corregir en función de la anchura de la zona óptica (Munnerlyn 1988). En la práctica, se añade una zona de transición para evitar una transición abrupta en los bordes de la zona óptica.

En la actualidad, cada láser tiene diferente plataforma de emisión, diseño del software, perfil de ablación y tanto las profundidades como las formas de la ablación han evolucionado, siendo ligeramente diferentes a la fórmula teórica (Flanagan 2005). Son propiedad de cada fabricante y no se conoce el porcentaje de similitud con la fórmula original. Podemos decir que en unos sistemas los perfiles de ablación se centran en la totalidad del sistema óptico y en otros se centran en la córnea (Kohnen 2006).

Aunque los algoritmos daban lugar a resultados razonables, a lo largo de los años se realizaron diferentes ajustes (nomogramas) sobre la corrección a realizar elaborados por los propios fabricantes y por una serie de cirujanos de acuerdo a la experiencia con datos clínicos reales (Ditzen 1999). Cirujanos individuales utilizaban sus propios factores, haciendo difícil la interpretación sistemática de resultados. Se optimizaban las correcciones de acuerdo a los valores medios, no a la respuesta de cada persona, con un cierto error de predicción, por lo que no se llegaba a lograr la optimización individual que busca el cirujano y es demandada por los pacientes. A pesar de la gran aceptación que tuvo entre los pacientes, se presentaban fenómenos como los halos o alteraciones de la calidad visual en condiciones escotópicas (baja luminosidad) debido a aberraciones de alto orden, sobretodo la aberración esférica inducida (Anera 2003).

Se han postulado diferentes cálculos empíricos y modelos para aproximarse a la comprensión del comportamiento de la córnea, considerada en un principio como un material sólido bajo el influjo de la presión intraocular (Djotyan 2001, Gatinel 2001). Intentan lograr una óptima precisión en la predicción del resultado final incorporando la mayor cantidad posible de factores para poder simular la respuesta corneal (Pinsky 2005, Yoon 2005, Deenedayalu 2006, Pandolfi 2008, Roy 2009).

I.3.- La biomecánica corneal y su influencia en los resultados

En los inicios de la cirugía refractiva corneal, las técnicas incisionales como la queratotomía radial producían modificaciones refractivas por una respuesta de tipo biomecánico. Se actuaba activamente sobre la periferia corneal practicando incisiones con el objetivo de conseguir un efecto sobre el centro. Ese concepto no se tuvo en cuenta posteriormente cuando el cambio refractivo fue realizado mediante el tallado de la córnea a través de la ablación.

El cambio refractivo producido no es solo el resultado de la modificación de la forma y el consiguiente proceso de reparación que tiene lugar después de la sustracción de tejido corneal. Se observó que el valor del cambio de curvatura conseguido no era exactamente igual al previsto. Para intentar comprender esta ligera falta de predictibilidad del resultado final, se planteó un modelo de comportamiento de la córnea que pudiera explicarlo, introduciendo el concepto de respuesta biomecánica corneal frente a la ablación con el láser excimer (Dupps 1995, Roberts 2000a). Existía la posibilidad de que esta base biomecánica estuviera detrás de la variabilidad inter-sujetos en los resultados refractivos después de la cirugía con láser (Dupps 2001)(Fig. 13).



Figura 13.- Esquema para mostrar el efecto añadido o inesperado. Se representa la curvatura corneal mediante un trazado curvo. Con trazo continuo figura la curvatura inicial y en línea de puntos la curvatura prevista después de la cirugía. La diferencia entre ambas seria el efecto producido por la ablación. En trazos discontinuos figura la curvatura final, cuya diferencia con la curvatura prevista sería el aplanamiento añadido o inesperado por efecto biomecánico.

También se observó que este efecto variaba, es decir, había unos casos en los que esta respuesta era mayor o menor con respecto a los demás (González 2001). En el caso de la miopía, este efecto "no esperado" se va a añadir al que ha sido realizado por la propia cirugía, lo cual hace que el efecto final sea mayor del que se había previsto inicialmente, tendiendo a producirse híper-correcciones.

Por ello, se planteaban varios interrogantes:

- Primero: La posibilidad de poder medir, cuantificar, el cambio corneal añadido (inesperado) que ha sido inducido por fenómenos de origen biomecánico.
- Segundo: Identificar y valorar un parámetro o factor personal que hiciera que la respuesta corneal frente a la misma cirugía fuera de diferente magnitud entre unos pacientes y otros (diferente respuesta biomecánica individual).

La caracterización cuantitativa de las propiedades biomecánicas corneales de los pacientes puede suministrar información muy útil para la planificación de la cirugía refractiva. Igualmente resulta de gran utilidad para la detección precoz de patologías derivadas de alteraciones estructurales.

I.3.1.- "La córnea no es de plástico"

Para poder predecir con precisión el comportamiento que va a tener la córnea cuando eliminamos una parte de su superficie, es necesario comprender cómo es su arquitectura y cuál es su naturaleza biomecánica (Meek 1999).

Una de las posibles causas de este fenómeno inesperado es que el tejido corneal no se comporte como un material inerte. Hay que tener en cuenta que para una corrección de 6 dioptrías en una cirugía refractiva, con una técnica de superficie (PRK -LASEK) se ha estimado que se lesionarían 5 millones de fibras de colágeno. En la técnica LASIK esta cifra se multiplicaría casi por 50 (Marshall 2005). Ya desde los primeros momentos posteriores a la cirugía, en la córnea sucede algo diferente a la mera sustracción del tejido producida por la acción del láser excimer. En otras palabras y citando a Roberts, "la córnea no es de plástico" (Roberts 2000b).

Se había planteado un modelo del comportamiento biomecánico tras la cirugía, en el que el efecto inesperado central (aplanamiento) que se había observado tanto en PTK como en PRK fuera consecuencia de la relajación lamelar en periferia corneal (Dupps 1995). Se completó con el comportamiento de la micro-estructura de las diferentes capas corneales, asociado a las repercusiones que se van a producir por la lesión derivada de la ablación y que vamos a comentar (Roberts 2000b, Dupps 2001).



Figura 14.- Izquierda: Esquema de una sección de la córnea y la disposición apilada de las lamelas. Derecha: El efecto de la realización del flap en la técnica LASIK (1) con engrosamiento del flap y de la periferia superficial según el modelo de Dupps y Roberts.

En la cirugía con técnica LASIK, PRK, u otro tipo de procedimiento con ablación del centro de la córnea se produce la lesión en círculo de las lamelas centrales (Fig. 14). De acuerdo con el modelo citado este hecho produciría la relajación (pérdida de tensión) de la parte periférica de las lamelas seccionadas. Están ancladas en periferia al limbo y su sección reduce su resistencia a la expansión. El resultado final seria un engrosamiento de la periferia (Fig. 15).

En el modelo descrito, la disposición de las fibrillas y su grado tensional sería semejante a bandas elásticas a tensión que comprimen grupos esponjosos. Otro símil parecido sería introducir en el agua una maroma de cáñamo a tensión sujeta por los dos extremos: solo se moja la superficie. Sin embargo cuando cede la tensión en uno de los extremos y la sumergimos en el agua, la maroma se empapa.



Figura 15.- Izquierda: Esquema del corte lamelar producido por la ablación (2) y su efecto sobre el engrosamiento de la periferia según la teoría de Dupps. Derecha: efecto traccional (3) de la expansión del estroma periférico hasta los bordes de la ablación.

Esta expansión del estroma periférico puede generar una tracción transmitida por las densas uniones inter-lamelares hasta los bordes de la zona de ablación. En una córnea plana el resultado de la tracción sería un incremento de la tensión en la zona central. En una córnea con curvatura, su efecto se traduciría en una reducción de esa curvatura central (aplanamiento) (Fig. 16).

La magnitud de este efecto sería inversa al diámetro de la lesión lamelar, probablemente por la mayor o menor longitud residual de las lamelas seccionadas: a mayor longitud residual, mayor efecto. Ello implica que menores zonas ópticas y flaps más pequeños originen unas lamelas seccionadas de mayor longitud y un mayor efecto aplanamiento central (Potgieter 2005). También intervendría el diferente entrelazado lamelar en la periferia. Dentro del propio flap, la sección de sus lamelas hace que pierdan su conexión con la periferia, produciéndose en ellas pérdida de tensión y un relativo engrosamiento del centro del flap.



Figura 16.- Izquierda: Esquema del efecto central inesperado (4) como consecuencia del estiramiento (3) producido por el engrosamiento periférico (2). Derecha: Esquema del mismo efecto visto desde el centro corneal.

En cuanto a su repercusión, en el caso de cirugía de la miopía este efecto central inesperado debido al corte lamelar se sumaría al producido por la ablación, produciéndose una cierta hipercorrección. En la cirugía de la hipermetropía este efecto central inesperado tendería a neutralizar la acción del tipo de ablación de este tipo de cirugía, siendo su resultado cierta hipocorrección.

En la cirugía de la miopía con técnica LASIK el efecto de ligero engrosamiento del flap debido a su sección se contrapone al efecto de la ablación central. En el caso de cirugía de la hipermetropía con esta técnica, sucede a la inversa.

A partir de un cierto punto, si se produce una excesiva ablación reduciendo mucho el lecho estromal, el efecto es inverso, produciéndose una gran alteración estructural con el consiguiente "abombamiento" corneal o ectasia (Dupps 2005, Guirao 2005) (Fig. 17). Mayores zonas ópticas reducirían el riesgo de ectasia a pesar de la reducción en el espesor corneal, posiblemente por una distribución más uniforme de la presión sobre una superficie más amplia (Vinciguerra 2005).



Figura 17.- Izquierda: Esquema de una sección corneal post-ablación, con un lecho residual que no guarda el mínimo de seguridad. Derecha: evolución hacia la descompensación de la estructura corneal e inicio de la ectasia por fallo en su arquitectura.

El grado de este efecto sobre la curvatura central estaría en relación con la cantidad de engrosamiento periférico y sería un indicador de la respuesta biomecánica corneal a la cirugía refractiva (Roberts 2000b)

I.3.2.- Características biomecánicas: rigidez, elasticidad y deformación

Las propiedades biomecánicas de un material definen la relación entre la presión-tensión y la deformación en un tejido biológico. La presión/compresión es el efecto producido por una carga sobre un determinado área. La deformación es la relación entre el cambio producido y la medida inicial. En los materiales elásticos, como un muelle, un cambio en la tensión lleva consigo una deformación instantánea, que se recupera al retirar la carga. La relación entre fuerza/tensión y deformación en un material se conoce como módulo de elasticidad o de Young (Knox 2011).

En los materiales viscosos como la miel, se produce una resistencia a fluir, con una continua deformación a lo largo del tiempo mientras la carga se mantiene y no recuperan la forma original. Los materiales viscoelásticos, que incluyen casi todos los materiales biológicos, frente a una carga tienen una respuesta elástica inmediata seguida por una progresiva respuesta viscosa. Vuelven a su forma original una vez que la carga ha sido retirada (Kotecha 2007).

En términos mecánicos, el ojo es un recipiente a presión (presión intraocular) del que la córnea es una de sus paredes. Bajo los cambios fisiológicos de esta carga, la córnea es viscoelástica y tiene un comportamiento no-lineal en la relación presión/deformación, volviendo a su forma original. Se ha visto que la rigidez de la córnea es casi el doble en periferia que en la zona central en ambos meridianos, vertical y horizontal. Y que sucede lo mismo en la córnea anterior con respecto a los dos tercios posteriores, sobretodo por el entretejido de las fibras de colágeno en las lamelas adyacentes. Con la edad aumenta la rigidez corneal, de forma que entre los 20 y los 100 años lo hace con un factor aproximado de 2 (Knox 2011).

La modificación de la forma como respuesta a la alteración producida por un corte o ablación en un punto determinado dependerá de la distribución de la presión/tensión y las características biomecánicas y estructurales. Los resultados de la cirugía refractiva pueden ser alterados por este tipo de efectos.

Otras estructuras pueden participar también de este principio. Tal es el caso de la diferente deformabilidad de la cabeza del nervio óptico frente a un agente compresor (presión intraocular) en el glaucoma (Abitbol 2010).

I.3.3.- Medida de las propiedades biomecánicas de un tejido in vitro

No hay una técnica simple para medir las diferentes propiedades biomecánicas de un tejido. Se han empleado varios métodos para realizar las mediciones in vitro de la viscoelasticidad corneal y difieren mucho los resultados. Uno de ellos es trabajar con un fragmento aislado de tejido corneal, al que se separa de la estructura corneal. Otro son los test de insuflación del globo ocular, subiendo o bajando la presión intraocular y midiendo los cambios. También se han realizado pruebas con diferentes sistemas in vitro, como la interferometría holográfica (Jaycock 2005), la obtención de imágenes sobre la diferente propagación de ondas ultrasónicas (Nguyen 2012) o la medida de propiedades viscoelásticas por microscopía óptica brillouin (Scarcelli 2012) o microscopía de fuerza atómica (Lombardo 2012).

I.3.4.- Sistemas de medida tisular in vivo

Varios son los dispositivos construidos para intentar cuantificar de forma no invasiva las características biomecánicas de la córnea in vivo, en especial para hacer un diagnóstico precoz del queratocono y otras alteraciones estructurales.

La imagen corneal dinámica (DCI por sus siglas en inglés), tiene una base similar a la topografía corneal, reproduciendo los cambios de forma que se producen en la superficie de la córnea, después de realizar su indentación progresiva (Grabner 2005) (Fig. 18).



Figura 18.- Izquierda a derecha: Esquema de los cambios producidos por la indentación corneal central progresiva en forma de color (cambio de verde hacia azul) en la DCI.

El sistema Corvis sustituye la indentación por la proyección de un flujo de aire sobre el centro de la córnea. Estudia la deformación corneal que se produce a través de las imágenes de una cámara Scheimpflug de alta velocidad (Ambrosio 2011) (Fig. 19).



Figura 19.- Esquema de la sucesiva deformación corneal inicial y la posterior recuperación tras la proyección de un flujo de aire sobre el centro de la córnea.

Otras tecnologías para la representación de la elasticidad corneal son la elastografía corneal transitoria y la elastografía por tomografía de coherencia óptica (CTE y OCTE respectivamente por sus siglas en inglés) (Ford 2011).

En el año 2005 se presentó en Lisboa dentro del congreso de la sociedad europea de cataratas y cirugía refractiva (ESCRS) el ORA (Ocular Response Analyzer), un dispositivo que mide con rapidez y sencillez la presión intraocular y también informa sobre propiedades biomecánicas de la córnea (Luce 2005). Utiliza un pequeño, rápido y calibrado soplo de aire que aplana la cornea.

Suministra medidas como la histéresis corneal (medida de la amortiguación viscosa) y el factor de resistencia corneal (indicador de la resistencia global de la córnea), que está relacionado con el espesor corneal (Fig. 20). La histéresis describe la habilidad de un material elástico para recuperar su forma natural después de haber sido deformado por una fuerza exterior.



Figura 20.- Gráfica tipo suministrada por el O.R.A. Aplanación corneal a lo largo del tiempo tras la proyección del flujo calibrado de aire sobre el centro de la córnea. Valores de la presión intraocular (IOP) Goldmann y corregida, histéresis (CH), y factor de resistencia corneal (CRF).

Diferentes trabajos han estudiado los valores de estos indicadores biomecánicos en condiciones normales. Igualmente se han publicado estudios sobre las variaciones producidas por la cirugía refractiva o en diferentes tipos de patología, tanto corneal (queratocono, guttata) (Ortiz 2007, Shah 2007, Del Buey 2009) como sistémica (diabetes) (Sahin 2009).

También se ha observado su influencia, junto con el espesor corneal, en la medida de la presión intraocular; así como una relación inversa entre la histéresis y la progresión de pérdida de campo visual en el glaucoma (Congdon 2006).

En el caso de la cirugía refractiva con técnica LASIK, se ha observado que tanto en la realización aislada del flap (Gatinel 2007) como en la propia cirugía (Ortiz 2007, Shah 2007) los valores post-quirúrgicos de la histéresis corneal son inferiores a los previos. Ello nos informa del daño producido en la estructura corneal, debido sobre todo a la sección de las partes que componen su estructura (lamelas, fibrillas). Se ha citado en el apartado I.3 que para un mismo tipo de corrección, el número de fibrillas seccionadas en esta técnica es, con diferencia, muy superior a la cantidad seccionada en una técnica superficial como la PRK.

Al existir una variabilidad o disparidad de propiedades biomecánicas previa a la cirugía refractiva, podemos esperar que la consecuencia inmediata sobre el resultado quirúrgico sea que se pueda obtener una cierta variabilidad en las repuestas frente a un mismo tipo de cirugía. También podemos pensar que, en córneas con alteraciones estructurales incipientes no detectadas, pero con propiedades biomecánicas disminuidas,

se pueden originar resultados totalmente inesperados, como es el caso de las ectasias corneales post-quirúrgicas (Abahussin 2006).

Existe una relación moderada entre la histéresis y el espesor corneal central (Shah 2006), que se reduce en aquellos casos que presentan glaucoma primario de ángulo abierto (Mangouritsas 2009). Se ha observado que factores genéticos llegarían a explicar hasta el 77% de la variabilidad de esta característica biomecánica (Carbonaro 2008). En sujetos normales que tuvieran valores similares de espesores corneales, podrían existir casos que presentaran variaciones en los valores de la histéresis corneal. Dado que esta cirugía es un agente reductor de las propiedades biomecánicas del tejido corneal, las respuestas frente a ella también podrían experimentar alguna diferencia, con la consiguiente implicación sobre los resultados esperados.

I.3.5.- Estudio de los efectos biomecánicos después de la cirugía a través de la topografía corneal

Como ya se ha comentado, la córnea no es de plástico. Después de la cirugía refractiva con láser excimer tienen lugar una serie de cambios según el tipo de ablación realizada. En el caso que nos ocupa, la técnica LASIK para corrección de la miopía sin complicaciones, hay algunos efectos añadidos a las variaciones previstas por el algoritmo del láser.

La previsión inicial, si la córnea fuera efectivamente de plástico, sería obtener únicamente el cambio previsto en el centro de la córnea, de acuerdo a los cálculos realizados. Los efectos añadidos, se van a producir como respuesta de la propia córnea frente a la alteración que significa la cirugía y tienen una estrecha relación con sus propiedades biomecánicas. Podríamos decir que vamos a observar las consecuencias que se producen como reflejo indirecto de las propiedades biomecánicas de la córnea. Sin descartar otros posibles, centraremos nuestra atención sobre dos de estos efectos añadidos: a nivel central y a nivel periférico.

Para no suministrar elementos de confusión, a la hora de hablar del efecto inmediato del láser sobre el tejido corneal, hablaremos de ablación. En el estudio de los mapas topográficos corneales, en función de los efectos producidos sobre la potencia corneal expresada en dioptrías, hablaremos de aplanamiento (*flattening*) si esta se reduce y nos referiremos a encurvamiento si se incrementa (*steepening*) (Fig. 21).



Figura 21.- Esquema del aplanamiento y el encurvamiento con su efecto sobre la potencia corneal.

I.3.5.1.- Variaciones del aplanamiento post-quirúrgico del centro corneal

A principio de los años 90 se había observado que al realizar trepanaciones corneales superficiales, en las primeras fases se presentaba un aplanamiento central

(Gilbert 1990). También en los casos de queratectomías terapéuticas con láser excimer (PTK) para tratar alteraciones corneales superficiales, que en principio no lleva consigo modificación refractiva, se producía un cierto efecto hipermetrópico secundario a un aplanamiento corneal no previsto (Sher 1991).

Este efecto en principio fue achacado al funcionamiento de los diferentes tipos de láser excimer, a la pérdida de perpendicularidad en la ablación, al efecto de la hiperplasia epitelial o a los procesos de reparación corneal. Ya vimos en el apartado I.2.5, la optimización de las correcciones de acuerdo al promedio de los resultados obtenidos (nomogramas) y en el I.3.1, el modelo del comportamiento biomecánico de la córnea propuesto en 1995 por Dupps para explicarlo. El aplanamiento central no previsto se derivaría de la expansión lamelar que tiene lugar en la periferia corneal al seccionar las fibrillas de colágeno que permanecen ancladas al limbo.

En la cirugía refractiva de una miopía simple, se realiza una reducción de la potencia corneal mediante ablación del estroma central. Esa acción, según el modelo de Dupps y Roberts induce además un efecto aplanamiento añadido y de origen biomecánico que hace que la potencia final de la córnea tenga una leve variación con respecto a la previsión.

En el caso del LASIK, se ha observado que también se produce este tipo de respuesta cuando solo se ha realizado el tallado del colgajo o flap y el láser todavía no ha actuado. Su capacidad de respuesta biomecánica estaría más fuertemente asociada al espesor corneal y el lecho estromal residual que al grosor del propio flap (Lembach 2001, Potgieter 2005).

En nuestro caso, para el estudio de este efecto inesperado o añadido en un sistema de láser excimer concreto, inicialmente realizamos con el grupo de óptica de la Universidad de Cantabria un estudio en diferentes series de cirugía de la miopía con técnica LASIK (González 2001). Se consideró el aplanamiento inesperado como la diferencia entre el valor queratométrico central post-quirúrgico y el valor previsto para ese dato por el software del propio láser. También se elaboró un modelo óptico de trazado de rayos para la optimización del nomograma a aplicar teniendo en cuenta este efecto inesperado (Ortiz 2003).

Con posterioridad y con el mismo sistema de láser excimer, se realizó el estudio de este efecto no previsto causado por una alteración biomecánica (Velarde 2003), así como su presencia, tampoco prevista, en la cirugía de la hipermetropía con la misma técnica LASIK. En este tipo de cirugía refractiva las ablaciones tienen lugar en la periferia, con el propósito de lograr aumentar la potencia corneal central.

Para comprobar la teoría de Comaish, que predice un ángulo límite a partir del cual el signo del efecto aplanamiento se invierte, se efectuó el cálculo del influjo teórico de parámetros del polo anterior como el diámetro corneal, el radio corneal posterior o el ángulo de la cámara anterior sobre este tipo de respuesta no prevista (Comaish 2002). Finalmente, se consideró el influjo de cada uno de los agentes generadores de este efecto inesperado central como la realización del flap, la ablación miópica o la ablación astigmática. Se estudió la participación de cada uno de ellos en el resultado no previsto cuando se realizaba una cirugía de la miopía con técnica LASIK (Velarde 2004a).

I.3.5.2- La presencia de encurvamiento en la periferia corneal

La zona de la córnea que se encuentra por fuera del diámetro de los 6 mm centrales representa las tres cuartas partes del total. En la topografía de una córnea normal, la periferia es más plana que el área central teniendo un radio muy plano, en torno a los 9 mm, a unas distancias de 4 y 5 mm del centro (Read 2006).

Teóricamente, la cirugía refractiva con técnica LASIK no llevaría consigo ningún cambio refractivo en la periferia corneal, fuera del área de realización del flap por el microqueratomo y la ablación del láser. Por ello en el mapa topográfico posterior a la cirugía no debiera existir ningún cambio en esta zona periférica. Como dijimos al comenzar, ya veremos que esto no se cumple y por varios motivos.

Los tres efectos que tienen lugar en esa zona, se pueden describir con los siguientes términos: a) engrosamiento, b) encurvamiento, y c) gradiente dióptrico. A continuación, vamos a explicar cada uno de ellos.

I.3.5.2.a – Engrosamiento

Ya vimos que la ablación de la córnea central tenía como efecto la relajación lamelar en la periferia (Dupps 1995). El modelo propuesto por este autor planteaba que la sección circular de las lamelas da lugar a una menor tensión en la parte residual de las mismas. Esta relajación periférica origina una imbibición/empapamiento (*swelling*) de la periferia, que se manifiesta inicialmente por su engrosamiento (*thickening*). Dupps y Roberts realizaron la medida de este efecto de engrosamiento periférico secundario a la ablación central dando como resultado que para una ablación de 100 μ m de profundidad, el engrosamiento medio en la periferia era en torno a 60 μ m (Dupps 2001). En cuanto a la asociación entre los cambios centrales y periféricos; en la PTK se postulaba una asociación entre la ablación programada y la cantidad de engrosamiento que se produce en la periferia (Dupps 1995, Dupps 2001).

Reinstein realizó la medida de los cambios totales en el espesor corneal en una cirugía LASIK. Para una ablación central de 73 μ m, observó un incremento del estroma corneal en una zona anular por fuera de la queratectomía entre 10 y 20 μ m (Reinstein 2000). Este hallazgo es consistente con el modelo de Dupps, que prevé un engrosamiento periférico como resultado final de la lesión de las fibrillas centrales, debido a la retracción de las lamelas en la periferia.

I.3.5.2.b – Encurvamiento

Roberts observó que, en una serie de cirugías de la miopía con técnica LASIK, existían incrementos de la curvatura corneal (*steepening*) por fuera de la zona de tratamiento, con un valor en torno a las 4,5 dioptrías y relacionados con la ablación central. Aparecía el característico "anillo rojo", indicador de un efecto periférico inesperado, que fue relacionado con un origen biomecánico (Roberts 2000b). En otra serie de ojos intervenidos mediante la misma técnica se encontraron unos incrementos de curvatura periférica similares (Qazi 2005). En las PRK, algunos estudios del comportamiento de la periferia corneal a largo plazo evidencian la relación entre el incremento periférico y la refracción corregida, experimentando un leve "desinflamiento" a lo largo de los años (Serrao 2009, Lombardo 2011).

Con relación al flap, ya aparece un encurvamiento periférico después de realizarle (Roberts 2000b) y algunos autores verifican una relación entre su grosor y anchura con la magnitud del incremento de curvatura periférica (Potgieter 2005).

I.3.5.2.c – Gradiente dióptrico

En el límite de la zona de ablación se encuentra la zona en la que hay un mayor gradiente dióptrico o cambio de curvatura. Esta área, al constituir la zona límite externa de la ablación, representaría el "borde del cráter" (Fig. 21).

Desde el límite externo de la zona óptica, en la que hay una reducción de curvatura después de la ablación, hasta el límite externo del flap donde se mantiene la curvatura original, existe una zona de inclinación que une ambas. Primero es la zona de transición, y después la zona comprendida entre el limite de la ablación y el límite del flap. Por ello (por el cambio que se ha producido en la superficie), en la proyección tangencial de la topografía corneal va a aparecer un área representada por un anillo de colores cálidos (Fig. 1, Fig. 5) (Vinciguerra 2007).



Figura 22.- Arriba: Esquema de la localización del "borde del cráter" tras la ablación, y el incremento de curvatura asociado (en rojo). Abajo: Simulación gráfica de la aparición de un gradiente dióptrico en la periferia, como consecuencia de los cambios producidos en el centro (flechas rojas).

La Figura 22 simula la forma de presentarse un gradiente dióptrico en la periferia debido a cambios ocurridos a nivel central. Para ello se parte de la visión lateral de una mano con los dedos extendidos. Inicialmente (primera foto de la izquierda) hay una continuidad entre ambos (no hay gradiente). Tomando como referencia el metacarpo (dorso de la mano) que va a permanecer fijo, según se va produciendo el movimiento descendente de los dedos (foto central) comienza a crearse un cierto gradiente entre dorso y dedos representado por el "abultamiento" a nivel de la articulación. En la foto de la derecha, el "encurvamiento" es claro. Aunque en ninguno de los casos el dorso de la mano se ha movido, hinchado o elevado, la zona de la

articulación presenta una elevación (encurvamiento/gradiente dióptrico) con respecto a las zonas adyacentes, motivada por el movimiento descendente de los dedos (símil de la ablación).

En resumen, vemos que vamos a poder diferenciar varios fenómenos o conceptos, que se van a desarrollar también en dos localizaciones diferentes:

- En el centro corneal: la ablación y su efecto inesperado (aplanamiento).

- En la periferia corneal: el engrosamiento, con un modelo para explicarlo (Dupps 1995); y el incremento de curvatura periférica, observable mediante la topografía corneal en proyección tangencial.

Una primera opción es considerar a este último fenómeno como una consecuencia del primero. La segunda opción es valorar al incremento periférico como la manifestación topográfica del gradiente refractivo que tiene lugar en el borde de la ablación (Vinciguerra 2007). Puede que ambos contribuyan en diferente medida al resultado final. Un punto importante sería saber la posición en la que se localiza el incremento periférico (a qué distancia del centro) para poder relacionarlo con uno u otro fenómeno.

Aunque se ha descrito la presencia de este incremento periférico en varios tipos de cirugía refractiva, pocos autores han hecho un seguimiento sistemático de este comportamiento de la córnea periférica después de la cirugía con técnica LASIK (Roberts 2000a, Roberts 2000b, González-Meijome 2006).

59

I.4.- Avances sobre el estado del arte

I.4.1.- Hallazgos sobre la estructura tridimensional de la córnea

El conocimiento en detalle de la distribución lamelar en los diferentes niveles y localizaciones del estroma corneal nos sirve de ayuda para una predicción más exacta del comportamiento de la córnea. Esto tiene gran importancia a la hora de minimizar los efectos no deseados, optimizar los resultados quirúrgicos, o valorar las posibilidades e interacciones de nuevos tipos de ablaciones.

El reciente desarrollo en la génesis de imágenes ópticas no lineales utilizando láseres de femtosegundo proporciona un método no invasivo para detectar las fibras de colágeno mediante señales generadas-por-armónico-secundario (SHG).

Aunque limitado por el pequeño campo de visión necesario para generar las señales, su procesado y posterior reconstrucción (Jester 2010, Morishige 2011, Winkler 2011) ha posibilitado desarrollar imágenes en tres dimensiones (3D) de la estructura estromal. La visualización de las interconexiones fibrilares, o la disposición de estructuras suturales y las inserciones en la membrana de Bowman, nos pone ante los ojos una estructura similar a la de los puentes, pensada en la distribución y soporte de las cargas.

La mayor concentración en el tercio anterior o menor presencia de dichas uniones en el tercio posterior nos ofrecen una idea más real de cómo está articulada la arquitectura del esqueleto corneal en las diferentes zonas y profundidades del estroma. Conocer las variaciones individuales en la organización estructural de la córnea, saber la

60

densidad de lamelas estructurales (transversas) mejoraría la predicción de los resultados refractivos.

Se ha comprobado que existe una menor densidad de interconexiones fibrilares o lamelas insertas en Bowman en el estroma anterior de sujetos afectos de queratocono (Morishige 2007). También se ha realizado la observación de que hay una menor histéresis en este tipo de córneas (Ortiz 2007, Shah 2007). Dicho de otra forma, el fallo estructural observado tiene su traducción en la disminución de esta propiedad biomecánica y viceversa.

El extremo opuesto se ha observado en pacientes en los que se había realizado un procedimiento de *cross-linking* del colágeno corneal mediante riboflavina e irradiación UV-A para aumentar la rigidez corneal. Al ser intervenidos de cirugía refractiva, se obtenían resultados mayores de lo esperado (hipercorrecciones) por un excesivo aplanamiento central (Kampic 2010).

Se ha publicado recientemente la existencia de una región, en las capas más profundas del estroma corneal, con diferentes propiedades mecánicas y físicas con respecto al resto (Dua 2013). Esta nueva capa, que se encuentra en situación anterior a la membrana de Descemet y tendría mayor resistencia, es acelular, tiene un espesor de 10 µm y está compuesta por 5 a 8 lamelas. Su existencia tendrá un impacto considerable en la cirugía y patología corneal posterior, así como en la comprensión de la biomecánica corneal.

I.4.2.- La refracción de la retina periférica y su importancia en el freno de la progresión de la miopía

La prevalencia de la miopía está incrementando y puede llegar a alcanzar el 80% en algunos grupos asiáticos (Saw 2005).

En su tratamiento mediante cirugía refractiva con técnica LASIK se produce el característico "anillo rojo" que hemos comentado anteriormente, indicador de la presencia inesperada de una zona periférica de mayor potencia. Este efecto inductor de miopía periférica, en principio no tendría ningún efecto sobre la visión central.

Sin embargo, parece ser que los mecanismos que regulan el desarrollo refractivo, son más sensibles al estímulo derivado de la corrección periférica que a la corrección de la visión central. Los resultados previos de algunos estudios orientados en este sentido ya apuntaban en esa dirección, sin ser concluyentes por defectos en su planteamiento.

Recientes pruebas muestran que la estrategia del tratamiento refractivo periférico puede ser más efectiva para reducir el progreso de la miopía. Las experiencias realizadas con lentes de contacto que corrigen la hipermetropía de la periferia retiniana son una promesa para ello (Sankaridurg 2011, Liu 2012). Un mayor desenfoque miópico periférico originado por otro tipo de lentes se ha visto asociado con una menor progresión de miopía central (Berntsen 2013).

Los estudios realizados con lentes de contacto que remodelan la forma corneal, también llamada ortoqueratología (Orto-K) o terapia refractiva corneal, confirman un enlentecimiento o interferencia en el progreso de la miopía en niños, con una menor elongación axial (Walline 2009, Kakita 2011, Hiraoka 2012). En esta técnica se utilizan lentes de contacto de geometría inversa y uso nocturno, que generan un aplanamiento corneal central.

En estos casos, se produce un encurvamiento corneal en la periferia además de este aplanamiento central. Se observa la presencia del característico "anillo rojo" secundario a la creación de una zona periférica de mayor potencia.

En comparación con la técnica LASIK, en la Orto-K se utilizan zonas ópticas más estrechas y en la topografía corneal el anillo de encurvamiento periférico se encuentra situado a menor distancia del centro (Queiros 2010). Según este autor, y con vistas a la obtención del cambio corneal que generara el estímulo periférico ideal para retrasar la progresión de la miopía; en ambos procedimientos sería importante modelizar la óptica corneal y sus modificaciones.

II - HIPÓTESIS

Después de un procedimiento quirúrgico de cirugía refractiva corneal con técnica LASIK para corrección de la miopía, en la córnea se observa la presencia de un encurvamiento topográfico a nivel periférico. Puede estar asociado con el aplanamiento inesperado que se produce en el centro corneal por efecto biomecánico.

III - OBJETIVOS

- Estudiar el encurvamiento topográfico de la periferia corneal que se observa en la cirugía refractiva con técnica LASIK, y relacionarlo con la magnitud del aplanamiento central inesperado y otros parámetros oculares.
- Crear un modelo geométrico simplificado del gradiente dióptrico periférico generado en la cirugía refractiva con técnica LASIK para corrección de la miopía.
- Medir las características del anillo de encurvamiento periférico producido en este tipo de cirugía.
- Comprobar la presencia o ausencia de un encurvamiento periférico, cuando se reproduce la ablación de este tipo de cirugía, en un modelo corneal experimental elaborado con materiales sin capacidad de respuesta biomecánica.

IV - MATERIAL Y METODOS

IV.1.- Muestra

Estudio retrospectivo de 65 individuos seleccionados sobre 100 pacientes consecutivos operados de cirugía refractiva con técnica LASIK sin complicaciones en el Instituto Cántabro de Oftalmología.

Los candidatos fueron mayores de 20 años, sin patología ni cirugía ocular previa y con estabilidad refractiva durante los dos últimos años.

De acuerdo con el protocolo de cirugía refractiva del centro, se realizó un estudio oftalmológico estandarizado que incluía:

- Antecedentes clínicos del paciente,
- Análisis de la refracción: objetiva mediante auto-refractómetro (ARK-700, Nidek), subjetiva y bajo cicloplejia,
- Medida de la agudeza visual de lejos sin corrección y con corrección,
- Estudio de la curvatura corneal por topografía (Orbscan II, v3.12, Orbtek),
- Medida de la longitud axial mediante biometría (Ocuscan 3.02, Alcon),
- Valores del espesor corneal central por paquimetría (Topcon SP-2000),

- Estudio del polo anterior mediante biomicroscopía con lámpara de hendidura,
- Valoración del polo posterior por retinoscopía,
- Medida del tamaño pupilar en condiciones normales y escotópicas con pupilómetro (Colvard, Oasis),
- Test de secreción lagrimal cuantitativo (Schirmer) y cualitativo (tiempo de rotura lagrimal o BUT según su acrónimo en inglés),
- Medida de la presión intraocular por tonometría de aplanación Goldmann (Haag-Streit 900).

La Figura 23 muestra el proceso de selección de los pacientes para un procedimiento de cirugía refractiva con láser excimer. En los portadores de lentes de contacto las pruebas se realizaron después de haber suspendido su uso dos semanas.

Incluye como motivos de exclusión aplicados en la selección de los candidatos:

- Presencia de alteraciones topográficas.
- Espesores corneales que no garantizaran un lecho residual suficiente dependiendo del defecto a corregir.
- Anomalías de la cicatrización.

El estudio y análisis de datos se realizó con la aprobación de la comisión ética del centro. Se obtuvo de los pacientes el correspondiente consentimiento informado y se siguieron los principios de la declaración de Helsinki.



Figura 23.- Algoritmo básico de pre-selección de los candidatos a cirugía refractiva con láser excimer.

IV.2.- Criterios de inclusión

El proceso de selección de los pacientes para el estudio se describe en la Figura 24. Los criterios de inclusión fueron los siguientes:

- Pacientes con un defecto refractivo miópico inferior a 6 dioptrías.
- Astigmatismo regular e inferior a 2 dioptrías.
- Periodo de seguimiento mínimo de tres meses.
- Imágenes válidas de la periferia de la topografía corneal.

IV.3.- Criterios de exclusión

Del grupo de pacientes operados, se excluyeron de la selección para este estudio (Fig. 24) los casos en los que se que presentara alguna de las siguientes circunstancias:

- Defecto refractivo hipermetrópico.
- Otras técnicas de cirugía refractiva con láser excimer (LASEK, PRK, PTK).
- Empleo en el láser de otros métodos para la corrección de su defecto (cilindros cruzados, ablaciones mixtas, etc.).
- La cirugía fuera un retratamiento.
- No existieran datos adecuados del seguimiento.
- El ojo operado fuera el izquierdo (las causas de esta exclusión se explican en el siguiente apartado).


Figura 24.- Algoritmo de selección de los componentes de la muestra.

IV.4.- Topografía corneal y selección de las zonas útiles

La toma de imágenes y estudio de las topografías corneales se realizaron de acuerdo al manual del fabricante. En el protocolo del centro para el examen y seguimiento de este tipo de cirugía, los periodos de control topográfico fueron establecidos a la semana, al mes y a los tres meses de la cirugía.

Durante el examen, se pedía al paciente que apoyara la barbilla y la frente en los soportes correspondientes y que pestañeara un par de veces. A continuación se le indicaba que mantuviera los ojos bien abiertos, con la mirada dirigida hacia un punto de fijación en el centro del anillo de Plácido. Durante unos segundos el sistema realiza el barrido con hendidura, junto con la captación de la imagen reflejada sobre la córnea de los anillos del disco de Plácido.

El equipo inicia el proceso con la valoración de las imágenes capturadas. Descarta el análisis de los exámenes en los que hay algún movimiento, poca resolución o excesiva sombra de los párpados o la nariz, solicitando su repetición. Una vez superada esta fase, el sistema Orbscan procede al análisis de las tomas realizadas, cuyo resultado se muestra en la pantalla del equipo. Al ser controles clínicos estandarizados, aunque se obtuvieran buenas imágenes del área central, en algunos casos no se obtenían las imágenes completas en los 360° de la periferia corneal, debido principalmente a la forma del disco de Plácido de Orbscan y al efecto sombra que producen los párpados y la nariz (Figs. 25 y 26).

74



Figura 25.- Izquierda: Imagen captada por el topógrafo de los anillos del disco de Plácido reflejados sobre la córnea de un ojo derecho. T=Temporal, N=Nasal Derecha: Centrado de la imagen en un ojo izquierdo, con las dos hemi-hendiduras convergiendo sobre el centro del disco de Plácido.



Figura 26.- Efecto de la interferencia de los parpados superior e inferior en el resultado final de la topografía. La escala de colores a la izquierda representa el valor de la curvatura en dioptrías.

La organización del colágeno en la córnea humana es diferente en los ojos derechos e izquierdos. Ambos son estructuralmente distintos y guardan simetría con respecto a la línea media del cuerpo (Boote 2006). Además, dependiendo de que el ojo observado sea el derecho o el izquierdo, la descripción de la localización de una zona periférica lateral es diferente. Por ejemplo: los 180º de una topografía son temporales en el ojo derecho y sin embargo son nasales en el ojo izquierdo (Fig. 26). Este detalle presentaba problemas a la hora de valorar la presencia de algún efecto en una zona concreta de la córnea en ambos ojos, o estimar si la repercusión sobre la periferia era distinta en cada ojo.

Dentro de la cirugía con técnica LASIK, habíamos visto que la función del microqueratomo era la realización del corte lamelar (flap) y la posición de la charnela o bisagra del flap, no guarda una relación especular en ambos ojos. Sería supero-nasal en el derecho y supero-temporal en el izquierdo. Se ha observado también la existencia de una diferente respuesta de la córnea nasal o temporal frente a la ablación (Serrao 2005). Por todo ello solamente se eligieron los ojos derechos de los pacientes.

Teniendo en cuenta lo anterior y para seleccionar el cuadrante de la periferia en el que se presentaban con mayor frecuencia imágenes válidas, en concreto hasta los 8 mm de la periferia corneal del ojo derecho, se realizó un estudio previo con las topografías de los ojos derechos de los 10 primeros pacientes. El resultado fue que el mayor porcentaje de imágenes topográficas útiles se obtenía en el área comprendida entre los 135° y los 225° (periferia temporal). Esta área fue seleccionada como zona topográfica periférica útil. La Tabla I muestra el porcentaje de datos útiles para cada

meridiano del mapa topográfico de los ojos derechos en este estudio previo. Se observa que la única zona con alto porcentaje de datos útiles (80%) en el diámetro de 9 mm es la citada. A esta distancia, la periferia nasal no tiene un alto porcentaje de datos útiles en ninguno de sus meridianos.

	Meridiano (°)																							
Diámetro		r —	r —	r —	r —		r —	r —	r —	r —		r —					r —		r —	r —	. – –			
	330	345	0	15	30	45	60	75	90	105	120	135	150	165	180	195	210	225	240	255	270	285	300	315
corneal		ן	Vasa	1				Su	ineri	or				Те	mno	ral				In	feri	or		
	1 40501					Superior					remporar					Interior								
5 mm.	100	100	100	100	100		100	100	100	100	100		100	100	100	100	100		100	100	97	100	100	
6 mm.	100	100	100	100	100		100	97	93	97	100		100	100	100	100	100		100	90	83	100	100	
7 mm.	100	100	100	100	100		93	48	20	40	97		100	100	100	100	100		63	63	10	42	97	
8 mm.	47	77	90	90	75		37	7	3	3	27		97	100	100	100	100		3	0	0	0	15	
0	_	20	47	50	27		2	2	0	0	-				0.0	0.0			0	0	0	0	0	
9 mm.	7	30	47	53	27		3	3	0	0	3		83	83	80	80	77		0	0	0	0	0	

Tabla I.- Datos útiles de la topografía periférica en cada meridiano y en cada diámetro corneal entre 5 y 9 mm. Con negrita aparecen aquellas localizaciones en las que el porcentaje de datos útiles era \ge 80%.

Se considera eje pupilar a la línea perpendicular a la córnea que pasa por el centro pupilar. El eje visual une la fóvea con el punto de fijación. El valor de la discrepancia entre el eje visual y el eje pupilar (ángulo Kappa) es aportado por el Orbscan. Se expresa como la separación horizontal entre ambos a nivel de la superficie corneal (Hashemi 2010, Park 2012). En el caso de los ojos derechos, existe un desplazamiento temporal del eje pupilar con respecto al centro de la topografía, por lo que sus valores se consideran negativos (Figura 27). No se han tenido en cuenta los posibles desplazamientos en sentido vertical.



Figura 27.- Imágenes captadas por el topógrafo en ambos ojos. Incluyen la reflexión de los anillos del disco de Plácido, señalando el eje visual (punto blanco) y Kappa (cuadrado rojo) en el centro.

IV.5.- Parámetros quirúrgicos

IV.5.1.- Láser excimer

El equipo de láser excimer Nidek EC-5000, para cirugía refractiva y terapéutica de

la córnea está compuesto por:

- Láser excimer que emite luz ultravioleta de 193 nm.
- Óptica de suministro del rayo y observación.
- Sistema de gases.
- Ordenador de control del sistema.

El sistema óptico de suministro esta compuesto por tres partes:

- Un mecanismo especial de barrido (scan) del rayo para adquirir una exposición uniforme.
- Un diafragma para controlar la forma y tamaño de la ablación.
- Un sistema óptico de suministro y observación para el alineado del rayo con la superficie corneal.

El láser excimer de argón-flúor utilizado por el sistema tiene una longitud de onda de 193 nm El fotón de alta energía (6,4 eV) actúa directamente sobre los elementos constitutivos del tejido cortando las uniones intermoleculares sin afectar a los tejidos próximos. Esta acción fotoquímica (fotoablación) se distingue de la fotocoagulación por efecto térmico del láser argón, o la foto-disrupción por formación de plasma del láser Nd: Yag. La acción fotoquímica del láser excimer ablaciona y elimina tejido con poco o ningún efecto térmico sobre el tejido circundante.

El láser excimer utilizado en el equipo Nidek EC-5000 se produce mezclando un gas raro (Argón) con gas halógeno (Flúor) y excitándole con alto voltaje. Se crean moléculas de gas raro (halide) que solo existen en forma excitada y tienen una existencia ultra-corta (nanosegundos). Cuando estas moléculas de gas vuelven inmediatamente a su estado base, emiten una radiación ultravioleta de determinada longitud de onda (193 nm en el caso de Argón - Flúor). Básicamente el láser excimer constaría de una mezcla de gases y una cámara con un circuito de descarga de alto voltaje (Nidek 1997). Su mantenimiento y revisiónes son realizados por el fabricante.

IV.5.2.- Funcionamiento del sistema

El láser excimer está situado en un quirófano cerrado de cirugía refractiva que posee un sistema de presión positiva (entrada de aire constante) y características ambientales controladas de acuerdo a los datos del fabricante. Su rango de temperatura ambiental de funcionamiento oscila entre los 18° y 25 °.

- El operador, después de iniciar el suministro de nitrógeno al sistema, enciende el sistema informático. Una vez logrado el acceso a la pantalla de control se gira la llave de encendido. A continuación se procede al arranque.
- Después de veinte minutos de calentamiento el sistema realiza la validación de la puesta a punto del equipo mediante auto-test (energía de trabajo con la que va a funcionar, alta energía que va a necesitar para ello, etc.).
- En caso de tener el suministro adecuado y ser correctas las comprobaciones, permite el paso a la utilización del sistema. En caso contrario, solicita los aportes necesarios y una vez recibidos realiza las comprobaciones de nuevo.
- Una vez obtenido el acceso, se realizan las calibraciones mediante la exposición de placas de metacrilato al láser excimer y midiendo el área ablacionada con un frontofocómetro.
- En la calibración se practican ablaciones de prueba con un valor de 3 dioptrías para las diferentes variantes o modalidades elegidas.
- Se suministran los resultados de los test de ablación al sistema, que realiza los ajustes correspondientes para lograr el resultado esperado.

- Después de obtenido el resultado correcto (3 D), permite el paso a la pantalla de los datos quirúrgicos.
- El sistema realiza otro auto-test previo a cada procedimiento de ablación. Se bloquea la posibilidad de emisión del láser en caso de no ser correcto o no haberse realizado previamente la calibración del tipo de ablación que se ha seleccionado.

Se denomina zona óptica (ZO) al área central de ablación en la que se realiza el 100% de la corrección suministrada al sistema de láser excimer. La zona de transición (ZT) es el área de suave y progresiva conexión entre los bordes del área central tratada (zona óptica) y las áreas no tratadas de la periferia (Fig. 28).



Figura 28.- Gráfico superpuesto a la imagen de una córnea en la que se ha tallado el flap y se ha retirado hacia arriba, donde se indican las distancias de las zonas de tratamiento (ZO y ZT) y el flap.

Para la técnica LASIK existe un límite en cuanto a la cantidad de espesor corneal que estaría disponible para la ablación. Esta cifra corresponde a la diferencia entre el espesor corneal total, medido en la paquimetría, y la suma de dos valores: a) el espesor del flap y b) un grosor mínimo de 300 µm en el lecho residual que habría que respetar (Barraquer 1981, Muallem 2004a). Si los datos que son suministrados al equipo superan este límite, el sistema no permite continuar. Se pueden realizar las modificaciones adecuadas en las características de la ablación (ZO y ZT) de forma manual. Otra opción permite realizar cambios en la profundidad de la ablación manteniendo fijas las dimensiones de ZO, cambiando la anchura de la zona de transición y viceversa, hasta que la ablación total esté dentro de los márgenes permitidos.

El sistema Nidek EC-5000 utiliza la energía adecuada dependiendo de la ablación y el estado del sistema. Varía entre 90 y 140 mJ para las ZO y de transición normales (hasta 8 mm), siendo algo mayor con zonas ampliadas (hasta 10 mm).

El sistema de ablación es por barrido (scan), la frecuencia de repetición de pulso es de 30 Hz para tratamientos de miopía y/o astigmatismo y la tasa de ablación es de 0.6 µm por pulso en córnea.

IV.5.3.- Plan quirúrgico

Se denomina plan quirúrgico a los datos elegidos por el cirujano de acuerdo a la refracción y características de cada cirugía, suministrados al sistema del láser excimer para indicar la corrección a realizar (esfera, cilindro, eje, zonas y tipo de ablación).

IV.- Material y Métodos

Para la introducción de los datos se dispone de varias pantallas, una de ellas con los datos del paciente:

- Nombre y apellidos
- Historia
- Fecha de nacimiento
- Refracción
- Refracción bajo cicloplejia
- Queratometría
- Espesor corneal

En otras pantallas se seleccionaría el tipo de cirugía (LASIK, LASEK, PTK), el tipo de corrección (miopía, hipermetropía, cilindros cruzados, etc.) (Fig. 29). Según el tipo de cirugía la pantalla final suministra los datos correspondientes a:

- El tipo de cirugía seleccionada.
- El nomograma elegido (opcional).
- La esfera a corregir.
- El cilindro a corregir.
- El eje.
- El diámetro de la zona óptica.

 El diámetro de la zona de transición. Para nuestro análisis, el valor de la zona de transición en lugar de expresarlo en forma de diámetro, se realiza como la distancia en milímetros desde el extremo de la zona óptica hasta el límite externo de la ablación (anchura).

DATOS DEL PACIENTE Nuevos datos	arámetros del tratam	iento (F)	liopía	
	lombre del paciente & ID : xxx xxx	00000000000 ×	Ojo	: D Nuevos d
FDN : 1 D 1 M 1991 A Edad : 22 Sexo : C M C F	ID del cirujano : NIDEK Standard	Refracción PreOP :	<i>Est.</i> -1.000 p	Cil. Ejes
Est Eigs Equiv Derecho -100 0.00 -100 tzquierdo	ID del nomograma : MYO_SUR_UNDER40 MENTON	Corrección de prueba : (Preparación del láser :) Tamaño de ZO :	-1.000 D (-1.000D) 6.0 mm	
Ciclorefracción, Refr. Ciclopégica Est. Cil. Ejes Equiv		Tamaño de ZT :	8.0 mm	
Derecho S00 µm Izquierdo µm		Valor K PreOP :(K1)44,00D, Distancia al vértice =12.00m	(K2)44.00D m Límite de a	ablación =120.0µm
PreOP (autorefracción : opcional) Est. Cil. Ejos Equiv. brauerdo Elos Equiv. trauerdo Garbar (G) Regresar (R) Datos de operacción (D) Iniciar tratamiento (D) Grabar (G)	САВЕДА	Tiempo de operación (seg.) Número de scans (scan) Profundidad de ablación máx. Profundidad de ablación en ZT Corrección Dióptrica en cóme: Curvatura Correal PosOP (D)	Tot 13.4 3 (μm) 18 (μm) 5 (μm) 4 (D) 43	al Est. Cil. 17 13.47 12 32 7 18.7 4 5.4 -0.960 1

Figura 29.- Izquierda: Pantalla de datos refractivos del paciente en el láser excimer Nidek EC-5000, Derecha: pantalla de datos finales para el tratamiento y parámetros de la ablación.

Con los datos completados el sistema informa sobre una serie de parámetros, que

se pueden modificar si fuera necesario:

- Tiempo de la ablación en segundos.
- Número de barridos (scans).
- Profundidad de ablación máxima en µm.
- Profundidad en la zona de transición.
- Curvatura corneal post-quirúrgica media en dioptrías.

No se utilizaron las opciones disponibles en el láser para una corrección final de acuerdo a nomogramas. Pueden ser de acuerdo al promedio de datos previos del propio cirujano o también ajustado por el fabricante para la edad del paciente. La elección de la corrección final a ejecutar por el láser, las zonas óptica y de transición empleadas la realizó el propio cirujano para cada paciente concreto.

No se utilizaron tampoco programas para optimización de la asfericidad (OATz, etc.) o de ablación personalizada por frente de onda (CATz, OPD-scan, Final-Fit, etc.).

IV.5.4.- Microqueratomo automático

Se utilizó el microqueratomo Moria M2 y cabezal plástico de un solo uso diseñado para realizar un flap de 130 µm. Este equipo se complementa con la unidad de control Moria 02 LSK evolution 2 y el sistema de fijación al globo ocular (anillo de succión) asistido por doble bomba de vacío. Tiene dos motores, uno para realizar el movimiento oscilatorio de la cuchilla y el otro para el avance constante y retroceso. La cuchilla oscila a 15.000 rpm, creando lechos estromales muy suaves. Una vez realizado el avance y el corte del flap, se produce el retroceso del cabezal sin oscilación de la cuchilla (Fig. 30) (Muallem 2004b).

La anchura del flap es el resultante de la combinación de tres parámetros:

- La curvatura de la córnea del paciente.
- El anillo de succión empleado.

- El tope del microqueratomo.

A mayor grosor de la base del anillo de succión empleado, menos protruye la córnea en su interior y la anchura del flap va a ser más pequeña. Tres tipos diferentes de tope van a permitir poder elegir entre varias opciones de anchura de la charnela ó bisagra del flap.

Los parámetros finales (anillo de succión y tope empleados) son elegidos por el cirujano para cada procedimiento quirúrgico concreto, de acuerdo a la máxima queratometría del ojo que se va a intervenir (Figura 30).



Figura 30.- Izquierda: Vista inferior del anillo de succión. Derecha: Anillo de succión desde arriba, en su posición sobre la córnea y efectuando succión sobre la conjuntiva, antes de aplicar el microqueratomo.

Según los datos del fabricante:

- El diámetro del flap estará comprendido entre 8,750 y 9,750 mm.
- El del estroma expuesto será algo menor y oscilará entre 8,125 y 9,125 mm.
- La anchura de la bisagra / charnela variará entre 4,500 y 5,100 mm.

IV.5.5.- Sistema de seguimiento activo del centro pupilar (eyetracking).

Este sistema es capaz de realizar dos funciones durante el tiempo en el que actúa el láser: auto-alineado y seguimiento ocular; con parada automática si hay desviación.

La función de auto-alineado detecta la posición del ojo y controla la unidad de suministro del láser para superponer el centro de la córnea con el centro del campo visual del microscopio durante el alineado.



Figura 31.- Izquierda: Pantalla de detección activa del límite pupilar y su centro. Derecha: Detalle del seguimiento del reborde pupilar (en rojo) y punto de centrado (X verde).

La función de seguimiento ocular captura el movimiento del ojo durante la emisión del láser (Figura 31). Las referencias para el centrado son los límites pupilares (Arbelaez 2008), compensando pequeños desplazamientos del ojo del paciente. El mantenimiento del centrado dentro de la imagen de contraste creada por el reborde

pupilar, permite la parada de la emisión del láser cuando este margen es superado. Su efecto sería comparable a un "corral móvil" que permite pequeños desplazamientos; pero con un sistema de alarma que se dispara cuando es traspasado.

IV.5.6.- Procedimiento quirúrgico

La técnica Lasik estandarizada fue realizada por el mismo cirujano, con los siguientes pasos:

- En el quirófano el paciente se sitúa en decúbito supino, se le tapa el ojo contralateral y se le coloca un paño quirúrgico fenestrado que deja al descubierto el área ocular a intervenir.
- Test de vacío a la unidad del microqueratomo.
- Se realiza el centrado del área ocular.
- Se fijan las pestañas a ambos párpados mediante steri-strip y se separan estos mediante blefarostato.
- Marcado de tres referencias en la periferia de la superficie corneal mediante marcador corneal de violeta de genciana.
- Se realiza lavado de la superficie con BSS.
- Se sitúa el anillo de succión con el tope elegidos sobre la conjuntiva del ojo del paciente y se centra.
- Presionando el pedal se inicia el vacío para la succión.

- El anillo queda fijado (Fig. 30).
- Se posiciona el microqueratomo automatizado sobre el anillo de succión y se activa.
- Se realiza el corte, retrocediendo a su posición inicial.
- Se retiran el microqueratomo y el anillo de succión con su tope.
- Se secan los bordes del flap con una hemosteta.
- Con una espátula se levanta y separa el flap (Figura 32).



Figura 32.- Izquierda: Córnea con el flap recién tallado y la muesca conjuntival del anillo de succión. Derecha: Córnea con el flap retirado hacia arriba y las tres marcas de referencia en periferia.

- Se indica al paciente que fije su mirada en el punto luminoso (led) del láser.
- Una vez colimado el haz y activado el seguimiento del centro pupilar (eyetracking), se inicia la ablación.

- Finalizado el proceso de ablación se instilan sobre la superficie estromal varias gotas de suero salino, y mediante espátula se realiza la reposición del flap con lavado de la interfase.
- Después de un minuto de secado de los bordes del flap con hemosteta, se retira el blefarostato, los steri-strip y el paño fenestrado.
- El paciente se incorpora y pasa a la sala de recuperación.

IV.5.7.- Tratamiento pre y post-quirúrgico

- Durante los tres días previos a la cirugía, una gota de colirio antibiótico y colirio antiinflamatorio cada 6 horas, dejando una pausa de cinco minutos entre ambos.
- Cinco minutos antes de la cirugía, colirio anestésico doble.
- La misma pauta antibiótico-antiinflamatoria durante la semana posterior, añadiéndose lagrimas artificiales cada tres horas.

IV.6.- Medida del encurvamiento topográfico periférico

El encurvamiento topográfico periférico corresponde a la presencia de valores incrementados de potencia corneal (menos radio) que tiene lugar en la periferia de la córnea después de la cirugía, detectable mediante la topografía en proyección tangencial.

Para caracterizarlo, se van a tener en cuenta tres parámetros:

- Las dioptrías del encurvamiento temporal
- La situación del anillo de encurvamiento
- El gradiente dióptrico periférico.

Para estimar el número de dioptrías de encurvamiento en la periferia se utilizaron los mapas tangenciales, en su modalidad de datos numéricos. Esta forma de representación divide a la superficie corneal en una gran cantidad de cuadrículas, cada una de las cuales posee el valor numérico de la potencia corneal que le corresponde. Existe también la posibilidad de obtener mapas que representen las diferencias entre dos imágenes determinadas, de tal forma que se pueden analizar los cambios experimentados entre antes y después de la cirugía. Este mapa diferencial puede ser representado de acuerdo a una escala y código de colores determinado. También se puede superponer a este mapa la modalidad de datos numéricos, con el dato de las variaciones experimentadas en cada cuadrícula o casilla.

A la hora de elegir cuales eran las casillas más interesantes para valorar el encurvamiento periférico, se dividió cada topografía en sectores de 15 grados que se cruzaran en el centro y se superpusieron círculos de 6, 7, 8 y 9 mm de diámetro.

Se eligió la zona de la topografía con el mayor porcentaje de datos representativos, ya seleccionada con anterioridad: la periferia temporal del ojo derecho (Tabla I en el apartado IV.4). Como referencias de lectura en esta área, se eligieron cinco puntos diferentes situados en un diámetro de 7 mm con respecto al centro y que estuvieran separados por arcos de 15°.

En la práctica resultaba bastante complicado trazar sobre la topografía cada uno de los meridianos para después superponer el círculo concéntrico correspondiente al diámetro corneal y llegar a localizar los valores existentes en los puntos elegidos. Dado que los datos numéricos de la topografía están distribuidos en casillas / celdillas; se localizaron las que correspondían a la situación de los puntos elegidos, creando una plantilla de lectura con la posibilidad de ser ampliados hasta 7 o 15 puntos en la misma área temporal. De esta forma se estandarizó y simplificó la toma de datos.



Figura 33.- Izquierda: Esquema con los meridianos de 15°, el área temporal (naranja), los cinco puntos de medida (esferas rojas) y el diámetro de 7 mm (círculo rojo). Derecha: Plantilla para las cuadrículas de lectura numérica del Orbscan.

En la Figura 33 se muestra un esquema topográfico con los meridianos de 15°. El área naranja representa la zona temporal donde se obtiene el mayor porcentaje de datos representativos. Los cinco puntos rojos señalan los puntos de medida, situados en la intersección de los meridianos temporales con el diámetro topográfico de referencia de 7 mm. A la derecha se observa la plantilla de lectura elaborada sobre las cuadrículas del Orbscan, con las ventanillas utilizadas para obtener los datos numéricos correspondientes a los cinco puntos.

El propio sistema topográfico ofrece la posibilidad de obtener los mapas con las diferencias entre dos topografías determinadas, en la proyección y formato deseados. Los datos son obtenidos por sustracción y permite visualizarlos en cada una de las casillas. Una de las opciones es su visualización con formato numérico, con la referencia visible de la escala empleada en el mapa de colores (Fig. 34).

Para la obtención de los datos correspondientes a cada caso, se unificaron los tamaños de las imágenes exportadas desde el topógrafo con los de las plantillas elaboradas para su lectura, que incorporaban las cuadrículas vacías pre-seleccionadas que vimos en la Figura 33. Se visualizaba en la pantalla del ordenador cada imagen digital del mapa numérico y se superponía la imagen de la plantilla pre-elaborada. De esta forma, en cada una de las cinco ventanas se visualizaban los datos requeridos. Se obtuvieron sucesivamente los datos numéricos de las topografías tangenciales diferenciales entre antes y después de la cirugía (3 meses).

A cada uno de los cinco puntos de lectura elegidos en la periferia temporal, se le asignó la denominación T1, T2, T3, T4 y T5 de acuerdo a su situación y en sentido contrario a las agujas del reloj (Fig. 35).



Figura 34.- Mapa topográfico representando las diferencias entre dos lecturas (A y B), con las celdillas en formato numérico superpuestas. La escala de colores a la izquierda representa los cambios en dioptrías.



Figura 35.- Derecha: Numeración de los 5 puntos elegidos para lectura de la magnitud de encurvamiento en los 7 mm de la periferia temporal del ojo derecho. Izquierda: Visualización de los datos numéricos.

IV.7.- Características del anillo de encurvamiento periférico

En el apartado anterior, para valorar el encurvamiento establecimos cinco puntos de medida en el cuadrante temporal situados sobre el diámetro de 7,00 mm. En este apartado intentaremos responder a la pregunta "¿dónde se localiza el mayor encurvamiento?" y reflejar la posición del área donde se presenta. Los parámetros medidos serán su distancia al centro expresado en forma de diámetro topográfico de referencia y el valor del encurvamiento en dioptrías a esa distancia.

Para su medida, se utilizaron los procedimientos del apartado anterior y los datos suministrados por las proyecciones tangenciales de las topografías corneales, que reflejan mejor que las axiales la superficie periférica. También fueron realizadas antes de la cirugía y en los controles de seguimiento hasta el alta (3 meses).

En este caso, se visualizaron todas las cuadrículas temporales y las nasales, para poder seleccionar aquellas que fueran las correspondientes a los valores más altos, no valorándose la presencia de anillo a nivel superior e inferior. El resultado final era la obtención de un hemi-anillo nasal y otro hemi-anillo temporal, localizados sobre un determinado diámetro topográfico de referencia y con un determinado número de cuadrículas cada uno.

Para definir el anillo de encurvamiento periférico (anillo rojo), dentro del área periférica fue considerado "anillo" la porción donde se presentaba una mayor magnitud de encurvamiento (mayor valor diferencial después de la cirugía) (Vinciguerra 2007).

Para ello debía cumplir con el requisito de limitar a derecha e izquierda con zonas en las que hubiera menor encurvamiento.

Para caracterizar cada anillo se obtuvieron en cada caso dos parámetros:

1) El valor medio del encurvamiento observado en las diferentes casillas que configuran el anillo, expresado en dioptrías.

2) La distancia al centro, expresada como diámetro de referencia. Este dato se compensó con la separación horizontal existente entre el centro topográfico y el eje visual (ángulo Kappa) suministrada por el topógrafo, obteniendo de esta forma el diámetro de referencia "corregido". Un tercer dato fue la media aritmética obtenida entre los valores de los diámetros de referencia temporal y nasal (diámetro medio del anillo).

Un caso práctico de caracterización de un anillo de encurvamiento periférico se observa en la Figura 36. La imagen de la izquierda presenta un área de encurvamiento periférico temporal con su hemi-anillo (en marrón) situado entre los círculos más externos de la imagen topográfica, que representan los diámetros de referencia de 7 y 9 mm. Está rodeado por zonas de menor encurvamiento (de color más claro) por dentro y por fuera. En la topografía de la derecha, aunque se observa un área de alto encurvamiento periférico situado sobre el círculo que representa el diámetro de 9 mm no se puede delimitar el anillo al no poder localizar áreas externas que tengan menor encurvamiento.

96



Figura 36.- Izquierda: hemianillo flanqueado por áreas de menor encurvamiento. Derecha: Hemianillo sin delimitar en el flanco temporal. T = temporal.

Para realizar el estudio, se valoran en toda la topografía las zonas periféricas nasales y temporales en las que se había producido un incremento de valores con respecto a los previos. En el mapa diferencial numérico de la topografía tangencial, la zona central correspondiente a la ablación posee valores negativos (disminución de potencia) y es reflejada en colores fríos (azul). El incremento de valor (encurvamiento) periférico viene reflejado con diferentes colores calientes desde un valor mínimo en amarillo, pasando por rojo hasta granate dependiendo de la magnitud.

A este mapa de color, se superpone la plantilla de cuadrículas que vimos en la Figura 35, en las que se localiza el valor numérico del cambio de potencia corneal de cada una de ellas.



Figura 37.- Ejemplo de la elaboración de los dos hemi-anillos a partir de la selección de las cuadriculas con mayor gradiente de encurvamiento.

Para elaborar el anillo de encurvamiento correspondiente a cada ojo, se localizan las cuadrículas de mayor gradiente. Se marcan aquellas en las que el incremento de potencia sea mayor que las situadas a su derecha e izquierda. En caso de que una cuadrícula no tenga otra de referencia a cada lado, como ocurre en encurvamientos muy periféricos, no se la considera válida (Fig. 37).

El anillo de encurvamiento correspondiente a cada ojo quedaría formado por los hemi-anillos nasal y temporal (no se recogen los valores superior e inferior), conformados por los puntos correspondientes a las cuadrículas temporales y nasales que hayan sido seleccionadas. El máximo de cuadrículas seleccionadas en cada hemi-anillo serían doce, y el mínimo cero. No se van a considerar válidos aquellos hemi-anillos que estén constituidos por menos de tres cuadrículas. Como referencia para la localización de cada cuadrícula se anota el diámetro de referencia en milímetros que le corresponde en la topografía corneal.

Para obtener una visión global de los ojos derechos de esta serie, una vez obtenidos los valores individuales, se realiza la superposición de las cuadrículas correspondientes a todos los hemi-anillos de encurvamiento periférico de la serie, representándolo en forma de mapa.

IV.8.-Modelo geométrico para valoración del gradiente dióptrico periférico

El encurvamiento periférico, que hemos visto que se observa después de la cirugía en la proyección tangencial de la topografía corneal en forma de anillo rojizo, podría estar englobando dos fenómenos: por un lado, el gradiente dióptrico que se genera en los bordes de la ablación (Vinciguerra 2007) y, por otro, el hipotético encurvamiento de origen biomecánico originado por expansión de la córnea periférica (Roberts 2000a), siendo ambos del mismo signo.

Vamos a centrarnos en el primero de ellos, el punto de máximo cambio o gradiente dióptrico, que estaría localizado en el área de conexión entre la periferia y la zona ablacionada. Podríamos decir que la rampa o pendiente programada en esta zona llamada de transición (ZT), sirve para unir ambas áreas (la periferia no alterada y la ablación central), existiendo pequeñas diferencias entre cada uno de los distintos algoritmos de ablación de cada equipo de láser excimer. Es en esta zona donde se generaría un "badén" o escalón más o menos abrupto dependiendo de las dimensiones programadas (Fig. 38).



Figura 38.- Esquema que representa la sección de las curvaturas previa y post-quirúrgica junto con la zona de transición. En rojo figura el área de mayor gradiente dióptrico.

Una zona de transición más ancha generaría un peldaño más largo (badén más suave) y viceversa. También, como consecuencia de una mayor anchura de la ZT, el cambio dióptrico en esta zona sería más progresivo, que es su objetivo final. Un parámetro que va a influir en el desnivel o inclinación que tiene que salvar la zona de transición es la profundidad de la ablación. Para una mayor ablación central programada, se va a obtener una mayor altura del escalón en la zona de transición (badén más abrupto).

Aunque existen ablaciones personalizadas que pueden modificar la forma en que se realiza la zona de transición (Pop 2005) y se están desarrollando mapas topográficos especiales para valorar el llamado gradiente de curvatura para toda la córnea (Vinciguerra 2008), vamos a valorar la inclinación de este escalón o gradiente de una forma simple y similar a la pendiente en los puertos de montaña. En este caso vamos a determinar el ángulo, que vamos a llamar de encurvamiento o inclinación (α), y que

estaría comprendido entre la superficie de ZT post-quirúrgica y la misma superficie antes de la ablación.

Creando un pequeño modelo geométrico simplificado podemos simular un triángulo rectángulo formado por la profundidad de máxima ablación en la ZT que vamos a llamar θ (vertical), la anchura de la ZT (horizontal) y la superficie postquirúrgica de la ZT que une los extremos de ambas (hipotenusa). Con estos datos podemos calcular el ángulo citado (α) y valorar su influencia sobre el cambio de curvatura en esa zona (Fig. 39).



Figura 39.- Detalle de la zona de transición en la que figura su profundidad (θ) en vertical, anchura (ZT) en horizontal y la propuesta de un ángulo de inclinación (α).

Para una profundidad de ablación fija, el ángulo α estaría en relación inversa con la anchura de la zona de transición (al aumentar ZT disminuye el ángulo y se suaviza el gradiente) (Fig. 40). Esto significaría que cuando se utilizan zonas de transición amplias, el gradiente periférico va a ser menor (menos badén).



Figura 40.- Esquema de la disminución que experimenta el ángulo de encurvamiento periférico (α), cuando se duplica la anchura de la zona de transición (ZT) manteniendo su profundidad (θ).

Para una anchura fija de la zona de transición, el ángulo de encurvamiento o inclinación (α), estaría en relación directa con el valor de la profundidad de ablación en esa zona. En la práctica, las diferencias que se observan entre las profundidades de ablación en la zona de transición son bastante notables. Están relacionadas de forma directa con la máxima ablación en el centro de la córnea, dependiente a su vez del defecto refractivo que se va a corregir. Dicho de otra forma y sin tener en cuenta la posible existencia de una influencia biomecánica; para valores incrementados de la profundidad de ablación central, se producirían mayores valores de la profundidad en la zona de transición. Esto genera un mayor ángulo de inclinación en la zona de transición, que se traduciría en un mayor encurvamiento en la topografía periférica (Fig. 41).

El valor del ángulo de encurvamiento citado (α) quedaría definido en función de la anchura de la zona de transición (ZT) y la profundidad de ablación en esa zona (θ). El primero de estos datos, seleccionado por el cirujano, se introduce como dato en el equipo láser. El cálculo del segundo (profundidad de ablación en la zona de transición) es consecuencia de los demás parámetros introducidos, pudiendo visualizarse en la pantalla del equipo láser.



Figura 41.- Esquema de la variación del valor del ángulo de encurvamiento periférico (α) en función de la profundidad de ablación en la zona de transición (θ), manteniendo constante el diámetro de esta (ZT).

El resultado vendría determinado por la fórmula siguiente:

$$\alpha = \arctan\left(\frac{\theta}{ZT}\right) \tag{1}$$

Para el cálculo del ángulo de inclinación generado por el tallado de la zona de transición (α), utilizamos la fórmula anterior, considerando una ablación perpendicular a la superficie corneal, expresando el resultado final en grados.

Este dato del ángulo de inclinación, gradiente, o badén, está directamente relacionado con las características de la ZT. Por ello podría servir de referencia para diferenciar aquellos casos en los que el mero efecto teórico del gradiente dióptrico no justifíque encurvamientos periféricos notables. En estos casos debiera actuar también otra causa, siendo la primera candidata la biomecánica corneal.

IV.9.- Medida del aplanamiento central inesperado

Denominamos aplanamiento central inesperado a la diferencia entre la previsión realizada sobre el cambio de potencia central por la cirugía y el resultado real postquirúrgico (Fig. 42).



Figura 42. Gráfico del aplanamiento corneal previsto y el aplanamiento inesperado. Se representa con trazo discontinuo la curvatura corneal inicial (---), con línea de puntos la curvatura corneal prevista (...) y con trazo continuo la curvatura corneal final.

Con los datos previos y la ablación programada, el software del láser calcula el radio final de curvatura previsto. Si tenemos en cuenta esta referencia, a partir de los datos de la topografía corneal tras la cirugía, se puede valorar la presencia o ausencia de variación en el radio de curvatura final y la magnitud de esa diferencia por exceso o por defecto.

El término aplanamiento inesperado implica una curvatura / potencia final (K) que es menor de la prevista (córnea más plana). Más aplanamiento = mayor radio = menos curvatura = menos potencia. En principio, este fenómeno añadido sería achacable al efecto producido por el comportamiento biomecánico corneal.

A los tres meses; la medida de las desviaciones con respecto al resultado esperado, se obtendrían calculando la diferencia entre la potencia corneal prevista y el valor observado después de la cirugía, de acuerdo a la fórmula siguiente:

$$A planamiento inesperado (Dioptrías) = K estimada - K final$$
(2)

Siempre que se produzca un aplanamiento (disminución de potencia corneal) mayor que el estimado, el dato sería positivo; es decir, el aplanamiento inesperado se habría sumado al que se había previsto. En caso de hallarse una potencia final mayor de la prevista, este dato sería negativo.

IV.10.- Aplicación sobre un modelo corneal experimental

"La córnea no es de plástico" era el título del artículo en el que Cynthia Roberts denunciaba la consideración del tejido corneal como un mero pedazo de material plástico, a efectos del tratamiento refractivo mediante láser excimer. Según esta autora, si esto fuera así, se cumplirían las tres suposiciones inherentes al modelo de sustracción que guiaba el desarrollo de los algoritmos de ablación: "1) La única zona de la córnea que cambia es la situada dentro de la zona ablacionada" (o ausencia de engrosamiento periférico) "2) lo que cortas es lo único que obtienes" (o ausencia de respuesta biomecánica central) y "3) si hay alteraciones fuera de la zona de ablación, no afectan a la visión central" (el engrosamiento periférico no produce ningún efecto sobre la zona central) (Roberts 2000b).

En un modelo de la córnea fabricado con material plástico al que se realizara una ablación miópica central, solo se produciría la ablación programada, sin ningún otro efecto añadido. No existiría engrosamiento periférico, ni su repercusión como aplanamiento central inesperado, porque el plástico es inerte, no posee las características biomecánicas del tejido corneal.

Sin embargo, la ablación central generaría la existencia de una zona periférica con marcado gradiente dióptrico (Vinciguerra 2007). Sería posible su visualización en la topografía por la presencia de colores cálidos, como se vislumbra en las ablaciones experimentales realizadas sobre test hemisféricos tridimensionales (Vinciguerra 2003).

Para confirmar este aspecto; es decir, la presencia de un anillo de encurvamiento periférico cuando se realiza una ablación sobre diferentes materiales sin capacidad de respuesta biomecánica, se realizó un modelo experimental con distintos radios, estructura e hidratación.

No es objeto de este estudio valorar la diferente tasa de ablación en cada uno de los materiales. Tampoco la posibilidad del diferente encurvamiento periférico según el radio de curvatura, composición, hidratación, etc. que sería tema para posibles estudios posteriores. En ellos únicamente nos vamos a fijar en la presencia o ausencia de encurvamiento periférico post-ablación, con su posible cuantificación y localización.

Para este estudio utilizamos cuatro modelos esféricos diferentes que se describen a continuación (Fig. 43).



Figura 43.- Modelos esféricos de PMMA (izquierda) y flúor-acrilato de silicona (derecha).

IV.10.1.- Modelo corneal experimental de polipropileno

Se utilizaron moldes comerciales huecos de polipropileno con forma hemiesférica, diámetro de 26 mm y radio de 11 mm. Para su manipulación fueron adheridos a unas superficies esféricas de apoyo de 38 mm de diámetro, selladas a su vez a un soporte horizontal donde figuraba su identificación. Previamente se había rotulado sobre las esferas de apoyo unas marcas de referencia junto con simulaciones de iris y pupila que pudieran ser utilizadas para su orientación (Fig. 44)



Figura 44.- Modelo corneal experimental de polipropileno con iris y pupila rotulados.

No se lograron completar las topografías corneales debido a que el control de las imágenes captadas por el sistema Orbscan detectaba la presencia de alguna irregularidad en la superficie. Esto hizo que emitiera sucesivos mensajes de error impidiendo el análisis de cualquiera de las imágenes. Por ello se recurrió al uso opcional de un topógrafo convencional (Easygraph de Oculus) para su estudio (Fig. 45), que también suministra los mapas tangenciales y diferenciales. Se procedió al fijado del soporte, realizando el centrado con la ayuda de las referencias y los bordes externos del modelo.

Se programó el láser excimer para realizar una ablación de 2 dioptrías, con una zona óptica de 5 mm y una zona de transición de 6 mm, lo cual para el tejido corneal representaría 21,9 µm de profundidad en la ablación central y 4 µm en la zona de
transición. Para observar los cambios realizados después de la ablación se empleó el mapa tangencial diferencial.



Figura 45.- Topógrafo Easygraph de Oculus realizando el estudio de un modelo corneal experimental.

IV.10.2.- Modelo corneal experimental de PMMA

Se utilizó el polimetilmetacrilato (PMMA), material empleado habitualmente en las placas que se usan para la calibración del láser excimer. En este caso, para la evaluación tridimensional de la ablación, se recurrió a la utilización de test hemisféricos. Fueron diseñados y preparados para la evaluación de nuevos perfiles y algoritmos de ablación experimentales, en el equipo de láser excimer utilizado en este estudio (Nidek EC-5000). Son cilindros de PMMA de 24 mm de longitud, con forma hemisférica en uno de sus extremos, elaborados como test para reproducir las características dióptricas de un ojo humano estándar, con un diámetro de 12 mm y radio de 7,85 mm (Fig. 46) (Vinciguerra 2003).

Las topografías previas y posteriores a la ablación se realizaron con el topógrafo Orbscan, realizando el ajuste de su alineación antero-posterior y lateral previamente al enfoque y captura de imágenes (Fig. 46). El estudio topográfico de los test hemisféricos suministrados, antes y después de la ablación, se hizo sin dificultad.



Figura 46.- Izquierda: Test hemisférico de PMMA. Derecha: Imagen previa captada por el Orbscan, mostrando la reflexión de los anillos del disco de Plácido sobre la superficie del test.

Se programó el láser excimer para la misma ablación que en el modelo anterior. Para observar los cambios realizados después de la ablación, también se obtuvo el mapa tangencial diferencial.

IV.10.3.- Modelo corneal experimental de flúor-acrilato de silicona

Se empleó un material con bajo porcentaje de silicona (8-9%) y sin contenido acuoso, el flúor-acrilato de silicona, utilizado previamente (Dorronsoro 2008). Se usaron lentes de contacto rígidas gas-permeables comerciales (RGP) de este material, con un diámetro de 9,6 mm y radio de 8,4 mm. Para su manipulación fueron selladas a unas superficies esféricas de apoyo de 38 mm de diámetro, selladas a su vez en su base a un soporte horizontal donde figuraba su identificación. Previamente se había rotulado sobre dichas esferas cuatro referencias para su orientación y alineación (Fig. 47).



Figura 47.- Izquierda: Detalle lateral del modelo corneal experimental formado por una lente rígida de flúor-acrilato de silicona sobre su soporte esférico. Derecha: Vista superior con las referencias.

Las topografías previas y post-ablación también se realizaron con el topógrafo Easygraph, fijando el soporte y realizando la alineación y centrado de la imagen con la ayuda de las referencias y los bordes externos del modelo (Fig. 48).



Figura 48.- Imagen captada por el topógrafo Easygraph de Oculus. Muestra el reflejo de los anillos del disco de Plácido sobre el modelo corneal experimental formado por lente rígida sobre soporte esférico.

Se programó el láser excimer para realizar la misma ablación que en el apartado anterior. Para observar los cambios se obtuvo el mapa tangencial diferencial.

IV.10.4.- Modelo corneal experimental de hidrogel de silicona

Como una alternativa que se acercara al grado de hidratación que posee el tejido corneal y que también pudiera ser valorada topográficamente con el Orbscan, se utilizó un modelo corneal experimental de hidrogel de silicona. Para ello se emplearon lentes de contacto blandas comerciales, con un diámetro de 14,2 mm, un radio de 9,0 mm y un contenido en agua del 59%.

Dadas las características del material, para poder realizar las topografías se realizó la adaptación en portadores voluntarios sanos, en lugar de utilizar sistemas de fijación de la lente de contacto (Correia 2013), que pudieran alterar su curvatura. Después de la prueba se retiró la lente de contacto y se conservó en un sistema de limpieza habitual.

Previamente a la ablación, se procedió a su adaptación sobre una pieza esférica de cristal de 8,0 mm de radio, sellada a un soporte en su base (Fig. 49). Se comprobó el centrado de la lente de contacto mediante la superposición de la línea de su borde externo con las muescas circulares del ocular del láser. Una vez comprobada la ausencia de pliegues o burbujas, se mantuvo la hidratación mediante la administración ocasional de gotas de suero fisiológico.

Con el mismo tipo de láser excimer utilizado en la muestra se practicó una ablación de su superficie con la corrección utilizada en los modelos anteriores. Se retiró la lente de contacto de la pieza de soporte y se realizó de nuevo el proceso de su mantenimiento y limpieza con el mismo sistema.

En días posteriores se adaptó la lente de contacto en el portador voluntario para repetir la toma de imágenes en el Orbscan. Para el estudio de los cambios generados por la ablación sobre la superficie de este modelo corneal experimental, se obtuvo el mapa tangencial diferencial.



Figura 49.- Imagen de la esfera de cristal, sellada a su soporte en la base y con una LC adaptada.

IV.11.- Análisis estadístico

La descripción de las variables se realizó mediante la media, la desviación estándar, el rango y los percentiles 25, 50 y 75.

Para conocer si la media de las variables cuantitativas (ángulo α , localización del hemianillo periférico...) dependía del año de la cirugía, se utilizó el análisis de la varianza (ANOVA) previa comprobación de la normalidad mediante el test de Shapiro-Wilk.

La comparación de medias entre dos grupos (sexos, presencia/ausencia de anillo periférico...) se realizó mediante el test t de Student, empleando la corrección de Welch cuando las varianzas no eran homogéneas.

La correlación entre variables continuas se midió con el coeficiente de correlación lineal de Pearson.

Para la elaboración de modelos predictivos del encurvamiento periférico y su localización, se empleó la regresión lineal múltiple. La selección de modelos se realizó mediante el estadístico R^2 ajustado por el número de variables.

Se consideraron estadísticamente significativos los resultados con p<0,05. El análisis se realizó mediante el programa IBM SPSS statistics 21.

V.- RESULTADOS

V.1.- Descripción de la muestra

Una vez aplicados los criterios de inclusión y exclusión, formaron parte del estudio un total de 65 pacientes (28 hombres y 37 mujeres). Las cirugías se realizaron entre febrero de 2007 y diciembre de 2010 (Tabla II), resultaron sin complicaciones, y ningún ojo fue reoperado durante el seguimiento. El porcentaje de pacientes que después de la cirugía no perdieron ninguna línea de la mejor agudeza visual corregida (seguridad) fue del 97%. La distribución de los valores de las variables en esta muestra, se detalla en la Tabla III.

V.2.- Encurvamiento periférico

Como se explicó en el apartado IV.6, el encurvamiento topográfico periférico se caracterizó mediante tres parámetros: magnitud, situación y gradiente.

V.2.1.- Magnitud del encurvamiento periférico temporal

La medida de la magnitud del encurvamiento periférico temporal (ENC T) se realizó dentro del área pre-determinada, en los cinco puntos de la periferia temporal (T1 a T5) situados sobre el diámetro de referencia topográfico de 7 mm (Tabla IV).

А	AÑO DE LA CIRUGIA									
	Frecuencia Porcentaje									
2007	27	41,54								
2008	18	27,69								
2009	11	16,92								
2010	9	13,85								
Total	65	100,00								

Tabla II.- Distribución de la muestra según el año en que se realizó la cirugía.

	VALORES DE LAS VARIABLES											
DATOS PREVIOS	media	D.S.	min	max	P25	P50	P75					
Edad (años)	32,5	8,1	21	53	27	31	38					
Paquimetría (µm)	537,7	25,3	480	620	520	535	552					
K previa (D)	43,2	1,3	40,7	46,0	42,3	43,2	44,2					
Kappa en superficie (mm)	-0,66	-0,31	-0,01	-1,63	-0,46	-0,66	-0,83					
Diámetro pupilar (mm)	6,51	0,89	4,0	8,0	6,0	6,5	7,0					
CIRUGIA												
Diámetro ZO (mm)	6,45	0,12	6,0	6,5	6,5	6,5	6,5					
Anchura ZT (mm)	1,74	0,25	1,5	2,3	1,5	1,7	2,0					
Anchura Estroma (mm)	8,75	0,25	8,12	9,12	8,75	8,75	8,75					
Diámetro Flap (mm)	9,45	0,21	8,75	9,75	9,5	9,5	9,5					
Ablación (µm)	72,4	26,2	37	142	54	68	84					
Ablación en ZT (µm)	18,0	7,4	8,6	41,4	12,4	16,4	21,3					

Tabla III.- Leyenda: Paquimetría: espesor corneal central, K: potencia corneal central, Kappa: separación horizontal entre el eje visual y el centro topográfico (la separación en sentido temporal se considera negativa y nasal positiva), ZO: zona óptica, ZT: zona de transición, Ablación: espesor corneal ablacionado, D.S.: desviación estándar, min: mínimo, max: máximo, P: percentil.

ENCURVAMIENTO PERIFÉRICO TEMPORAL											
media D.S. min max P25 P50 P75											
T1: 150° (D)	2,79	2,62	-1,00	10,80	0,94	2,22	3,94				
T2: 165° (D)	2,74	2,57	-1,98	9,73	1,18	2,27	3,93				
T3: 180° (D)	2,54	2,29	-1,41	10,80	1,21	2,06	3,59				
T4: 195° (D)	3,50	2,33	-1,27	10,56	2,14	3,21	5,02				
T5: 210° (D)	3,91	2,29	-0,47	11,77	2,75	3,87	4,87				
Promedio (ENC T)	3,09	2,12	- 0,97	10,63	2,12	2,50	3,69				

Tabla IV.- Valores de la magnitud del encurvamiento en los cinco puntos de la periferia temporal. Leyenda: D.S.: desviación estándar, min: mínimo, max: máximo, P: percentil, T: temporal, D: Dioptrías.

El encurvamiento promedio que se produce en el área seleccionada es de 3,09 D. Su valor promedio en los dos meridianos superiores (2,77 D) es menor con respecto al de los dos meridianos inferiores (3,70 D), siendo esta diferencia significativa (t de Student, p=0,001).

El área seleccionada está situada fuera del área central o zona óptica y en plena zona de transición. Aquí tiene lugar parte de la ablación que se realiza para enlazar, la superficie resultante de la ablación central, con el estroma periférico que no ha sido ablacionado.

V.2.2.- Anillo de encurvamiento periférico

De acuerdo con el apartado IV.7, para cada uno de los casos se estudiaron las características del anillo de encurvamiento periférico. Se contabilizaron un total de 437 cuadrículas, siendo 224 nasales y 213 temporales. Se registraron 61 hemianillos que tuvieran un mínimo de tres cuadrículas; 33 eran nasales, 28 temporales y 20 bilaterales.

La magnitud del encurvamiento a nivel de cada hemianillo se refleja en la Tabla V. En los hemianillos temporales (ENC AT), los valores son superiores a los reflejados en el apartado anterior (ENC T), siendo significativa la diferencia entre ambos (t de Student, p= 0,000). Este resultado es esperable, ya que, por definición del anillo de encurvamiento periférico, hemos ido a buscar y medir los puntos en los que se encuentran los mayores valores del encurvamiento.

ENCURVAMIENTO EN EL ANILLO (D)										
media D.S. min max P25 P50 P75										
Hemianillo temporal (ENC AT)	4,63	2,18	2,20	10,80	2,99	4,34	5,59			
Hemianillo nasal	4,57	1,80	2,04	9,30	3,18	4,60	5,51			

Tabla V.- Valores del encurvamiento periférico en cada hemianillo. Leyenda: D: Dioptrías, D.S.: desviación estándar, min: mínimo, max: máximo, P: percentil.

La Figura 50 representa la superposición de todas las cuadrículas obtenidas en los hemianillos temporal y nasal, sobre los círculos correspondientes a los diámetros topográficos de referencia, desde 5 mm (interno) hasta 9 mm (externo). Con respecto al centro topográfico, los hemianillos se encuentran ligeramente desplazados hacia la izquierda. Esto hace que los valores más periféricos de la zona temporal se pierdan por situarse fuera de la topografía, estando más representados los valores nasales.



Figura 50. Superposición de las cuadrículas obtenidas en los hemianillos nasal y temporal, sobre los círculos correspondientes a los diámetros topográficos de referencia. La escala inferior indica el número de cuadrículas superpuestas.

Los diámetros topográficos de referencia sobre los que se situaba cada hemianillo, figuran en la Tabla VI.

Se considera que, tanto el flap como la ablación, tienen unos contornos circulares. Igualmente, al considerar el anillo como un círculo, la media aritmética de los diámetros topográficos de referencia de ambos hemianillos (Anillo M) expresaría el valor del diámetro del anillo en milímetros, con independencia de su situación o desplazamiento lateral. No podría hacerse esta consideración en el caso de realizarse flaps o ablaciones elípticas o irregulares. Sus valores más extremos se hallan situados sobre el área periférica comprendida entre la zona óptica y el límite externo de la ablación (zona de transición).

Como responsable de que exista un desplazamiento temporal de los hemi-anillos con respecto al centro de la topografía, se ha considerado la influencia de la separación horizontal entre el eje visual y el eje pupilar a nivel de la superficie corneal (ángulo kappa). Teniendo en cuenta el valor que ha calculado el Orbscan para este pequeño desplazamiento lateral (Basmak 2007), se obtuvo la distancia del diámetro de referencia "corregido".

En el caso de los ojos derechos, al ser un desplazamiento temporal sus valores se consideran negativos (ver Tabla III), descontándose en los diámetros de referencia temporales. En el caso de los nasales, su valor fue añadido al del diámetro de referencia nasal. Los resultados del diámetro de referencia "corregido" calculado para cada hemianillo se muestran también en la Tabla VI.

E	DIÁMETRO DE REFERENCIA (mm)										
media D.S. min max P25 P50 P7											
Hemianillo temporal	7,42	0,42	6,70	8,00	7,00	7,50	7,73				
(Anillo T)											
Hemianillo nasal	6,76	0,50	5,60	7,70	6,50	6,75	7,00				
Diámetro medio	7,09	0,29	6,45	7,60	6,90	7,13	7,35				
(Anillo M)											
DIÁMETRO "O	CORREG	IDO" C	ON EL V	ALOR	DE KAP	PA (mr	n)				
Hemianillo temporal	6,79	0,45	5,98	7,45	6,53	6,76	7,19				
(Anillo TC)											
Hemianillo nasal	7,39	0,46	6,72	8,21	7,03	7,24	7,78				

Tabla VI.- Localización de cada hemianillo, anillo medio y localizaciones "corregidas" al tener en cuenta la separación horizontal entre el eje visual y el eje pupilar (Kappa). Leyenda: D.S.: desviación estándar, min: mínimo, max: máximo, P: percentil.

Con esta corrección, los valores de los diámetros de referencia de los hemianillos se intercambian. También se hallarían situados sobre el área periférica comprendida entre la zona óptica y el extremo externo de la ablación, la zona de transición. En la gran mayoría de los casos, cada hemianillo se encuentra por fuera del diámetro de la zona óptica (ablación central) y no sobrepasa el diámetro de la zona de transición (ablación periférica) por lo que se encuentran dentro de la zona de ablación. Esto contradice en parte uno de los postulados biomecánicos de Roberts y ratifica el punto de vista geométrico de Vinciguerra (Roberts 2000b, Vinciguerra 2007).

V.2.3.- Ángulo de encurvamiento teórico

Para valorar el gradiente de encurvamiento se eligió el modelo geométrico propuesto en el Apartado IV.8. El ángulo de encurvamiento teórico (α) se calculó en función de la máxima profundidad de ablación en la zona de transición y de la anchura correspondiente a esa zona. A partir de estos dos datos se obtuvieron los valores que se expresan en la Tabla VII.

ÁNGULO DE ENCURVAMIENTO TEÓRICO									
media D.S. min max P25 P50 P75									
Ángulo α (°)	0,59	0,21	0,30	1,16	0,43	0,56	0,69		

Tabla VII.- Valores calculados del ángulo de encurvamiento teórico expresados en grados. Leyenda: D.S.: desviación estándar, min: mínimo, max: máximo, P: percentil.

El ángulo que se produce puede modificarse, debido a la influencia de las magnitudes de los dos parámetros que lo constituyen, por un lado la profundidad de ablación en la zona de transición (ZT) y por otro la anchura de ZT. Así, para una ablación determinada, se puede conseguir suavizarlo mediante la ampliación de la zona de transición, lo cual conduciría a un ángulo más reducido. Teóricamente la presencia de mayores gradientes en la zona de transición llevaría consigo mayores encurvamientos periféricos. Esto se traduce en que la presencia de pendientes más pronunciadas en ZT generan ángulos de encurvamiento (α) más amplios. El resultado final sería un mayor encurvamiento periférico.

V.3.- Aplanamiento central inesperado

El cálculo de la magnitud del aplanamiento central inesperado (APL) se realizó de acuerdo con la fórmula citada en el Apartado IV.9. Los valores de esta variable para esta muestra se indican en la Tabla VIII.

APLANAMIENTO CENTRAL INESPERADO										
media D.S. min max P25 P50 P75										
APL positivo (n= 44)	0,70	0,44	0,10	1,60	0,30	0,70	1,00			
APL negativo (n=16)	-0,73	0,51	-2,10	-0,20	-1,13	-0,50	-0,30			
Total (n=65)	0,29	0,75	- 2,10	1,60	-0,10	0,30	0,80			

Tabla VIII.- Valores del aplanamiento central inesperado (APL). Leyenda: D.S.: desviación estándar, min: mínimo, max: máximo, P: percentil.

Esta variable tiene una considerable dispersión, presentando valores positivos en el 67,7% y negativos en el 24,6%, existiendo algunos casos (7,7%) en los que el valor es nulo.

V.4.- Comparación por año, sexo y presencia de anillo

V.4.1- Comparación por año de cirugía

La Tabla IX refleja los resultados de la comparación de las medias de las variables en los diferentes años mediante análisis de la varianza (ANOVA).

Solo existirían diferencias significativas en el tamaño del flap y la anchura del estroma. Estas variables son inter-dependientes y su valor depende del anillo de succión que se haya empleado en el microqueratomo. La elección está en relación con la potencia corneal central previa (K); y aunque las diferencias inter-anuales en esta variable se aproximan al nivel de significación (p=0,075), sus cambios no concuerdan con los del flap y estroma.

ANÁLISIS DE LA VARIANZA POR AÑO DE CIRUGIA												
	año	media	D.S.	р		año	media	D.S.	р			
						2007	32,4	6,7				
					Edad	2008	30,7	9,5	0,327			
						2009	32,1	8,2				
						2010	36,9	9,0				
	2007	534,9	23,7			2007	6,54	0,89				
Paquimetría	2008	528,6	19,0	0,056	Pupila	2008	6,79	0,85	0,249			
	2009	552,4	38,1			2009	6,17	0,66				
	2010	546,2	11,5			2010	6,19	1,10				
	2007	42,9	1,2			2007	0,74	0,32				
K previa	2008	43,4	1,2	0,075	Kappa	2008	0,59	0,31	0,361			
	2009	43,0	1,4			2009	0,68	0,36				
	2010	44,1	1,1			2010	0,58	0,17				
	2007	6,45	0,12			2007	1,69	0,26				
ZO	2008	6,40	0,18	0,151	ZT	2008	1,82	0,22	0,139			
	2009	6,50	0,00			2009	1,82	0,25				
	2010	6,49	0,03			2010	1,64	0,22				
	2007	9,48	0,22			2007	8,78	0,22				
Flap	2008	9,53	0,15	0,023	Estroma	2008	8,82	0,17	0,011			
	2009	9,43	0,12			2009	8,71	0,06				
	2010	9,28	0,29			2010	8,55	0,27				
	2007	65,5	26,5			2007	0,53	0,21				
Ablación	2008	72,0	24,7	0,209	Ángulo α	2008	0,58	0,20	0,206			
	2009	81,5	21,5			2009	0,66	0,18				
	2010	82,5	30,7			2010	0,68	0,24				
	2007	2,97	1,48			2007	4,72	2,01				
ENC T	2008	2,91	2,23	0,581	ENC AT	2008	4,41	1,91	0,995			
	2009	2,65	1,06		n=28	2009	4,66	3,71				
	2010	3,23	1,61			2010	4,66	2,35				
	2007	7,46	0,34			2007	6,84	0,36				
Anillo T	2008	7,43	0,42	0,544	Anillo TC	2008	6,71	0,59	0,863			
n=28	2009	7,56	0,36		n=28	2009	6,88	0,35				
	2010	7,20	0,42			2010	6,71	0,52				
	2007	7,11	0,33			2007	0,39	0,82				
Anillo M	2008	6,92	0,40	0,486	APL	2008	0,29	0,64	0,774			
n=20	2009	7,25	0,17]		2009	0,11	0,85				
	2010	7,01	0,17			2010	0,23	0,70				

Tabla IX.- Análisis de la varianza por año de la cirugía. Leyenda: D.S.: desviación estándar, ZO: zona óptica, ZT: zona de transición, ENC T: encurvamiento periférico temporal, ENC AT: Encurvamiento a nivel del hemianillo temporal, Anillo T: localización del hemianillo temporal, Anillo TC: localización del hemianillo temporal corregida, Anillo M: diámetro del anillo, APL: Aplanamiento inesperado central.

COM	IPARACIÓN DE	MEDIAS PO	R SEXO	
	sexo	media	D.S.	р
Edad	Hombre	32,1	6,9	
	Mujer	32,8	9,1	0,734
Paquimetría	Hombre	537,6	31,6	
	Mujer	537,8	19,8	0,975
K previa	Hombre	43,0	0,2	
	Mujer	43,4	0,2	0,246
Kappa	Hombre	0,67	0,34	
	Mujer	0,66	0,29	0,854
Pupila	Hombre	6,54	0,90	
	Mujer	6,49	0,90	0,818
ZO	Hombre	6,41	0,17	
	Mujer	6,47	0,07	0,073
ZT	Hombre	1,76	0,26	
	Mujer	1,72	0,24	0,533
Ablación	Hombre	69,2	26,1	
	Mujer	74,8	26,4	0,400
Flap	Hombre	9,40	0,23	
-	Mujer	9,50	0,18	0,073
Estroma	Hombre	8,70	0,22	
	Mujer	8,80	0,20	0,097
Ángulo α	Hombre	0,56	0,20	
	Mujer	0,61	0,22	0,358
ENC T	Hombre	3,00	1,90	
	Mujer	3,18	2,30	0,713
ENC AT	Hombre	3,97	1,71	
	Mujer	5,06	3,51	0,185
Anillo T	Hombre	7,49	0,38	
	Mujer	7,40	0.37	0,540
Anillo TC	Hombre	6,78	0,43	
	Muier	6.82	0.42	0,805
Anillo M	Hombre	7,01	0,29	
	Muier	7.14	0.29	0,363
APL	Hombre	0,30	0,78	
	Mujer	0,29	0,74	0,955

V.4.2.- Comparación por sexo

Tabla X.- Test t de Student por sexos. Leyenda: D.S.: desviación estándar, ZO: zona óptica, ZT: zona de transición, ENC T: encurvamiento periférico temporal, ENC AT: Encurvamiento a nivel del hemianillo temporal, Anillo T: localización del hemianillo temporal, Anillo TC: localización del hemianillo temporal corregida, Anillo M: diámetro del anillo, APL: Aplanamiento inesperado central.

La tabla X muestra la comparación simple de medias entre grupos por sexo mediante el test t de Student. No se observan diferencias estadísticamente significativas.

V.4.3.- Comparación por presencia de anillo

Para analizar la posibilidad de que existieran diferencias significativas entre los casos con anillo de encurvamiento (n=20), hemianillo temporal (n=28) o nasal (n=33) y aquellos en los que no se pudo localizar, se comparan las medias de las variables independientes mediante el test t de Student. Los resultados obtenidos sobre la presencia o ausencia de anillo, hemianillo temporal y hemianillo nasal se expresan en la Tabla XI.

	COM	PARAC	IÓN D'	E MED	IAS POR P	RESEN	CIA O	AUSE	NCIA DE A	NILLO		
	Anillo	media	D.S.	р	Hemianillo	media	D.S.	р	Hemianillo	media	D.S.	Р
				-	temporal			-	nasal			
Edad	presente	35,00	10,26		presente	34,00	9,33		presente	32,97	10,10	
	ausente	31,38	6,87	0,161	ausente	31,35	7,07	0,216	ausente	32,00	5,62	0,633
Paquimetría	presente	532,45	25,22		presente	537,14	27,67		presente	535,21	22,99	
	ausente	540,02	25,34	0,272	ausente	538,11	23,82	0,883	ausente	540,25	27,71	0,429
K previa	presente	43,22	1,37		presente	43,19	1,25		presente	43,05	1,29	
	ausente	43,27	1,26	0,897	ausente	43,30	1,32	0,732	ausente	43,46	1,26	0,196
Kappa	presente	-0,63	0,29		presente	-0,63	0,31		presente	-0,68	0,32	
	ausente	-0,68	0,32	0,517	ausente	-0,69	0,32	0,485	ausente	-0,65	0,31	0,706
Pupila	presente	6,08	0,86		presente	6,27	0,85		presente	6,39	0,97	
	ausente	6,69	0,85	0,017	ausente	6,69	0,89	0,067	ausente	6,61	0,82	0,357
ZO	presente	6,47	0,08		presente	6,46	0,11		presente	6,46	0,11	
	ausente	6,44	0,14	0,324	ausente	6,44	0,14	0,578	ausente	6,44	0,14	0,667
ZT	presente	1,59	0,19		presente	1,64	0,22		presente	1,69	0,26	
	ausente	1,81	0,25	0,000	ausente	1,82	0,24	0,002	ausente	1,80	0,23	0,062
Ablación	presente	68,50	24,73		presente	69,64	23,32		presente	68,15	25,21	
	ausente	74,11	26,93	0,416	ausente	74,46	28,38	0,455	ausente	76,75	26,90	0,189
Flap	presente	9,46	0,24		presente	9,47	0,23		presente	9,46	0,22	
	ausente	9,46	0,19	0,943	ausente	9,45	0,20	0,637	ausente	9,45	0,21	0,887
Estroma	presente	8,76	0,25		presente	8,77	0,24		presente	8,76	0,22	
	ausente	8,75	0,19	0,923	ausente	8,74	0,19	0,516	ausente	8,74	0,20	0,717
Ángulo α	presente	0,57	0,21		presente	0,58	0,20		presente	0,56	0,20	
	ausente	0,60	0,21	0,620	ausente	0,60	0,22	0,641	ausente	0,62	0,22	0,232

Tabla XI.- Test t de Student para la comparación de medias de las variables independientes sobre la presencia / ausencia de anillo, hemianillo temporal y nasal. Leyenda: D.S.: desviación estándar, ZO: zona óptica, ZT: zona de transición.

Se observa una diferencia estadísticamente significativa en la anchura de la zona de transición (p=0,000) y en el tamaño pupilar (p=0,017), para los casos en los que no se pudo detectar el anillo de encurvamiento, con respecto a los que presentaron un anillo visible. Una zona de transición amplia o una pupila grande puede hacer que el anillo quede situado fuera del área topográfica y no pueda ser reflejado en el mapa correspondiente.

En el análisis de la presencia / ausencia de los hemianillos temporales se obtienen unos resultados similares para ZT (p=0,002), no llegando a ser significativos para el tamaño pupilar (p=0,067). En los hemianillos nasales no se observan diferencias significativas (p=0,062).

No se observan diferencias con respecto a los valores del ángulo Kappa en ninguno de los anillos.

V.5.- Correlación entre variables

La medida del grado de relación que existe entre las variables de la muestra se detalla en la Tabla XII. Se ha prescindido de aquellas que ya están relacionadas en origen. En cada casilla figura el valor del coeficiente de correlación de Pearson con su signo (superior) y su significación (inferior). Los valores de p<0,05 se han destacado en negrita.

	APL	Anillo	Anillo	Anillo	ENC	ENC T	α	Estrom	ZO	Pupila	Kappa	K	Paq.
Edad	-0,001 0,993	0,355 0,194	0,214 0,275	0,032 0,871	0,587 0,001	0,378 0,002	0,249 0,046	-0,106 0,399	0,177 0,159	-0,081 0,538	0,221 0,077	-0,005 0,965	0,004 0,976
Paq.	-0,074 0,558	-0,322 0,241	-0,142 0,471	-0,270 0,164	0,105 0,596	0,187 0,135	0,206 0,100	-0,133 0,291	0,143 0,254	0,076 0,565	0,125 0,322	0,102 0,420	
K	0,144 0,252	0,029 0,919	0,174 0,376	0,026 0,894	0,147 0,455	0,108 0,391	0,171 0,172	-0,030 0,811	-0,013 0,920	0,001 0,996	0,213 0,088		
Kappa	-0,056 0,658	0,087 0,757	0,514 0,005	-0,252 0,196	0,395 0,038	0,389 0,001	0,270 0,029	0,116 0,355	0,118 0,351	-0,035 0,790			
Pupila	-0,062 0,637	0,135 0,594	-0,318 0,113	-0,214 0,294	-0,298 0,139	-0,279 0,031	-0,154 0,241	-0,108 0,411	0,100 0,447				
ZO	0,029 0,817	0,430 0,109	-0,152 0,441	-0,186 0,342	-0,011 0,954	0,053 0,675	-0,019 0,882	-0,069 0,586					
Estroma	0,357 0,004	0,469 0,078	0,201 0,305	0,164 0,404	-0,118 0,550	-0,022 0,876	-0,031 0,806						
α	-0,188 0,133	0,488 0,065	0,400 0,035	0,163 0,408	0,710 0,000	0,434 0,000							
ENC T	0,067 0,595	0,466 0,080	0,561 0,002	0,320 0,096	0,947 0,000								
ENC AT	0,317 0,101	0,342 0,140	0,516 0,005	0,297 0,132									
Anillo T	0,257 0,187	0,594 0,020	0,701 0,000										
Anillo TC	0,280 0,149	0,671 0,006											
Anillo M	-0,032 0,910												

Tabla XII.- Correlación entre las variables. Paq.= paquimetría, K= Potencia corneal previa, α = ángulo alfa, ENC T: encurvamiento periférico temporal, ENC AT: Encurvamiento a nivel del hemianillo temporal, Anillo T: localización del hemianillo temporal, Anillo TC: localización del hemianillo temporal corregida, Anillo M: diámetro del anillo, APL: Aplanamiento inesperado central.

Debido a que existe una relación directa entre el diámetro del flap y el diámetro del estroma corneal expuesto, ya que la diferencia entre ambas es el grosor del epitelio, no se incluye la primera de ellas.

Como la profundidad de la ablación y la anchura de la zona de transición, van a participar como componentes del ángulo α , también se ha prescindido de ambas variables.

El **ángulo** α tiene una correlación alta, positiva y significativa con el mayor encurvamiento periférico medido a nivel del hemianillo temporal (ENC AT). Es menor la relación, siendo moderada, positiva y significativa, con la media del encurvamiento realizada a nivel de los puntos de medida establecidos en la periferia temporal (ENC T) (Fig. 51).



Figura 51.- Gráfico de la relación entre el ángulo α y el encurvamiento periférico temporal, según este sea medido en el hemianillo (ENC AT: naranja) o en los puntos pre-fijados (ENC T: rojo), con las tendencias lineales o rectas que mejor se ajustan (regresión) correspondientes.

Estos datos sugieren que este parámetro (α), que hemos definido y empleado para valorar el gradiente, se asocia bien con el fenómeno del encurvamiento periférico, presentando valores más altos conforme más alto es dicho fenómeno. La edad tiene una correlación positiva y significativa con el encurvamiento máximo a nivel del hemianillo (ENC AT), siendo menor para la medida del encurvamiento realizada en la periferia temporal (ENC T) (Fig. 52).



Figura 52.- Gráfico de la regresión lineal entre la edad y el encurvamiento periférico temporal, según este sea medido a nivel del hemianillo (azul) o en el encurvamiento temporal medio (verde).

El ángulo **Kappa** tiene una correlación positiva y significativa con el encurvamiento medido tanto a nivel de la periferia temporal (ENC T) (r=0,389, p=0,001) como a nivel del hemianillo (ENC AT) (r=0,395, p=0,038).

El diámetro pupilar tiene una correlación negativa y significativa con el encurvamiento periférico temporal (ENC T). Posiblemente, cuando se usan zonas más amplias para pacientes con mayores pupilas, el encurvamiento se separa de los puntos

de medida pre-fijados. Igualmente una mayor pupila hace que los límites de acción para el seguimiento del eye-tracking (reborde pupilar) sean más amplios.

El **aplanamiento central inesperado** (APL) tiene una relación pobre y no significativa (r=0,067, p=0,595) con el encurvamiento periférico y no llega a ser significativa (r=0,317, p=0,101) con el encurvamiento a nivel del hemianillo.

Con respecto a cada uno de los **puntos de medida del encurvamiento temporal (T1 a T5)** se muestran en la Tabla XIII.

La relación con la edad es significativa en casi todos, disminuyendo desde los puntos más superiores (T1) hasta los inferiores (T5). También es significativa la relación de todos ellos con el ángulo Kappa. La relación con el tamaño pupilar es de signo negativo, siendo significativa en los puntos más extremos. Con respecto al ángulo α también guarda una relación significativa, pero al contrario que la edad, va aumentando desde los puntos más superiores (T1) hasta los inferiores (T5).

Todos tienen una relación significativa con la localización del anillo corregida (Anillo TC); que cuando no lo está (Anillo T), solo posee T4 (p=0,030). La relación con el aplanamiento central inesperado (APL) es muy baja en todos ellos, con signo positivo en los superiores (T1, r=0,216, p=0,083) y negativo en los inferiores (T5, r=-0,114, p=0,367). Esta disparidad de signos, puede ser la responsable de que la relación del aplanamiento con el valor medio de todos ellos (ENC T) sea aún más baja (r=0,067, p=0,595) que en cualquiera de ellos por separado.

CORRELACIONES DE LOS PUNTOS DE ENCURVAMIENTO											
	T1	T2	Т3	T4	T5						
Edad	0,409	0,393	0,376	0,301	0,159						
	0,001	0,001	0,002	0,015	0,206						
Paquimetría	0,150	0,214	0,127	0,184	0,142						
-	0,232	0,087	0,312	0,143	0,261						
K previa	0,070	0,102	0,149	0,034	0,124						
_	0,578	0,419	0,236	0,790	0,326						
Kappa	0,363	0,372	0,378	0,324	0,264						
	0,003	0,002	0,002	0,009	0,034						
Pupila	-0,309	-0,189	-0,232	-0,189	-0,303						
-	0,016	0,149	0,075	0,148	0,019						
ZO	0,145	0,108	0,058	-0,034	-0,065						
	0,248	0,391	0,648	0,787	0,609						
Estroma	0,002	0,024	0,075	0,089	-0,012						
	0,987	0,851	0,552	0,480	0,923						
Ángulo α	0,273	0,304	0,364	0,495	0,491						
	0,028	0,014	0,003	0,000	0,000						
ENC AT	0,889	0,872	0,919	0,858	0,799						
	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000						
Anillo T	0,258	0,305	0,280	0,412	0,211						
	0,186	0,115	0,149	0,030	0,281						
Anillo TC	0,522	0,539	0,559	0,566	0,376						
	0,004	0,003	0,002	0,002	0,049						
Anillo M	0,282	0,329	0,397	0,450	0,423						
	0,228	0,157	0,083	0,046	0,063						
APL	0,216	0,146	0,095	-0,080	-0,114						
	0,083	0,246	0,454	0,528	0,367						

Tabla XIII.- Correlaciones del encurvamiento periférico temporal (ENC T) en cada uno de los puntos de medida pre-seleccionados (T1 a T5). K= Potencia corneal previa, ENC AT: Encurvamiento a nivel del anillo, Anillo T: localización del hemianillo temporal, Anillo TC: localización del hemianillo temporal corregida, Anillo M: diámetro del anillo, APL: Aplanamiento inesperado central.

La localización del hemianillo o diámetro de referencia topográfico sobre el que se sitúa (Anillo T), no tiene una correlación significativa con el encurvamiento temporal (ENC T). Pero es positiva, moderada y significativa cuando en la localización se ha tenido en cuenta el ángulo Kappa (Anillo TC) (Fig. 53) (Tablas XII y XIII).



Figura 53.- Gráfico de la regresión lineal entre el encurvamiento periférico temporal y el diámetro de referencia del anillo, según este sea "corregido" (rojo) o sin corregir (azul).

Tiene igualmente una correlación moderada, positiva y significativa con el ángulo α cuando la distancia es "corregida" (r=0,400, p=0,035). Sin embargo es muy baja (r=0,163, p=0,408) cuando no se tiene en cuenta la corrección.

El diámetro del anillo de encurvamiento (Anillo M) tiene una relación positiva con el ángulo α que no llega a ser significativa (r=0,488, p=0,065).

Cuando se seleccionan los casos con valores constantes en las variables ZO (6,5 mm), ZT (8,0 mm) y flap (9,5 mm), esta relación casi se duplica (r=0,838, p=0,005) (Fig. 54). Dada la naturaleza del ángulo α , este dato indicaría la relación del diámetro del anillo con la profundidad de la ablación en estos supuestos.



Figura 54.- Gráfico de la regresión lineal entre el diámetro del anillo y el ángulo α en un grupo en el que ZO, ZT y el tamaño del flap son constantes (n=9).

V.6.- Modelos de relación con el encurvamiento

En este apartado vamos a estudiar la posible predicción de la magnitud y localización del fenómeno del encurvamiento, utilizando su relación con otras variables (regresión lineal). En un primer paso, para identificar las posibles "predictoras" y excluir las que no aporten información, se realizó un modelo simple con cada variable independiente. Así vemos el grado de predicción (coeficiente de determinación) que obtendríamos utilizando una ecuación con una sola variable (y=ax+b). El coeficiente de determinación (R^2), la constante de la ecuación (b), el coeficiente de la variable (a) y su significación (p) para las variables dependientes se muestran en la Tabla XIV.

Variable	Variable		Constante	Coeficiente	
independiente	dependiente	R^2	(b)	(a)	р
(x)	(y)				1
	ENC T	0,143	-0,098	0,098	0,002
Edad	ENC AT	0,325	-0,182	0,142	0,002
	Anillo T	0,001	7,392	0,001	0,871
	Anillo TC	0,046	6,479	0,010	0,275
	Anillo M	0,046	6,875	0,006	0,362
	ENC T	0,035	-5,342	0,016	0,135
Paquimetría	ENC AT	0,006	1,199	0,007	0,692
-	Anillo T	0,073	9,373	-0,004	0,164
	Anillo TC	0,020	7,952	-0,002	0,471
	Anillo M	0,053	8,488	-0,003	0,331
	ENC T	0,012	-4,640	0,179	0,391
K previa	ENC AT	0,039	-10,821	0,360	0,327
	Anillo T	0,001	7,098	0,008	0,894
	Anillo TC	0,030	4,302	0,058	0,376
	Anillo M	0,057	4,908	0,050	0,311
	ENC T	0,151	4,858	2,656	0,001
Kappa	ENC AT	0,131	6,452	2,865	0,064
	Anillo T	0,063	7,244	-0,303	0,196
	Anillo TC	0,264	7,244	0,697	0,005
	Anillo M	0,033	7,203	0,185	0,443
	ENC T	0,078	7,542	-0,660	0,031
Pupila	ENC AT	0,089	9,814	-0,806	0,139
	Anillo T	0,046	8,027	-0,088	0,294
	Anillo TC	0,101	7,770	-0,148	0,113
	Anillo M	0,018	6,902	0,039	0,594
	ENC T	0,002	-0,369	0,396	0,755
Estroma	ENC AT	0,015	14,812	-1,152	0,541
	Anillo T	0,027	5,203	0,255	0,404
	Anillo TC	0,040	3,717	0,362	0,305
	Anillo M	0,148	3,261	0,437	0,094
	ENC T	0,003	-2,602	0,883	0,674
ZO	ENC AT	0,000	4,670	0,006	0,999
	Anillo T	0,035	11,361	-0,608	0,342
	Anillo TC	0,023	10,408	-0,558	0,441
	Anillo M	0,003	8,281	-0,184	0,831
	ENC T	0,188	0,501	4,400	0,000
	ENC AT	0,489	-0,082	8,187	0,000
Ángulo α	Anillo T	0,026	7,260	0,306	0,408
	Anillo TC	0,160	6,316	0,086	0,035
	Anillo M	0,220	6,710	0,662	0,037

Tabla XIV.- Modelos de regresión lineal simple con cada una de las variables independientes aislada.

Las variables independientes capaces de intervenir significativamente en la predicción del encurvamiento periférico temporal medio (ENC T) serían, de mayor a menor influencia, el ángulo α , Kappa, la edad y el diámetro pupilar. En el caso del

encurvamiento a nivel del hemianillo temporal (ENC AT) serían las mismas variables, a excepción de Kappa y el diámetro pupilar.

No habría ninguna variable independiente con capacidad de intervenir significativamente en la predicción de la localización del hemianillo de encurvamiento temporal (Anillo T). Para la localización del hemianillo de encurvamiento temporal corregido (Anillo TC) las variables capaces de intervenir significativamente en la predicción serian Kappa y el ángulo α.

En el caso del diámetro del anillo (Anillo M), la variable capaz de intervenir sería el ángulo α (p=0,037).

Para elaborar un modelo de predicción en el que entrara más de una variable (regresión lineal múltiple), prescindimos de las variables que estén relacionadas ente sí (colineales). También se prescinde de los parámetros post-quirúrgicos, por ser variables dependientes. De esta forma, para obtener un modelo de predicción del encurvamiento y el anillo, nos quedan ocho variables independientes con diferente relación.

Para cada variable dependiente tendremos una tabla con tres modelos de regresión. Figuran en primer lugar los datos del modelo realizado con las variables capaces de intervenir significativamente en la predicción de acuerdo a la Tabla XIV. A continuación figurarían los datos del modelo realizado con aquellas variables con las que se obtiene el mejor resultado. Finalmente, se muestran los datos del modelo en el que se han hecho intervenir a todas las variables independientes.

V.6.1.- Modelos para el encurvamiento temporal

V.6.1.1.- Modelo para el encurvamiento temporal medio

ENCURVAMIENTO						
Variable dependiente (y): Encurvamiento temporal medio (ENC T)						
Variables	R^2	R^2	Constante	IC 95%	Coeficiente	IC 95%
independientes (x)		Corregida	(b)		(a)	
Ángulo α					2,772	0,509 - 5,036
Kappa					1,620	0,010 - 3,231
Edad	0,351	0,304	3,794	-0,704 - 8,292	0,063	0,005 - 0,121
Pupila					-0,491	-1,013 - 0,031
Ángulo α					2,368	0,077 - 4,659
Kappa					1,408	-0,204 - 3,019
Edad	0,380	0,323	-3,993	-14,752 - 6,765	0,068	0,011 - 0,125
Pupila					-0,537	-1,0550,019
Paquimetría					0,015	-0,004 - 0,034
Edad					0,072	0,012 - 0,133
Paquimetría					0,017	-0,004 - 0,037
K previa					-0,002	-0,387 - 0,383
Pupila	0,386	0,289	4,596	-37,073 - 46,264	-0,523	-1,061 - 0,015
Estroma					-0,068	-2,452 - 2,315
Kappa					1,345	-0,372 - 3,062
Ángulo α					2,235	-0,161 - 4,631
ZO					-1,411	-5,623 - 2,801

Tabla XV. Variables que intervienen y coeficientes de determinación que se obtienen en cada uno de los modelos de regresión para el encurvamiento periférico a nivel temporal medio.

Tomando como variable dependiente el encurvamiento temporal medio (ENC T) e introduciendo en un modelo las ocho variables independientes, se obtiene un coeficiente de determinación (R^2 corregida) que ofrece un grado de relación a efectos predictivos (estimación) de 0,289. Esto significa que con este modelo, se podría explicar más de la cuarta parte del comportamiento del encurvamiento periférico temporal (Tabla XV).

Buscando la mejor opción de un modelo de regresión que explique la mayor porción de su varianza con el menor número de variables independientes, se obtiene un coeficiente de determinación algo mayor (\mathbb{R}^2 corregida = 0,323). En este caso se logra cuando se añade la paquimetría a aquellas variables que tienen una correlación significativa con la que queremos predecir (el ángulo α , Kappa, pupila y la edad). Esto significaría que con ellas, podríamos llegar a explicar casi un tercio de las variaciones del encurvamiento periférico temporal medio a nivel de los puntos de medida preseleccionados (T1 a T5).

V.6.1.2.- Modelo para el encurvamiento a nivel del hemianillo temporal

En el caso de buscar un modelo que tuviera la capacidad de predicción del encurvamiento a nivel del hemianillo temporal (ENC AT), es decir, el mayor encurvamiento periférico allí donde se produzca, se llevó a cabo el mismo procedimiento.

Inicialmente se introdujeron todas las variables en el modelo, obteniéndose un coeficiente de determinación bastante mayor ($R^2 = 0,651$), que el que se había logrado en el caso del encurvamiento temporal medio (ENC T). Este valor se reduce cuando es ajustado por efecto del número de variables y de casos (R^2 corregida = 0,487). Esto significa que, utilizando todas las variables, podríamos llegar a explicar casi la mitad de la varianza (Tabla XVI).

ENCURVAMIENTO							
Variable dependiente (y): Encurvamiento en el hemianillo temporal (ENC AT)							
Variables	R^2	R^2	Constante	IC 95%	Coeficiente	IC 95%	
independientes (x)		Corregida	(b)		(a)		
Ángulo α					6,443	2,427 - 10,459	
Edad	0,544	0,508	-1,137	-3,582 - 1,309	0,061	-0,024 - 0,145	
Ángulo α					6,056	1,891 - 10,221	
Kappa					1,550	-0,680 - 3,780	
Edad	0,636	0,545	38,350	-11,506 - 88,207	0,050	-0,040 - 0,140	
ZO					-3,091	-8,860 - 2,678	
Estroma					-2,029	-5,200 - 1,143	
Edad					0,061	-0,041 - 0,163	
Paquimetría					0,009	-0,019 - 0,036	
K previa					-0,008	-0,728 - 0,711	
Pupila					-0,303	-1,405 - 0,799	
Estroma	0,651	0,487	31,421	-47,808 - 110,649	-1,558	-5,557 - 2,440	
Kappa					1,327	-1,242 - 3,896	
Ángulo α					5,496	0,568 - 10,424	
ZO					-3,063	-9,567 - 3,442	

Tabla XVI. Variables que intervienen y coeficientes de determinación que se obtienen, en cada uno de los modelos de regresión, para el encurvamiento periférico a nivel del hemianillo.

Buscando el mejor modelo de regresión con el menor número de variables independientes, el coeficiente de determinación que se alcanza ($R^2 = 0,636$) es inicialmente algo inferior al modelo con todas las variables. Sin embargo, cuando es ajustado, supera al modelo anterior llegando a explicar más de la mitad de la varianza (R^2 corregida= 0,545).

Se observa que, tanto en el modelo para el encurvamiento temporal (ENC T), como en el modelo para el encurvamiento a nivel del hemianillo (ENC AT); la variable con el mayor porcentaje de predicción es el ángulo α (Tabla XIV). Esta variable fue creada precisamente como símil para valorar el gradiente. Tiene una influencia mucho mayor en el caso del modelo para el encurvamiento a nivel del hemianillo temporal, donde ella sola va a permitir explicar casi el 49% de la variabilidad del encurvamiento medido a ese nivel.

No debemos olvidar tampoco, que el anillo por definición es la zona donde se registra el mayor encurvamiento. En el caso del modelo para los valores del encurvamiento temporal medio (ENC T), la capacidad de predicción del ángulo α aislado alcanza el 18%.

Utilizando la mejor opción con el menor número de variables, la capacidad de predicción del modelo para el encurvamiento en el hemianillo temporal es muy superior a la del encurvamiento temporal medio. Permite explicar más de la mitad de la varianza, mientras que en el caso del encurvamiento temporal medio, este porcentaje se aproxima a un tercio (Tablas XV y XVI).

V.6.2.- Modelos para el anillo de encurvamiento

Ahora vamos a considerar la predicción de la situación del anillo de encurvamiento; tanto de la localización del hemianillo temporal (Anillo T), como de la situación cuando se ha corregido con el valor del desplazamiento lateral o ángulo Kappa (Anillo TC), utilizando el mismo sistema que acabamos de ver: su grado de relación con otras variables (regresión lineal múltiple).

V.6.2.1.- Modelo para la localización del hemianillo temporal

Considerando la localización del hemianillo temporal como variable dependiente (Anillo T) y siguiendo el procedimiento de los modelos anteriores, utilizando todas las variables se obtiene un coeficiente de determinación del 27.4%. Sin embargo, los ajustes de este coeficiente hacen que el porcentaje se reduzca hasta cero (Tabla XVII).

ANILLO DE ENCURVAMIENTO						
Variable dependiente (y): Localización del hemianillo temporal (Anillo T)						
Variables	R^2	R^2	Constante	IC 95%	Coeficiente	IC 95%
independientes (x)		Corregida	(b)		(a)	
Ninguna es						
significativa						
Paquimetría					-0,004	-0,008 - 0,001
Kappa	0,228	0,123	8,874	6,197 – 11,551	-0,388	-0,847 - 0,072
Ángulo α					0,455	-0,258 - 1,167
Edad					0,000	-0,022 - 0,023
Paquimetría					-0,003	-0,009 - 0,003
K previa					0,022	-0,136-0,179
Pupila	0,274	-0,068	8,912	-8,427 - 26,250	-0,080	-0,321 - 0,161
Estroma					0,128	-0,747 - 1,003
Kappa					-0,444	-1,007 - 0,118
Ángulo α					0,401	-0,678 - 1,479
ZO					-0,325	-1,748 - 1,099

Tabla XVII. Variables que intervienen y coeficientes de determinación que se obtienen, en cada uno de los modelos de regresión, para la localización del hemianillo temporal.

En este caso, a efectos de predecir la localización del hemianillo temporal, el modelo que ofrece los mejores resultados llega a explicar casi un octavo de la varianza (12,3%).

Como no hay una variable independiente que tenga una relación significativa con la localización del hemianillo temporal y aunque en los modelos la incorporación de variables ha permitido mejorar algo el resultado, otras variables han de ser utilizadas para poder explicar sus variaciones.

V.6.2.2.- Modelo para la localización del hemianillo temporal corregido

En el modelo que tuviera la capacidad de predicción de la localización del hemianillo temporal corregido (Anillo TC), es decir, ajustado al valor de la separación entre el eje visual y el eje pupilar (ángulo Kappa) en cada paciente, el procedimiento fue similar.

Al introducir todas las variables, se obtiene un coeficiente de determinación que es bastante superior al del modelo para anillo no-corregido. Al ser ajustado por efecto del número de variables y casos, se modifica hasta permitir explicar más de un sexto de la variación (16,8%) (Tabla XVIII).

La mejor opción para predecir la localización del hemianillo temporal corregido (Anillo TC), se obtiene añadiendo la paquimetría a las variables que son capaces de intervenir significativamente (Kappa y el ángulo α). Ello va a suponer, con respecto al modelo con todas las variables, una elevación del porcentaje de predicción hasta llegar casi a un tercio del total (31,7%).

ANILLO DE ENCURVAMIENTO						
Variable dependiente (y): Localización del hemianillo temporal corregido (Anillo TC)						
Variables	R^2	R^2	Constante	IC 95%	Coeficiente	IC 95%
independientes (x)		Corregida	(b)		(a)	
Kappa					0.579	0.087 - 1.070
Ángulo α	0.320	0.265	6.862	6.225 - 7.499	0.534	-0.234 - 1.301
Kappa					0.612	0.153 - 1.072
Ángulo α	0.399	0.317	8.874	6.197 – 11.551	0.455	-0.258 - 1.167
Paquimetría					-0.004	-0.008 - 0.001
Edad					0.000	-0.022 - 0.023
Paquimetría					-0.003	-0.009 - 0.003
K previa					0.022	-0.136 - 0.179
Pupila	0.435	0.168	8.912	-8.427 - 26.250	-0.080	-0.321 - 0.161
Estroma					0.128	-0.747 - 1.003
Kappa					0.556	-0.007 - 1.118
Ángulo α					0.401	-0.007 - 1.118
ZO					-0.325	-1.748 - 1.099

Tabla XVIII. Variables que intervienen y coeficientes de determinación que se obtienen, en cada uno de los modelos de regresión, para la localización del hemianillo temporal corregido.

V.6.2.3.- Modelo para el diámetro del anillo

En el modelo que tuviera la capacidad de predicción de la anchura o el diámetro

del anillo de encurvamiento periférico (Anillo M), con independencia de cual fuera su

situación o su posible desplazamiento lateral; se realizó el mismo procedimiento.

Sus resultados se muestran en la Tabla XIX.
ANILLO DE ENCURVAMIENTO						
Variable dependiente (y): Diámetro del anillo (Anillo M)						
Variable	R^2	R^2	Constante	IC 95%	Coeficiente	IC 95%
independiente (x)		Corregida	(b)		(a)	
Ángulo α	0,220	0,177	6,710	6,338 - 7,083	0,662	0,045 - 1,278
Ángulo α					0,618	0,116 - 1,121
Estroma					0,355	-0,124 - 0,834
K previa	0,502	0,349	3,336	-3,303 - 9,975	0,051	-0,036 - 0,137
Paquimetría					-0,004	-0,008 - 0,001
Edad					-0,004	-0,028 - 0,019
Paquimetría					-0,004	-0,010 - 0,003
K previa					0,026	-0,123 - 0,175
Pupila					0,060	-0,182 - 0,301
Estroma	0,522	0,096	5,601	-17,074 - 28,276	0,208	-0,764 - 1,180
Kappa					0,066	-0,462 - 0,593
Ángulo α					0,781	-0,349 - 1,910
ŽO					-0,011	-2,104 - 2,082

Tabla XIX. Variables y coeficientes de determinación que se obtienen, en cada uno de los modelos de regresión, para el diámetro del anillo.

La variable que tiene una correlación significativa con el diámetro del anillo (el ángulo α) ofrece un porcentaje de predicción cercano a un quinto del total (17,7%).

El mejor modelo, obtenido cuando a la variable con correlación significativa (el ángulo α), se ha añadido el estroma, la K previa y la paquimetría, supone un porcentaje de predicción que supera la mitad del total (50,2%). Esta cifra, en principio puede parecer que es un poco inferior a la obtenida en el modelo en el que intervienen todas las variables (52,2%). Sin embargo, cuando el valor es corregido por efecto del número de variables y casos, este modelo mantiene un grado de predicción que llega a superar un tercio del total (34.9%).

V.7.- Resultados obtenidos sobre un modelo corneal experimental

Como describimos en el punto IV.10, en este apartado, observaremos si se produce la presencia o ausencia del fenómeno del encurvamiento, cuando utilizamos otro material que no sea el tejido corneal. Para ello hemos utilizado cuatro modelos corneales experimentales, elaborados con materiales aparentemente inertes, con diferente composición y curvatura.

El primer modelo esta compuesto por material plástico reciclado (polipropileno) con una curvatura muy baja. El segundo modelo utiliza como material el polimetilmetacrilato (PMMA) con una curvatura similar a un ojo humano estándar. En el tercer modelo se utiliza un material con bajo contenido en silicona (flúor-acrilato de silicona) y el cuarto modelo está compuesto por un material con un grado de hidratación moderado (hidrogel de silicona).

La valoración de la presencia o ausencia de cambios y su posible magnitud y localización, se realiza a partir de las diferencias topográficas observadas después de la ablación en el mapa tangencial. Este tipo de mapas es accesible en los dos tipos de topógrafos empleados: Easygraph para los modelos de polipropileno y flúor-acrilato de silicona, y Orbscan con los modelos de PMMA e hidrogel de silicona.

V.7.1.- Modelo corneal experimental de polipropileno

El mapa diferencial de las topografías tangenciales realizadas antes y después de la ablación de este modelo no encontró diferencias entre ambas. Se repitieron las ablaciones duplicando la magnitud de la profundidad de ablación, obteniéndose el mismo resultado. Un tercer intento realizado después de aplicar tinta azul sobre la superficie del modelo, dio como resultado la desaparición de la tintura, sin que se observaran diferencias en el mapa topográfico tangencial diferencial (Figura 55).

Estos resultados nos indicarían que el material plástico utilizado en este modelo, el polipropileno, no es sensible al efecto del láser excimer. Al no existir ablación, no podemos valorar la presencia o ausencia de encurvamiento periférico.



Figura 55. Modelo corneal experimental de polipropileno. Izquierda: Topografía tangencial previa. Derecha: Imagen post-ablación de uno de los modelos de este material al que se aplicó un tintado superficial azul.

V.7.2.- Modelo corneal experimental de PMMA

La Figura 56 muestra las topografías tangenciales del modelo corneal experimental de PMMA realizadas con el topógrafo Orbscan.

Las dos figuras de la derecha muestran las topografías tangenciales de este modelo antes de la ablación (abajo) y después de ella (arriba). En la imagen de la izquierda se muestra el mapa con las diferencias entre ambas topografías y su escala, es decir, los cambios que se han producido sobre la superficie del modelo, debido a los efectos de la ablación.

Aunque no se muestra en su totalidad, se observa la presencia de un anillo de encurvamiento (color naranja) que se encuentra situado entre los diámetros de referencia de 5 y 6 mm. La presencia de este encurvamiento periférico se halla localizada sobre la zona de transición que se ha utilizado en la ablación del modelo (desde 5 hasta 6 mm).

De acuerdo con la escala de colores que figura a la izquierda, representando las diferencias entre ambas imágenes expresadas en dioptrías, los valores del encurvamiento periférico presente en dicho anillo se situarían en torno a las 2,0 - 2,5 dioptrías, cifras que son iguales o ligeramente superiores al cambio central que se había programado en la ablación (2,0 dioptrías).



Figura 56. Modelo corneal experimental de PMMA. Topografía tangencial que muestra las diferencias entre antes y después de la ablación, con la escala del cambio en dioptrías a la izquierda.

V.7.3.- Modelo corneal experimental de flúor-acrilato de silicona

El estudio realizado por el topógrafo Easygraph, de los cambios topográficos en el modelo corneal experimental de flúor-acrilato de silicona antes y después de la ablación se muestra en la Figura 57. La imagen del centro representa la topografía previa del modelo con su escala correspondiente. La imagen de la izquierda es la topografía tangencial posterior a la ablación.



Figura 57. Modelo corneal experimental de flúor-acrilato de silicona. Topografías tangenciales mediante Easygraph, antes (centro) y después (izquierda) de la ablación, con el mapa diferencial (derecha).

La imagen de la derecha muestra el mapa diferencial, con los cambios que se han producido y la escala de color correspondiente a dicha variación en dioptrías. Se observa la presencia de un anillo de encurvamiento periférico completo (en color rojo) y de acuerdo con la escala que figura a su lado, su magnitud se situaría en torno a +3,50 / +4,00 dioptrías. Estas cifras casi duplican al cambio central que se había programado (2 dioptrías).

Para poder valorar la localización del anillo de encurvamiento que se ha producido en este modelo, recurrimos a los diámetros topográficos de referencia, que se muestran superpuestos en la figura de la izquierda. Se observa que el anillo de encurvamiento estaría situado entre los diámetros de referencia de 5 y 6 mm. Estas distancias con respecto al centro se corresponden con los datos de la situación de la zona de transición que se ha empleado en la ablación (desde 5 hasta 6 mm).

V.7.4.- Modelo corneal experimental de hidrogel de silicona

Los cambios experimentados por la superficie del modelo de hidrogel adaptado en el portador, antes y después de la ablación, se muestran en la Figura 58.



Figura 58.- Modelo corneal experimental de hidrogel de silicona adaptado al portador. Mapa diferencial de los cambios después de la ablación. La escala de la izquierda refleja el cambio en dioptrías.

Se representa el mapa de las diferencias entre las topografías en proyección tangencial (Orbscan). A la derecha figuran las topografías posterior (arriba) y previa (abajo). En la figura de la izquierda está representado el mapa diferencial. Se puede observar la presencia de una zona más plana (en color azul) correspondiente al efecto producido por la ablación de tipo miópico. La zona de gradiente dióptrico, motivo de la

realización de este modelo experimental, está presente y se puede localizar en los límites del área de la ablación. Es visible en la topografía por sus colores cálidos (amarillo – rojo). Ambas zonas (ablación y encurvamiento) se hallan situadas con un ligero descentramiento supero-temporal, debido a la diferente alineación entre el centro de la lente de contacto y el eje visual del portador.

La magnitud del encurvamiento a nivel del anillo, de acuerdo a la escala que figura a su izquierda, se encontraría en torno a +4,00 dioptrías. La localización, teniendo en cuenta el descentramiento citado, se situaría en torno al diámetro topográfico de referencia de 6,00 mm.

Las topografías previas muestran la imagen que corresponde al modelo adaptado al portador, con la influencia de la topografía de su córnea, factor que queda anulado al obtener las topografías diferenciales. Estas muestran los cambios que se producen entre las dos imágenes, previa y posterior, cuyo resultado sería en principio achacable a la ablación con el láser excimer.

VI – DISCUSIÓN

La estructura corneal es responsable de las características de la córnea, así como del mantenimiento de su forma. Los cambios que tienen lugar en ella por algunas patologías, pueden originar descompensaciones que producen alteraciones en la visión. En los sujetos normales, existe una ligera variación de las propiedades biomecánicas del tejido corneal, afectadas por la hidratación, la edad, la composición o el espesor, encontrándose alteradas en algunas patologías (Congdon 2006, Ortiz 2007, Sahin 2009, Del Buey 2009).

La cirugía refractiva corneal con técnica LASIK tiene como objetivo la modificación de la curvatura de la córnea para ajustar su poder refractivo. Esto se consigue mediante la realización de un corte lamelar y la fotoablación de tejido corneal con el láser excimer (Farah 1998).

Las características biomecánicas de la córnea son responsables parciales de pequeñas variaciones en los resultados finales de este tipo de cirugía (Dupps 1995, González 2001), al margen del perfiles de ablación y los fenómenos de reparación que no entran en este estudio. Se citó como otro posible efecto, la presencia de un encurvamiento post-quirúrgico periférico en forma de anillo (Roberts 2000a).

Parece ser que el desarrollo refractivo ocular es más sensible a la corrección periférica, y este hecho puede ser empleado con eficacia en la reducción de la progresión miópica (Liu 2012, Hiraoka 2012, Berntsen 2013).

En este trabajo hemos estudiado la presencia del encurvamiento periférico después de la cirugía de la miopía con técnica LASIK, comparándole con los datos de las pequeñas variaciones en el resultado final. También hemos comprobado la aparición del anillo periférico cuando de realiza la ablación en modelos experimentales.

VI.1.- El encurvamiento periférico

En este estudio, la mayor magnitud del encurvamiento periférico corneal, por definición, se localiza a nivel del anillo. Cuando hemos realizado las medidas de este fenómeno en puntos pre-fijados de la periferia, la magnitud medida es algo menor. Esto es debido a que las dimensiones de la ablación pueden variar, desplazándose por ello también la situación de los puntos donde se localiza la mayor magnitud de encurvamiento (anillo).

Los puntos de medida pre-fijados coincidirían con el anillo cuando la zona de transición fuera siempre la misma, se situara sobre ellos y el desplazamiento lateral debido a la fijación (Kappa) no existiera.

Si estamos en condiciones de anticipar la situación y magnitud de este anillo de encurvamiento periférico, podemos optimizar sus consecuencias. Este punto también va

154

a ser importante de cara a sus efectos refractivos en el polo posterior o los posibles resultados sobre la refracción de la periferia retiniana. Si la situación del anillo de encurvamiento no tiene una alta tasa de certidumbre, los resultados de su efecto no estarán de acuerdo con lo esperado (eficacia).

No se comprueba que el encurvamiento periférico corneal tenga modificaciones derivadas de posibles efectos biomecánicos, pues no se observa la existencia de una relación significativa entre este fenómeno y el aplanamiento inesperado central, que era uno de los objetivos del estudio. Esto significaría que no tendrían un punto común en su comportamiento, en contra de la suposición inicial de un posible componente biomecánico en ambos (Roberts 2000b). Este aspecto se ratifica mediante la observación de la presencia de encurvamiento periférico cuando la ablación se realiza en modelos experimentales que no tienen capacidad biomecánica.

VI.2.- El ángulo α

El ángulo α es un parámetro creado para expresar, desde un punto de vista geométrico, el cambio de inclinación que tiene lugar en la periferia corneal como consecuencia de la ablación central. En este estudio, este ángulo tiene una correlación positiva (coeficiente de Pearson 0,43) y significativa (p<0,001) con el encurvamiento periférico temporal medio. Esta relación, se incrementa cuando utilizamos las medidas de encurvamiento periférico realizadas a nivel del anillo (coeficiente de Pearson 0,71). Esto confirmaría el hecho de que debajo de la manifestación topográfica del

encurvamiento (anillo) subyacen en gran parte los cambios geométricos que se producen a ese nivel. Como variable aislada, tendría una capacidad de predicción del encurvamiento máximo (a nivel del anillo) de casi el 50% y con respecto a su capacidad de predicción del encurvamiento temporal medio, casi llegaría al 19% (R^2 corregida = 0,188) (Tabla XIV).

VI.3.- La profundidad de ablación

Otro de los factores importantes para los fenómenos que estamos estudiando es la profundidad de la ablación. En el caso de la técnica LASIK, partimos de un corte lamelar previo (flap) con un espesor en torno a los 130 µm, profundidad superior a la propia ablación y que genera un pequeño gradiente refractivo de origen biomecánico. A partir de aquí, se produce un mayor o menor cambio refractivo dependiendo del tallado corneal realizado por el láser excimer (profundidad de la ablación). Se observa que a mayor profundidad de ablación, existe un mayor encurvamiento periférico. Esto podría ser debido en parte al componente biomecánico que intentamos evidenciar y que comentamos al principio, ya que a mayor ablación, mayor corte de fibrillas, lo que llevaría a un posible mayor encurvamiento periférico. Pero desde un punto de vista geométrico, a mayor profundidad de ablación, mayor diferencia dióptrica resultante, lo cual se cumple siempre. Este hecho queda reflejado en las correlaciones del ángulo alfa con el encurvamiento periférico que hemos comentado.

VI.4.- El aplanamiento central inesperado

Con respecto a la variable aplanamiento inesperado central, su distribución en la muestra tiene una gran variabilidad, y su desviación estándar representa el triple del valor medio de la variable (Tabla II).

Llama la atención el hecho de que esta variable, en teoría generada por el efecto biomecánico derivado de la sección de fibrillas estromales, que se supone en relación directa con la profundidad de la ablación; en este estudio no se encuentre correlacionada con el encurvamiento como hemos comentado. Si la base biomecánica del aplanamiento inesperado central, fuera compartida con el encurvamiento periférico, debiera existir una relación entre ambas.

VI.5.- La localización del encurvamiento periférico

Una consecuencia de los cambios que tienen lugar en la periferia, es la presencia del encurvamiento y su representación gráfica como anillo (apartado IV.8). Con respecto a la localización de este encurvamiento periférico, algunos estudios realizados con operados con técnica LASIK refieren su presencia en los 360° de la periferia de la topografía en proyección tangencial. Su forma se refleja como un anillo de 2 mm de anchura situado entre los diámetros de referencia de 6 y 8 mm. Se realizó mediante el promedio de las diferencias topográficas, incluyendo las imágenes especulares del ojo izquierdo para mantener la misma orientación que el derecho (Qazi 2005). Otros estudios refieren la presencia de este área de encurvamiento periférico con una situación

entre los 4 y los 10 mm de la periferia corneal, teniendo su máximo en los 6 mm (Queiros 2010). Las zonas de transición empleadas en estos casos fueron algo menores, oscilando desde los 6,8 mm hasta los 7,8 mm. En otro estudio de los cambios topográficos periféricos post-LASIK, utilizando zonas ópticas de 6 mm y una anchura de zona de transición hasta 7 mm, se localiza este anillo periférico ente los 6 y 8 mm (González-Meijome 2006).

Podríamos decir que con zonas de transición más reducidas, el anillo de encurvamiento se sitúa en una zona con un diámetro también algo menor. O lo que es lo mismo, una localización de la zona de transición más próxima al centro (menor diámetro), puede asociarse a una reducción en el diámetro de referencia sobre el que se localiza el anillo. Esta posibilidad, vista desde el punto de vista geométrico, sería una opción lógica.

Una relación entre la profundidad de la ablación y el diámetro del anillo, a igualdad de zona de transición, no tendría una base geométrica. Pero existiría una posible interpretación topográfica. Con mayores ablaciones, aparece en la topografía tangencial un mayor gradiente o cambio brusco más marcado. El desplazamiento del anillo (el máximo de valor de separación son 0,5 mm en la Figura 54), puede ser debido a que los puntos con mayores diferencias de valores con respecto a las zonas adyacentes, son los situados más externos. Por el contrario, los puntos intermedios tienen una diferencia de valores mucho más gradual con respecto a los adyacentes, por lo que su gradiente es menor.

158

La relación directa entre la localización de la zona de transición y el anillo se confirma en los modelos experimentales. En este caso no intervienen diferentes factores que podrían originar un desplazamiento del anillo, como el centrado del microqueratomo por el cirujano para realizar el flap, la diferente fijación del paciente debida al ángulo kappa, o el seguimiento del láser (eye-tracking) y el tamaño pupilar.

VI.6.- El ángulo Kappa

En el presente estudio, de las imágenes topográficas obtenidas para el estudio del encurvamiento periférico, se eligió el área temporal por ser la representada con más frecuencia. Sin embargo, vemos posteriormente que un pequeño porcentaje de los valores más externos se hallan fuera de los límites de la topografía. En principio sería debido a un ligero descentramiento, por efecto del ángulo Kappa. Lo mismo sucede a la hora de valorar el anillo de encurvamiento; en este caso el área nasal parece tener mejor representación, aunque la sombra producida por la nariz también haría perder alguno de los datos más nasales. Algo parecido nos ocurriría si hubiéramos elegido los ojos izquierdos. En este caso el área representada con más frecuencia sería el área externa (temporal) en la que por efecto del ligero descentramiento los valores más externos quedarían fuera. Y en el área interna se ocultarían algunos valores por la sombra nasal.

En un estudio realizado sobre cirugía para la miopía con técnica LASIK y ortoqueratología, se observa que el punto de mayor valor dióptrico post-quirúrgico, no coincide obligatoriamente con el punto donde existe una mayor diferencia de curvatura

y sin embargo ambos se superponen en el caso de la ortoqueratología (Queiros 2010). En este estudio citado también se observa que, al igual que en los resultados que aquí se han presentado, en el área temporal el punto de mayor cambio de curvatura está a mayor distancia del centro que en el área nasal. Es decir, también hay un ligero descentramiento, en principio achacable al ángulo Kappa.

Este parámetro, tiene valores más elevados en el caso de defectos refractivos positivos (hipermetropía) que en los negativos (miopía) (Hashemi 2010). En los casos de cirugía con técnica LASIK en pacientes miopes, su reducido valor y el empleo de zonas ópticas amplias, les hace menos propensos a su influencia (Park 2012). Tampoco intervendría decisivamente en el cálculo de la potencia corneal central que realiza el topógrafo, ya que utiliza la media de los 3 mm centrales de la zona tratada. Un caso similar ocurriría en el portador de lentes de contacto, ya que el área refractiva de la lente es suficientemente amplia.

Sin embargo, esta variable es decisiva en el caso de implantes intraoculares multifocales o cirugías refractivas de la hipermetropía con láser excimer, en las que pequeñas variaciones entre el eje visual y el eje pupilar pueden originar unos resultados diferentes a los esperados. En el caso de las lentes intraoculares multifocales, es un factor predictivo de síntomas del paciente, como la presencia de halos y/o deslumbramiento. Este tipo de implante podría ser evitado en individuos con valores elevados del ángulo Kappa hasta su estudio pormenorizado (ray-tracing) o hasta el desarrollo de la posibilidad de su re-centrado en el eje visual (Prakash 2011).

VI.7.- La edad

Se ha estudiado el efecto producido por la edad sobre las características biomecánicas de la córnea. Ya vimos en el apartado I.3.2 que la rigidez se duplicaba entre los 20 y los 100 años, por lo que la respuesta biomecánica en ojos más añosos puede ser diferente (Knox 2011). En los pacientes candidatos a cirugía refractiva, la representación gráfica de la edad se inicia bruscamente en los 18 años por razones legales relativas a la mayoría de edad. En la muestra se observa una media de edad algo menor que en otro estudio realizado anteriormente en el mismo centro sobre candidatos a cirugía refractiva (Velarde, 2004b). La media de edad de los candidatos a cirugía refractiva con esta técnica puede haber sufrido también alguna variación en el intervalo de tiempo transcurrido entre ambos estudios. El grupo de mayores de 40 años es minoritario en la muestra de este estudio (4,5%), y también lo es si lo comparamos con el estudio referenciado anteriormente (12%).

Aunque dentro de las posibilidades de aplicación de un nomograma específico para la edad en el tratamiento refractivo del equipo láser excimer Nidek EC-5000, existe el correspondiente a personas mayores o menores de 40 años, en este caso no se ha utilizado.

Se observa una correlación positiva (coeficiente de Pearson 0,38) y significativa del encurvamiento periférico con la edad, que se eleva hasta 0,59 cuando utilizamos el dato de encurvamiento medido a nivel del anillo. La edad tiene también una correlación significativa (coeficiente de Pearson 0,25, p<0,05) con el ángulo alfa.

No encuentro otra explicación para estas asociaciones, salvo el hecho de que tenga una base subyacente ligada en parte a los cambios en las características o factores tisulares (biomecánicos), que no se han evaluado.

VI.8.- Otros factores

El estudio previo incluía el cribado de imágenes topográficas asimétricas o irregulares que pudieran ser sospechosas de posibles anomalías en proceso de formación y poder prever la aparición de ectasias (Rabinowitz 1998, Ambrosio 2002). A los pacientes no se les ha realizado un **estudio biomecánico corneal previo** para valorar la posibilidad de la existencia de valores por debajo de la normalidad en alguno de los parámetros estudiados en este tipo de prueba (Ortiz 2007, Shah 2007).

En cuanto al **defecto refractivo**, el presente estudio incluye solo pacientes miopes moderados operados por primera vez. Mayores defectos refractivos tienen como opción otras técnicas. Otros defectos refractivos (hipermetropía) tienen una solución refractiva con ablaciones completamente diferentes a las miópicas, ya que se realizan en la periferia corneal en vez del centro. Tampoco se han estudiado las posibles diferencias en los pacientes que hubieran sido previamente portadores de lentes de contacto.

La **presión intraocular** (PIO) es una de las fuerzas que intervienen en el mantenimiento de la estructura corneal. Su estudio pre-operatorio indicaba que ninguno de los pacientes operados tenía patología de este tipo, situándose el rango de este parámetro dentro de los límites normales. No se ha realizado un análisis de las posibles

relaciones entre las variables del estudio y los diferentes valores normales de este parámetro.

A la hora de redactar estas líneas, se ha postulado que en ojos normales la histéresis y el espesor corneal pueden estar en relación con la presión intraocular (Huseynova 2014). Con valores similares de espesores corneales centrales, existirían variaciones de la histéresis para diferentes rangos de PIO. Y al contrario, con valores similares de PIO, pueden haber variaciones de la histéresis para distintos rangos de espesor corneal central. Este aspecto destaca la importancia de tener en cuenta los valores de la presión intraocular, en cualquier análisis de la respuesta biomecánica en sujetos normales.

El **espesor corneal central** de esta muestra está en consonancia con los valores medios en el área geográfica (Aghaian 2004, Lazreg 2013), sin diferencias significativas entre los grupos (Tabla VII). No se han realizado sub-grupos dependiendo del origen étnico de los pacientes por ser muy minoritarios.

Aunque con otras plataformas o algoritmos de láser excimer, el resultado visual y refractivo sea el mismo, la ablación realizada no sería exactamente la misma, por lo que los resultados obtenidos con este sistema no serían superponibles por completo. Sería necesario realizar estudios previos con cada plataforma láser en concreto para comprobar el grado de encurvamiento y/o aplanamiento inesperado central que se produce para una cirugía de la miopía con técnica LASIK normal. Las características de las ablaciones realizadas por el láser empleado también pueden variar si el servicio técnico modificara los parámetros de ablación (frecuencia) o las zonas

ópticas y de transición (mm). Igualmente la forma y tipo de ablación puede ser modificada aplicando los diferentes programas de ablación asférica, personalizada, etc. que en los pacientes de este estudio no han sido utilizadas.

Se ha estudiado la existencia de una variabilidad en la profundidad de la ablación debido a la **diferente incidencia de la emisión del láser** a nivel periférico en comparación con el centro. Esta pérdida de eficiencia desde el centro a la periferia sería la responsable del incremento en la asfericidad después de la cirugía refractiva de la miopía y como consecuencia, la inducción de aberración esférica (Hersch 2003, Yoon 2005) que se halla fuera de los límites de este estudio. En el tratamiento refractivo con técnica LASIK se utilizan zonas ópticas y de transición amplias por lo que la calidad visual es mejor. La reducción de la zona de transición llevaría consigo una merma en la calidad visual por generar un aumento de la aberración esférica. En estos casos en gradiente dióptrico periférico también sería mayor.

Una de las posibilidades suministradas en la teoría de Dupps era la presencia de un **engrosamiento** (incremento de tamaño) en la periferia debido a la sección de las lamelas centrales en la realización del flap y la ablación de la técnica Lasik. Este hecho fue comprobado mediante ultrasonidos (Reinstein 2000). En el presente estudio no se han realizado mediciones de los cambios en el espesor corneal periférico antes y después de la cirugía a través de paquimetría, ni tampoco una valoración del mapa paquimétrico del propio Orbscan.

VI.9.- El encurvamiento periférico en otras técnicas

El encurvamiento periférico concéntrico también se ha observado cuando se utilizan otras técnicas refractivas.

En el tratamiento de la miopía mediante la **queratectomía foto-refractiva** (**PRK**), se ha publicado la presencia de un anillo de encurvamiento periférico que se observó en pacientes operados de baja y moderada miopía. En el sumatorio de las topografías de ojos derechos se presentaba un área periférica de encurvamiento situado entre los 6 y 9 mm de la periferia corneal (Serrao 2005).

También se ha descrito su presencia después de la realización del **corte lamelar o flap** corneal en la técnica Lasik (Roberts 2000b, Güell 2005, Potgieter 2005). La Figura 60 muestra las topografías previa y posterior a la realización de un flap incompleto y el mapa diferencial entre ambas. Se observa la presencia de un ligero aplanamiento central y un anillo de encurvamiento periférico. Ambos no tienen una disposición regular debido a que el flap no es circular por ser incompleto.

La sección fibrilar que tiene lugar por la acción del microqueratomo sobre la córnea, ya vimos que origina un cierto aplanamiento central por efecto biomecánico. Esto puede ser la causa de la presencia de un pequeño gradiente dióptrico con la periferia. Este gradiente, aunque pequeño, sería detectable en la topografía tangencial en forma de anillo de encurvamiento, también de pequeña magnitud. En este caso, desde el punto de vista geométrico, la localización del anillo con respecto al centro tendría que ser similar o inferior a las dimensiones (diámetro) del propio flap.



Figura 60. Mapa topográfico diferencial en proyección tangencial de una córnea con un flap incompleto. La escala de la izquierda refleja el cambio de potencia en dioptrías (Velarde 2004c).

Aunque situado a diferente nivel, y con un mecanismo completamente diferente, también se puede apreciar un encurvamiento periférico en la **queratotomía radial**, donde el rápido cambio en la pendiente entre centro y periferia origina lo que se llamó "rodilla paracentral" con un contorno que a veces es poligonal. En este tipo de cirugía la sección de fibras es longitudinal, por lo que su presencia debido a un efecto biomecánico podría tener diferente origen.



Figura 61. Topografía en proyección tangencial de una córnea intervenida con la técnica de Queratotomía Radial. La escala de la izquierda refleja la potencia en dioptrías.

Sin embargo su existencia debido a la presencia de un gradiente dióptrico estaría justificada por la diferencia de potencia corneal entre la periferia y el centro después de la cirugía. La potencia central esta disminuida por causa de las incisiones radiales, pero no está demostrada la existencia de una alteración periférica como consecuencia de ellas, responsable de la imagen de "rodilla". La Figura 61 muestra la topografía en proyección tangencial de una córnea intervenida con la técnica de Queratotomía Radial mediante ocho incisiones radiales y dos transversas. Se observa el aplanamiento del área central, que se manifiesta por el área azul con reborde poligonal de unos 4 mm de diámetro, signo de la reducción de potencia producida por las incisiones para-centrales. Por fuera de la zona central, está presente la imagen concéntrica en color rojo, situada sobre el diámetro de 6 mm.

En otro tipo de cirugía como **los anillos intraestromales**, utilizados para corregir pequeños grados de miopía, también se observó un aplanamiento central y un encurvamiento periférico. Se puede argumentar por un lado que los propios anillos son responsables del encurvamiento periférico por el pequeño efecto de protrusión corneal. Pero visto desde otra perspectiva, también producen una reducción de la potencia por aplanamiento central, teniendo como consecuencia un gradiente periférico. En casos de ectasia como el queratocono, su misión es sustentar la arquitectura corneal, aunque el efecto y la estructura lamelar se diferencia de las córneas normales (Piñero 2010).

Como ya comentamos en la introducción, también aparece el "anillo rojo" en procedimientos no-quirúrgicos como el tratamiento con lentes de geometría inversa u **ortoqueratología**. En estos casos aparece una zona concéntrica de encurvamiento situada a nivel de un diámetro topográfico de referencia algo menor (6 mm) dependiendo del tipo de lente utilizada. Al no haberse producido ablación estromal, las fibras no han sido alteradas, salvo el posible efecto de distensión / elongamiento que se produce con este método refractivo, dependiente en parte de las características biomecánicas corneales individuales (Queiros 2010). Valorado desde un punto de vista geométrico, nos dice que la disminución de potencia central que produce la lente, ha generado, con respecto a la periferia, un gradiente dióptrico que puede ser responsable de gran parte de la imagen de anillo rojo periférico.

Un punto a tener en cuenta es la diferente valoración de los términos anillo periférico, encurvamiento periférico, rodilla paracentral, etc. En el presente estudio el término encurvamiento se ha referido siempre a un incremento de potencia con respecto a la previa, por lo que se valora a partir de la diferencia entre las topografías previa y post-quirúrgica, o mapas diferenciales, como dijimos en el apartado IV.7. La observación de un área de mayor potencia en la periferia de una ablación, y dado que normalmente la periferia es más plana, se presupone que es un área de encurvamiento, pero para ello se necesitaría la topografía prequirúrgica y valorarlo de nuevo para cuantificar la diferencia. El anillo de encurvamiento periférico definido en este estudio, se ha considerado formado a partir de los puntos con mayor diferencia de valores con respecto a las zonas adyacentes (apartado IV.8).

VI.10.- El modelo corneal experimental

El objeto de la última parte del estudio fue valorar la presencia o ausencia del encurvamiento periférico, en un modelo corneal experimental con diferentes materiales de diferente dureza o elasticidad y poca o ninguna capacidad de respuesta biomecánica. Algunos de estos materiales ya habían sido empleados previamente para estudios sobre los perfiles de ablación (Vinciguerra 2005, Dorronsoro 2008).

Sus dimensiones se aproximaban bastante a las del ojo humano, con medidas extremas en caso del modelo de polipropileno, que tenía un diámetro muy amplio (26 mm) y el radio de curvatura más plano de todos (11 mm).

El hecho de emplear modelos corneales también nos dio la oportunidad de comprobar las variaciones que tienen lugar en el anillo cuando no concurre la presencia de otros factores. El primero de ellos es el corte lamelar (flap) que, lógicamente, no está presente; tanto en cuanto a la influencia de su centrado, como a otros efectos como la inducción de un aplanamiento central y un anillo de encurvamiento periférico. Tampoco hay diferencias en la fijación, dado que son modelos inertes, con la única excepción del caso del modelo de hidrogel de silicona. En este caso, la topografía del modelo se realiza con la influencia de la fijación del portador en que se ha adaptado.

Al no existir pupila, durante la ablación tampoco tienen influencia la presencia de distintos tamaños pupilares, ni el seguimiento activo (eye-tracking), con su efecto de "corral móvil" (apartado IV.5.5).

En todos los modelos en los que se pudo realizar la ablación central, los mapas topográficos tangenciales diferenciales muestran que el encurvamiento está siempre presente en la periferia de la ablación.

Para unas mismas características de la ablación, existen diferencias entre los distintos modelos, en cuanto a la máxima magnitud de encurvamiento a nivel del anillo. Esto puede ser fruto de los diferentes radios o de las características de los materiales de los modelos empleados, tema que no entra dentro del objeto de este estudio. Por ello tampoco se han llegado a realizar diferentes ablaciones para un mismo tipo de modelo corneal experimental.

En el modelo de hidrogel de silicona, se añade el efecto de la repercusión del movimiento de la lente de contacto, con los desplazamientos correspondientes, tanto a la hora de realizar la topografía previa, como al captar la imagen posterior a la ablación. Esto puede dar lugar a que los mapas diferenciales de la lente de contacto adaptada al portador, no se correspondan exactamente con los cambios ocurridos en cada punto de la lente.

Las topografías realizadas por los dos topógrafos difieren en cuanto a las áreas exploradas y representadas. En el caso del Orbscan, no están reflejadas las áreas periféricas superior e inferior. En el modelo corneal experimental de PMMA, la ausencia se produce por la propia configuración del disco de Plácido (Fig. 10). En el modelo corneal experimental de hidrogel de silicona, a esto se añade el hecho de que en los ojos humanos, se produce también la interferencia de ambos párpados sobre las imágenes del disco de Plácido.

En el caso del topógrafo Easygraph de Oculus, los mapas diferenciales permiten la observación del anillo de encurvamiento completo.

La localización del anillo de encurvamiento, es la misma en los diferentes modelos; con la peculiaridad de que coincide o se superpone con la zona de transición empleada en la ablación. Este hecho apoya la idea de que su aparición se corresponde con la existencia de una zona de gradiente, ajena por completo a las influencias del ángulo kappa, el flap, eye-tracking o el tamaño de la pupila. La excepción se produce cuando se utiliza el modelo de hidrogel de silicona. En este modelo, va a influir activamente la posición y centrado de la lente sobre la córnea, así como la fijación del portador (ángulo kappa) al realizar las topografías, como hemos descrito en el párrafo anterior.

La utilización del hidrogel de silicona como material para la ablación tiene la ventaja de tener una textura similar al tejido corneal. Aunque en este caso el

mantenimiento de la hidratación también juega un papel importante, pues su desecación originaría diferentes resultados en la profundidad de la ablación, tampoco alteraría significativamente los resultados cualitativos (presencia del anillo).

El hecho de ser un material que no se mantiene fijo, sino que se sustenta y tiene pequeños desplazamientos sobre la superficie corneal, nos hace recordar que el anillo de encurvamiento que posee en la periferia también se va a desplazar. En los casos de lentes de contacto que generen la presencia de un anillo de encurvamiento periférico, como en la orto-K o terapia refractiva corneal (Queiros 2010, Kang 2013), el desenfoque miópico producido sobre la retina periférica, va a poder experimentar también unos desplazamientos similares. Este hecho es importante tenerle en cuenta, a la hora de evaluar este efecto refractivo periférico y su aportación en este tipo de lentes.

VII - CONCLUSIONES

1.- Después de la cirugía de la miopía con técnica LASIK realizada en una serie de ojos derechos con un equipo Nidek EC-5000, a través del mapa diferencial de la topografía corneal tangencial se observa la presencia de un encurvamiento periférico de forma circular, en relación con el grado de ablación central.

2.- El anillo de encurvamiento periférico, como expresión de los puntos de la periferia corneal en los que se produce una mayor magnitud de encurvamiento, se halla situado entre la zona óptica y la zona de transición, no superando los límites de la ablación.

3.- La diferencia entre el eje visual y el centro anatómico (ángulo Kappa), hace que en este tipo de cirugía, la representación topográfica del anillo de encurvamiento periférico tenga un ligero desplazamiento lateral. Esta desviación es en sentido temporal en los ojos derechos.

4.- El ángulo de encurvamiento teórico (α), definido mediante un modelo geométrico como la pendiente que se genera en la periferia (zona de transición), debido al cambio

gradual de esta área hasta la ablación central de la córnea, tiene una correlación positiva y significativa con el encurvamiento periférico.

5.- El encurvamiento periférico temporal post-quirúrgico de los pacientes tiene una correlación positiva y significativa con la edad.

6.- No se han observado la existencia de diferencias significativas en el encurvamiento periférico debidas al sexo de los pacientes.

7.- El aplanamiento central inesperado, fenómeno con sustrato biomecánico que se presenta después de este tipo de técnica refractiva, no se observa que posea una correlación significativa con el encurvamiento periférico temporal.

8.- En la exploración topográfica realizada con el Orbscan, se han observado diferencias significativas en la presencia o ausencia del anillo de encurvamiento periférico después de la cirugía, relacionadas con la anchura de la zona de transición empleada y con el tamaño de la pupila del paciente.

9.- La elaboración de modelos de predicción permite explicar casi un tercio de las variaciones del encurvamiento temporal medio y de la localización del hemianillo temporal. Igualmente, permite explicar más de la mitad del encurvamiento a nivel de hemianillo temporal y del diámetro del anillo de encurvamiento periférico.

10.- Cuando el mismo tipo de ablación realizada en este tipo de cirugía, se reproduce sobre un modelo corneal experimental sin propiedades biomecánicas, a través de la topografía tangencial diferencial también se observa la presencia de un encurvamiento periférico en forma de anillo.

11.- En los distintos materiales empleados en el modelo corneal experimental, este anillo de encurvamiento periférico se halla localizado sobre la zona de transición.

12.- En el modelo corneal experimental no se observan desviaciones laterales de la situación del anillo de encurvamiento. Este hecho estaría derivado de la ausencia de factores como la situación del corte lamelar realizado por el microqueratomo, la fijación del paciente, el tamaño pupilar o el seguimiento y centrado del láser (eye-tracking).

VIII - REFERENCIAS

Abahussin M, Velarde JI, Meek KM, Fernández del Cotero JN. Ectasia after LASIK: ultra-structural features in a case report. Acta Ophthalmologica Scandinavica. 2006; 84,s239:14.

Abitbol O, Bouden J, Doan S, Hoang-Xuan T, Gatinel D. Corneal hysteresis measured with the Ocular Response Analyzer in normal and glaucomatous eyes. Acta Ophthalmol. 2010; 88:116-119.

Aghaian E, Choe JE, Lin S, Stamper RL. Central corneal thickness of Caucasians, Chinese, Hispanics, Filipinos, African Americans, and Japanese in a glaucoma clinic. Ophthalmology. 2004; 111:2211–2219.

Aghamohammadzadeh H, Newton RH, Meek KM. X-Ray scattering used to map the preferred collagen orientation in the human cornea and limbus. Structure. 2004; 12:249-256.

Alonso Caviedes S, Collado Hornillos JA, Gómez Dacasa A. Oftalmología II. Santander: Universidad de Cantabria, 1991.

Ambrosio RA, Wilson SE. Early pellucid marginal corneal degeneration. Cornea. 2002; 21:114-117.

Ambrósio R, Belin M. Imaging of the cornea: Topography vs tomography. J Refract Surg. 2010; 26:847-849.

Ambrósio R, Nogueira LP, Caldas DL, Fontes BM, Luz A, Cazal JO, Alves MR, Belin MW. Evaluation of corneal shape and biomechanics before LASIK. Int Ophthalmol Clin. 2011; 51:11-38.

American Academy of Ophthalmology. Refractive laser surgery: an in-depth look at LASIK and brief overview of PRK, Epi-LASIK, and LASEK. A Science Writer's Guide. 2008. Disponible en <u>http://www.aao.org/newsroom/guide</u>. Con acceso el 21 de febrero de 2013.

Anera RG, Jiménez JR, Jiménez del Barco L. Changes in corneal asphericity after laser in situ queratomileusis. J Cataract Refract Surg. 2003; 29:762-768.

Arbelaez MC, Vidal C, Arba-Mosquera S. Clinical outcomes of corneal vertex versus central pupil references with aberration-free ablation strategies and LASIK. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2008; 49:5287-5294.

Barraquer J.I. Keratomileusis for myopia and aphakia. Ophthalmology. 1981; 88:701-708.

Basmak H, Sahin A, Yildirim N, Papakostas TD, Kanellopoulos AJ. Measurement of angle kappa with sinoptophore and Orbscan II in a normal population. J Refract Surg. 2007; 23:456-460.

Basting D, Marowsky G. Excimer laser technology. Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag, 2005.

Bausch & Lomb. Orbscan II, Orbscan IIz Operator's manual. Versión 3.12. Salt Lake City, Utah: Bausch&Lomb, 2002.

Berntsen DA, Barr CD, Mutti DO, Zadnik K. Peripheral defocus and myopia progression in myopic children randomly assigned to wear single vision and progressive addition lenses. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2013; 54:5761-5770.

Boote C, Dennis S, Newton RH, Puri H, Meek KM. Collagen fibrils appear more closely packed in the prepupillary cornea: optical and biomechanical implications. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2003; 44:2941-2948.

Boote C, Hayes S, Abahussin M, Meek KM. Mapping collagen organization in the human cornea: Left and right eyes are structurally distinct. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2006; 47:901-908.

Bron AJ. The architecture of the corneal stroma. Br J Ophthalmol. 2001; 85:379-381.

Cairns G, McGhee CNJ. Orbscan computerized topography: Attributes, applications and limitations. J Cataract Refract Surg. 2005; 31:205-220.

Campuzano Ruiz E. El gótico en Cantabria. Santander: Ediciones de Librería Estvdio, 1985.

Carbonaro F, Andrew T, Mackey DA, Spector TD, Hammond CJ. The heritability of corneal hysteresis and ocular pulse amplitude: a twin study. Ophthalmology. 2008; 115:1545-1549.

Comaish IF, Lawless MA. Progressive post-LASIK keratectasia: Biomechanical instability or chronic disease process?. J Cataract Refract Surg. 2002; 28:2206-2213.
Congdon NG, Broman AT, Bandeen-Roche K, Grover D, Quiglety HA. Central corneal thickness and corneal hysteresis associated with glaucoma damage. Am J Ophthalmol. 2006; 141:868-875.

Correia FF, Ramos I, Roberts CJ, Steinmueller A, Krug M, Ambrosio R. Impact of chamber pressure and material properties on the deformation response of corneal models measured by dinamic ultra-high-speed Scheimpflug imaging. Arq Bras Oftalmol. 2013; 76:278-281.

Deenadayalu C, Mobasher B, Rajan SD, Hall GW. Refractive change induced by the LASIK flap in a biomechanical finite element model. J Refract Surg. 2006; 22:286-292.

Del Buey MA, Cristobal JA, Ascaso FJ, Lavilla L, Lanchares E. Biomechanical properties of the cornea in Fuchs' corneal dystrophy. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2009; 50:3199-3202.

Ditzen K, Handzel A, Pieger S. Laser in situ keratomileusis nomogram development. J Refract Surg. 1999; 15:S197-S201. Djotian GP, Kurtz RM, Cabrera D, Juhasz T. An analytically solvable model for biomechanical response of the cornea to refractive surgery. J Biomech Eng. 2001; 123:440-445.

Dorronsoro C, Alonso B, Marcos S. Ablation-induced changes in corneal shape and aberrations in a plastic cornea refractive surgery model. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2008; 49: E-Abstract 2445.

Dua HS, Faraj LA, Said DG, Gray T, Lowe J. Human corneal anatomy redefined: A novel pre-Descemet's layer (Dua's layer). Ophthalmology. 2013; 120:1778-1785.

Dupps WJ, Roberts C, Schoessler JP. Peripheral lamellar relaxation: a mechanism of induced corneal flattening in PTK and PRK? Invest Ophthalmol Vis Sci. 1995; 36(suppl):S708.

Dupps WJ, Roberts C. Effect of acute biomechanical changes on corneal curvature after photokeratectomy. J Refract Surg. 2001;17:658-669.

Dupps WJ. Biomechanical modelling of corneal ectasia. J Refract Surg. 2005; 21:186-190. Farah SG, Azar DT, Gurdal C, WongJ. Laser in situ keratomileusis: literature review of a developing technique. J Cataract Refract Surg. 1998; 24:989-1006.

Fernández del Cotero JN, Velarde JI. Cracked incisions and epithelial cysts in repeated radial keratotomy. III International Symposium of Ocular Microsurgery. Singapur, 15 – 17 de marzo de 1990.

Flanagan GW, Binder PS. The theoretical vs. measured laser resection for laser in situ keratomileusis. J Refract Surg. 2005; 21:18-27.

Ford MR, Dupps WJ, Rollins AM, Roy AS, Hu Z. Method for optical coherence elastography of the cornea. J Biomed Opt. 2011; 16: 016005.

Gatinel D, Hoang-Xuan T, Azar DT. Determination of corneal asphericity after myopia surgery with the excimer laser. A mathematical model. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2001; 42:1736-1742.

Gatinel D, Chaabouni S, Adam PA, Munck J, Puech M, Hoang-Xuan T. Corneal hysteresis, resistance factor, topography, and pachymetry after corneal lamellar flap. J Refract Surg. 2007; 23:76-84.

Gilbert ML, Roth AS, Friedlander MH. Corneal flattening by shallow circular trephination in human eye bank eyes. Refract Corneal Surg. 1990; 6:113-116.

González F, Ortiz D, Saiz JM, Moreno F, Fernández del Cotero JN. Unexpected corneal flattening after laser in situ keratomileusis. J Refract Surg. 2001; 17:S180-S186.

Gonzalez-Meijome JM, Sañudo-Buitrago F, Lopez-Alemany A, Almeida JB, Parafita MA. Correlations between central and peripheral changes in anterior corneal topography after myopic LASIK and their implications in postsurgical contact lens fitting. Eye & Contact Lens. 2006; 32:197–202.

Grabner G, Eilmsteiner R, Steindl C, Ruckhofer J, Mattioli R, Husinsky W. Dynamic corneal imaging. J Cataract Refract Surg. 2005; 31:163-174.

Güell JL, Velasco F, Roberts C, Sisquella MT, Mahmoud A. Corneal flap thickness and topography changes induced by flap creation during laser in situ keratomileusis. J Cataract Refract Surg. 2005; 31:115-119.

Guirao A. Theoretical elastic response of the cornea to refractive surgery: risk factors for keratectasia. J Refract Surg. 2005; 21:176-185.

Hashemi H, KhabazKhoob M, Yazdani K, Mehravaran S, Jafarzadehpur E, Fotouhi A. Distribution of angle kappa measurements with Orbscan II in a population-based survey. J Refract Surg. 2010; 26:966-971.

Hersch PS, Brint SF, Maloney RK, Durrie DS, Gordon M, Michelson MA, Thompson VM, Berkeley RB, Schein OD, Steinert RF. Photorefractive keratectomy versus laser in situ keratomileusis for moderate to high myopia. A randomized prospective study. Ophthalmology. 1998; 105:1512-1522.

Hersch PS, Fry K, Blaker JW. Spherical aberration after laser in situ keratomileusis and photorefractive keratectomy. Clinical results and theoretical models of etiology. J Cataract Refract Surg 2003; 29:2096-2104.

Hiraoka T, Kakita T, Okamoto F, Takahasi H, Oshika T. Long-term effect of overnight orthokeratology on axial length elongation in childhood myopia: a 5-year follow-up. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2012; 53:3913-3919.

Huseynova T, Waring IVGO, Roberts C, Krueger RR, Tomita M. Corneal biomechanics as a function of intraocular pressure and pachymetry by Dinamic Infrared Signal and Scheimpflug Imaging Analysis in normal eyes. Am J Ophthalmol (2014), doi: 10.1016/j.ajo.2013.12.024.

Ivashina A.I. Radial keratotomy as a method of surgical correction of myopia. En Fyodorov S.N. Ed. Microsurgery of the eye. Moscú: Mir publishers, 1987. pp 45-80.

Jaycock PD, Lobo L, Ibrahim J, Tyrer J, Marshall J. Interferometric technique to measure biomechanical changes in the cornea induced by refractive surgery. J Cataract Surg. 2005; 31:175-184.

Jester JV, Winkler M, Jester BE, Nien C, Chai D, Brown DJ. Evaluating corneal collagen organization using high-resolution nonlinear optical macroscopy. Eye Contact Lens. 2010; 36:260-264.

Kakita T, Hiraoka T, Oshika T. Influence of overnight orthokeratology on axial elongation in childhood myopia. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2011; 52:2170-2174.

Kampic D, Ralla B, Keller S, Hirschberg M, Friedl P, Geerling G. Influence of corneal collagen crosslinking with riboflavin and ultraviolet-A irradiation on excimer laser surgery. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2010; 51:3929–3934.

Kang P, Swarbrick H. Time course of the effects of orthokeratology on peripheral refraction and corneal topography. Ophthalmic Physiol Opt. 2013; 33:277-282.

Kezirian GM, Stonecipher KG. Comparison of the Intralase femtosecond laser and mechanical keratomes for laser in situ keratomileusis. J Cataract Refract Surg. 2004; 30:804-811.

Knox Cartwright NE, Tyrer JR, Marshall J. Age-related differences in the elasticity of the human cornea. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2011; 52:4324-4329.

Kohnen T. Classification of excimer laser profiles. J Cataract Refract Surg. 2006; 32:543-544.

Komai Y, Ushiki T. The three-dimensional organization of collagen fibrils in the human cornea and sclera. Invest Ophthalmol Vis Sci. 1991; 32:2244-2258.

Kotecha A. What biomechanical properties of the cornea are relevant for the clinician? Surv Ophthalmol. 2007; 52:S109-S114.

Landers JA, Hewitt AW, Dimasi DP, Charlesworth JC, Straga T, Mills RAD, Savarirayan R, Mackey DA, Burdon KP, Craig JE. Heritability of central corneal thickness in nuclear families. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2009; 50:4087–4090.

Lazreg S, Mesplie N, Praud D, Delcourt C, Kamoun H, Chahbi M, Leoni-Mesplie S, Smadja D, Trattler W, Touboul D, Colin J. Comparison of corneal thickness and

biomechanical properties between north African and french patients. J Cataract Refract Surg. 2013; 39:425-430.

Lembach RG, Roberts C, Carones F. The refractive effect of the flap in laser in situ keratomileusis. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2001; 42:S602.

Liu Y, Wildsoet C. The effective add inherent in 2-zone negative lenses inhibits eye growth in myopic young chicks. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2012; 53:5085-5093.

Lombardo M, Lombardo G, Ducoli P, Serrao S. Long term changes of the anterior corneal topography after photorefractive keratectomy for myopia and myopic astigmatism. Invest Ophthalmolol Vis Sci. 2011; 52:6994-7000.

Lombardo M, Lombardo G, Carbone G, De Santo MP, Barberi R, Serrao S. Biomechanics of the anterior human corneal tissue investigated with Atomic Force Microscopy. Invest Ophthalmolol Vis Sci. 2012; 53:1050-1057.

Luce DA. Determining in vivo biomechanical properties of the cornea with an ocular response analyzer. J Cataract Refract Surg. 2005; 31:156-162.

Lundström M, Barry P, Leite E, Seward H, Stenevi U. 1998 European Cararact Outcome Study: report from the European Cataract Outcome Study Group. J Cataract Refract Surg. 2001; 27:1176-1184.

Lundström M, Barry P, Henry Y, Rosen P, Stenevi U. Evidence-based guidelines for cataract surgery: Guidelines based on data in the European Registry of Quality Outcomes for Cataract and Refractive Surgery database. J Cataract Refract Surg. 2012; 38:1086-1093.

Mangouritsas G, Morphis G, Mourtzoukos S, Feretis E. Association between corneal hysteresis and central corneal thickness in glaucomatous and non-glaucomatous eyes. Acta Ophthalmol. 2009; 87:901-905.

Marshall J. Stabilizing refractive outcome and understanding biomechanics. 2005 ISRS/AAO Meeting. Hong-Kong, 14 – 16 de mayo de 2005.

Meek KM, Newton RH. Organization of collagen fibrils in the corneal stroma in relation to mechanical properties and surgical practice. J Refract Surg. 1999; 15:695-699.

Meek KM, Boote C. The organization of collagen in the corneal stroma. Exp Eye Res. 2004; 78:503-512.

Menezo JL, Cisneros A, Harto M. Cirugía de la Miopía. Análisis bioestadístico de la queratotomía radial. Madrid: Salvat Ed., 1986.

Morishige N, Wahlert AJ, Kenney MC, Brown DJ, Kawamoto K, Chikama T, Nishida T, Jester JV. Second-harmonic imaging microscopy of normal human and keratoconus cornea. Invest Ophthalmol Vis Sci 2007; 48:1087-1094.

Morishige N, Takagi Y, Chikama T, Takahara A, Nishida T. Three-dimensional analysis of collagen lamellae in the anterior stroma of the human cornea visualized by second harmonic generation imaging microscopy. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2011; 52:911-915.

Muallem MS, Yoo SH, Romano AC, Marangon FB, Schiffman JC, Culbertson WW. Flap and stromal bed thickness in laser in situ keratomileusis enhancement. J Cataract Refract Surg. 2004; 30:2295-2302 (a).

Muallem MS, Too SH, Romano AC, Schiffman JC, Culbertson WW. Corneal flap thickness in laser in situ keratomileusis using the Moria M2 microkeratome. J Cataract Refract Surg. 2004; 30:1902-1908 (b).

Muller L, Pels E, Schurmans LRHM, Vrensen GFJM. A new three-dimensional model of the organization of proteoglycans and collagen fibrils in the human corneal stroma. Exp Eye Res. 2004; 78:493-501.

Munnerlyn CR, Koons SJ, Marshall J. Photorefractive keratectomy: a technique for laser refractive surgery. J Refract Surg. 1988; 14:46-52.

Newton RH, Meek KM. The integration of the corneal and limbal fibrils in the human eye. Biophys J. 1998; 75:2508-2512.

Nguyen TM, Aubry JF, Touboul D, Fink M, Gennisson JL, Bercoff J, Tanter M. Monitoring of cornea elastic properties changes during UV-A/Riboflavin induced corneal collagen cross-linking using Supersonic Shear Wave Imaging: A pilot study. Invest Ophthalmolol Vis Sci. 2012; 53:5948-5954.

Nidek CO Ltd. Excimer laser corneal surgery system. EC-5000 Operator's manual. 97.2. Gamagori, Japón: Nidek, 1997.

O'Brart DP, Lohmann CP, Fitzke FW, Klonos G, Corbett MC, Kerr-Muir MG, Marshall J. Disturbances in night vision after excimer laser photorefractive keratectomy. Eye. 1994; 8:46-51.

Ojeda JL, Ventosa J, Piedra S, The three dimensional microanatomy of the rabbit and human cornea. J Anat. 2001; 199:567-576.

Ortiz D, Saiz JM, González F, Velarde JI, Fernández del Cotero JN, Moreno F. Optimización de una intervención de cirugía LASIK individualizada: Modelo óptico de trazado de rayos. Arch Soc Esp Oftalmol. 2003; 78:443-450.

Ortiz D, Piñero D, Shabayek MH, Amalich-Montiel F, Alio J. Corneal biomechanical properties in normal, post-laser in situ keratomileusis and keratoconic eyes. J Cataract Refract. 2007; 33:1371-1375.

Pandolfi A, Holzapfel GA. Three-dimensional modeling and computational analysis of the human cornea considering distributed collagen fibril orientations. J Biomech Eng. 2008; 130: 061006.

Park CY, Oh SY, Chuck RS. Measurement of angle kappa and centration in refractive surgery. Curr Opin Ophthalmol. 2012; 23:269-275.

Pinsky PM, van der Heide D, Chernyak D. Computational modeling of mechanical anisotropy in the cornea and sclera. J Cataract Refract Surg. 2005; 31:136–145.

Piñero DP, Alió JL, Teus MA, Barraquer RI, Uceda-Montañes A. Modeling the intracorneal ring segment effect in keratoconus using refractive, keratometric and corneal aberrometric data. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2010; 51:5583-5591.

Pop M, Bains HS. Clinical outcomes of CATz versus OPDCAT. J Refract Surg. 2005; 21:S636-S639.

Potgieter FJ, Roberts C, Cox IG, Mahmoud AM, Herderick EE, Roetz M, Steenkamp W. Prediction of flap response. J Cataract Refract Surg. 2005; 31:106-114.

Prakash G, Prakash DR, Agarwal A, Kumar DA, Agarwal A, Jacob S. Predictive factor and kappa angle analysis for visual satisfactions in patients with multifocal IOL implantation. Eye. 2011; 25:1187-1193.

Qazi MA, Roberts CJ, Mahmoud AM, Pepose JS. Topographic and biomechanical differences between hyperopic and myopic laser in situ keratomileusis. J Cataract Refract Surg. 2005; 31:48-60.

Queiros A, Gonzalez-Meijome JM, Villa-Collar C, Gutierrez AR, Jorge J. Local Steepening in Peripheral Corneal Curvature After Corneal Refractive Therapy and LASIK. Optom Vis Sci. 2010; 87:432.

Rabinowitz YS. Keratoconus. Surv Ophthalmol. 1998; 42:297-319.

Radner W, Zehetmayer M, Aufreiter R, Mallinger R. Interlacing and cross-angle distribution of collagen lamellae in the human cornea. Cornea. 1998; 17:537-543.

Read SA, Collins MJ, Carney LG, Franklin RJ. The topography of the central and peripheral cornea. Invest Ophthalmolol Vis Sci. 2006; 47:1404-1415.

Reinstein DZ, Silverman RH, Raevsky T, Simoni GJ, Lloyd HO, Najafi DJ, Rondeau MJ, Coleman DJ. Arc-scanning very high frequency digital ultrasound for 3D pachymetric mapping of the corneal epithelium and stroma in laser in situ keratomileusis. J Refract Surg. 2000; 16:414-430.

Roberts C, Mahmoud A, Herderick EE, Chan G. Characterization of corneal curvature changes inside and outside the ablation zone in LASIK. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2000; 41:S679. (a)

Roberts C. The cornea is not a piece of plastic. J Refract Surg. 2000; 16:407-413. (b)

Rosen E, Gore C. Staar Collamer posterior chamber phakic intraocular lens to correct myopia and hyperopia. J Cataract Refract Surg. 1998; 24:596-606.

Roy AS, Dupps WJ. Effects of altered corneal stiffness on native and postoperative LASIK corneal biomechanical behaviour: A whole eye finite element analysis. J Refract Surg. 2009; 25:875-887.

Şahin A, Bayer A, Özge G, Mumcouglu T. Corneal biomechanical changes in diabetes mellitus and their influence on intraocular pressure measurements. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2009; 50:4597-4604.

Sankaridurg P, Holden B, Smith E, Naduvilath T, Chen X, Lazon de la Jara P, Martinez A, Kwan J, Ho A, Frick K, Ge J. Decrease in rate of myopia progression with a contact lens designed to reduce relative peripheral hyperopia: One-year results. Invest Ophthalmolol Vis Sci. 2011; 52:9362-9367.

Saw SM, Tong L, Chua WH, Chia KS, Koh D, Tan DTH, Katz J. Incidence and progression of myopia in Singaporean school children. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2005; 46:51-57.

Scarcelli G, Pineda R, Yun SH. Brillouin optical microscopy for corneal biomechanics. Invest Ophthalmolol Vis Sci. 2012; 53:185-190.

Seiler T, Koufala K, Richter G. Iatrogenic keratectasia after laser in situ keratomileusis. J Refract Surg. 1998; 14:312-317.

Serrao S, Lombardo G, Lombardo M. Differences in nasal and temporal responses of the cornea after photorefractive keratectomy. J Cataract Refract Surg. 2005; 31:30.

Serrao S, Lombardo G, Lombardo M, Palombi M, Roberts C. Corneal topography six years after photorefractive keratectomy for myopia and myopic astigmatism. J Refract Surg. 2009; 25:451-458.

Shah S, Laiquzzaman M, Cunliffe I, Mantry S. The use of the Reichert ocular response analyser to establish the relationship between ocular hysteresis, corneal resistance factor and central corneal thickness in normal eyes. Cont Lens Anterior Eye. 2006; 29:257-262.

Shah S, Laiquzzaman M, Bhojwant R, Mantry S, Cunliffe I. Assessment of the biomechanical properties of the cornea with the ocular response analyzer in normal and keratoconic eyes. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2007; 48:3026-3031.

Shemesh G, Dotan G, Lifshitz I. Predictability of corneal flap thickness in laser in situ keratomileusis using three different microkeratomes. J Refract Surg. 2002; 18:S347-S351.

Sher NA, Bowers RA, Zabel RW, Frantz JM, Eiferman RA, Brown DC, Rowsey JJ, Parker P, Chen V. Clinical use of the 193-nm excimer laser in the treatment of corneal scars. Arch Ophthalmol. 1991; 109:491-498.

Solomon KD, Fernández de Castro LE, Sandoval HP, Biber JM, Groat B, Neff KD, Ying MS, French JW, Donnenfeld ED, Linstrom RL, Joint LASIK Study Task Force. Lasik world literature review: quality of life and patient satisfaction. Ophthalmology. 2009; 116:691-701.

Taneri S, Weisberg M, Azar DT. Surface ablation techniques. J Cataract Refract Surg. 2011; 37:392–408.

Velarde JI, Fdez Cotero JN, Vega F, Bringas B. Estudio paquimétrico familiar. Comunicación presentada en el LXIX Congreso de la Sociedad Española de Oftalmología. 2 - 5 de octubre de 1993, Santiago de Compostela, España.

Velarde Rodríguez JI, Fernández del Cotero Muñoz JN. Estudio del confort con oclusión y lente de contacto post-quirúrgica en la foto-queratectomía refractiva con láser excimer. Rev Soc Esp Contact. 1997; 7:35-38.

Velarde JI, Ortiz D, Llorca J, González F, Fernández del Cotero JN. Searching for unintended central corneal flattening caused by biomechanical alteration in LASIK surgery. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2003; 44: E-Abstract 2554.

Velarde JI, Llorca J, Fernández del Cotero JN. Anatomical and geometric model for biomechanical corneal flattening in LASIK: The flap and stromal ablation in myopia surgery. Ophthalmic Res. 2004; 37:214. (a)

Velarde JI, Garcia Antón P, Velez E, Fernández del Cotero JN. Prevalencia y tipo de uso de lentes de contacto entre los candidatos a cirugía refractiva de un hospital oftalmológico de Cantabria. Rev Esp Contact. 2004; 11:27-30. (b)

Velarde JI, Gamazo L, Fernández del Cotero JN. Flap incompleto en una cirugía LASIK: El advenimiento del aplanamiento corneal. 19 Congreso de la Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto-Refractiva. Sevilla, 26 – 29 de mayo de 2004. (c)

Velarde JI, Casuso P, Gutierrez del Rio C, Velez E, Rolon L, Valentín Gamazo L, De la Cruz J. Qualité dans la chirurgie de la cataracte chez des patients: efficacité, defaut residuel et meilleure acuité visuelle aprés un mois. J Fr Ophtalmol. 2009; 32:1S112.

Vinciguerra P, Camesasca FI, Munoz MI. New test hemisphere for evaluation and development of ablation profiles. J Refract Surg. 2003; 19:S260-S264.

Vinciguerra P, Torres Muñoz MI, Camesaca FI, Grizzi F, Roberts C. Long term followup of ultrathin corneas after surface retreatment with phototherapeutic keratectomy. J Cataract Refract Surg. 2005; 31:82-87.

Vinciguerra P, Randazzo A, Albé E, Epstein D. Tangential topography corneal map to diagnose laser treatment decentration. J Refract Surg. 2007; 23:S1057-S1064.

Vinciguerra R, Roberts CJ, Mahmoud AM, Vinciguerra P. Curvature gradient and corneal remodeling. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2008; 49: E-abstract 1044.

Walline JJ. Corneal reshaping and myopia progression. Br J Ophthalmol. 2009; 93:1181-1185.

Wilson SE, Klyce SD. Advances in the analysis of corneal topography. Surv Ophthalmol. 1991; 35:269-277.

Winckler M, Chai D, Kriling S, Nien CJ, Brown DJ, Jester B, Juhasz T, Jester JV. Nonlinear optical macroscopic assessment of 3D corneal collagen organization and axial biomechanics. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2011; 52:8818-8827. Yoon G, MacRae S, Williams DR, Cox IG. Causes of spherical aberration induced by laser refractive surgery. J Cataract Refract Surg. 2005; 31:127-135.

Zheng Y, Ge J, Huang G, Zhang J, Liu B, Hur Y-M, He M. Heritability of central corneal thickness in Chinese: the Guangzhou Twin Eye Study. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2008; 49:4303–4307.

IX-ANEXOS

IX.1.- Comunicaciones relacionadas con esta tesis

- Velarde JI, Senra G, Valentin Gamazo L, Fernández del Cotero JN. Evaluación del aplanamiento corneal inesperado en cirugia LASIK para baja y moderada hipermetropía. 79 Congreso de la Sociedad Española de Oftalmología. Valencia, 8 – 11 de octubre de 2003.
- Velarde JI, Ortiz MD, Llorca FJ, Fernández del Cotero JN. Estudio sobre los componentes del polo anterior y el efecto de la biomecánica corneal en la cirugía LASIK. 79 Congreso de la Sociedad Española de Oftalmología. Valencia, 8 11 de octubre de 2003.
- Velarde JI, Ortiz D, Llorca J, González F, Fernández del Cotero JN. Searching for unintended central corneal flattening caused by biomechanical alteration in LASIK. Association for Research in Vision and Ophthalmology. Annual meeting. Ft Lauderdale, Estados Unidos, 4 – 8 de mayo de 2003.

- Velarde JI, Llorca J, Fernández del Cotero JN. Anatomical and geometric model for biomechanical corneal flattening in LASIK: The flap and stromal ablation in myopia surgery. European Association for Vision and Eye Research. Annual meeting. Vilamoura, Portugal, 24 – 27 de septiembre de 2004.
- Velarde JI, Gamazo L, Fernández del Cotero JN. Flap incompleto en una cirugía LASIK: El advenimiento del aplanamiento corneal. 19 Congreso de la Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto-Refractiva. Sevilla, 26 – 29 de mayo de 2004.
- Velarde JI, Valentín-Gamazo L, Fernández del Cotero JN. Stability of biomechanical corneal flattening in hyperopic LASIK. 8th winter refractive surgery meeting. European Society of Cataract and Refractive Surgery. Barcelona, 23 – 25 de enero de 2004.
- Velarde JI. Aplicaciones prácticas de la biomecánica corneal: modelos corneales y cirugías. II Encuentro Intercentros Alfavisión. Sección de investigación. Madrid, 20 21 de enero de 2004.
- Velarde JI. Biomecánica corneal y cirugía refractiva. Reunión de la red temática de investigación en oftalmología, subproyecto de cirugía refractiva. Instituto Oftalmológico de Alicante. Alicante, 11 de marzo de 2004.

- Velarde JI, Valentín Gamazo L, Fernández del Cotero JN. Can small grease debris observed on a component of microkeratome have incidence on diffuse lamellar keratitis after LASIK? XXIII Congress of the European Society of Cataract and Refractive Surgery. Lisboa, 10 – 14 de septiembre de 2005.
- Fernández del Cotero JN, Valentín Gamazo L, Velarde JI. Not effective paired arcuate incision in the first stage of a two-step LASIK to correct post-keratoplasty astigmatism. XXX International Congress of Ophthalmology. XXVI Pan-American Congress of Ophthalmology. Sao Paulo. Brasil, 19 24 de febrero de 2006.
- Abahussin M, Velarde JI, Meek KM, Fernández del Cotero JN. Ectasia after LASIK: Case report. European Association for Vision and Eye Research. Annual meeting. Vilamoura, Portugal, 5 – 8 de octubre de 2006.
- Velarde JI, Ortiz D, Llorca J, Fernandez Cotero JN. Steepening in temporal peripheral corneal topography after LASIK surgery. Association for Research in Vision and Ophthalmology. Annual meeting. Ft Lauderdale, Estados Unidos, 6 – 10 de mayo de 2012.

IX.2.- Becas y premios relacionados con esta tesis

- Fundación Marqués de Valdecilla. Santander. Bolsa de viaje. José I. Velarde. Association for Research in Vision and Ophthalmology annual meeting. Ft Lauderdale, Estados Unidos, 4 – 8 de mayo de 2003.
- ESCRS/ALCON Annual Video Festival. Second prize for new contributors. Honourably awarded to José I. Velarde (Spain). XXIII Congress of the European Society of Cataract and Refractive Surgeons. Lisbon, Portugal, September 2005.