



# Universidad de Granada

FACULTAD DE CIENCIAS

DEPARTAMENTO DE ÓPTICA

## Desarrollo de nuevos algoritmos de ablación para el tratamiento de la presbicia mediante cirugía refractiva láser

Tesis Doctoral

*Memoria de Doctorado*

Aixa Alarcón Heredia

*Licenciada en Física y Diplomada en Óptica y Optometría*

*Máster Oficial Universitario en Métodos y Técnicas Avanzadas en Física*

Granada 2011

Editor: Editorial de la Universidad de Granada  
Autor: Aixa Alarcón Heredia  
D.L.: GR 1168-2012  
ISBN: 978-84-695-1190-9



# Desarrollo de nuevos algoritmos de ablación para el tratamiento de la presbicia mediante cirugía refractiva láser

Directores de la Tesis

Fdo.: Dra. Rosario González Anera

Profesora Titular de Universidad

Departamento de Óptica

Universidad de Granada

Fdo.: Luis Jiménez del Barco Jaldo

Catedrático de Universidad

Departamento de Óptica

Universidad de Granada



La **Dra. Rosario González Anera**, Profesora Titular del Departamento de Óptica de la Universidad de Granada y el **Dr. Luis Jiménez del Barco Jaldo**, Catedrático de Universidad del Departamento de Óptica de la Universidad de Granada,

CERTIFICAN:

Que el trabajo de investigación que se recoge en esta Memoria, titulada **“Desarrollo de nuevos algoritmos de ablación para el tratamiento de la presbicia mediante cirugía refractiva láser,”** presentada por la Licenciada en Física y Diplomada en Óptica y Optometría D<sup>a</sup> Aixa Alarcón Heredia para optar al grado de Doctor por la Universidad de Granada, con la Mención de Doctorado Internacional, ha sido realizada en su totalidad bajo nuestra dirección en el Departamento de Óptica de la Universidad de Granada.

Fdo.: Dra. Rosario González Anera  
Profesora Titular de Universidad

Fdo.: Dr. Luis Jiménez del Barco Jaldo  
Catedrático de Universidad



Memoria presentada para optar al Grado de  
Doctor por la Universidad de Granada  
con Mención de Doctorado Internacional.

Fdo.: Aixa Alarcón Heredia

Granada 2011





*A mis padres, Juan y Josefina,*

*y a Paco*



## Agradecimientos

Agradezco esta tesis doctoral a mis dos directores por su apoyo y ayuda durante estos años de trabajo. Al doctor Luis Jiménez del Barco especialmente por sus buenos consejos, sin ellos no habría llegado hasta aquí. A la doctora Rosario González Anera todo su tiempo, dedicación y esfuerzo, por ser tan optimista, por estar siempre disponible y, sobretodo, porque me ha enseñado a disfrutar de este trabajo.

A todos los miembros del departamento de Óptica de la Universidad de Granada por ofrecerme su colaboración y buen humor. Al director del departamento, el doctor Manuel Rubiño, y al doctor Enrique Hita por su labor y apoyo. Al doctor José Ramón Jiménez Cuesta por su gran ayuda y por preocuparse tanto sin tener que hacerlo. Al doctor José Juan Castro porque más que un compañero ha sido un amigo y si empezara a agradecerle cosas no terminaría nunca. Al doctor Francisco Pérez Ocón porque, aunque no colaboró directamente en este trabajo, siempre ha sido un apoyo que ha hecho mucho más agradable todo el camino.

I wish to thank doctor Geunyoung Yoon for giving me the opportunity to work in his research group, in Rochester (New York). It has been one of the best experiences in my life. To doctor Ramkumar Sabesan for sharing his laboratory and his valuable time with me. Al doctor Armando Gómez Vieyra, por su ayuda con el programa de diseño óptico ZEMAX y por ser tan generoso compartiendo sus conocimientos y sapiencias. Al doctor Alfredo Dubra, por todo lo que he aprendido de él.

A mis amigos, que nunca creí que los habría tan buenos. En especial a Mark Jenkins, por solucionar todos mis problemas, por tener respuestas para todas las preguntas y porque sin él estaría completamente perdida.

A toda mi familia, sobre todo a mis padres, Juan y Josefina, y a Rodolfo y Adela. No puedo nombrarlos a todos pero quiero que sepan que me siento afortunada de tenerlos. Ellos me hacen sonreír cada día y me dan todo el ánimo y las fuerzas que necesito para superar cualquier dificultad.

Por último, quiero darle las gracias a Paco, porque ha sido siempre paciente y comprensivo. Siempre ha estado ahí (incluso a miles de kilómetros), apoyando todas mis decisiones y aguantando todos los contratiempos. Porque ha compartido conmigo todas las cosas buenas y también los malos ratos que me ha hecho pasar este trabajo. A él, que se esfuerza por hacerme feliz todos los días, le dedico esta tesis.

No matter how fast light travels it finds the darkness has  
always got there first, and is waiting for it.

Terry Pratchett, *Reaper Man*



# Índice general

|  |           |
|--|-----------|
| <b>1. Introduction</b>   | <b>5</b>  |
| <b>2. Fundamento teórico. Revisión Bibliográfica</b>   | <b>9</b>  |
| 2.1. Topografía corneal . . . . .  | 9         |
| 2.1.1. Modelos de superficie corneal . . . . .   | 9         |
| 2.1.2. Topógrafos corneales . . . . .  | 14        |
| 2.1.3. Importancia de la asfericidad corneal . . . . .   | 16        |
| 2.1.4. Efecto de la cirugía refractiva láser sobre la asfericidad corneal . . . . .                                | 19        |
| 2.2. Corrección de la presbicia mediante cirugía refractiva láser .  | 22        |
| 2.2.1. Monovisión . . . . .  | 23        |
| 2.2.2. Ablaciones multifocales . . . . .   | 25        |
| <b>3. Metodología</b>  | <b>31</b> |
| 3.1. Representación canónica de la superficie anterior de la córnea  | 31        |
| 3.1.1. Introducción . . . . .  | 31        |
| 3.1.2. Cálculo de los parámetros corneales en su representación canónica . . . . .                                 | 33        |
| 3.2. Medida de la calidad visual en sujetos sometidos a cirugía refractiva láser para corregir presbicia . . . . . | 39        |
| 3.2.1. Introducción . . . . .  | 39        |
| 3.2.2. Aberraciones oculares . . . . .   | 39        |
| 3.2.3. Sensibilidad al contraste . . . . .   | 40        |
| 3.2.4. Estereopsis . . . . .   | 41        |
| 3.2.5. Capacidad de discriminación . . . . .   | 41        |
| 3.2.6. Razón de Strehl . . . . .   | 44        |
| 3.2.7. Scattering intraocular . . . . .  | 44        |



|           |   |            |
|-----------|---|------------|
| 3.3.      | Diseño de superficies corneales para corregir presbicia . . .   | 46         |
| 3.3.1.    | Introducción . . . . .  | 46         |
| 3.3.2.    | Evaluación de la calidad visual . . . . .   | 46         |
| 3.3.3.    | Modelos corneales teóricos: diseño y optimización . .   | 47         |
| 3.3.4.    | Comparación teórica . . . . .   | 50         |
| <b>4.</b> | <b>Resultados: análisis y discusión</b>   | <b>51</b>  |
| 4.1.      | Introducción . . . . .  | 51         |
| 4.2.      | Representación canónica de la superficie corneal anterior . .   | 52         |
| 4.2.1.    | Introducción . . . . .  | 52         |
| 4.2.2.    | Metodología experimental . . . . .  | 54         |
| 4.2.3.    | Resultados experimentales . . . . .   | 55         |
| 4.2.4.    | Discusión . . . . .   | 61         |
| 4.3.      | Evaluación de la calidad visual de sujetos sometidos a monovisión mediante cirugía refractiva LASIK . . . . . | 64         |
| 4.3.1.    | Introducción . . . . .  | 64         |
| 4.3.2.    | Metodología experimental . . . . .  | 65         |
| 4.3.3.    | Resultados experimentales . . . . .   | 67         |
| 4.3.4.    | Discusión . . . . .   | 72         |
| 4.4.      | Diseños corneales multifocales para corregir presbicia: optimización y resultados . . . . .                   | 75         |
| 4.4.1.    | Introducción . . . . .  | 75         |
| 4.4.2.    | Diseño y optimización . . . . .   | 75         |
| 4.4.3.    | Comparación teórica entre modelos . . . . .   | 82         |
| 4.4.4.    | Discusión . . . . .   | 87         |
| <b>5.</b> | <b>Conclusions</b>  | <b>93</b>  |
| <b>6.</b> | <b>Referencias</b>  | <b>97</b>  |
| <b>7.</b> | <b>Publicaciones y comunicaciones a congresos</b>   | <b>119</b> |
| 7.1.      | Publicaciones . . . . .   | 119        |
| 7.2.      | Comunicaciones a congresos . . . . .  | 120        |
| <b>8.</b> | <b>ANEXO</b>  | <b>123</b> |
| 8.1.      | Characterizing corneal shape after LASIK using a reference system intrinsic to the cornea . . . . .           | 123        |

|  |     |
|--|-----|
| 8.2. Visual quality after monovision correction by laser in situ keratomileusis in presbyopic patients . . . . .           | 131 |
| 8.3. Visual evaluation of different multifocal corneal models for the correction of presbyopia by laser ablation . . . . . | 139 |



# 1

## Introduction

The anterior surface of the cornea has the greatest refractive power of the human visual system. Therefore, small variations in its curvature give rise to important changes in the ocular refractive power. This is the basis for refractive surgery, a method frequently used in recent years for its speed, safety, and high degree of patient satisfaction. Nevertheless, despite the major advances made in this field, it is still not possible to predict the exact changes in the corneal shape as a result of the surgery. To know and characterize the anterior corneal surface have crucial implications in refractive surgery, as it enables more effective ablation algorithms to be developed in order to mould the cornea and to improve the prediction of its post-surgical shape. Furthermore, its study has other applications, such as the design and adaptation of contact lenses as well as the diagnosis and treatment of different ocular pathologies. Corneal topographers provide precise measurements of the anterior corneal surface, but during the measurement the topographer considers the cornea to be perfectly aligned with the axes of the topographer, and this is not usually true. For the correction of the errors resulting from this misalignment, different correction algorithms have been developed, implemented normally in the software of the topographers. However, in spite of the application of these algorithms, the misalignment continues to be an important source of variability in the topographic measurements.

To correct this error, in the present work we have developed a mathematical model that provides the parameters characteristic of the anterior

corneal surface in its canonical representation using the elevation data taken by the corneal topographer. This method, proposed by Navarro et al. (2006), corrects the error caused by the misalignment, since the parameters determined are independent of the position of the cornea with respect to the topographer. Therefore, it provides a more accurate description of the anterior corneal surface. We have applied this method to corneas of subjects treated with refractive surgery in order to correct myopia and astigmatism. In addition, we have evaluated whether the use of the parameters derived from this mathematical transformation succeeds in improving the prediction of the asphericity value after surgery, taking into account the algorithm as well as the reflection losses and non-normal incidence of the laser on the cornea.

Initially, refractive surgery by laser arose to correct myopia, hypermetropia, and astigmatism. Years later, the challenge was to develop an effective algorithm which would correct presbyopia and provide the subject good visual quality for both distance and near vision without the use of optical compensation. Currently, there are two main methods to correct presbyopia by refractive surgery: monovision, which consists of correcting one eye for near vision and the other for distance vision; and multifocal ablations. The success of these methods is relative, since although most patients express a high degree of satisfaction, their visual quality shows a notable worsening after the surgery. The increase in demand of this type of surgery makes the search for an effective method of correcting presbyopia by means of refractive surgery continue to be an important objective in the field of vision research.

In this work, we have evaluated these two correction techniques of presbyopia by laser refractive surgery. In the case of monovision, we studied real subjects treated with to this type of surgery and evaluated their visual quality (both monocular as well as binocular) before and after treatment. In the case of multifocal ablations, the study was made in a theoretical way, developing and optimising different multifocal corneal designs with the aim of determining the characteristics of this type of surgery and its theoretical limitations.

---

The research work that is presented in this doctoral thesis was performed in the Laboratory of Vision Sciences and Applications of the Optics Department of the University of Granada. It is divided into four blocks: Literature review (*Fundamento teórico. Revisión Bibliográfica*), Methods (*Metodología*), Results (*Resultados*), and Conclusions (*Conclusiones*).

In the Literature review section, the main ideas on which this work is based are examined. First, we will discuss the importance of the corneal surface and the different models describing it, as well as its measurement and the effect that refractive surgery has on it. In addition, we will comment on the techniques that exist to correct presbyopia by laser refractive surgery and its visual results.

In the Methods section, we describe the steps followed in this research. First, we introduce the mathematical method that enables the determination of the parameters characteristic of the cornea in its canonical representation from the elevation data of the topographer. Furthermore, we describe the approaches used for measuring the visual quality of subjects that underwent refractive surgery, such as the ocular aberrations, contrast sensitivity, discrimination capacity, stereopsis, Strehl ratio, and scattering. Finally, we describe the steps followed to establish and optimize the theoretical surfaces of multifocal corneas.

In the Results section, we present the most notable results found in this work. Firstly, we evaluate the parameters characteristic of the cornea found in its canonical representation for subjects having different degrees of ametropia and operated on by refractive surgery. Secondly, we evaluate the two techniques of laser refractive surgery to correct presbyopia: monovision and multifocal ablations. In the case of monovision, we have clinically evaluated visual quality in a group of subjects treated with this type of surgery. In the section of multifocal ablations, we design and analyse three different multifocal corneal models. For each, we undertake a theoretical analysis of the parameters that characterize it, the size of each of the zones that comprise it, and the visual quality that these multifocal corneas provide, using a theoretical model of the eye and the ZEMAX ray-tracing program. To evaluate visual quality, we used the neural-sharpness metric, which provides a good description of subjective

image quality, as it combines the eye's optics and neural blur.

Finally, we include the most noteworthy conclusions drawn from our results.

All the references used in this work can be found at the end of the thesis.

The last section lists the publications and contributions to congresses, presenting the results of the research undertaken. The complete articles can be found in the appendix.

## 2

# Fundamento teórico. Revisión Bibliográfica

### 2.1. Topografía corneal

El término “superficie esférica” suele aplicarse a superficies cónicas, es decir, superficies en las que el radio de curvatura cambia cuando nos desplazamos desde el vértice a la periferia. La cara anterior de la córnea y, en general, todas las superficies que constituyen el sistema óptico del ojo humano son superficies esféricas, lo que juega un importante papel en el desarrollo de sus funciones. Aunque los primeros modelos de ojo consideraban que las superficies oculares eran esféricas (Gullstrand, 1909; Le-Grand y El-Hage, 1980; Bennett y Rabbetts, 1988), poco a poco se hizo patente la necesidad de utilizar el factor de asfericidad para caracterizar estas superficies; de hecho, los modelos de ojo más recientes consideran tanto la asfericidad de las caras anterior y posterior de la córnea, como la de las caras anterior y posterior del cristalino (Kooijman, 1983; Navarro et al., 1985; Liou y Brennan, 1997; Kasprzak et al., 2006; Atchison, 2006; Goncharov y Dainty, 2007).

#### 2.1.1. Modelos de superficie corneal

La superficie topográfica de una córnea real no se ajusta perfectamente a ninguna superficie analítica. Sin embargo, podemos expresar la superficie



de cualquier córnea como suma de una superficie regular base,  $b(x, y)$ , y una superficie irregular,  $r(x, y)$ , tal y como muestra la siguiente ecuación:

$$z(x, y) = b(x, y) + r(x, y) \quad (2.1)$$

La superficie base,  $b(x, y)$ , es la superficie regular que mejor se ajusta a la superficie de la córnea. La superficie irregular o residuo,  $r(x, y)$ , contiene las desviaciones que presenta la superficie de la córnea real de la superficie base considerada. Este residuo suele ajustarse utilizando polinomios de Zernike (Schwiegerling et al., 1995):

$$r(x, y) = \sum_k C_k Z_k \quad (2.2)$$

donde  $Z_k$  es el polinomio  $k$  de Zernike y  $C_k$  su coeficiente correspondiente. También es posible realizar el ajuste utilizando otro tipo de funciones como, por ejemplo, suma de funciones gaussianas (Martinez-Finkelshtein et al., 2011), obteniéndose así mejores resultados. Un residuo menor significa un mejor ajuste de la superficie corneal real a la superficie base considerada.

Algunos autores (Carvalho, 2005; Roberts, 2006) representan directamente la superficie corneal mediante una suma de polinomios de Zernike. Sin embargo, utilizar una superficie base general permite obtener información de forma más rápida e intuitiva. A continuación, presentamos los modelos más utilizados para ajustar y representar la superficie de la cara anterior de la córnea.

### Superficie cónica

Se denominan curvas cónicas aquellas que se obtienen de la intersección de un cono con un plano en diferente inclinación respecto a su base. Esta definición incluye el círculo, la elipse, la parábola y la hipérbola; rotando cada una de estas curvas respecto a su eje de simetría se obtienen, respectivamente, la superficie de una esfera, un elipsoide, un paraboloides y un hiperboloides. A estas superficies se las denomina conicoides. En general, cualquier curva cónica puede representarse mediante la siguiente ecuación (Baker, 1943):

$$px^2 + y^2 - 2xR = 0 \quad (2.3)$$

donde  $R$  es el radio de curvatura,  $p$  es el parámetro cónico y  $x$  e  $y$  son las coordenadas cartesianas. El factor  $p$  indica la rapidez de aplanamiento o curvatura de la superficie desde el vértice a su periferia. En el caso de una elipse, si llamamos  $a$  al semieje mayor y  $b$  al semieje menor, el valor  $p$  viene dado por la ecuación:

$$p = \frac{b^2}{a^2} \quad (2.4)$$

En la esfera  $a = b$ , y por tanto  $p = 1$ . En el caso de la parábola  $a$  tiende a infinito y por lo tanto  $p = 0$ ; para la hipérbola  $p < 0$ . Para la elipse encontramos dos posibles opciones. La elipse prolata se caracteriza porque el semieje mayor coincide con el eje  $x$ , variando  $p$  entre 0 y 1. Si el semieje menor  $b$  se encuentra en el eje  $x$  encontramos una superficie cuya curvatura es mayor a medida que nos desplazamos hacia la periferia. Este es el caso de la elipse oblata, para la que  $p$  toma valores mayores que 1.

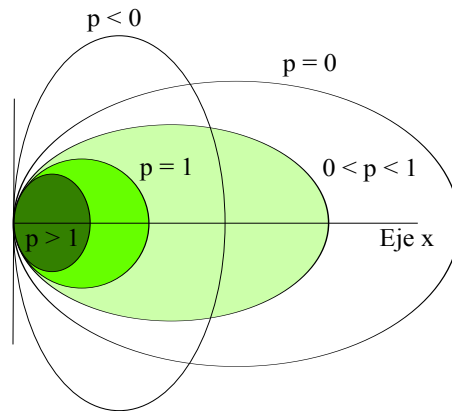


Figura 2.1: Secciones cónicas descritas por la ecuación (2.3) para un mismo  $R$ .  $p > 1$  describe una elipse oblata,  $p = 1$  una circunferencia,  $p$  entre 0 y 1 una elipse prolata,  $p = 0$  una parábola y  $p < 0$  una hipérbola.

Para describir la asfericidad de una curva cónica se utilizan, además del factor cónico  $p$ , otras posibles definiciones (Lindsay et al., 1998; Gatinel et al., 2002; Calossi, 2007; ANSI, 2008): el coeficiente de asfericidad  $Q$ , la excentricidad  $e$  y el factor de forma (*Shape factor*). Conocido uno de éstos índices, es posible calcular los demás haciendo uso de la tabla 2.1, donde se muestra la relación entre cada uno de los parámetros.

|                      | $p$            | $Q$         | $e$       |
|----------------------|----------------|-------------|-----------|
| $p =$                | $p$            | $Q + 1$     | $-e^2$    |
| $Q =$                | $p - 1$        | $Q$         | $1 - e^2$ |
| $e =$                | $\sqrt{1 - p}$ | $\sqrt{-Q}$ | $e$       |
| <i>Shapefactor</i> = | $1 - p$        | $-Q$        | $e^2$     |

Tabla 2.1: *Tabla de equivalencias:  $p$  es el parámetro cónico,  $Q$  es la asfericidad,  $e$  la excentricidad y Shapefactor el factor de forma.*

En tres dimensiones, el conicoide puede expresarse mediante la siguiente ecuación, donde  $z$  es el eje de revolución:

$$x^2 + y^2 + pz^2 - 2Rz = 0 \quad (2.5)$$

La principal ventaja de este modelo matemático es que permite describir la superficie mediante dos parámetros: el radio de curvatura en el vértice,  $R$ ; y un factor de asfericidad  $p$ .

Esta aproximación es muy útil para estudiar la aberración esférica corneal (Kiely et al., 1982; Applegate et al., 1994; Escudero-Sanz y Navarro, 1999; Calossi, 2007; Smith et al., 2008), pero, por ejemplo, no sirve para estudiar el astigmatismo. Con el fin de tener en cuenta esta falta de simetría en la superficie corneal se utilizó el modelo de superficie tórica, que considera dos meridianos perpendiculares y esféricos pero de distinto radio. Trabajos más recientes, sin embargo, apuntan hacia una nueva superficie de ajuste: la superficie bicónica (Burek y Douthwaite, 1993; Schwiegerling y Snyder, 1998; Gatinel et al., 2011).

### Superficie bicónica

El modelo bicónico se caracteriza por cuatro parámetros: dos radios de curvatura y dos factores de asfericidad. Se trata, por tanto, de un modelo bastante completo ya que representa las propiedades ópticas básicas de la córnea, como el modelo cónico, y además distingue entre el meridiano más plano (con menor poder refractor) y el meridiano más curvo (con mayor

poder refractor) de la córnea.

Casi todos los modelos propuestos en la literatura son un caso particular de la superficie bicónica. Esta superficie puede describirse mediante la ecuación:

$$z = \frac{c_x x^2 + c_y y^2}{1 + \sqrt{1 - p_x c_x^2 x^2 - p_y c_y^2 y^2}} \quad (2.6)$$

donde  $c_x = 1/R_x$  y  $c_y = 1/R_y$  y  $p_x$  y  $p_y$  son los dos factores de asfericidad. A partir de esta ecuación es posible obtener los diferentes modelos referidos anteriormente. El más sencillo de ellos, el modelo esférico, se caracteriza por tener factor  $p$  igual a 1 ( $p_x = p_y = 1$ ) y simetría de revolución ( $R_x = R_y$ ). El modelo tórico considera también asfericidad nula pero diferente radio para los dos meridianos principales. La superficie cónica tiene en cuenta la asfericidad pero manteniendo la simetría de revolución ( $p_x = p_y = p$  y  $R_x = R_y = R$ ).

Otro caso particular del modelo bicónico es el modelo elipsoidal sin simetría de revolución. Este modelo considera dos radios diferentes para los dos meridianos principales,  $R_x$  y  $R_y$ , y dos asfericidades también distintas,  $p_x$  y  $p_y$ . La diferencia entre este modelo y el bicónico reside en que estos cuatro parámetros no son independientes. La forma más común de representar la ecuación de un elipsoide es:

$$\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} + \frac{z^2}{c^2} = 1 \quad (2.7)$$

donde  $a$ ,  $b$  y  $c$  son los semiejes principales del elipsoide, a partir de los cuales es posible obtener los radios de curvatura y las constantes de asfericidad mediante las relaciones:

$$R_x = a^2/c \quad R_y = b^2/c \quad p_x = a^2/c^2 \quad p_y = b^2/c^2 \quad (2.8)$$

La ventaja del modelo elipsoidal frente al modelo bicónico es que permite representar la superficie corneal anterior casi con la misma generalidad (caracterización de córneas prolatas y oblatas, distinción entre los dos meridianos principales) pero con mayor sencillez matemática, lo que permite manipular su orientación en el espacio a través de una ecuación sencilla. Además, el modelo elipsoidal tiene en cuenta los resultados

encontrados por Pérez-Escudero et al. (2010) que muestran un alto grado de correlación entre el valor del radio de curvatura y el valor la asfericidad.

Es posible considerar superficies más complejas (Kiely et al., 1982; Kasprzak e Iskander, 2006; Rosales et al., 2009) pero, en general, son adecuados los modelos expuestos anteriormente para caracterizar la superficie anterior de la córnea.

### 2.1.2. Topógrafos corneales

La medida de la forma y geometría de la superficie corneal anterior se realiza mediante topógrafos corneales. Existen dos tipos de topógrafos, los que operan con luz reflejada y los que trabajan con la luz transmitida (Turner, 2001; Mejía-Barbosa y Malacara-Hernández, 2001). Ambos son instrumentos de gran precisión que proporcionan información sobre la geometría corneal (curvatura, pendiente, altura y elevación). Los topógrafos por reflexión se basan en los discos de Plácido, que son un conjunto de anillos concéntricos de los cuales se forma imagen por reflexión en la superficie corneal anterior, imagen que es registrada por una cámara. El análisis de esta imagen mediante el software adecuado convierte las distancias entre anillos en datos de curvatura y elevación (Campbell, 1997). En los topógrafos por transmisión se trabaja con un haz luminoso que penetra en las superficies oculares hasta el cristalino, por tanto, permiten obtener también información de la cara posterior de la córnea y de la cara anterior del cristalino al mismo tiempo (Fonda et al., 1981). Para poder obtener esta información, los topógrafos por transmisión trabajan con modelos de índices de refracción para los distintos componentes del sistema visual implicados.

Las principales medidas para caracterizar la superficie corneal son la curvatura, la inclinación (o pendiente), la altura y la elevación relativa (Turner, 2001; Villa, 2004). El valor de la curvatura y la inclinación en un punto es un valor local, es decir, depende de la superficie circundante. Por lo tanto, dependiendo de la superficie que se tome o de la dirección de medida, el valor en cada punto puede ser diferente. Para la altura y la elevación relativa no existe esta indeterminación, por lo que a cada punto le corres-

ponde un único valor (Klyce, 1995; Smolek et al., 2002). Para la elevación relativa se utiliza como superficie de referencia la esfera de mejor ajuste. Dependiendo del tamaño de la superficie medida, la superficie esférica de mejor ajuste será distinta y, por tanto, también lo será la elevación relativa.

Según el tipo de topógrafo utilizado se miden directamente propiedades geométricas distintas. Los topógrafos por reflexión, basados en los discos de Plácido, miden directamente la curvatura radial de la superficie a través de la imagen reflejada. De estos datos se derivan la pendiente y la altura. Los topógrafos por transmisión miden directamente la altura superficial mediante la triangulación de los haces de luz proyectados.

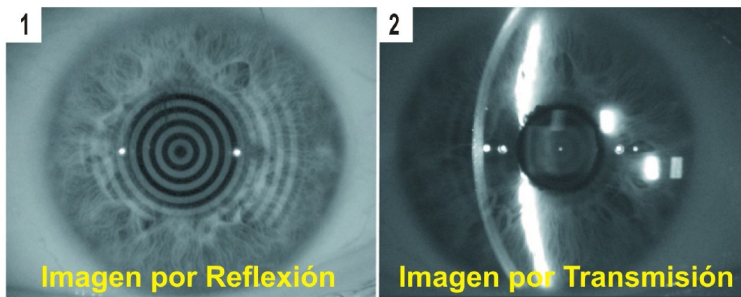


Figura 2.2: En la imagen de la izquierda se observan los discos de Plácido reflejados en la cara anterior de la córnea. En la imagen de la derecha se observa el haz que penetra en la córnea hasta el cristalino (Turner, 2001).

La precisión del instrumento varía en función de la técnica y del modelo utilizado. En general, los datos obtenidos mediante reflexión son los más precisos, pero también los más sensibles a las irregularidades de la película lagrimal y a las patologías corneales (Lieberman y Grierson, 2000; Goto et al., 2003). Los topógrafos corneales por transmisión ofrecen a menudo dificultades a la hora de obtener la curvatura, debido a la diferenciación matemática requerida para trasladar las alturas a curvaturas. Aun así, permiten tomar medidas de superficies corneales mayores y proporcionan medidas más exactas cuando existen irregularidades en la superficie (Turner, 2001).

A la hora de realizar las medidas es importante tener en cuenta que todos los instrumentos presentan un nivel de ruido que depende del instrumento, de las condiciones de la medida y del mapa a representar. Es recomendable, por tanto, realizar tres medidas de cada ojo para determinar qué características son intrínsecas a la córnea y cuales se deben a la incertidumbre de la medida.

En los últimos años, el uso de los topógrafos se ha extendido gracias a su utilidad en el ámbito clínico, por ejemplo, en la adaptación de lentes de contacto y en la detección y el tratamiento de patologías corneales (Walland et al., 1994; Auffarth et al., 2000; Yebra-Pimentel et al., 2001; Sherwin y Brookes, 2004; Villa, 2004; McMahon et al., 2006; Saad y Gatinel, 2010). También han sido esenciales en el desarrollo de la cirugía refractiva personalizada, en ocasiones basada en la propia topografía corneal del sujeto (Klyce y Endl, 2002; Campbell, 2004; Dougherty et al., 2008). Por otro lado, este instrumento está siendo cada vez más utilizado en investigación, ya que a partir del mapa de elevación corneal, y con el software adecuado, es posible calcular el mapa de aberraciones correspondiente a la cara anterior de la córnea (Guirao y Artal, 2000; Marcos et al., 2001; Barbero et al., 2002; Artal et al., 2002; Llorente et al., 2004; Yoon et al., 2008).

### **2.1.3. Importancia de la asfericidad corneal**

Dada la diferencia entre los índices de refracción del aire ( $n = 1$ ) y de la córnea ( $n = 1.3376$ ), la cara anterior de la córnea es la superficie dióptrica de mayor poder refractor del sistema ocular humano. Por esa razón, la forma de esta superficie tiene una gran repercusión en la formación de la imagen retiniana ya que, por ejemplo, la forma asférica de la cara anterior corneal contribuye a disminuir la aberración esférica ocular total (Kiely et al., 1982; Eghbali et al., 1995; Artal et al., 2001; Artal et al., 2002; Manns et al., 2002).

En un sistema óptico afectado de aberración esférica los rayos no paraxiales no convergen en el foco paraxial, esto es, los rayos periféricos convergerán por delante (aberración esférica positiva) o por detrás (aberración

esférica negativa) del plano imagen paraxial (Thibos et al., 2002). Así, este sistema tendrá una imagen simétricamente emborronada, (el efecto sería equivalente a un cambio de foco que depende del tamaño de la pupila).

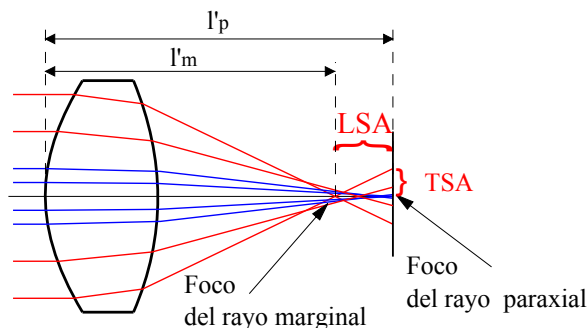


Figura 2.3: Representación de la imagen de un haz de rayos procedente de un punto objeto situado en el infinito y refractado por una lente con aberración esférica positiva. Se representan los rayos marginales (en rojo) y paraxiales (en azul) señalando sus respectivos focos y la distancia entre éstos y el vértice de la lente ( $l'_m$  y  $l'_p$ , respectivamente), la aberración esférica longitudinal (LSA) y la aberración esférica transversal (TSA).

La diferencia en dioptrías entre el foco del rayo paraxial y el foco del rayo marginal se denomina aberración esférica longitudinal (LSA del inglés *longitudinal spherical aberration*) y puede calcularse como (Calossi, 2007):

$$LSA = n' / l'_m - n' / l'_p \quad (2.9)$$

donde  $n'$  es el índice de refracción del espacio imagen y  $l'_m$  y  $l'_p$  son las distancias desde el vértice de la superficie corneal a la intersección del rayo marginal y paraxial con el eje óptico, respectivamente (ver figura 2.3). Teniendo en cuenta el cambio que se produce en la aberración esférica de Seidel en el frente de onda debido a la asfericidad (Hopkins, 1950) y la relación entre la aberración esférica de Seidel en el frente de onda y la LSA (Smith y Lu, 1988), encontramos que el cambio que se produce en la aberración esférica longitudinal debido a la asfericidad de la superficie viene dado por la expresión (Atchison, 1995):

$$\Delta LSA = c^3 h^2 Q (n' - n) / 2 \quad (2.10)$$



donde  $c = 1/R$  es la curvatura de la superficie,  $h$  la altura de un rayo paraxial marginal,  $Q$  la asfericidad corneal y  $n'$  y  $n$  los índices de refracción en el espacio imagen y objeto, respectivamente. Podemos ver que esta relación es lineal, por lo tanto, al aumentar la asfericidad aumenta también la aberración esférica (Atchison y Smith, 2000).

Numerosos trabajos experimentales han estudiado la relación entre las aberraciones oculares y la asfericidad corneal (Manns et al., 2002; Díaz et al., 2003; Arba-Mosquera y de-Ortueta, 2011). Por ejemplo, Kiely et al. (1982), calculando la aberración esférica de Seidel para objetos en el infinito, mostraron que una variación en la asfericidad corneal produce un cambio mayor en la aberración esférica corneal que una variación en el radio de curvatura. Además, Calossi (2007) determinó que el valor teórico de la asfericidad corneal necesario para reducir la aberración esférica corneal a 0 era  $Q = -0.528$ , con valores de  $Q$  menos negativos asociados a aberraciones esféricas corneales positivas.

El efecto que la aberración esférica tiene en la calidad de la imagen retiniana es muy significativo. Puesto que los rayos que entran en un sistema con aberración esférica focalizan a diferentes distancias de la retina, la aberración esférica incrementa la profundidad de foco del sistema. La profundidad de foco determina el rango de distancias a las que un objeto puede observarse claramente sin cambiar el estado acomodativo. Por lo tanto, ciertos niveles de aberración esférica incrementan la profundidad de foco y facilitan la visión de una imagen desenfocada (Marcos et al., 1999; Rocha et al., 2009; Bakaraju 2010; Nochez et al., 2011; Yi et al., 2011).

Además, en sujetos jóvenes normales, la aberración de la cara anterior de la córnea (de signo positivo) compensa, en parte, la aberración esférica interna (de signo negativo) (Artal y Guirao, 1998; Artal et al., 2001). Aunque factores como la acomodación o la edad hacen que la relación entre una y otra varíe con el tiempo (Artal et al., 2002; Thibos et al., 2002; Ninomiya et al., 2002; Brunette et al., 2003; He et al., 2003; Wang et al., 2003; Taberner et al., 2011).

Estos resultados hacen patente la gran importancia que tiene el valor de la asfericidad corneal sobre la aberración esférica, y la influencia de ésta

sobre nuestra calidad visual.

#### 2.1.4. Efecto de la cirugía refractiva láser sobre la asfericidad corneal

En los últimos años, la cirugía refractiva corneal realizada mediante láser se ha convertido en un procedimiento frecuente para eliminar los errores de refracción (Arba-Mosquera et al., 2010). La emetropización se consigue modificando el radio de la cara anterior de la córnea, pero este cambio, además, implica la alteración de otra serie de parámetros del sistema ocular, como es la asfericidad corneal, que afectan a la función visual (Anera et al., 2000; Jiménez et al., 2003a; Anera et al., 2003a; Jiménez et al., 2004a; Anera et al., 2005a; Dorronsoro et al., 2006; Ortiz et al., 2006; Arba-Mosquera et al., 2009; Villa et al., 2009; Jiménez et al., 2010).

En general, la forma natural de la córnea es prolata (Kiely et al., 1984; Guillon y Wilson, 1986; González-Méijome et al. 2004), lo que implica valores de asfericidad,  $p$ , comprendidos entre  $0 < p < 1$ . Tras cirugía refractiva LASIK (Laser in situ keratomileusis), la asfericidad pasa a tomar valores positivos, en el caso de córneas operadas de miopía, y valores más negativos, en córneas operadas de hipermetropía (Applegate et al. 1994; Applegate et al., 1996; Oliver et al., 2001; Moreno-Barriuso et al. 2001; Chen et al., 2002; Anera et al., 2003a; Jiménez et al., 2003b; Marcos et al., 2003; Cano et al., 2004; Anera et al., 2005b; Alió et al., 2008). Además, diferentes estudios han mostrado la importancia de estos cambios en la función visual de los pacientes sometidos a cirugía refractiva, debido a su influencia en la función de sensibilidad al contraste y en la calidad de la imagen retiniana (Schwiegerling, 2000; Anera et al., 2000; Jiménez et al., 2001; Moreno-Barriuso et al., 2001; Marcos, 2001; Anera et al., 2003a; Kohnen et al., 2005; Jiménez et al., 2006b; Ortiz et al., 2006; Alió et al., 2008; Villa et al., 2009).

Los cambios producidos en la forma de la superficie corneal anterior después de una cirugía refractiva se deben a numerosos factores, como por ejemplo el propio algoritmo de ablación (Jiménez et al., 2003a; Dorronsoro

et al., 2003; Jiménez et al., 2004a; Anera et al., 2005b; Jiménez et al., 2005), la biomecánica de la córnea (Roberts., 2000; Huang et al., 2003), errores inducidos en la creación y reposición del flap (Pallikaris et al., 2002; Porter et al., 2003; Prandi et al., 2004; Cheng et al., 2008), errores en el centrado de la ablación (Moreno-Barriuso et al., 2001; Pandmanabhan et al., 2009) o el tipo de láser utilizado y las características físicas de la ablación del láser (Jiménez et al., 2002; Anera et al., 2003b; Dorronsoro et al., 2003; Jiménez et al., 2004b; Jiménez et al., 2006a; Dorronsoro et al., 2006; Dorronsoro et al., 2009).

Como hemos comentado, uno de los principales responsables del cambio en la asfericidad corneal tras la cirugía es el algoritmo de ablación, basado en muchos casos en el algoritmo de ablación de Munnerlyn (Munnerlyn et al., 1988). El efecto de la aproximación paraxial de este algoritmo sobre la asfericidad en una córnea cónica viene determinado por la ecuación (2.11), que da el valor de la asfericidad post-quirúrgica ( $p_{post}$ ) en función del radio de curvatura pre-quirúrgico ( $R_{pre}$ ), el factor  $p$  pre-quirúrgico ( $p_{pre}$ ) y el radio de curvatura post-quirúrgico ( $R_{post}$ ) (Jiménez et al., 2003a).

$$p_{post} = \frac{R_{post}^3}{R_{pre}^3} p_{pre} \quad (2.11)$$

Si además del algoritmo de Munnerlyn se tiene en cuenta el efecto de las pérdidas por reflexión del láser y la incidencia no normal de éste sobre la superficie de una córnea cónica, la asfericidad post-quirúrgica viene dada por la ecuación (Jiménez et al., 2002; Anera et al., 2003b):

$$p_{post} = \frac{R_{post}^3}{R_{pre}^3} p_{pre} + \frac{aD}{R_{pre}} (d^2(-0.62 + 1.333p_{pre}) - 1.333R_{pre}^3) \quad (2.12)$$

donde  $R_{pre}$  y  $R_{post}$  son los radios de curvatura pre y post-quirúrgicos, respectivamente;  $p_{pre}$  es el factor  $p$  pre-quirúrgico;  $d$  es el diámetro de la ablación;  $D$  es el número de dioptrías que se corrigen;  $a$  es un parámetro característico del láser:  $a = 1/\ln(F_0/F_u)$ , donde  $F_0$  es la exposición radiante normal (energía por área iluminada) y  $F_u$  es la exposición radiante umbral para que se produzca la ablación. La exposición radiante  $F_0$  toma valores medios entre 120 y 250mJ/cm<sup>2</sup> y  $F_u$  es aproximadamente 50mJ/cm<sup>2</sup>, por lo tanto, la constante  $a$  debe tomar valores entre 0.62 y 1.142 (Mrochen y

Seiler, 2001).

Pese a los diferentes modelos propuestos, uno de los principales problemas de la cirugía refractiva sigue siendo que la forma de la córnea tras la cirugía no coincide con la forma que predicen los algoritmos de ablación (Marcos et al., 2003; Anera et al., 2003a; Anera et al., 2003b; Jiménez et al., 2003a; Jiménez et al., 2003b; Jiménez et al., 2004a; Jiménez et al., 2004b; Cano et al., 2004; Anera et al., 2005b; Ortiz et al., 2006; Einighammer et al., 2010). Aunque se ha demostrado que, por ejemplo, aplicando la ecuación 2.12 se obtienen valores de la asfericidad teórica post-quirúrgicos más próximos a su valor experimental (llegando a alcanzar una capacidad de predicción del 91% (Anera et al. 2003b)) todavía es necesario profundizar en los efectos que producen esta variabilidad entre los valores esperados y reales. Sólo de esta forma se conseguirá la completa emetropización del sujeto y la corrección efectiva de las aberraciones oculares, mejorando así la calidad visual del sujeto tras la cirugía. Por todo ello, es necesario seguir trabajando en mejorar los métodos de medida y caracterización de la superficie corneal, siendo éste el objetivo de la primera parte de nuestro trabajo de investigación.

## 2.2. Corrección de la presbicia mediante cirugía refractiva láser

La presbicia es un proceso natural, asociado a la edad, que consiste en la pérdida progresiva de la acomodación y, por tanto, la incapacidad del sistema visual para enfocar objetos cercanos (Glasser, 2006). Los primeros síntomas suelen aparecer a partir de los 40 años y, aunque depende de diferentes factores, la mayoría de la población es présbita a partir de los 55 años (Duane, 1912; Koretz et al., 1997; Ostrin y Glasser, 2004). Cuando miramos un objeto cercano se producen tres cambios en nuestro sistema óptico: convergencia, miosis y acomodación. La presbicia supone la pérdida de nuestras capacidades acomodativas pero la convergencia y miosis pupilar siguen ocurriendo pese al envejecimiento (Nirankari y Hameroff, 1980; Myers y Stark, 1990; Wick y Currie, 1991; Goldstein y Schneekloth, 1996; Kasthurirangan y Glasser, 2006).

Dado el progresivo aumento de la vida media de la población, la corrección de la presbicia supone una gran oportunidad para mejorar la calidad de vida de estos sujetos. Existen gran cantidad de métodos para corregir la presbicia, como son gafas y lentes de contacto (Back et al., 1992; Guillon et al., 2002; Harris et al., 2004; Bennett, 2008), lentes intraoculares (Baikoff et al., 2004; Sheppard et al., 2010; Kim et al., 2011) y otros procedimientos de aparición más reciente como procedimientos de expansión de la esclera (Malecaz et al., 2001; Ostrin et al., 2004; Baikoff, 2005), lentes intracorneales (Keates, 1995; Yilmaz et al., 2011), queratoplastia conductiva (Du et al., 2007; Stahl, 2007), y correcciones mediante ablación láser (Moreira et al., 1992; Epstein et al., 2001; Alió et al., 2009; Arba-Mosquera et al., 2010). Sin embargo, debido a la dificultad que introduce la naturaleza dinámica de la acomodación, todavía no existe un método definitivo para su corrección.

Las dos técnicas principales para corregir la presbicia mediante ablación corneal láser son la monovisión y las ablaciones multifocales. A continuación describimos estas dos técnicas y su impacto en la calidad visual de los pacientes.

### 2.2.1. Monovisión

La monovisión es un método para corregir presbicia que consiste en compensar un ojo para visión lejana y el otro ojo para visión cercana. Este método ha sido aplicado con éxito utilizando lentes de contacto (Jain et al., 1996; Johannsdottir y Stelmach, 2001; Evans, 2007; Bennett, 2008), con un porcentaje de satisfacción entre los pacientes que varía, dependiendo del estudio, entre el 60 y 80 % (Jain et al., 1996; Westin et al., 2000). Sin embargo, cada vez son más los pacientes que buscan una relativa o total independencia de los métodos de compensación convencionales (gafas y lentes de contacto).

En 2007, la FDA (*Food and Drug Administration*) de los Estados Unidos aprobó los tratamientos de monovisión con LASIK. Utilizando este procedimiento, se ha conseguido mejorar los índices de satisfacción obtenidos mediante lentes de contacto, alcanzándose un porcentaje de éxito de entre el 88 y el 98 % (Goldberg, 2001; Jain et al., 2001; Miranda y Krueger, 2004; Levinger et al., 2006; Reilly et al., 2006). Además tiene la ventaja de tratarse de un procedimiento relativamente reversible. De hecho, bastaría utilizar unas gafas para mejorar la agudeza visual en visión cercana o lejana, si fuera necesario. Algunos autores recomiendan además incrementar la asfericidad de la córnea corregida para visión cercana con el fin de incrementar la aberración esférica y así la profundidad de foco (Mrochen, 2009).

El éxito de la monovisión depende de la capacidad del sujeto para suprimir la imagen desenfocada (Collins y Goode, 1994). Se ha demostrado que sujetos que tienen una fuerte dominancia ocular presentan mayores dificultades para eliminar la imagen desenfocada (Schor et al., 1987). Por lo tanto, la monovisión no es recomendable en este tipo de sujetos (Schor y Erickson, 1988; Erickson et al., 1992; Seijas et al., 2007). Normalmente, el ojo dominante suele corregirse para visión lejana y el ojo no dominante para visión cercana. En el estudio realizado por Braun et al. (2008) el 85 % de los pacientes eligieron este tipo de corrección tras haberlo utilizado previamente en lentes de contacto de prueba. Además, encontró porcentajes más altos de satisfacción entre los pacientes que eligieron su ojo dominante para visión lejana. Sin embargo, otros estudios muestran que la elección

del ojo dominante o no dominante para la corrección en cerca no afecta a los resultados (Schor et al., 1989; Collins et al., 1993; Jain et al., 2001).

Pese a ser un método muy utilizado actualmente en clínica para corregir presbicia, existen pocos trabajos que profundicen, más allá de la agudeza visual, en el estudio de la calidad visual de los pacientes sometidos a monovisión mediante cirugía refractiva láser. Así, en los resultados obtenidos por Goldberg (2001) sólo el 50 % de los pacientes alcanzaban una agudeza visual (AV) sin corrección para visión lejana mayor o igual que 1.0 y el 79 % mayor o igual que 0.8. En visión cercana el 88 % alcanzaban agudeza visual sin corrección de 1.0 o mejor. Reilly et al. (2006) encontró resultados ligeramente mejores, con un 80 % de los sujetos que alcanzaban AV de 1.0 o mejor para visión lejana y un 95 % para visión cercana. En un estudio más reciente, realizado por Reinstein et al. (2011), se obtiene un porcentaje mayor de sujetos con AV sin corrección de 1.0 para visión lejana (90 %), sin embargo, en visión cercana 89 % alcanza agudeza visual 0.6 o mejor. También se ha encontrado que la sensibilidad al contraste binocular disminuye, aunque estas diferencias son estadísticamente significativas sólo para altas frecuencias espaciales (García-González 2010).

Uno de los principales problemas de la monovisión es el efecto negativo que tiene sobre la estereoagudeza (Gutkowski y Cassin, 1991; Back et al., 1992; Kirschen et al., 1999; Fawcett et al., 2001). Por ejemplo, en el estudio realizado por García-González et al. (2010) la estereoagudeza media en pacientes sometidos a monovisión LASIK era de 156 segundos de arco; mientras que para sujetos con la misma corrección en ambos ojos la estereoagudeza media era de 82 segundos de arco. Por esa razón, sujetos que precisen una buena estereoagudeza (como deportistas o pilotos) deberían ser automáticamente excluidos.

A la vista de los resultados obtenidos, estos trabajos concluyen que, aunque la monovisión no es apta para todo tipo de pacientes, ha demostrado ser un método efectivo para corregir la presbicia (Goldberg, 2001; Jain et al., 2001; Miranda y Krueger, 2004; Levinger et al., 2006; Reilly et al., 2006; Reinstein et al., 2009; Farid et al., 2009; García-González et al., 2010). En este trabajo, nos proponemos profundizar en el estudio de la función visual de sujetos operados mediante cirugía refractiva láser

aplicando monovisión. Estudiaremos cómo cambian sus aberraciones oculares, la función de sensibilidad al contraste tanto monocular como binocular, la estereoagudeza, la capacidad de discriminación, la razón de Strehl y el scattering intraocular.

### 2.2.2. Ablaciones multifocales

Otra alternativa para corregir la presbicia mediante cirugía refractiva láser son las ablaciones multifocales. Las ablaciones multifocales de la córnea no restauran la capacidad acomodativa del sistema visual pero incrementan la profundidad de foco dando lugar a lo que se conoce como “pseudoacomodación”. El objetivo de este tipo de ablaciones es generar una córnea multifocal capaz de enfocar en retina objetos situados a diferentes distancias sin necesidad de compensación. Para ello, cada zona de la córnea es corregida para diferentes distancias espaciales de forma que, al observar un objeto situado a una cierta distancia, se formará simultáneamente en su retina una imagen enfocada y otra desenfocada del objeto. El cerebro debe aprender a seleccionar y eliminar la imagen desenfocada.

Generalmente, este tipo de tratamientos buscan generar dos zonas principales en la córnea, una de ellas focalizará en retina los rayos que provengan del infinito, mientras que la otra zona focalizará la imagen de un objeto cercano. En la actualidad, se aplican principalmente dos técnicas para corregir la presbicia mediante ablaciones multifocales (ver figura 2.4). Una, conocida como *peripheral presbyLASIK*, crea una zona central corregida para visión lejana dejando la periferia corregida para visión cercana (Avalos, 2001; Telandro, 2004). La otra técnica, conocida como *central presbyLASIK*, corrige la zona central de la córnea para visión cercana y la zona periférica para visión lejana (Ruiz, 1996). A continuación se describen las principales características de cada una de estas técnicas y los resultados visuales que proporcionan.

#### **Peripheral presbyLASIK**

Este método, que consiste en corregir la zona central para visión lejana y la zona periférica para visión cercana, fue descrito originalmente por



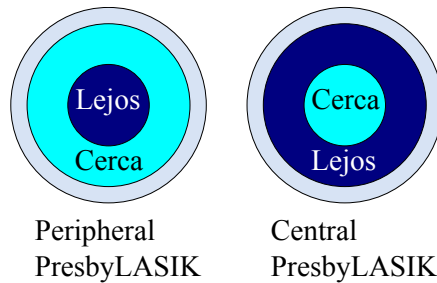


Figura 2.4: Esquemas de ablaciones multifocales en los que se indican las zonas corregidas para visión cercana (Cerca) y visión lejana (Lejos). A la izquierda, córnea con el centro corregido para visión lejana y la periferia para visión cercana (peripheral presbyLASIK). A la derecha, representación de una córnea con el centro corregido para visión cercana y la periferia para visión lejana (central presbyLASIK).

Avalos en 2001 y modificado por Telandro en 2004. Telandro diseñó un software para la plataforma laser Nidek EC 5000 que permite corregir tanto a sujetos amétropes como emétropes, introduciendo parámetros como el error refractivo en visión lejana, la adición para cerca y las distancias visuales más utilizadas por el sujeto (lejos, intermedia, cerca). Con estos parámetros el software establece el procedimiento a seguir para la corrección, que consiste en ablaciones concéntricas de diferentes diámetros de zona óptica y zona de transición, similares a las que se realizan con LASIK para corregir miopía o hipermetropía. De esta forma se consigue una zona central corregida para visión lejana y zonas concéntricas sucesivas para visión intermedia y cercana.

Un tratamiento similar fue realizado por El-Danasoury et al. (2009) utilizando también el Nidek EC-5000. Este tratamiento varía entre miopes e hipermétropes y utiliza diferentes adiciones en función de las necesidades del paciente. En el caso de hipermétropes se corrige primero el error refractivo para lejos más la adición en una zona central de diámetro 7mm con una zona de transición de 9.5mm. Posteriormente, se corrige la zona central eliminando la adición mediante dos ablaciones concéntricas de 3.5mm y 4mm de diámetro, con una zona de transición de diámetro 1mm mayor que el tamaño de la zona óptica. Para los

miopes el proceso es significativamente más complicado. Primero, se realizan entre 2 y 3 ablaciones para eliminar la miopía en zonas ópticas concéntricas de 4, 5 y 6mm y con una zona de transición 2mm mayor que la zona óptica. Posteriormente se realiza una ablación para añadir la adición necesaria en 7mm de zona óptica y 9.5mm de zona de transición. Por último, se realizan dos ablaciones similares a las del hipermetrope para eliminar la adición y dejar la zona central corregida para visión lejana.

Aunque podemos encontrar diferencias entre éstas y otras técnicas propuestas en la literatura (como por ejemplo Pinelli et al., 2008) casi todas ellas se basan en ablaciones sucesivas y concéntricas de diferentes tamaños y para diferentes errores refractivos. Los resultados visuales tras este tipo de ablaciones muestran que la AV media sin corrección para visión lejana es 0.8 y 0.6 en visión cercana, con porcentajes que varían en función de los trabajos (Cantú et al., 2004; Pinelli et al., 2008; El-Danasoury et al., 2009; Gordon, 2010). Por ejemplo, El-Danasoury et al. (2009) encontraron que sólo el 44 % de los miopes y el 56 % de hipermetros alcanzaban AV sin corrección para visión lejana mejor o igual que 1.0. Sin embargo, en los resultados presentados por Gordon (2010) el 81 % alcanzó una AV, en visión lejana, igual o mejor que la unidad. En visión cercana los porcentajes obtenidos son más parecidos. El-Danasoury et al. (2009) observaron que en el grupo de sujetos miopes el 84 % alcanzaba AV sin corrección igual o mejor que 0.6, mientras que en el grupo de hipermetros sólo el 60 % alcanzaba ese valor. De este 60 %, sólo el 45 % alcanzaba AV sin corrección para visión cercana igual o mayor que la unidad (Gordon 2010). En la mayoría de casos estudiados, aproximadamente el 2 % de los pacientes perdieron 1 o 2 líneas de AV con la mejor corrección (Cantu et al., 2004; Pinelli et al., 2008; Telandro, 2004; El-Danasoury et al., 2009). También se ha encontrado un incremento de las aberraciones de alto orden (Pinelli et al., 2008), siendo este cambio especialmente significativo en la aberración esférica (Pinelli et al., 2008; Cantu et al., 2004; El-Danasoury et al., 2009) y en las aberraciones de coma y trefoil (Cantu et al., 2004). Además, en el estudio realizado por El-Danasoury et al. (2009) no se encontraron cambios significativos en la sensibilidad al contraste como resultado de la cirugía.

Es interesantes destacar que, pese a los resultados encontrados, la mayoría de los pacientes analizados se sienten muy satisfechos con el

resultado (el porcentaje de éxito es del 100 % en el caso de Pinelli et al. (2008) y del 92 % para El-Danasoury et al. (2009)).

### **Central presbyLASIK**

El objetivo de esta técnica es corregir la zona central para visión cercana y la zona periférica para visión lejana. Para alcanzar este objetivo existen diferentes métodos (Ruiz, 1996; Jackson, 2004; Telandro y Steile, 2006) entre los que podemos destacar el realizado por Alió et al. (2006) en sujetos hipermetropes. En este trabajo, se aplica una corrección de hipermetropía para conseguir emetropizar en visión lejana una zona corneal central de 6mm de diámetro. Después, se realiza otra ablación concéntrica de 3mm de diámetro para crear una zona hiperpositiva central con una adición de +1.5D. Entre la zona corregida para visión cercana y la zona corregida para visión lejana existe una zona de transición de 1.5mm.

En los resultados presentados por Alió et al. (2006) sólo el 50 % de los pacientes alcanzaba una AV sin corrección para visión lejana igual o mejor que 1.0. En visión cercana el 10 % alcanzaba una agudeza visual igual o mejor que la unidad mientras que el 80 % alcanzaba 0.5. Además, el 14 % de los pacientes perdieron un máximo de 2 líneas de agudeza visual con la mejor corrección para visión lejana, y el 16 % para visión cercana. Jung et al. (2008) obtuvieron resultados ligeramente mejores para visión lejana (el 64 % alcanzaba AV sin corrección igual o mejor que la unidad) pero significativamente peor en visión cercana (sólo el 64 % alcanzaban 0.5 de AV sin corrección). Además, uno de los sujetos (4%) perdió dos líneas de AV con la mejor corrección en visión lejana, aunque ninguno en visión cercana. Ambos autores midieron una significativa reducción de la sensibilidad al contraste y un aumento de las aberraciones corneales de alto orden, especialmente el coma y el trefoil, con la excepción de la aberración esférica, que disminuye. En el estudio realizado por Alió et al. (2006), el 72 % de los pacientes no necesita compensación para ninguna distancia y el 76 % se declaró muy satisfecho con el resultado de la cirugía.

Estos resultados indican que las ablaciones multifocales son un método prometedor para corregir la presbicia, ya que muchos de los pacientes consiguen una buena agudeza visual tanto en visión cercana como en

visión lejana, sin que se produzca un aumento anormal de las aberraciones o una importante reducción de la sensibilidad al contraste. Sin embargo, es necesario seguir investigando todavía en estas técnicas con el fin de perfeccionar los algoritmos y conseguir así mejorar la calidad visual final de los pacientes. Hemos desarrollado en este trabajo dos modelos corneales multifocales y un modelo ásferico, en los que optimizaremos, por ejemplo, tanto los diámetros de las zonas dedicadas a visión lejana como cercana, como los radios de curvatura y asfericidades de cada una de estas zonas, con objeto de conseguir que proporcionen la mejor calidad visual posible. Estudiaremos también la posibilidad de implementar estos modelos sobre una córnea estándar, estudiando las profundidades de ablación que serían necesarias en cada caso.



# 3

## Metodología

### 3.1. Representación canónica de la superficie anterior de la córnea

#### 3.1.1. Introducción

En en el apartado 2.1.2 de la *Revisión Bibliográfica* explicamos que los topógrafos corneales proporcionan medidas precisas de la superficie corneal anterior. Sin embargo, además de los problemas derivados de las irregularidades de la superficie, las medidas realizadas por un topógrafo corneal suelen contener errores debidos al posible desalineamiento de la córnea respecto del instrumento. Las medidas realizadas por el topógrafo están referidas al sistema de referencia del instrumento y consideran que el eje óptico de la córnea coincide con el eje queratómétrico del instrumento. Sin embargo, la orientación de la córnea suele ser arbitraria; de ahí que dos topografías realizadas a una misma córnea en dos instantes de tiempo distintos no den el mismo resultado. Las figuras 3.1(a) y 3.1(b) muestran los mapas de elevación de dos topografías realizadas a una misma córnea de forma sucesiva (el intervalo de tiempo no fue superior a 2 minutos). Podemos notar que existe una diferencia notable entre ambas.

A partir de los valores de elevación,  $z$ , proporcionados por un topógrafo corneal, es posible obtener los parámetros que caracterizan geoméricamente la superficie anterior de la córnea (radios de curvatura, asfericidad, . . .) ajustando estos puntos a los de una superficie general base (apartado 2.1.1).

Entre los diferentes modelos propuestos en el apartado 2.1.1, hemos elegido el modelo elipsoidal sin simetría de revolución como superficie base. Este modelo permite obtener las características más representativas de la córnea ya que tiene en cuenta la posible existencia de astigmatismo (ausencia de simetría de revolución) y el usual aplanamiento de la córnea hacia la periferia.

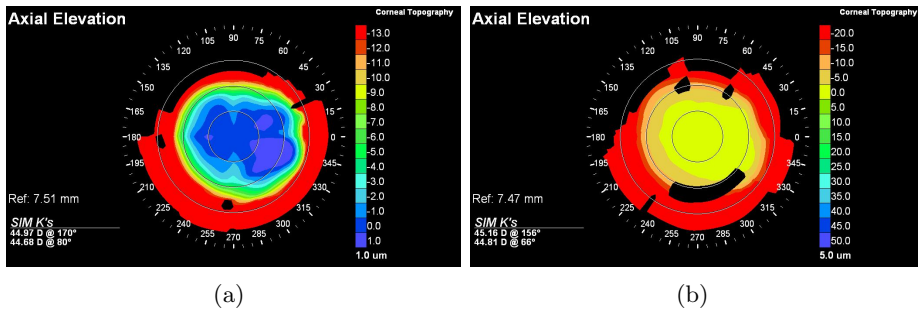


Figura 3.1: (a) Mapa de elevación resultante de la topografía realizada a un ojo miope de  $-1.50D$  y astigmatismo de  $-1.00D$  con el topógrafo corneal ATLAS Corneal Topography System (Modelo 995 de Zeiss Humphrey System, San Leandro, CA). (b) Mapa de elevación obtenido a partir de la topografía corneal realizada al mismo ojo dos minutos después con el mismo topógrafo corneal.

Aprovechando la simplicidad matemática de este modelo, hemos corregido el error derivado del desalineamiento ajustando los datos de elevación a un elipsoide arbitrariamente orientado en el espacio (como es el caso de la córnea respecto del topógrafo) y no a un elipsoide perfectamente orientado con los ejes del topógrafo (como supone el instrumento al realizar los cálculos) (ver figura 3.2). Para obtener los parámetros característicos de la córnea hemos realizado una transformación del sistema de coordenadas del topógrafo (en el que el elipsoide se encuentra arbitrariamente orientado) al sistema de referencia propio de la córnea (centrado en ella). Los parámetros finales que se obtienen son parámetros propios de la córnea, es decir, parámetros que sólo dependen de la geometría de la superficie corneal anterior y no de la posición relativa córnea-topógrafo.

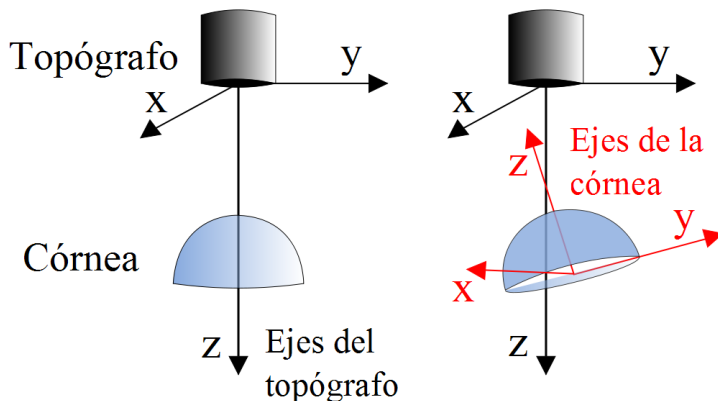


Figura 3.2: Representación del topógrafo y de la superficie corneal así como de sus respectivos sistemas de referencia. En la imagen de la izquierda la córnea está perfectamente centrada respecto al sistema de referencia del topógrafo (en negro), de forma que el eje óptico de la córnea coincide con el eje  $z$  del topógrafo. En la imagen de la derecha se representa la córnea orientada arbitrariamente en el espacio. Se representa, en rojo, el sistema de referencia propio de la córnea.

### 3.1.2. Cálculo de los parámetros corneales en su representación canónica

En el apartado 2.1.1 de la *Revisión Bibliográfica* vimos que la superficie elipsoidal se representa, con respecto al sistema de coordenadas centrado en ella (representación canónica), mediante la siguiente ecuación:

$$\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} + \frac{z^2}{c^2} = 1 \quad (3.1)$$

Si tomamos el eje  $z$  como eje óptico de la córnea podemos calcular los radios de curvatura y las constantes cónicas como sigue:

$$R_x = a^2/c \quad R_y = b^2/c \quad p_x = a^2/c^2 \quad p_y = b^2/c^2 \quad (3.2)$$

Sin embargo, el problema que nos encontramos a la hora de analizar los datos del topógrafo es, como ya hemos comentado, que estos datos están



tomados con respecto al sistema de referencia del instrumento. Es decir, la elevación topográfica  $z$  se da normalmente con respecto al plano de referencia,  $z = 0$ , normal al eje queratométrico y cuyo centro ( $x = y = 0$ ) está situado en el punto de intersección de este eje con la córnea. A la hora de analizar las medidas, el topógrafo ajusta sus datos  $(x, y, z)$  a la ecuación (3.1) desplazada en el eje  $z$ :

$$\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} + \frac{c - z^2}{c^2} = 1 \quad (3.3)$$

Sin embargo, en la práctica, el eje queratométrico y el eje ortogonal  $z$ , propio de la córnea, no tienen por qué coincidir. Esto significa que las medidas del topógrafo no se ajustan a la ecuación (3.3) sino a una superficie elipsoidal, arbitrariamente orientada en el espacio, que depende de la posición que ocupe el sujeto respecto al instrumento y cuya ecuación es (Navarro et al., 2006):

$$e_{11}x^2 + e_{22}y^2 + e_{33}z^2 + e_{12}xy + e_{13}xz + e_{23}yz + e_1x + e_2y + e_3z + e_0 = 0 \quad (3.4)$$

Nuestro objetivo es calcular, a partir de los coeficientes de la ecuación (3.4) obtenidos mediante el ajuste de los datos del topógrafo, los valores que realmente nos interesan de la superficie corneal, esto es,  $R_x$ ,  $R_y$ ,  $p_x$  y  $p_y$ . Para ello debemos realizar una transformación afín que permita pasar el elipsoide de su forma general a su forma canónica, es decir, de la ecuación (3.4) a la (3.1). La forma más sencilla y natural de realizar esta transformación es hacerlo en sentido contrario, es decir, pasar de la forma canónica a la general. Como lo que nos interesa finalmente son las expresiones que relacionan los semiejes  $a$ ,  $b$  y  $c$  del elipsoide y los coeficientes  $e_{ij}$  de la ecuación general, podemos aplicar la transformación en este sentido.

Llamemos  $(x_p, y_p, z_p)$  al sistema de referencias centrado en la córnea. El eje óptico va a coincidir con el eje  $z_p$ . Por otro lado, cuando se realiza una medida con el topógrafo, los datos  $(x, y, z)$  están referidos al sistema de referencia del instrumento. Pasar de un sistema a otro (de la ecuación (3.1) a la (3.4)) es equivalente a aplicar una rotación y una traslación. Esta transformación puede escribirse en notación matricial como:

$$X = \lambda(X_0 + X_p) \quad (3.5)$$

donde  $X$  y  $X_p$  son vectores columna que dan las coordenadas en la nueva base (topógrafo) y en la antigua (córnea) respectivamente;  $X_0$  es un vector traslación, tal que las nuevas coordenadas del centro del elipsoide serán  $(x_0, y_0, z_0)$ ; y  $\lambda$  es una matriz de giro y, por tanto, satisface la condición  $\lambda^T = \lambda^{-1}$ . El Teorema de Rotación de Euler establece que cualquier rotación puede descomponerse en el producto de rotaciones en torno a tres ejes:  $\lambda = \lambda_\psi \lambda_\theta \lambda_\varphi$ , donde:

$$\lambda_\psi = \begin{pmatrix} \cos \psi & \sin \psi & 0 \\ -\sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$\lambda_\theta = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & \sin \theta \\ 0 & -\sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \quad (3.6)$$

$$\lambda_\varphi = \begin{pmatrix} \cos \varphi & \sin \varphi & 0 \\ -\sin \varphi & \cos \varphi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

En notación matricial, la ecuación (3.1) puede escribirse como:

$$X_p^T E X_p = 1 \quad (3.7)$$

donde  $E$  es la matriz diagonal:

$$E = \begin{pmatrix} 1/a^2 & 0 & 0 \\ 0 & 1/b^2 & 0 \\ 0 & 0 & 1/c^2 \end{pmatrix} \quad (3.8)$$

Para obtener la ecuación general del elipsoide basta escribir la ecuación (3.7) en función del sistema general, es decir, en función de  $X$ . Como  $X_p$  está relacionado con  $X$  mediante la ecuación (3.5), basta despejar  $X_p$  de esa ecuación y sustituirla en (3.7). La expresión de  $X_p$  en función de  $X$  es:

$$X_p = \lambda^T X - X_0 \quad (3.9)$$

Sustituyendo en la ecuación (3.7) se tiene:

$$\begin{aligned}
 X_p^T E X_p - 1 &= (\lambda^T X - X_0)^T E (\lambda^T X - X_0) - 1 = \\
 &= (X^T \lambda - X_0^T) E (\lambda^T X - X_0) - 1 = \\
 X^T \lambda E \lambda^T X - X^T \lambda E X_0 - X_0^T E \lambda^T X + X_0^T E X_0 - 1 &= \\
 X^T \lambda E \lambda^T X - X^T \lambda E X_0 - (X^T \lambda E X_0)^T + X_0^T E X_0 - 1 &= \\
 \boxed{X^T \lambda E \lambda^T X - 2X^T \lambda E X_0 + X_0^T E X_0 - 1 = 0} & \quad (3.10)
 \end{aligned}$$

donde se ha tenido en cuenta que  $X^T \lambda E X_0$  es un escalar y por lo tanto su transformada es igual a sí mismo. Esta ecuación puede escribirse de forma más simplificada como:

$$X^T E_2 X + X^T E_1 + E_0 = 0 \quad (3.11)$$

donde se ha definido

$$E_2 = \lambda E \lambda^T \quad (3.12)$$

$$E_1 = -2\lambda E X_0 \quad (3.13)$$

$$E_0 = X_0^T E X_0 - 1 \quad (3.14)$$

La ecuación (3.11) es la expresión en notación matricial de la ecuación (3.4). Por lo tanto, las matrices  $E_2$  y  $E_1$  y el escalar  $E_0$  pueden escribirse como:

$$\begin{aligned}
 E_2 &= 1/A \begin{pmatrix} e_{11} & e_{12}/2 & e_{13}/2 \\ e_{21}/2 & e_{22} & e_{23}/2 \\ e_{31}/2 & e_{32}/2 & e_{33} \end{pmatrix} \\
 E_1 &= 1/A \begin{pmatrix} e_1 \\ e_2 \\ e_3 \end{pmatrix} \\
 E_0 &= e_0/A
 \end{aligned} \quad (3.15)$$

Debe tenerse en cuenta que la ecuación (3.11) contiene una constante arbitraria,  $A$ , que multiplica a toda la ecuación.

Las expresiones (3.12), (3.13) y (3.14) relacionan los coeficientes  $e_{ij}$  (contenidos en las matrices  $E_2$ ,  $E_1$  y  $E_0$ ) con los semiejes  $a$ ,  $b$  y  $c$  contenidos

en la matriz diagonal  $E$ , como era nuestro objetivo.

En la práctica, obtendremos los coeficientes  $e_{ij}$  ajustando las topografías a la ecuación del elipsoide general (3.4). Para obtener el valor de los parámetros propios de la córnea ( $a$ ,  $b$  y  $c$ ) debemos transformar los valores  $e_{ij}$  referidos al sistema de coordenadas del instrumento a valores referidos al sistema de referencia propio de la córnea ( $a$ ,  $b$  y  $c$ ). Es decir, debemos encontrar un sistema de coordenadas cuyos ejes coincidan con los ejes principales del elipsoide. Esta transformación se traduce matemáticamente en encontrar la base ortogonal para la cual la matriz  $E_2$  es diagonal (y similar a  $E$ ). Algebraicamente, esta transformación se escribe:

$$E = P^{-1}E_2P \quad (3.16)$$

donde  $P$  es una matriz compuesta por los autovectores de  $E_2$  que definen la nueva base. Si comparamos la ecuación (3.16) y la (3.12), encontramos que la matriz  $P$  es similar a la matriz de rotación  $\lambda$  (debe tenerse en cuenta la propiedad:  $\lambda^{-1} = \lambda^T$ ), es decir,  $P = \lambda$ . Haciendo uso del programa informático Mathematica 5.0 (Wolfram Research, Inc.; Champaign, Illinois) podemos obtener la matriz de autovectores de  $E_2$ ,  $\lambda$ , y la matriz diagonal,  $E$ .

A partir de la matriz de rotación  $\lambda$  podemos obtener los ángulos de Euler ( $\psi, \theta, \varphi$ ), es decir, la inclinación de los ejes propios de la córnea respecto a los ejes del topógrafo. También podemos, a partir de  $\lambda$  y  $E$  y despejando en la ecuación (3.13), conocer el vector de posición del centro del elipsoide respecto al sistema de referencia del instrumento,  $X_0$ . Sin embargo, el fin de este trabajo es conocer los parámetros característicos de la córnea ( $R_x, R_y, p_x$  y  $p_y$ ) y para ello basta conocer el valor de los semiejes del elipsoide ( $a, b$  y  $c$ ), obtenidos a partir de los elementos diagonales de la matriz  $E$  calculada. La relación entre  $a, b$  y  $c$  y  $R_x, R_y, p_x$  y  $p_y$  viene dada por las ecuaciones (3.2).

Resumiendo, hemos visto que los datos que nos da el topógrafo pueden ajustarse a una superficie elipsoidal arbitrariamente orientada en el espacio. Obtenidos los coeficientes asociados a esa superficie de ajuste,  $e_{ij}$ , es posible obtener los parámetros característicos de la córnea en su representación canónica, es decir, independientes de la posición de

ésta respecto al topógrafo. Para ello realizamos una transformación del sistema de referencia que nos permite obtener a partir de los coeficientes  $e_{ij}$ , resultantes de ajustar los datos del topógrafo al elipsoide en su forma general, los parámetros  $a$ ,  $b$  y  $c$  característicos de la córnea en su representación canónica. Estos parámetros dependen exclusivamente de la forma de la córnea, corrigiendo así el error que se comete cuando la córnea no está perfectamente alineada con el eje queratométrico del topógrafo (Navarro et al., 2006).

## 3.2. Medida de la calidad visual en sujetos sometidos a cirugía refractiva láser para corregir presbicia

### 3.2.1. Introducción

En el apartado 2.2 de la *Revisión Bibliográfica* se presentaron algunos resultados de calidad visual en pacientes sometidos a cirugía refractiva LASIK para corregir presbicia. Como se comentó con anterioridad, en muchos de estos trabajos el estudio de la calidad visual se limita a analizar la agudeza visual antes y después de la cirugía. En este trabajo de investigación hemos evaluado en un grupo de sujetos sometidos a esta cirugía de presbicia, además, otros parámetros para determinar la calidad visual, como son aberraciones oculares, sensibilidad al contraste, capacidad de discriminación, estereoagudeza o scattering. A continuación se describen los instrumentos utilizados y las condiciones bajo las que se realizaron las medidas.

### 3.2.2. Aberraciones oculares

Las medidas de las aberraciones oculares han sido realizadas con un aberrómetro Zywave (Zywave 4.45 SP3; Bausch & Lomb, Rochester, NY), basado en un sensor de Hartmann-Shack (Thibos et al., 2000; Krueger et al., 2004), y analizadas mediante el programa Vol-Ct (Sarver & Associates Inc. Carbondale, Illinois). El aberrómetro Zywave permite medir aberraciones de hasta quinto orden. A partir de los datos obtenidos hemos calculado (Wang y Koch, 2003):

- la raíz cuadrática media RMS (del inglés *root-mean-square*) de las aberraciones de alto orden HOA (del inglés *Higher-Order Aberrations*) del tercer al quinto orden:

$$HOA = \sqrt{(Z_3^{-3})^2 + (Z_3^{-1})^2 + (Z_3^1)^2 + (Z_3^3)^2 + \dots} \\ \sqrt{\dots + (Z_4^{-4})^2 + (Z_4^{-2})^2 + \dots + (Z_5^3)^2 + (Z_5^5)^2} \quad (3.17)$$

- la aberración esférica SA (del inglés *Spherical Aberration*), definida como:

$$SA = Z_4^0 \quad (3.18)$$

-el RMS de las aberraciones de coma, definido como:

$$coma = \sqrt{(Z_3^{-1})^2 + (Z_3^1)^2 + (Z_5^{-1})^2 + (Z_5^1)^2} \quad (3.19)$$

-el RMS de las aberraciones de trefoil, definido como:

$$trefoil = \sqrt{(Z_3^{-3})^2 + (Z_3^3)^2 + (Z_5^{-5})^2 + (Z_5^5)^2} \quad (3.20)$$

El orden de aparición de los coeficientes de Zernike sigue una norma estándar dada por la *Optical Society of America* (Thibos et al., 2002).

### 3.2.3. Sensibilidad al contraste

La función de sensibilidad al contraste CSF (del inglés *Contrast-Sensitivity Function*) se ha medido utilizando un test dirigido por el software Vision Works by Vision Research Graphics (Durham, New Hampshire, USA). El calibrado del monitor se realizó mediante el espectrorradiómetro PR-704 (Photo Research, Texas, USA). Las frecuencias espaciales analizadas fueron: 1.5, 3.0, 5.9, 9.9, 14.8, 18.5 y 21.2 ciclos/°. La luminancia promedio durante la evaluación de la CSF fue de 6.5cd/m<sup>2</sup>. Para garantizar que el diámetro de la pupila superaba los 5mm de diámetro durante la medida, se midió el diámetro pupilar con un pupilómetro Colvard (OASIS Medical, Glendora, California, USA). Se fijó la cabeza del observador mediante una mentonera a una distancia al test de 6m, lo que se corresponde a un ángulo visual de 1.3°.

Al comienzo de cada sesión se empleó un periodo de adaptación a la oscuridad de 2 minutos. Para cada frecuencia espacial, el umbral de contraste se determinó utilizando el método de escalera (*up-down staircase procedure*) con 6 inversiones, comenzando con la de mínimo contraste disponible. El umbral de contraste fue definido mediante el promedio de las cuatro últimas inversiones. Las frecuencias espaciales se presentaron en orden aleatorio. Antes de cada toma de medidas, cada observador realizó 3 sesiones de entrenamiento.

La CSF se ha calculado como el inverso del umbral de contraste y fue medida monocular y binocularmente. Los datos de CSF antes de la cirugía

se tomaron con la mejor compensación del sujeto. Los datos de CSF post-quirúrgicos se tomaron sin compensación. Para comparar las medidas antes y después de la operación se calculó la razón de CSF o CSF-ratio, definido como la CSF post-quirúrgica dividida entre la CSF pre-quirúrgica con la mejor compensación para cada frecuencia espacial. Para comparar los resultados monoculares con los binoculares se calculó la sumación binocular, que se obtiene dividiendo, para cada frecuencia espacial, la CSF binocular entre la mayor CSF monocular (Pardhan, 1997).

### 3.2.4. Estereopsis

Para medir la estereopsis hemos utilizado un Stereo Test (Stereo Optical Co., Inc, Chicago, Illinois). La prueba consiste en identificar, para cada grupo de cuatro anillos, el anillo que parece flotar por encima de los demás. Se anotó como resultado de la prueba la esteroagudeza correspondiente al último grupo de anillos correctamente identificado antes de dos fallos consecutivos. Durante la realización del test el sujeto llevaba su compensación de lejos y gafas polarizadoras (ejes a  $45^\circ$  y  $135^\circ$ ). El test se situó en un atril para poder controlar que todos los sujetos lo observaban bajo un ángulo de  $45^\circ$  respecto al plano facial y a una distancia de 40cm. A esta distancia el rango de disparidad es de 800 a 40 segundos de arco.

### 3.2.5. Capacidad de discriminación

Utilizamos el software Halo v1.0, desarrollado por el Laboratorio de Ciencias Visuales y Aplicaciones de la Universidad de Granada, <http://www.ugr.es/labvisgr/>, para evaluar la capacidad de discriminación en condiciones de baja iluminación. En esta prueba visual, la tarea de los observadores fue discriminar estímulos luminosos periféricos en torno a un estímulo luminoso central de mayor luminancia (Gutiérrez et al., 2003; Jiménez et al., 2006; Villa et al., 2007; Castro et al., 2011). Los estímulos se presentaron sobre el fondo oscuro del monitor con una resolución de pantalla de  $1024 \times 768$  píxeles y el sujeto situado a 2m de distancia. Tras aparecer el estímulo central, se le mostraban al sujeto los estímulos periféricos en torno al estímulo central. Este test mide alteraciones visuales en visión nocturna y ha sido aplicado anteriormente con éxito en pacientes



sometidos a cirugía refractiva LASIK (Gutiérrez et al., 2003; Jiménez et al., 2006b; Villa et al., 2007; Villa et al., 2009; Anera et al., 2011) y con algunas patologías oculares, como queratitis o degeneración macular asociada a la edad (Castro et al., 2011).

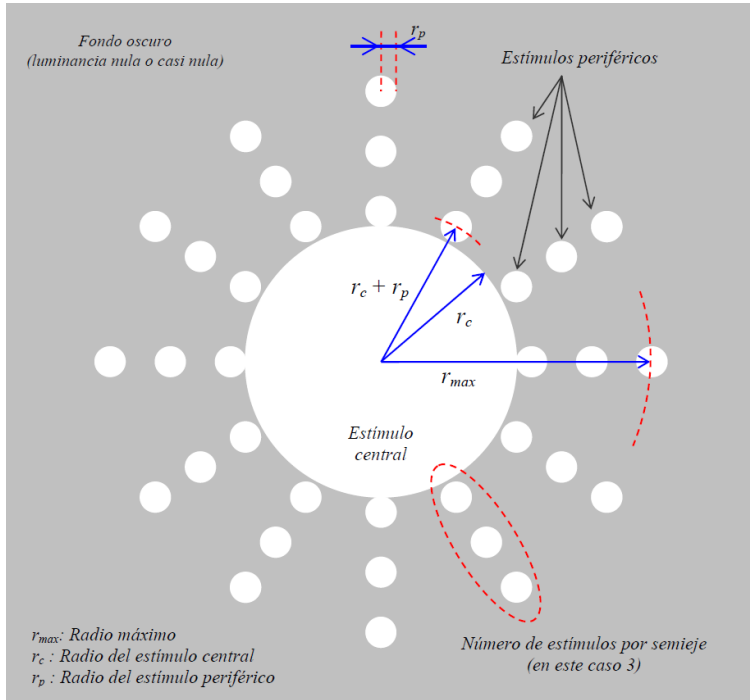


Figura 3.3: Esquema gráfico de los parámetros utilizados en el test Halo v1.0 para medir la capacidad de discriminación.

Las sesiones se realizaron como sigue: después de 3 minutos de adaptación al fondo oscuro del monitor, hubo un minuto de adaptación al estímulo central de alta luminancia (subtendía  $0.34^\circ$  y luminancia de  $100\text{cd}/\text{m}^2$ ). Posteriormente, se le presentaron al paciente estímulos (de  $0.06^\circ$  y  $10\text{cd}/\text{m}^2$ ) de forma aleatoria, distribuidos en torno a la fuente luminosa central y a lo largo de los diferentes semiejes. El estímulo central en todo momento se mostraba en el monitor y sirvió para mantener la fijación del sujeto. La posición del sujeto fue fijada con una mentonera y un apoya-frentes. El test se

realizó monocularmente. El paciente, al detectar cada estímulo periférico, presionó un botón del mando de respuestas, almacenándose esta información para su posterior tratamiento y para el cálculo del índice de alteración visual. Cada estímulo periférico se presentó al sujeto 3 veces (3 es el peso del estímulo) en la sesión. El índice de alteración visual (o disturbance index),  $\rho$ , fue calculado como sigue:

$$\rho = \frac{\sum_{i=1}^3 p_i r_i}{3 \sum_{i=1}^3 r_i} \quad (3.21)$$

donde  $r_i$  es la distancia desde el centro del estímulo central al centro del estímulo periférico  $i$ , y  $p_i$  es el número de veces sobre el peso total ( $p_i \leq 3$ ) que el estímulo periférico  $i$  no fue detectado por el sujeto. El estímulo periférico fue distribuido en 12 semiejes a lo largo del estímulo central (figura 3.3). El tiempo de exposición de un estímulo periférico era 0.25s y el tiempo entre un estímulo y otro de 1s. Hemos seleccionado esta configuración temporal porque ha sido probada previamente con éxito en otros trabajos (Gutiérrez et al., 2003; Jiménez et al., 2006b; Villa et al., 2007; Villa et al., 2009; Anera et al., 2011).

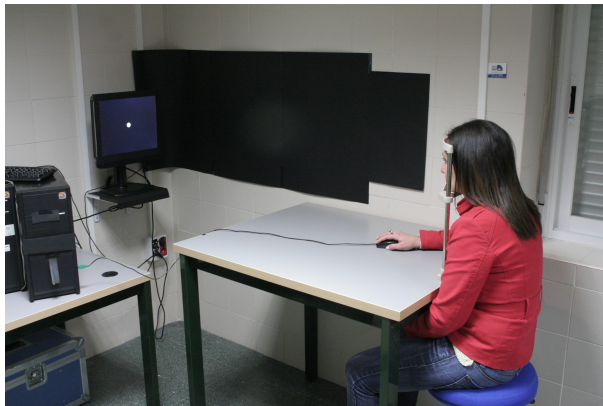


Figura 3.4: Dispositivo experimental utilizado para medir la capacidad de discriminación mediante el test HALO v1.0.

El índice de alteración visual toma valores entre 0 y 1 de forma que, cuanto mayor es el índice menor es la capacidad de discriminación del sujeto y, por lo tanto, más dificultades tiene el paciente para detectar estímulos periféricos cerca de un estímulo central.

### 3.2.6. Razón de Strehl

Una de las métricas más utilizadas para evaluar la calidad de la imagen retiniana es la razón de Strehl (Navarro, 2010; Maeda, 2009; Iskander, 2006; Chen et al., 2005; Cheng et al., 2004; Marsack et al., 2004). Para medirla hemos utilizado el Optical Quality Analysis System (OQAS, Visiometrics S.L., Tarrasa, España). Este instrumento está basado en la técnica del doble paso que consiste en proyectar una fuente puntual sobre la retina (un diodo láser infrarrojo de  $\lambda=780\text{nm}$ ) y evaluar la imagen que se forma a la salida, es decir, tras reflejarse en la retina y atravesar, por segunda vez, los medios oculares. Esta técnica permite medir de forma objetiva el efecto de las aberraciones de alto orden y la luz dispersada en la imagen retiniana (Santamaría et al., 1987; Artal et al., 1995; Navarro y Losada, 1995; Díaz-Santana y Dainty, 2001; Díaz-Douton et al., 2006; Alarcón et al., 2010).

Existen diferentes formas de definir la razón de Strehl (Thibos et al., 2004; Iskander 2006; Ravikumar et al. 2008; Kilintari et al., 2010). El OQAS utiliza la definición basada en la función de transferencia de la modulación o MTF (del inglés *Modulation Transfer Function*) y que consiste en la razón entre el área de la MTF-2D (en dos dimensiones) del ojo y el área de la MTF-2D limitada por difracción (libre de aberraciones) (Guirao et al., 1999; Guell et al., 2004). La razón de Strehl varía entre 0 y 1, de modo que un valor bajo indica una mala calidad de imagen, lo que sugiere mayor influencia de las aberraciones y/o el scattering.

### 3.2.7. Scattering intraocular

Para medir el scattering intraocular se ha utilizado el Optical Quality Analysis Sistem (OQAS, Visiometrics S.L., Tarrasa, España) basado en la técnica de doble paso (ver apartado 3.2.6 para más información). Este

instrumento determina los niveles de scattering intraocular mediante el Índice Objetivo de Scattering (OSI, del inglés *Objective Scatter Index*) (Saad et al., 2010; Vilaseca et al., 2010; Martínez-Roda et al., 2011). Para calcular este índice se divide la energía medida en la parte externa de la imagen recogida (dentro de un área anular de 12 a 20 minutos de arco) entre la energía de la parte central de la misma (de 1 minuto de arco).

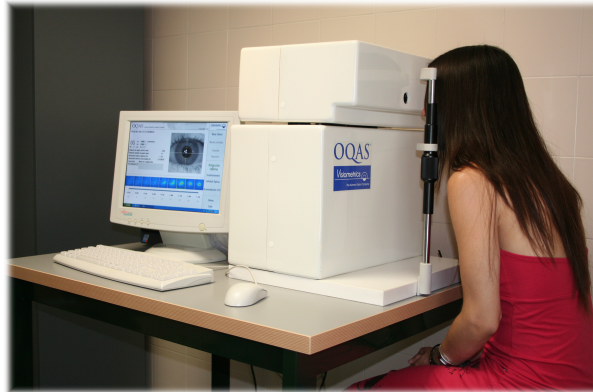


Figura 3.5: Fotografía del instrumento OQAS utilizado para la medida de la razón de Strehl y el scattering intraocular.

### 3.3. Diseño de superficies corneales para corregir presbicia

#### 3.3.1. Introducción

A continuación describimos el método seguido para obtener y optimizar tres modelos teóricos corneales diseñados para corregir presbicia: dos modelos multifocales y un modelo hiperprolato o esférico. Como vimos en el apartado 2.2.2 de la *Revisión Bibliográfica*, en la actualidad se utilizan frecuentemente dos tratamientos multifocales para corregir la presbicia mediante LASIK: central presbyLASIK y peripheral presbyLASIK. Nuestros dos modelos multifocales se basan en estas dos técnicas, creando una córnea multifocal con el centro corregido para cerca o lejos, según el tratamiento. Además, hemos incluido un modelo hiperprolato que tiene como objetivo incrementar la asfericidad de la córnea,  $Q$ , hacia valores más negativos (de ahí el nombre de córnea hiperprolata), con el fin de aumentar la aberración esférica negativa y así la profundidad de campo (Mrochen, 2009).

Hemos elegido el modelo de Liou-Brennan (Liou y Brennan, 1997) para representar nuestro modelo esquemático de ojo sin acomodación, ya que ha demostrado ser un modelo eficaz a la hora de evaluar la calidad óptica variando sólo la superficie anterior de la córnea (Koller y Seiler, 2006). Los cálculos se realizaron utilizando el programa de diseño óptico ZEMAX-SE (ZEMAX Development Corp. Bellevue, Washington, USA) a una longitud de onda de 555nm.

#### 3.3.2. Evaluación de la calidad visual

Aunque existen gran cantidad de métricas para evaluar la calidad de la imagen retiniana, algunas de las más utilizadas, como el error del frente de onda o la razón de Strehl, muestran una baja correlación con la visión subjetiva del sujeto (Thibos et al., 2004; Marsack et al., 2004; Cheng et al., 2004; Chen et al., 2005; Kilintari et al., 2010; Lombardo et al., 2010). Dado que el objetivo de este trabajo es simular la calidad visual de un sujeto tratado con una ablación multifocal, hemos seleccionado una métrica que proporcione una buena descripción de la calidad subjetiva de la imagen

retiniana, eligiendo para ese fin la Neural Sharpness metric (NS) (Williams, 2003). La Neural Sharpness fue introducida como una forma de pesar la efectividad del sistema óptico del ojo medido mediante la Point Spread Function ( $PSF$ ) teniendo en cuenta además el efecto de la contribución neural del sistema visual. Esta métrica puede definirse como (Thibos et al., 2004):

$$NS = \frac{\int_{psf} PSF(x, y)g(x, y) dx dy}{\int_{psf} PSF_{DL}(x, y)g(x, y) dx dy} \quad (3.22)$$

donde  $g(x, y)$  es una función peso gaussiana que recoge el efecto neural y  $PSF_{DL}$  es la  $PSF$  limitada por difracción. Esta métrica ha sido utilizada anteriormente con éxito (Chen et al., 2005; Sakai et al., 2007; Tarrant et al., 2010) y fue aplicada en este trabajo para determinar la calidad visual de la imagen retiniana generada por nuestro modelo esquemático de ojo.

### 3.3.3. Modelos corneales teóricos: diseño y optimización

Como indicamos anteriormente, hemos diseñado tres modelos corneales para corregir presbicia: dos modelos multifocales y un modelo esférico hiperprolato. El modelo esférico está formado por una superficie central cónica de 6.5mm de diámetro caracterizada por un radio de curvatura ( $R_c$ ) y una asfericidad ( $Q_c$ ). Esta superficie cónica está unida a la superficie de la córnea original del modelo de Liou-Brennan mediante una superficie de transición de 9.5mm de diámetro. Para diseñar los modelos corneales multifocales dividimos la superficie corneal en tres zonas principales, tal y como muestra la figura 3.6. La zona central (ZC) es una superficie cónica cuyo diámetro, radio de curvatura ( $R_c$ ) y asfericidad ( $Q_c$ ) son variables a optimizar. La zona periférica es también una superficie cónica caracterizada por un radio de curvatura ( $R_p$ ) y una asfericidad ( $Q_p$ ) que serán también optimizadas durante el proceso. El diámetro de la zona de transición, definido en la figura 3.6 como el diámetro de la zona central más dos veces el ancho del anillo de transición ( $ZC + 2ZT$ ), será una variable más en el proceso de optimización. La zona periférica tiene un diámetro de 7mm y está unida a la córnea original del modelo de Liou-Brennan mediante una zona de transición de 9.5mm de diámetro (El-Danasoury et al., 2009). Ambas zonas

de transición han sido representadas mediante polinomios de tercer orden,  $z(w) = a_0 + a_1w + a_2w^2 + a_3w^3$ , donde los parámetros  $a_0$ ,  $a_1$ ,  $a_2$ , y  $a_3$  se determinaron considerando la función y su primera derivada continuas en los puntos de unión. En base a esto, hemos diseñado los siguientes modelos corneales (ver figura 3.6):

- El modelo periférico (MP) es una córnea multifocal con una zona central corregida para visión lejana y una zona periférica corregida para visión cercana.
- El modelo central (MC) es una córnea multifocal con el centro corregido para visión cercana y la periferia para visión lejana.
- El modelo esférico o hiperprolato (MA) es una córnea con la zona central caracterizada por una superficie cónica diseñada para proporcionar simultáneamente visión cercana y lejana.

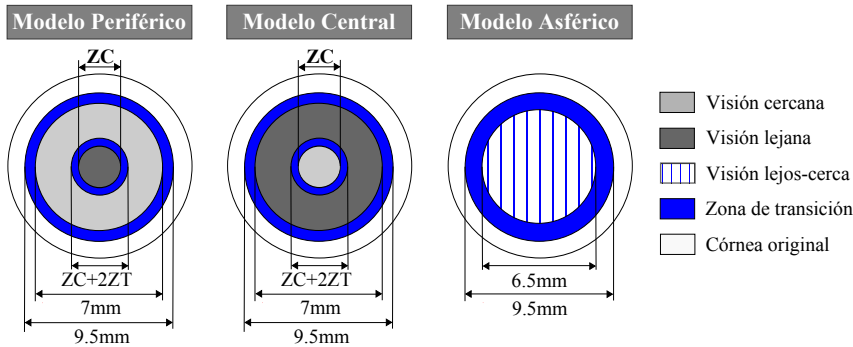


Figura 3.6: Diseño de los tres modelos: modelo periférico (izquierda), modelo central (centro) y modelo esférico (derecha). Están representadas la zona central ( $ZC$ ), el diámetro de la zona de transición (definido como el diámetro de la zona central más dos veces la anchura del anillo de transición ( $ZC+2ZT$ )) y el resto de zonas, con sus respectivos tamaños.

El proceso de optimización descrito a continuación se ha llevado a cabo para un diámetro de pupila de 4mm.

Primero hemos calculado, con ZEMAX, el radio y la asfericidad de una córnea cónica general que minimizan el RMS del frente de onda para visión lejana (objeto situado a 6m de la superficie corneal anterior) y para visión cercana. Debido a que la adición que se utiliza en clínica varía según

el sujeto y la técnica utilizada (Alió et al., 2006; Pinelli et al., 2008) hemos considerado dos valores distintos de adición: +1D y +2.5D (El-Danasoury et al., 2009). Para simular estas adiciones situamos el objeto cercano a dos distancias diferentes de la superficie corneal: 0.4m (+2.5D) y 1m (+1D). El modelo central se ha diseñado utilizando para la zona central el radio y la asfericidad resultantes de optimizar la córnea para visión cercana; y para la zona periférica el radio y la asfericidad resultantes de optimizar para visión lejana. Para formar el modelo periférico hicimos justo lo contrario.

Para unir estas superficies diseñamos un programa en *Mathemática 7.0* (Wolfram Research, Inc.; Champaign, Illinois) que minimiza, en función del radio de curvatura y de la asfericidad de las dos zonas de la córnea (central y periférica), el porcentaje de córnea ablacionada. Es decir, a partir de esos cuatro parámetros, se forma la superficie multifocal que precisa menor profundidad ablación para ser obtenida a partir de la córnea original del modelo de Liou-Brennan.

Una vez determinados el radio y la asfericidad de cada una de las zonas de cada modelo multifocal, hemos determinado el tamaño óptimo de la zona central y la zona de transición. Para ello hemos variado el tamaño del anillo de la primera zona de transición, ZT, (ver figura 3.6) entre 0.5 y 1.5mm y elegido el valor que proporciona mejor calidad visual tanto en visión lejana como en visión cercana. También hemos variado la zona central entre 2 and 3.5mm y elegido el diámetro que proporciona la misma calidad visual en cerca y lejos. Una vez determinados el tamaño óptimo de la zona central y la zona de transición, hemos re-optimizado el radio y la asfericidad de las zonas central y periférica. Esta re-optimización se llevó a cabo variando de forma iterativa el valor de estos parámetros y calculando, para cada caso, el valor de la calidad visual mediante la *Neural Sharpness*. Hemos considerado necesario realizar esta re-optimización porque al obtener los valores iniciales  $R_c$ ,  $Q_c$ ,  $R_p$  y  $Q_p$  mediante *ZEMAX* no se tiene en cuenta la naturaleza multifocal de la córnea (ya que la optimización se hizo para una córnea cónica general). Por lo tanto, al integrar todos estos valores y formar la superficie multifocal es necesario recalcular estos parámetros con el fin de mejorar la calidad visual resultante.



Para obtener los parámetros que caracterizan el modelo esférico ( $R_c$  y  $Q_c$ ) hemos partido de los valores originales del modelo de Liou-Brennan y hemos variado iterativamente ambos parámetros hasta conseguir la mejor relación entre visión cercana y lejana. Dado que el objetivo de este modelo es conseguir una superficie corneal más curvada en el centro y más plana en la periferia, mejorando así la visión de cerca para pupilas pequeñas, y manteniendo la visión lejana para pupilas grandes, hemos utilizado una pupila de 4mm para evaluar la visión lejana y de 2mm para evaluar la visión cercana. La zona de transición se ajustó mediante un polinomio de tercer grado de forma similar a lo realizado en los modelos multifocales.

### 3.3.4. Comparación teórica

Una vez obtenidos todos los parámetros que proporcionan la mejor visión cercana y lejana para cada uno de estos modelos corneales, hemos calculado la profundidad de ablación que implicaría realizar cada uno de ellos sobre la córnea del ojo emétrope del modelo de Liou-Brennan, para dos valores de adición diferentes (+1 y +2.5D) y también la asfericidad promedio resultante para 6mm de diámetro. Para comparar la calidad visual, hemos evaluado también el efecto del tamaño de la pupila y su descentramiento en la Neural Sharpness tanto para visión cercana como lejana. Además, hemos comparado el valor de la aberración esférica,  $Z(4,0)$ , y el de las aberraciones de alto orden para 5mm de pupila.

## 4

# Resultados: análisis y discusión

### 4.1. Introducción

Se presentan a continuación los principales resultados obtenidos en el desarrollo de nuestro trabajo de investigación. Primero, analizaremos las córneas de sujetos sometidos a cirugía refractiva LASIK, calculando sus parámetros característicos mediante la representación canónica de la córnea (ver apartado 3.1 de la *Metodología*) y comparándolos con los parámetros que proporciona directamente el topógrafo corneal. En todos los casos, se analizaron las córneas antes y después de la cirugía y se compararon con los valores teóricos esperados post-quirúrgicos.

Por otro lado, en el apartado 4.3 presentaremos los resultados obtenidos tras estudiar la calidad visual en 25 sujetos presbítas sometidos a cirugía refractiva LASIK para obtener monovisión tal y como se describe en el apartado 3.2 de la *Metodología*.

Finalmente, en el apartado 4.4 se presentarán los resultados de analizar tres modelos teóricos corneales (ver apartado 3.3 de la *Metodología*) diseñados para corregir presbicia. Se explicará el proceso mediante el cual se han calculado los parámetros que optimizan cada uno de los modelos: los diámetros óptimos de la zona central y de la zona de transición, los radios de curvatura de la zona central y la zona periférica, etc. Se anali-

zará también en cada caso la calidad visual que proporcionan, así como la profundidad de ablación que sería necesaria en cada punto de la córnea para obtener cada uno de estos modelos a partir de un modelo de córnea emétrope.

## 4.2. Representación canónica de la superficie corneal anterior

### 4.2.1. Introducción

Como hemos expuesto en el apartado 2.1.3 de la *Revisión Bibliográfica*, la asfericidad de la superficie corneal anterior influye en la calidad de la visión ya que, por ejemplo, contribuye de forma significativa al valor de la aberración esférica total y, por tanto, a la profundidad de foco. Recordemos que, cuanto más positivo es el valor de la asfericidad, mayor es el valor de la aberración esférica positiva (ecuación (2.10)). En el apartado 2.1.4 vimos también cómo afectaba la cirugía refractiva láser al valor de la asfericidad corneal debido a dos factores principalmente: el algoritmo de ablación y las pérdidas energéticas por reflexión y por la incidencia no normal del láser sobre la córnea. La influencia de estos factores en la asfericidad de la cara anterior de la córnea tras la cirugía se puede cuantificar mediante la ecuación (2.11), que proporciona el valor de la asfericidad corneal post-quirúrgica teniendo en cuenta el efecto del algoritmo de ablación de Munnerlyn sobre una córnea cónica, y mediante la ecuación (2.12) que, además de tener en cuenta la contribución del algoritmo, considera también el efecto de las pérdidas por reflexión y de la incidencia no normal del láser sobre la córnea.

La medida de la asfericidad corneal se realiza mediante topógrafos corneales que, como se explica en el apartado 2.1.2, pueden dar lugar a errores en la medida cuando el ojo del sujeto no se encuentre perfectamente alineado con los ejes del instrumento (Wang et al., 1991; Hick et al., 2007). Debido a esto, dos topografías distintas realizadas a un mismo sujeto sucesivamente, proporcionan distintos radios de curvatura y asfericidad para esa córnea. En el apartado 3.1 de la *Metodología* hemos presentado un método que permite transformar los parámetros de la superficie corneal anterior

que proporciona el topógrafo, en parámetros propios de la córnea, es decir, independientes de la posición relativa de la córnea respecto del topógrafo. Estos parámetros se obtienen realizando simplemente un cambio de sistema de referencia, esto es, pasando del sistema de referencia del topógrafo, respecto al que se proporcionan las medidas, al sistema de referencia propio de la córnea o representación canónica. De esta forma se pretenden corregir los errores asociados a la localización del sujeto respecto al topógrafo.

En la práctica oftalmológica y optométrica clínica es muy frecuente trabajar con los parámetros que proporciona directamente el topógrafo corneal. Por esa razón, en este apartado nos proponemos calcular y comparar los parámetros que caracterizan la superficie corneal anterior derivados de las topografías (radios de curvatura y asfericidades correspondientes a los dos meridianos principales). Por un lado, trabajaremos con los parámetros que da directamente el topógrafo. Por otro lado, calcularemos los parámetros propios de la córnea, ajustando el mapa de elevación obtenido con el topógrafo a una superficie elipsoidal sin simetría de revolución arbitrariamente orientada y localizada en el espacio utilizando el algoritmo de Levenberg-Marquardt, que minimiza el error cuadrado en la dirección del eje  $z$  de la ecuación (3.4), tal y como se describe en el apartado 3.1.2 de la *Metodología*.

Para comparar estos parámetros vamos a comprobar su efectividad a la hora de evaluar los cambios que se producen en la asfericidad corneal tras la cirugía. Conseguir predecir de forma precisa estos cambios tiene una enorme implicación en el diseño de nuevos algoritmos de ablación ya que permite evaluar los diferentes parámetros que intervienen y estimar la calidad visual del sujeto tras la operación. Aplicaremos las ecuaciones (2.11) y (2.12) con el fin de evaluar con qué parámetros se obtiene un mejor ajuste entre el valor teórico y el valor real de la asfericidad tras la operación. Para cuantificar este ajuste calcularemos el error relativo, definido como:

$$\varepsilon(\%) = \left| \frac{p_{teo} - p_{post}}{p_{post}} \cdot 100 \right| \quad (4.1)$$

donde  $p_{post}$  es la asfericidad post-quirúrgica obtenida a partir de las topografías y  $p_{teo}$ , el valor teórico obtenido de aplicar las ecuaciones (2.11) y (2.12). Para calcular el valor teórico aplicando la ecuación (2.12)

hemos considerado un diámetro de ablación,  $d$ , de 7mm y un valor  $a$  del láser igual a 0.86 (ya que la exposición radiante del láser utilizado era aproximadamente  $160\text{mJ}/\text{cm}^2$ ).

## 4.2.2. Metodología experimental

### Grupo de sujetos

Se trabajó con los datos de 90 ojos operados de LASIK para corregir miopía y astigmatismo. Todos los sujetos fueron previamente estudiados clínicamente con el objetivo de asegurar que el sujeto no tuviera ninguna patología ocular. Ningún sujeto presentaba condiciones anormales antes de la operación, como glaucoma, cataratas o enfermedades corneales. La edad media ( $\pm$  la desviación estándar) de los sujetos era de  $34.7 \pm 7.0$  años (con edades comprendidas entre 21 y 46 años). El error refractivo medio antes de la operación era de  $-3.27 \pm 1.67$  D de ametropía esférica (entre 0 y  $-6.75\text{D}$ ) y  $-1.16 \pm 1.17$  D de astigmatismo (entre 0 y  $-4\text{D}$ ).

Para realizar los cálculos, hemos clasificado los ojos en tres grupos diferentes en función de la ametropía inicial. El primer grupo (20 ojos) estaba compuesto por sujetos con miopía pura (valor medio:  $-3.64 \pm 1.47$  D). El segundo grupo (28 ojos con bajo astigmatismo ( $< -1.00\text{D}$ )), presentaba una miopía inicial media de  $-3.40 \pm 1.66$  D y  $-0.53 \pm 0.18$  D de astigmatismo medio. En el tercer grupo (18 ojos con astigmatismo alto ( $\geq -2.00\text{D}$ )) la miopía inicial media fue de  $-2.68 \pm 1.85$  D y el astigmatismo medio de  $-3.17 \pm 0.69$  D.

Todos los sujetos fueron operados de LASIK en la Clínica Novovisión de Madrid, por el mismo cirujano. El láser empleado fue el Star S2 Smoothscan (VISX Inc., Santa Clara, California), que utiliza un algoritmo de ablación basado en la fórmula de Munnerlyn (Munnerlyn et al., 1988).

### Topografía corneal

Las topografías corneales fueron tomadas con un topógrafo corneal ORBSCAN II (versión 3.12 Bausch&Lomb, Inc.). Este topógrafo realiza

sus medidas mediante un disco de Plácido y dos haces de luz proyectados por una lámpara de hendidura. La ventaja de este instrumento es que se basa tanto en el empleo de la reflexión difusa como en la dispersión para triangular la forma de la superficie. Por lo tanto, los datos de altura con los que trabajamos se han medido directamente y no han sido derivados de los datos de curvatura medidos mediante los discos de Plácido.

Las medidas se realizaron antes de la operación y cuatro meses después, para garantizar así la estabilidad de la córnea (Anera et al., 2003a). En cada ojo se tomaron tres topografías que fueron analizadas independientemente, calculándose la media de los parámetros obtenidos. En todos los casos se trabajó con un diámetro corneal central de 5 mm. Este diámetro corneal nos garantiza que tras la cirugía no se incluyan zonas de transición que puedan afectar a la medida del radio y la asfericidad de la zona óptica.

Para obtener los parámetros corneales proporcionados por el topógrafo se ha utilizado el software propio del topógrafo, que considera un modelo cónico de córnea, y el software Visual Optics Lab (VOLPro Versión 6.89, Sarver and Associates, Inc. 2003-2004), que permite utilizar un modelo cónico de la superficie corneal y un modelo bicónico.

### 4.2.3. Resultados experimentales

La tabla 4.1 muestra los radios y los factores de asfericidad de las 90 córneas estudiadas antes y después de la cirugía. Estos parámetros están referidos al sistema de referencia propio de la córnea utilizando el modelo elipsoidal (valores propios) y al sistema de referencia del topógrafo utilizando el modelo bicónico y el modelo cónico para el ajuste. Podemos observar que en el modelo elipsoidal y en el modelo bicónico se distingue entre los meridianos principales (el meridiano más curvo o meridiano  $x$  y el meridiano más plano o meridiano  $y$ ). Para estos modelos encontramos diferencias significativas ( $P < 0.05$  en todos los casos, utilizando el Student  $t$  test) entre el meridiano  $x$  y el meridiano  $y$  tanto para el radio de curvatura como para el factor  $p$  de asfericidad. Esto demuestra la necesidad de distinguir entre los dos meridianos principales de la córnea cuando se quiere caracterizar

ésta con exactitud.

Tabla 4.1: Radio de curvatura y asfericidad de los dos meridianos principales referidos al sistema de referencia de la córnea (Córnea) y al sistema de referencia del topógrafo (Top). Entre paréntesis aparece el modelo teórico al que se ajustan las medidas y, en el caso del modelo cónico, si el software utilizado era VOL-Pro (VOL) o el software del ORBSCAN (ORBS).\*

|                           | $R_x(mm)$       | $R_y(mm)$       | $p_x$           | $p_y$           |
|---------------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| Pre-cirugía               |                 |                 |                 |                 |
| <i>Córnea(elipsoide)</i>  | $7.36 \pm 0.04$ | $7.69 \pm 0.03$ | $0.85 \pm 0.01$ | $0.89 \pm 0.01$ |
| <i>Top(bicónico)</i>      | $7.68 \pm 0.03$ | $7.91 \pm 0.03$ | $0.93 \pm 0.06$ | $1.11 \pm 0.07$ |
| <i>Top(cónico – VOL)</i>  | $7.78 \pm 0.03$ |                 | $0.96 \pm 0.02$ |                 |
| <i>Top(cónico – ORBS)</i> | $7.83 \pm 0.03$ |                 | $0.98 \pm 0.06$ |                 |
| Post-cirugía              |                 |                 |                 |                 |
| <i>Córnea(elipsoide)</i>  | $8.52 \pm 0.05$ | $8.84 \pm 0.07$ | $1.43 \pm 0.03$ | $1.49 \pm 0.03$ |
| <i>Top(bicónico)</i>      | $8.48 \pm 0.05$ | $8.77 \pm 0.06$ | $1.82 \pm 0.15$ | $2.67 \pm 0.14$ |
| <i>Top(cónico – VOL)</i>  | $8.62 \pm 0.05$ |                 | $2.20 \pm 0.07$ |                 |
| <i>Top(cónico – ORBS)</i> | $8.16 \pm 0.04$ |                 | $1.38 \pm 0.10$ |                 |

\*Todos los datos muestran su correspondiente error estándar ( $\pm ES$ ).

Tras la cirugía, observamos que el radio de curvatura aumenta significativamente ( $P < 0.05$  en todos los casos) en ambos meridianos y tanto para los parámetros propios (referidos a los ejes de la córnea) como para los parámetros referidos a los ejes del topógrafo. Este cambio es además significativamente mayor ( $P < 0.05$  en ambos meridianos) en los parámetros propios. También encontramos un incremento significativo de la asfericidad ( $P < 0.05$  en todos los casos), como era esperado tras este tipo de cirugía (Martinez et al., 1996; Moreno-Barriuso et al., 2001; Marcos et al., 2003; Anera et al., 2003a; Cano et al., 2004; Anera et al., 2005a; Alió et al., 2008). Sin embargo, la variación que se produce en la asfericidad como resultado de la cirugía es significativamente mayor ( $P < 0.05$ ) utilizando el modelo bicónico dado por el topógrafo que utilizando los parámetros propios.

La figura 4.1 muestra las asfericidades, antes y después de la operación, propias y dadas por el topógrafo (utilizando el modelo bicónico). Es interesante señalar que antes de la cirugía, en el grupo de parámetros propios, la mayoría (97%) de las córneas son prolatas ( $p < 1$ ), mientras que si consideramos los valores del topógrafo prácticamente un tercio de las córneas (31%) tienen ambos meridianos oblatos y en un 79% al menos uno de los dos meridianos es oblato, lo cual proporciona valores de asfericidad ligeramente más positivos que los que encontramos en la bibliografía (Atchison y Smith, 2000; Campbell, 2004). Como puede observarse en la figura 4.1, los parámetros proporcionados por el topógrafo muestran una dispersión mayor que los parámetros propios (la desviación estándar es 0.10 en las asfericidades pre-quirúrgicas propias y 0.63 en las proporcionadas por el topógrafo). También podemos notar que la variabilidad entre los diferentes ojos aumenta tras la operación siendo este aumento considerablemente mayor en los datos del topógrafo (la desviación estándar es 0.30 en las asfericidades post-quirúrgicas propias y 1.43 en las del topógrafo).

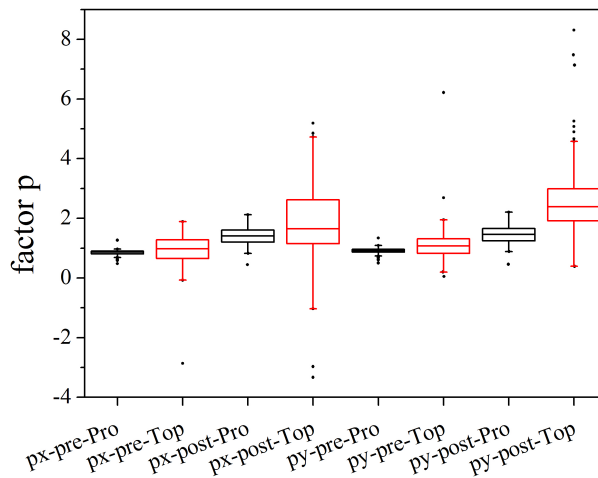


Figura 4.1: Asfericidad ( $p$ ) pre y post-quirúrgica correspondiente a los meridianos  $x$  e  $y$ , y referidos a los ejes propios de la córnea (Pro) y a los del topógrafo (Top). Diagrama de cajas junto con barras de desviación estándar. Los extremos inferior y superior de las cajas representan el percentil 25 y el 75, respectivamente. La línea media presenta el valor medio y los puntos las asfericidades cuyos valores se extienden más allá del diagrama.



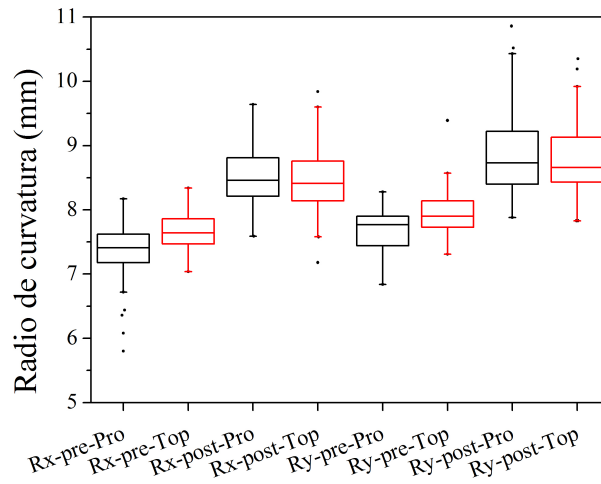


Figura 4.2: Radio de curvatura ( $R$ ) pre y post-quirúrgico correspondiente a los meridianos  $x$  e  $y$ , y referidos a los ejes propios de la córnea (Pro) y a los del topógrafo (Top). Diagrama de cajas junto con barras de desviación estándar. Los extremos inferior y superior de las cajas representan el percentil 25 y el 75, respectivamente. La línea media presenta el valor medio y los puntos los radios cuyos valores se extienden más allá del diagrama.

La figura 4.2 representa los radios de curvatura pre y post-quirúrgicos propios y proporcionados por el topógrafo (utilizando el modelo bicónico). En este caso, la desviación estándar es similar en los parámetros propios y en los del topógrafo, incrementándose tras la cirugía en ambos grupos (en los radios propios la desviación estándar antes de la operación era de 0.39 y tras la operación de 0.58; en los radios del topógrafo su valor era 0.32 antes de la cirugía y 0.55 después).

La tabla 4.2 representa la asfericidad media medida experimentalmente y la calculada teóricamente a partir de las ecuaciones (2.11) y (2.12) utilizando los parámetros propios y los parámetros dados por el topógrafo, en función del astigmatismo inicial. Encontramos que la asfericidad post-quirúrgica experimental, obtenida directamente de las medidas, es significativamente mayor que los valores teóricos ( $P < 0.05$  en todos los casos) obtenidos mediante las ecuaciones (2.11) y (2.12). Además, como refleja la figura 4.3, la capacidad de predicción mejora significativamente

cuando se utilizan los parámetros propios, siendo el error relativo significativamente menor ( $P < 0.05$  en todos los casos), (el error relativo es del 21 % utilizando los valores propios frente al 81 % al utilizar los valores dados directamente por el topógrafo).

Aunque en la tabla 4.2 el error relativo medio en los datos del topógrafo es menor en el meridiano  $y$  (más plano) que en el meridiano  $x$  (más curvo), no existen diferencias significativas entre los dos meridianos (aplicando la ecuación (2.11)  $P = 0.14$ ; aplicando la ecuación (2.12),  $P = 0.15$ ). Esta diferencia se debe a que la asfericidad post-quirúrgica correspondiente al meridiano más curvo es significativamente menor que en el meridiano más plano ( $P < 0.05$ ), por lo tanto, cuando dividimos por este valor para calcular el error relativo (ecuación (4.1)) los valores resultantes son mayores. Por el contrario, si calculamos la diferencia absoluta entre los datos experimental y teóricos, encontramos que la diferencia es significativamente mayor en el meridiano  $y$  que en el meridiano  $x$  ( $P = 0.017$  aplicando la ecuación (2.11) y  $P = 0.013$  aplicando la ecuación (2.12)). Utilizando el modelo cónico para ajustar la córnea encontramos que el error relativo medio es del 45 % utilizando el software del ORBSCAN. Con el software VOLPro este error es del 37 % utilizando la ecuación (2.11) y 35 % utilizando la ecuación (2.12). Las diferencias encontradas al utilizar los diferentes software no son significativas, aunque utilizando el software VOLPro el error relativo medio es significativamente menor aplicando la ecuación (2.12) ( $P < 0.05$ ).

Es interesante estudiar si el nivel de predicción de la asfericidad post-quirúrgica depende del grado de ametropía inicial del sujeto. Para ello, hemos comparado la capacidad de predicción del valor de la asfericidad post-quirúrgica mediante las ecuaciones (2.11) y (2.12) para tres grupos de sujetos en función de su ametropía inicial (miopía pura o astigmatismo nulo, bajo astigmatismo ( $< -1.00D$ ) y alto astigmatismo ( $\geq -2D$ )). Los resultados, utilizando un modelo elipsoidal (parámetros propios) y un modelo bicónico de córnea (parámetros del topógrafo), se muestran en la tabla 4.2. Como podemos observar, no se obtienen diferencias significativas entre los grupos con diferente ametropía inicial en cuanto al error relativo que se obtiene ( $P > 0.05$  en todos los casos). Aunque no se presentan, se estudiaron también las diferencias entre los tres grupos considerando un modelo

Tabla 4.2: Valores medios post-quirúrgicos del factor  $p$  obtenidos experimentalmente ( $p_{post}$ ) y calculados a partir de las ecuaciones (2.11) ( $p_{Mun}$ ) y (2.12) ( $p_a$ ) para los dos meridianos principales  $x$  e  $y$ . Los datos están referidos tanto al sistema propio de la córnea (valores propios) como al sistema de referencia del topógrafo (valores del topógrafo) y en función del astigmatismo (*astig.*) inicial del ojo operado. En paréntesis se muestra el error relativo (ecuación (4.1)).\*

|                                 | $p_{post}$      | $p_{Mun}$              | $p_a$                  |
|---------------------------------|-----------------|------------------------|------------------------|
| <b>Parámetros propios</b>       |                 |                        |                        |
| Meridiano $x$                   |                 |                        |                        |
| Total                           | $1.43 \pm 0.03$ | $1.34 \pm 0.03(20\%)$  | $1.40 \pm 0.03(20\%)$  |
| Sin astig.                      | $1.29 \pm 0.05$ | $1.25 \pm 0.05$        | $1.30 \pm 0.06$        |
| <i>Astig</i> < 1.00D            | $1.46 \pm 0.06$ | $1.37 \pm 0.05$        | $1.42 \pm 0.05$        |
| <i>Astig</i> $\geq 2.00D$       | $1.41 \pm 0.09$ | $1.38 \pm 0.10$        | $1.45 \pm 0.10$        |
| Meridiano $y$                   |                 |                        |                        |
| Total                           | $1.49 \pm 0.03$ | $1.37 \pm 0.03(22\%)$  | $1.43 \pm 0.04(22\%)$  |
| Sin astig.                      | $1.34 \pm 0.05$ | $1.32 \pm 0.05$        | $1.38 \pm 0.06$        |
| <i>Astig</i> < 1.00D            | $1.52 \pm 0.06$ | $1.45 \pm 0.06$        | $1.51 \pm 0.07$        |
| <i>Astig</i> $\geq 2.00D$       | $1.46 \pm 0.09$ | $1.33 \pm 0.10$        | $1.38 \pm 0.11$        |
| <b>Parámetros del Topógrafo</b> |                 |                        |                        |
| Meridiano $x$                   |                 |                        |                        |
| Total                           | $1.82 \pm 0.15$ | $1.24 \pm 0.11(115\%)$ | $1.28 \pm 0.10(115\%)$ |
| Sin astig.                      | $1.44 \pm 0.30$ | $1.28 \pm 0.14$        | $1.30 \pm 0.14$        |
| <i>Astig</i> < 1.00D            | $2.00 \pm 0.19$ | $1.47 \pm 0.10$        | $1.49 \pm 0.10$        |
| <i>Astig</i> $\geq 2.00D$       | $1.20 \pm 0.36$ | $1.07 \pm 0.12$        | $1.11 \pm 0.12$        |
| Meridiano $y$                   |                 |                        |                        |
| Total                           | $2.67 \pm 0.14$ | $1.50 \pm 0.07(47\%)$  | $1.54 \pm 0.07(46\%)$  |
| Sin astig.                      | $2.44 \pm 0.32$ | $1.76 \pm 0.17$        | $1.79 \pm 0.17$        |
| <i>Astig</i> < 1.00D            | $2.54 \pm 0.18$ | $1.33 \pm 0.11$        | $1.37 \pm 0.11$        |
| <i>Astig</i> $\geq 2.00D$       | $3.07 \pm 0.37$ | $1.41 \pm 0.16$        | $1.44 \pm 0.17$        |

\*Todos los datos muestran su correspondiente error estándar ( $\pm ES$ ).

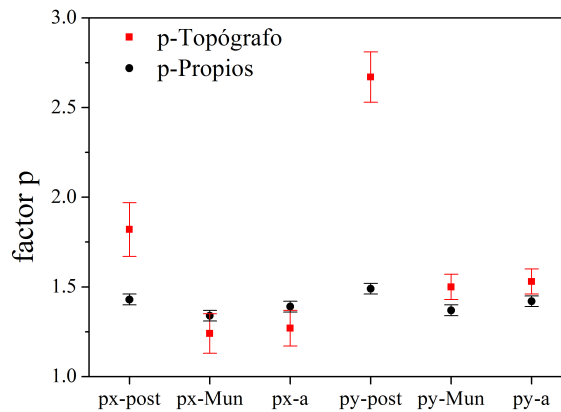


Figura 4.3: Valores medios de la asfericidad presentados en la tabla 4.2 correspondientes a los dos meridianos principales ( $x$  y  $y$ ).  $px$  –  $post$ : asfericidad post-quirúrgica experimental;  $pMun$ : asfericidad post-quirúrgica calculada a partir de la ecuación (2.11);  $pa$ : asfericidad post-quirúrgica calculada a partir de la ecuación (2.12). Todos los datos incluyen las barras de error estándar.

cónico de córnea, no encontrándose en ningún caso diferencias significativas.

#### 4.2.4. Discusión

Hemos demostrado que la utilización del modelo elipsoidal sin simetría de revolución orientado arbitrariamente en el espacio para ajustar el mapa topográfico corneal permite corregir los errores derivados del mal posicionamiento de la córnea respecto del topógrafo. Como muestran nuestros resultados, los parámetros propios de la córnea obtenidos de la transformación matemática presentan menor variabilidad, especialmente en el valor de la asfericidad, tanto a la hora de representar córneas de sujetos con distinto grado de ametropía como operadas de cirugía refractiva LASIK.

El valor de los radios corneales que hemos obtenido utilizando la representación elipsoidal ( $R_x = 7.36$  mm y  $R_y = 7.69$  mm) son muy similares a los obtenidos por Navarro et al. (2006) utilizando también una representación elipsoidal ( $R_x = 7.40$  mm y  $R_y = 7.63$  mm). Las diferencias encontradas pueden deberse a que ellos trabajaron con un

diámetro corneal mínimo de 9 mm, mientras que en este trabajo nos hemos limitado a un diámetro corneal central de 5 mm. Esa diferencia en el diámetro utilizado afecta de forma más significativa al valor de las asfericidades, ya que en el caso de córneas prolatas al aumentar el diámetro utilizado para el ajuste la asfericidad aumenta aunque el radio permanece constante. Por otro lado, los valores medios de los radios antes de la operación proporcionados por el topógrafo corneal se encuentran dentro del valor medio encontrado en la literatura ( $R = 7.83$  mm (Atchison y Smith, 2000)). Las asfericidades pre-quirúrgicas encontradas utilizando la representación elipsoidal ( $p_x = 0.85$  y  $p_y = 0.89$ ) son también similares a los valores medios encontrados en la literatura para diámetros corneales entre 4.5 y 5 mm (Calossi, 2002; Anera et al., 2003a; González-Méijome et al., 2007) aunque las asfericidades del topógrafo son ligeramente superiores.

Uno de los aspectos sin resolver de la cirugía refractiva es que no es posible predecir al 100 % la forma corneal tras la cirugía. En la literatura podemos encontrar numerosas ecuaciones que tratan de explicar el cambio en la asfericidad tras la cirugía (Jimenez et al., 2002; Jimenez et al., 2003a; Anera et al., 2005b), teniendo en cuenta numerosos factores como el algoritmo de ablación (ecuación (2.11)) o las pérdidas por reflexión y la incidencia no normal del láser sobre la cara anterior de la córnea (ecuación (2.12)). En este trabajo hemos aplicado estas ecuaciones al conjunto de datos formado por los parámetros intrínsecos a la córnea y al formado por los parámetros dados por el topógrafo, para evaluar con cual de ellos se obtiene una mejor predicción. Nuestros resultados muestran que cuando utilizamos los parámetros propios de la córnea el valor esperado se acerca más al experimental. Además, el grado de predicción es mayor cuando se consideran otros factores además del algoritmo de ablación (ecuación (2.12)), consiguiéndose un error relativo del 21 % con los parámetros propios frente al 81 % obtenido con los datos del topógrafo. La utilización de un modelo sin simetría de revolución proporciona un conocimiento más exacto de la superficie corneal, sin embargo, incrementa la variabilidad de los resultados y aumenta el error relativo (comparado con el obtenido en otros trabajos (Anera et al., 2003b)).

Si comparamos estos errores relativos en función de la ametropía inicial, encontramos que no existen diferencias significativas entre los distintos

grupos a la hora de predecir el valor de la asfericidad tras la operación ( $P > 0.05$ , en todos los casos). Esto significa que este método de caracterización de la forma corneal es aplicable a ojos con distinto grado de ametropía y que además, puede ser utilizado en córneas sometidas a cirugía refractiva.

Para corregir los errores derivados del desalineamiento de la córnea respecto al topógrafo, hemos utilizado un método que permite ajustar los mapas de elevación dados por el topógrafo a un modelo elipsoidal sin simetría de revolución orientado arbitrariamente en el espacio. Este método nos permite obtener, a partir del mapa de elevación, los parámetros característicos de la córnea referidos a su sistema de referencia propio, es decir, independiente de la posición de la córnea respecto al topógrafo. Hemos aplicado este método para determinar los radios y asfericidades de córneas tanto antes como después de ser operadas mediante LASIK, demostrando que es válido también para córneas operadas. Además, hemos demostrado que el método es válido para sujetos miopes y miopes con astigmatismo. Los parámetros propios derivados de aplicar este método muestran mayor exactitud y mayor reproducibilidad que los obtenidos directamente a partir del topógrafo.

Determinar con precisión la forma de la córnea tras cirugía refractiva es muy importante a la hora de mejorar los algoritmos de ablación utilizados o evaluar el efecto de los diferentes factores que influyen en la calidad visual del sujeto operado (tipo de cirugía, descentramiento, tipo de láser, etc.). Con este trabajo hemos demostrado que utilizando los parámetros propios de la córnea, las predicciones teóricas del valor de la asfericidad, teniendo en cuenta los cambios debidos al algoritmo y teniendo en cuenta también las pérdidas por reflexión y la incidencia no normal del láser sobre la córnea, se ajustan significativamente mejor al valor experimental real. El desarrollo de nuevos algoritmos de ablación para minimizar las aberraciones oculares y optimizar la función visual no será totalmente efectivo mientras no seamos capaces de predecir con precisión la forma final real de la córnea, por ello, este incremento en la predicción de la asfericidad corneal post-quirúrgica utilizando los valores corneales intrínsecos tiene gran importancia clínica.

### 4.3. Evaluación de la calidad visual de sujetos sometidos a monovisión mediante cirugía refractiva LASIK

#### 4.3.1. Introducción

La monovisión es un método para corregir la presbicia en el cual un ojo (normalmente el ojo dominante) es corregido para visión lejana y el otro para visión cercana. Como se ha explicado en el apartado 2.2.1 de la *Revisión Bibliográfica*, estudios previos donde se utiliza cirugía refractiva LASIK para producir monovisión muestran altos grados de satisfacción y buena agudeza visual de los pacientes tras la cirugía. Sin embargo, estos resultados apenas profundizan más allá de la agudeza visual a la hora de evaluar la calidad visual de estos pacientes.

El objetivo de nuestro trabajo es estudiar la función visual, de la forma más completa posible, de sujetos presbitas sometidos a un tratamiento de monovisión mediante LASIK. Para ello, analizaremos de forma objetiva la calidad de la imagen retiniana midiendo las aberraciones oculares y la razón de Strehl. Tras cirugía refractiva, en condiciones de baja iluminación, es frecuente que los pacientes presenten halos en torno a una fuente luminosa o dificultades para discriminar luces periféricas en torno a un estímulo luminoso central (Gutierrez et al., 2003; Dougherty et al., 2008; Villa et al., 2009; Anera et al., 2011). Para cuantificar estas alteraciones de la visión nocturna mediremos el índice de alteración visual. Además, con el objetivo de determinar la procedencia de estas alteraciones, evaluaremos también el scattering intraocular. Estudios con lentes de contacto han determinado que la monovisión afecta negativamente a la estereoagudeza (Gutkowski y Cassin, 1991; Back et al., 1992; Kirschen et al., 1999; Fawcett et al., 2001). En este trabajo comprobaremos cómo se modifica, y si el hecho de incrementar la asfericidad corneal, aumentando así la profundidad de foco, mejora la estereoagudeza.

Todos los detalles sobre instrumentos utilizados y las condiciones de medida se encuentran en el apartado 3.2 de la *Metodología*.

### 4.3.2. Metodología experimental

#### Grupo de sujetos

Se trabajó con los datos de 25 pacientes (50 ojos), 7 de ellos (28 %) hipermétropes y 18 (72 %) miopes. Todos los sujetos fueron previamente estudiados clínicamente con el objetivo de asegurar que el sujeto no tuviera ninguna patología. Ningún sujeto presentaba condiciones anormales antes de la operación, como glaucoma, cataratas o enfermedades corneales. Tras la operación todos los sujetos estudiados presentaban una agudeza visual (AV) mayor o igual que 1.0 (medida con el test de Snellen, proyectado a 6m del observador y en condiciones fotópicas de iluminación).

La edad media de los sujetos era de  $49.3 \pm 4.5$  años (con edades comprendidas entre 43 y 59 años). El error refractivo medio antes de la operación era de  $-3.27 \pm 1.67$  D de ametropía esférica y  $-1.16 \pm 1.17$  D de astigmatismo. El grupo de ojos dominantes estaba formado por 25 ojos con error refractivo medio antes de la operación de  $-1.93 \pm 2.57$  D (entre 2.75 y -6.50 D) de ametropía esférica y  $-0.62 \pm 0.69$  D (entre 0 y -3.00 D) de astigmatismo. El grupo de ojos no dominantes estaba formado por 25 ojos con un error refractivo medio antes de la operación de  $-1.68 \pm 2.65$  D (entre 3.50 y -6.50 D) de ametropía esférica y  $-0.60 \pm 0.94$  D (entre 0 y -4.00 D) de astigmatismo. La AV promedio antes de la cirugía con la mejor corrección era de  $1.14 \pm 0.11$  en el ojo dominante y  $1.06 \pm 0.27$  en el ojo no dominante. Binocularmente, la AV con la mejor corrección antes de la cirugía en visión cercana y lejana era igual o mejor que 1.0.

Todos los pacientes menos 2 (92 %) quedaron satisfechos con el resultado de la operación. Tres meses después de la operación la AV binocular sin corrección para lejos era de  $-1.04 \pm 0.21$ . Sólo tres de los pacientes necesitaron corrección para lejos para alcanzar una AV igual o mejor a la unidad. En visión cercana, todos los pacientes salvo uno alcanzaron AV binocular sin corrección igual o superior a 1.0.



## LASIK

El laser empleado fue el Allegretto Wave Eye-Q 400Hz (Wavelight AG, Erlangen, Alemania). El ojo dominante fue corregido para visión lejana aplicando el algoritmo F-CAT Q-optimized programado para conseguir una asfericidad post-quirúrgica de  $Q = -0.80$ . El ojo no dominante fue corregido de su error refractivo más  $+1.25D$  de adición, programando el algoritmo F-CAT para conseguir una asfericidad tras la operación de  $Q = -1$ . El tamaño de la zona óptica de ablación fue de 6.5mm en todos los casos. Todas las operaciones fueron realizadas por el mismo cirujano entre diciembre de 2008 y octubre de 2009 en la clínica Novovisión de Madrid.

### Dominancia ocular

Para determinar el ojo dominante de cada paciente se realizó el Porta test (Roth et al., 2002). El observador extiende un brazo y, con ambos ojos abiertos, alinea el pulgar con un objeto lejano. Posteriormente, el observador cierra alternativamente sus ojos o bien mueve, con ambos ojos abiertos, el dedo lentamente hacia su cabeza para determinar con qué ojo está viendo el objeto (es decir, el ojo dominante).

### Medida de la asfericidad corneal

La medida de la asfericidad corneal ( $Q$ ) se realizó mediante un topógrafo corneal Allegro Oculyzer (Wavelight AG). En cada ojo se tomaron tres topografías que fueron analizadas independientemente, calculándose la media de los parámetros obtenidos. En todos los casos se trabajó con un diámetro corneal central de 6mm.

### Información estadística

Todas las medidas fueron tomadas antes de la operación y tres meses después de ésta. Hemos utilizado el software SPSS 15.0 (SPSS Inc, Chicago, Ill) para determinar la significancia estadística entre las muestras de datos, utilizando el Student  $t$  test y considerando  $P < 0.05$  estadísticamente significativo.

### 4.3.3. Resultados experimentales

La tabla 4.3 muestra los valores medios de la aberración esférica, coma, trefoil y el RMS (*root-mean-square*) de las aberraciones de alto orden (HOA del inglés *higher order aberrations*) antes y después de la operación en el grupo de ojos dominantes y en el grupo de ojos no dominantes. Antes de la cirugía no existían diferencias significativas entre las aberraciones del ojo dominante y no dominante ( $P > 0.05$ , en todos los casos). Tras la cirugía, sólo se encontraron diferencias significativas entre el ojo dominante y el no dominante en la aberración esférica, siendo ésta significativamente menor en el ojo no dominante ( $P < 0.001$ ).

Tabla 4.3: Valores medios de las aberraciones oculares antes (*Pre*) y después (*Post*) de la cirugía con su correspondiente desviación estándar ( $\pm DE$ ). El valor  $P$  se ha obtenido comparando los valores antes y después de la operación.

| Aberración           | Ojo dominante   | Ojo no dominante |
|----------------------|-----------------|------------------|
| <i>Esférica-Pre</i>  | $0.15 \pm 0.10$ | $0.13 \pm 0.07$  |
| <i>Esférica-Post</i> | $0.10 \pm 0.09$ | $0.06 \pm 0.08$  |
| $P$                  | 0.048           | $< 0.001$        |
| <i>Coma-Pre</i>      | $0.12 \pm 0.04$ | $0.15 \pm 0.07$  |
| <i>Coma-Post</i>     | $0.20 \pm 0.12$ | $0.20 \pm 0.10$  |
| $P$                  | 0.283           | 0.618            |
| <i>Trefoil-Pre</i>   | $0.14 \pm 0.08$ | $0.14 \pm 0.08$  |
| <i>Trefoil-Post</i>  | $0.17 \pm 0.10$ | $0.20 \pm 0.08$  |
| $P$                  | 0.437           | 0.126            |
| <i>HOA-Pre</i>       | $0.26 \pm 0.10$ | $0.27 \pm 0.08$  |
| <i>HOA-Post</i>      | $0.33 \pm 0.14$ | $0.34 \pm 0.08$  |
| $P$                  | 0.294           | 0.069            |

Comparando los valores pre y post-quirúrgicos encontramos que tres meses después de la cirugía, la aberración esférica disminuye significativamente en ambos ojos ( $P < 0.05$ ). El resto de aberraciones aumentan, aunque de forma no significativa ( $P > 0.05$ , en todos los casos). Estos cambios, junto con el RMS de los coeficientes de 3°, 4° y 5° orden,

se muestran en la figura 4.4 para el grupo de ojos dominantes y en la figura 4.5 para el grupo de ojos no dominantes. Como puede observarse, el RMS de los coeficientes de 3° orden aumenta tras la cirugía, siendo este incremento estadísticamente significativo sólo en el grupo de ojos no dominantes ( $P = 0.235$  en el ojo dominante y  $0.015$  en el no dominante). En cambio, el RMS de los coeficientes de 4° orden decrece en ambos ojos aunque no significativamente ( $P > 0.05$ ) tras la operación. También el RMS de los coeficientes de 5° orden aumentó aunque no significativamente tras la operación ( $P > 0.05$  en ambos ojos).

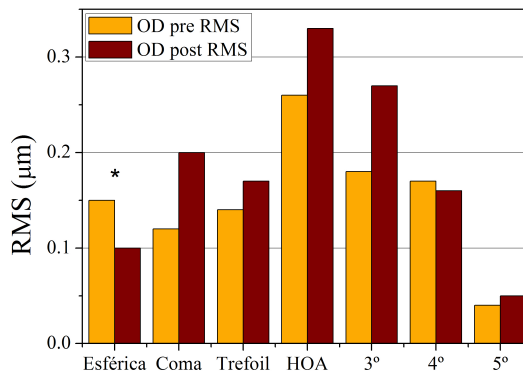


Figura 4.4: Ojo dominante (OD): RMS de la aberración esférica, coma, trefoil, HOA y de 3°, 4° y 5° orden. Los cambios significativos ( $P < 0.05$ ) entre los valores pre y post-quirúrgicos están marcados mediante un asterisco (\*).

La asfericidad corneal ( $Q$ ), para un diámetro corneal de 6mm, aumentó significativamente ( $P = 0.02$ ) tras la cirugía en el ojo dominante, pasando de un valor medio  $0.01 \pm 0.19$  a  $0.28 \pm 0.57$ . En el ojo no dominante, la córnea se hizo más prolata pasando de  $-0.05 \pm 0.16$  precirugía a  $-0.15 \pm 0.52$  postcirugía, aunque este cambio no es significativo ( $P = 0.462$ ).

La figura 4.6 representa el promedio del CSF-ratio correspondiente al grupo de ojos dominantes, ojos no dominantes y en condiciones binoculares. Recordamos que el CSF-ratio se define como la CSF post-quirúrgica entre la CSF pre-quirúrgica con la mejor corrección. En el ojo dominante, la figura 4.6 muestra que, en promedio, el valor de la CSF tras la operación es significativamente menor que el pre-quirúrgico para las frecuencias

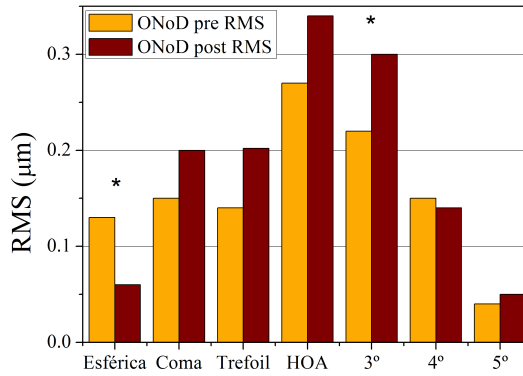


Figura 4.5: Ojo no dominante (ONoD): RMS de la aberración esférica, coma, trefoil, HOA y de 3°, 4° y 5° orden. Los cambios significativos ( $P < 0.05$ ) entre los valores pre y post-quirúrgicos están marcados mediante un asterisco (\*).

espaciales 3.0 ( $P = 0.025$ ), 5.9 ( $P = 0.011$ ) y 9.9 ciclos/° ( $P = 0.022$ ). Para el resto de frecuencias (1.5, 14.8, 18.5 y 21.2 ciclos/°) no se han encontrado diferencias significativas entre el valor antes y después de la operación ( $P > 0.05$ ). En el grupo de ojos no dominantes se produce una disminución de la CSF post-quirúrgica respecto a los valores pre-quirúrgicos en todo el rango de frecuencias estudiadas. Esta disminución es significativa ( $P < 0.001$ ) en todas las frecuencias espaciales excepto para las altas frecuencias (18.5 y 21.2 ciclos/°) donde no se han encontrado diferencias significativas ( $P > 0.05$ ). En visión binocular encontramos que disminuye significativamente la CSF post-quirúrgica respecto a los valores pre-quirúrgicos ( $P < 0.005$ ) excepto para altas frecuencias espaciales (14.8 y 21.2 ciclos/°), donde el CSF ratio promedio toma valores mayores que la unidad, aunque con diferencias no significativas ( $P > 0.05$  para ambas frecuencias).

La figura 4.7 muestra la sumación binocular antes y después de la cirugía. El valor medio antes de la cirugía de la sumación binocular era  $1.44 \pm 0.27$  y post-quirúrgicamente  $1.42 \pm 0.13$ . No se han encontrado cambios significativos ( $P > 0.05$  para todas las frecuencias espaciales) en el valor de la sumación binocular tras la cirugía, aunque podemos observar que en las frecuencias espaciales más altas los valores después de la cirugía

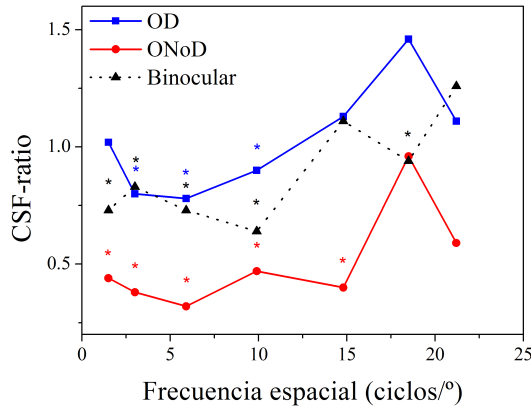


Figura 4.6: *CSF-ratio* promedio en función de la frecuencia espacial para el grupo de ojos dominantes (OD), no dominantes (ONoD) y en condiciones binoculares. Los cambios significativos ( $P < 0.05$ ) entre los valores pre y post-quirúrgicos están marcados mediante un asterisco (\*).

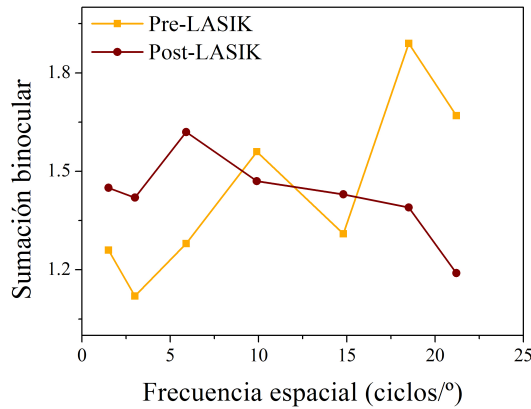


Figura 4.7: *Sumación binocular* promedio antes y después de la cirugía en función de la frecuencia espacial. Los cambios encontrados no son significativos para ninguna frecuencia espacial.

son menores que antes de la cirugía.

La estereoagudeza de estos sujetos empeoró considerablemente tras la cirugía. Antes del tratamiento, el valor medio de la estereoagudeza era

165.55  $\pm$  138.25 segundos de arco, pasando a los tres meses a 451.74  $\pm$  286.97 segundos de arco, produciéndose un empeoramiento significativo ( $P < 0.001$ ) como consecuencia de la cirugía.

Los valores de la razón de Strehl apenas variaron ni en el ojo dominante ni en el no dominante tras la cirugía. En el ojo dominante el valor medio de la razón de Strehl era 0.16  $\pm$  0.05 antes de la operación y 0.16  $\pm$  0.04 después. En el ojo no dominante, el valor medio antes y después de la operación fue 0.18  $\pm$  0.04 y 0.17  $\pm$  0.04, respectivamente.

Tabla 4.4: Índice de alteración visual e índice de scattering objetivo (OSI) promedios ( $\pm$  Desviación Estándar). El valor  $P$  se ha obtenido comparando los valores antes y después de la cirugía.

|                               | OD              | ONoD            | Binocular       |
|-------------------------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| Índice alteración visual-Pre  | 0.28 $\pm$ 0.20 | 0.25 $\pm$ 0.22 | 0.11 $\pm$ 0.12 |
| Índice alteración visual-Post | 0.30 $\pm$ 0.23 | 0.65 $\pm$ 0.21 | 0.25 $\pm$ 0.19 |
| $P$                           | 0.614           | 0.001           | 0.002           |
| OSI - Pre                     | 0.94 $\pm$ 0.50 | 0.98 $\pm$ 0.69 | –               |
| OSI - Post                    | 1.26 $\pm$ 0.99 | 0.99 $\pm$ 0.48 | –               |
| $P$                           | 0.137           | 0.938           | –               |

La tabla 4.4 muestra el índice de alteración visual medido monocular (para el ojo dominante y el no dominante) y binocularmente. El deterioro que se produce tras la operación respecto a los valores pre-quirúrgicos con la mejor corrección es significativo en el grupo de ojos no dominantes y binocularmente ( $P = 0.001$  y  $0.002$ , respectivamente): el índice de alteración visual se incrementó un 160% para el grupo de ojos no dominantes y un 127% para las medidas binoculares. En la tabla 4.4 se muestran también los valores obtenidos para el índice de scattering, OSI, correspondientes a ambos grupos. Aunque el valor promedio aumenta, ninguno de estos cambios son significativos ( $P > 0.05$  en ambos grupos).

#### 4.3.4. Discusión

Hemos encontrado que tras la operación los sujetos presentan buena agudeza visual tanto en visión cercana como en visión lejana, sin pérdidas de líneas de AV monocular con la mejor corrección, a diferencia de algunos resultados encontrados en ablaciones multifocales para corregir presbicia mediante cirugía refractiva láser (Telandro, 2004; Alió et al., 2006; Jung et al., 2008; El-Danasoury et al., 2008). Sin embargo, los cambios en la aberración esférica tras la cirugía son similares a los encontrados en sujetos sometidos a ablaciones multifocales (Cantú et al., 2004; Alió et al., 2006; Jung et al., 2008), observándose un cambio de la aberración esférica hacia valores más negativos. Estos resultados apoyan la teoría propuesta por Miranda y Krueger (2004), de que el mayor éxito de la monovisión mediante LASIK (frente a otras técnicas como la adaptación de lentes de contacto), puede deberse a que tras la operación la córnea posquirúrgica es multifocal. El incremento observado en el resto de aberraciones oculares, coma, trefoil y HOA RMS, es similar al encontrado en trabajos donde se analizaba la calidad óptica de sujetos tratados con LASIK para corregir miopía (Moreno-Barriuso et al., 2001; Anera et al., 2003a; Villa et al., 2009).

Pese a que el objetivo inicial era conseguir una asfericidad corneal post-quirúrgica de  $Q = -0.80$  en el ojo dominante y  $Q = -1.00$  en el ojo no dominante mediante la aplicación del algoritmo F-CAT, los valores de asfericidad post-quirúrgicos encontrados,  $Q = 0.28 \pm 0.57$  en el ojo dominante y  $Q = -0.15 \pm 0.52$  en el ojo no dominante, se alejan considerablemente de esos valores teóricos. Como otros trabajos han mostrado (Villa et al., 2009) el algoritmo F-CAT no logra alcanzar los valores de asfericidad post-quirúrgicos deseados, aunque las diferencias entre los valores reales y los esperados son considerablemente menores a las encontradas empleando otros algoritmos (Anera et al., 2005b). La diferencia puede deberse a distintas causas, por ejemplo, a factores físicos (Mrochen y Seiler, 2001; Jiménez et al., 2002; Jiménez et al., 2004b; Dorronsoro et al., 2006; Jiménez et al., 2006a) o biomecánicos (Guirao, 2005; Pepose et al., 2007).

Encontramos un notable empeoramiento de la estereagudeza debido a la monovisión acorde con estudios previos (Back et al., 1992; García-

González et al., 2010). Nuestros resultados son similares a los encontrados por Gutkowski y Cassin (1991), quienes utilizando el Titmus Stereo Test encontraron que en condiciones de monovisión utilizando lentes de contacto, la estereoagudeza se reducía a un valor medio de 384 segundos de arco. De los 20 pacientes de su estudio, el rango de estereoagudeza de 12 (60%) de ellos era de 40 a 200 segundos de arco, y el resto de 800 segundos de arco. En nuestro estudio, de los 23 pacientes que realizaron el test, 9 (39%) tenían estereoagudeza entre 40 y 200 segundos de arco y el resto 800 segundos de arco.

Tras la cirugía tanto la CSF binocular como la monocular disminuyeron con respecto a la CSF pre-quirúrgica con la mejor corrección, especialmente en los ojos corregidos para visión cercana (ojo no dominante), lo que concuerda con estudios previos en los que se analiza la CSF en sujetos sometidos a cirugía refractiva LASIK (Anera et al., 2003a; Jimenez et al., 2006b; Villa et al., 2009). Esta disminución no tiene, sin embargo, un efecto significativo en la sumación binocular, lo que puede deberse a que la adición utilizada (+1.25D) no era demasiado elevada (Loshin et al., 1982; Pardhan et al., 1990).

También disminuyó en estos pacientes la capacidad de discriminación visual en condiciones de baja iluminación tanto en el ojo corregido para cerca como binocularmente. El índice de alteración visual indica un deterioro de la calidad visual tras la cirugía, incluso cuando ésta puede considerarse exitosa (Jiménez et al., 2006b; Villa et al., 2007; Anera 2011). Debido a que el scattering intraocular medido a través del OSI no cambia significativamente tras la operación, el incremento del índice de alteración visual podría estar ligado al desenfoque en el ojo no dominante y a la incompleta supresión de esta imagen desenfocada en visión binocular, lo que se traduce en halos y visión difusa en condiciones de baja iluminación (Jain et al., 1996).

Aunque la monovisión no incrementa la capacidad acomodativa, ha demostrado ser una alternativa viable y exitosa para compensar la presbicia, especialmente cuando la corrección se realiza mediante cirugía refractiva LASIK. Sin embargo, el hecho de corregir un ojo para visión cercana y otro para visión lejana supone una inevitable pérdida de la estereoagudeza



que no todos los pacientes pueden aceptar (Jain et al., 1996; Evans, 2007). Por ejemplo, sujetos con ocupaciones que requieran buena estereoagudeza (como deportistas, cirujanos, pilotos, ...) o personas con anomalías en su visión binocular deberán ser excluidos.

En resumen, este estudio demuestra que los pacientes sometidos a monovisión mediante LASIK tienen una buena agudeza visual binocular tanto en visión lejana como en visión cercana, sin pérdidas en AV con la mejor corrección y sin un aumento significativo de las aberraciones, a excepción de la esférica. Sin embargo, la reducción de la sensibilidad al contraste, las pérdidas en la capacidad de discriminación en condiciones de baja iluminación y, especialmente, el claro empeoramiento de la estereoagudeza son factores que deben ser analizados antes de realizar un tratamiento para conseguir monovisión.

## 4.4. Diseños corneales multifocales para corregir presbicia: optimización y resultados

### 4.4.1. Introducción

En el apartado 2.2.2 de la *Revisión Bibliográfica* se presentaron las dos técnicas más utilizadas para corregir la presbicia mediante cirugía refractiva LASIK realizando ablaciones multifocales: central presbyLASIK y peripheral presbyLASIK. Los pacientes sometidos a estos tratamientos quedan satisfechos, aunque los estudios realizados muestran una disminución de la sensibilidad al contraste (Alió et al., 2006), incremento de las aberraciones de coma, trefoil y del total de las aberraciones de alto orden (Cantú et al., 2004), y la pérdida de líneas de mejor agudeza visual con corrección (Telandro, 2004; Alió et al., 2006; Jung et al., 2008). A la vista de estos resultados, consideramos necesario profundizar en las causas que producen este empeoramiento de la calidad visual así como las diferencias existentes entre estas dos técnicas.

A continuación presentamos los resultados de evaluar teóricamente los tres modelos de córnea diseñados para corregir presbicia presentados en el apartado 3.3.3 de la *Metodología*: un modelo esférico o hiperprolato (caracterizado por una superficie cónica), un modelo multifocal con el centro corregido para visión cercana (modelo central) y un modelo multifocal con la periferia corregida para visión cercana y el centro para visión lejana (modelo periférico). Primero, determinaremos el tamaño óptimo de la zona central y la zona de transición en los modelos multifocales, y los parámetros que caracterizan cada una de las zonas en los diferentes modelos (radio de curvatura y asfericidad), tratando en todos los casos de optimizar la Neural Sharpness (NS) resultante. Además, evaluaremos la calidad visual que proporcionan cada uno de estos modelos en función del tamaño de la pupila y su descentramiento, utilizando la Neural Sharpness (apartado 3.3.2 de la *Metodología*) y calculando las aberraciones oculares.

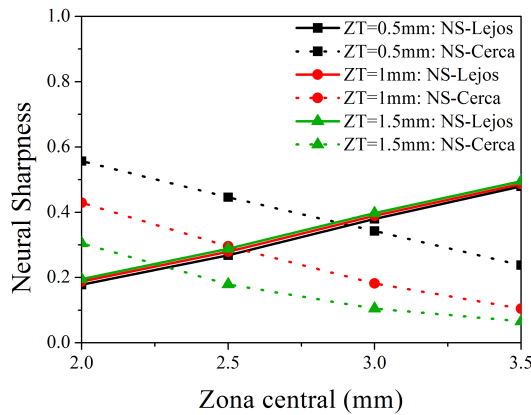
### 4.4.2. Diseño y optimización

La figura 4.8(a) muestra los valores de Neural Sharpness (NS) correspondientes al modelo periférico, variando el tamaño de la zona central

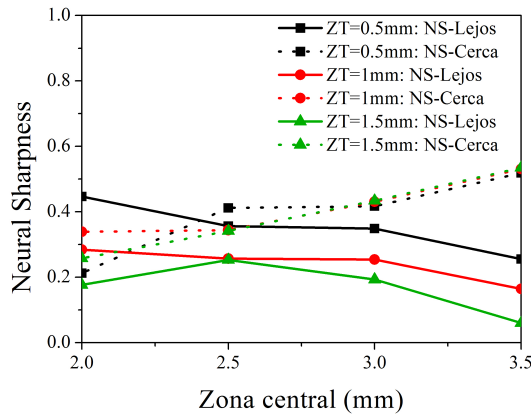
para diferentes tamaños de zona de transición y una adición de +2.5D. Como era de esperar, la NS es proporcional al tamaño de la zona central para visión lejana e inversamente proporcional para visión cercana. En visión cercana, los valores de NS disminuyen significativamente cuanto mayor es el tamaño de la zona de transición. Sin embargo, apenas hay variaciones en visión lejana. Es importante destacar que la superficie de transición está formada por una cúbica general, cuya geometría no favorece, en principio, la formación de imágenes ni en visión cercana ni en visión lejana. Por esa razón, para un cierto tamaño de zona central, el aumento de la zona de transición no afecta al valor de la NS para visión lejana. El efecto es similar en visión cercana aunque la diferencia encontrada en los resultados se debe a que cuanto mayor sea el tamaño de la zona de transición menor será la porción útil de la zona periférica para una determinada pupila y, por tanto, peor será la visión cercana. Es decir, para un determinado diámetro pupilar, cuanto mayor sea el tamaño de la zona de transición, menos rayos pasarán por la zona periférica corregida para visión cercana y peor será la visión en este caso.

Para el modelo periférico, el tamaño óptimo de zona central será menor cuanto mayor sea el tamaño de la zona de transición. Por lo tanto, para un tamaño del anillo de transición de 0.5mm, el tamaño óptimo de zona central ( $ZC$ ) sería 2.9mm, para 1mm tendríamos  $ZC = 2.5\text{mm}$  y para 1.5mm  $ZC = 2.3\text{mm}$ .

La figura 4.8(b) muestra la Neural Sharpness obtenida para el modelo central, variando el tamaño de la zona central para diferentes tamaños de zona de transición y +2.5D de adición. Al igual que en el modelo anterior, la visión correspondiente a la zona corneal central (visión cercana) mejora al aumentar el tamaño de la zona central mientras que lo contrario ocurre en visión lejana. Si nos fijamos en los cambios que se producen al variar el tamaño de la zona de transición, observamos que los valores de NS para visión lejana disminuyen significativamente al aumentar el tamaño de la zona de transición, especialmente entre 0.5 y 1mm. Sin embargo, en visión cercana el efecto de la zona de transición depende claramente del tamaño de la zona central. También podemos observar que, salvo para una zona de transición de 0.5mm que tendría una zona central óptima de 2.4mm, no encontramos valores similares de NS en visión cercana y lejana bajo las



(a) Modelo periférico



(b) Modelo central

Figura 4.8: *Neural Sharpness* para *vision cercana (NS-Cerca)* y *vision lejana (NS-Lejos)* para diferentes tamaños del anillo de transición ( $ZT$ ) y de zona central. Adición en cerca =  $+2.5D$ .

condiciones analizadas. Es decir, tanto para  $ZT = 1\text{mm}$  como para  $1.5\text{mm}$ , la visión cercana es siempre mejor que la visión lejana para los tamaños de zona central analizados.

Los resultados encontrados para  $+1D$  de adición son similares a los encontrados para  $+2.5D$ , por lo que elegimos  $ZT = 0.5\text{mm}$  para diseñar

nuestros modelos multifocales optimizados ya que, en promedio, la NS es mayor para un tamaño menor de zona de transición. Para este tamaño de zona de transición se representa en la figura 4.9 los valores de NS para visión cercana y lejana en función del tamaño de la zona central para el modelo periférico y el modelo central y para una adición de +2.5D (figura 4.9(a)) y +1D (figura 4.9(b)). Encontramos un tamaño de zona central óptimo de 2.9mm para el modelo periférico y 2.4mm para el modelo central considerando una adición de +2.5D; y de 3mm para el modelo periférico y 2.7mm para el modelo central considerando una adición de +1D (ver tabla 4.5). Esto significa que el modelo central requiere un tamaño de zona central inferior que el modelo periférico. Además, al aumentar la adición, disminuye el tamaño óptimo de la zona central por lo que menores valores de la adición permitirán utilizar zonas centrales mayores.

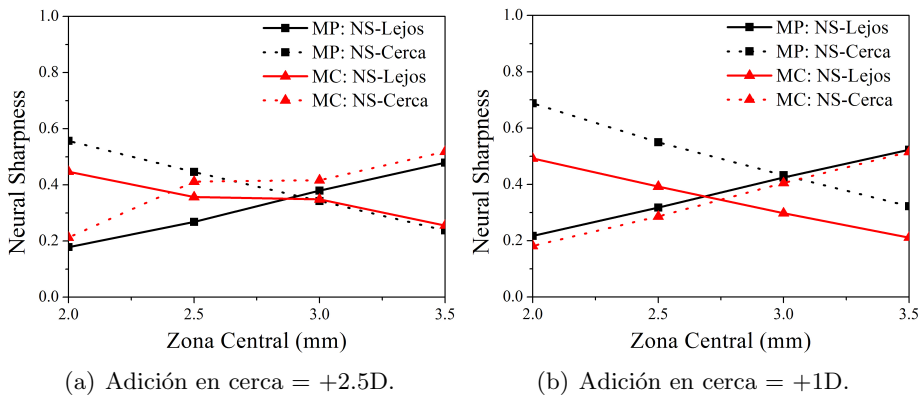
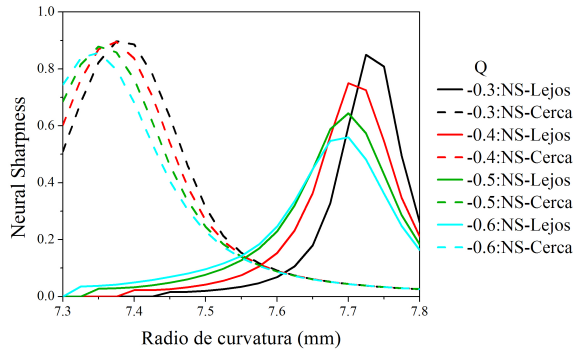


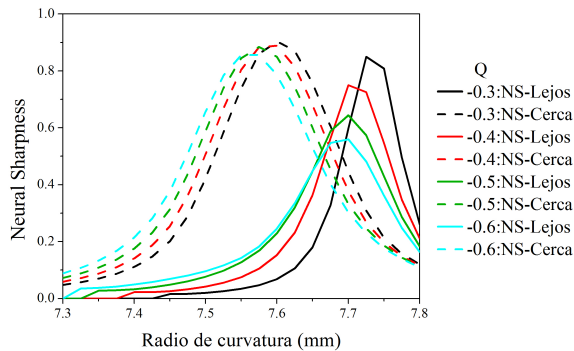
Figura 4.9: *Neural Sharpness* para visión cercana (*NS-Cerca*) y visión lejana (*NS-Lejos*) en función de la zona central para el modelo periférico (*MP*) y el modelo central (*MC*).

La figura 4.10(a) representa, considerando el modelo esférico, la NS en visión cercana y lejana para diferentes valores de asfericidad ( $Q = -0.3, -0.4, -0.5$  y  $-0.6$ ) y para diferentes radios de curvatura ( $R$  varía entre 7.3 y 7.8mm en pasos de 0.025mm) considerando una adición de +2.5D. Observando la figura 4.10(a) podemos notar que los modelos que se obtienen son siempre monofocales, es decir, podemos mejorar la visión lejana o cercana, pero no ambas simultáneamente. Notamos también que al dar valores más negativos

a la asfericidad, el valor máximo de la NS en visión lejana disminuye, sin que esto suponga una mejora en la calidad de la visión en cerca. Lo mismo ocurre con el valor máximo de la NS de cerca aunque la disminución es más suave.



(a) Adición en cerca = +2.5D.



(b) Adición en cerca = +1D.

Figura 4.10: Modelo esférico: Neural Sharpness para visión cercana (NS-Cerca) y visión lejana (NS-Lejos) en función del radio de curvatura y la asfericidad ( $Q = -0.3, -0.4, -0.5$  y  $-0.6$ ).

Para obtener la figura 4.10(b) se ha considerado una adición de +1D. En este caso, los máximos de las curvas se encuentran más próximos entre sí. Por lo tanto, sí es posible encontrar un  $R$  y  $Q$  que den valores altos de NS para cerca y lejos simultáneamente. Dado que el objetivo de este trabajo es optimizar tanto la visión cercana como la lejana, elegimos

para formar nuestra superficie esférica el valor del radio de curvatura ( $R = 7.67\text{mm}$ ) que proporciona la misma NS para visión cercana y lejana. Además, elegimos  $Q = -0.4$  porque es la asfericidad que proporciona un valor más alto de NS para visión cercana y lejana simultáneamente.

Como para +2.5D de adición no hay un modelo claramente mejor, es decir, que proporcione una aceptable visión en cerca y lejos simultáneamente, vamos a utilizar sólo el modelo esférico con +1D de adición para realizar la comparación con los modelos multifocales.

La tabla 4.5 muestra los parámetros que optimizan cada uno de los modelos. Lo más destacado de estos resultados es que la zona central de los modelos multifocales toma asfericidades muy negativas, iguales o superiores a -0.6. Sin embargo, no ocurre lo mismo en la zona periférica. El efecto de la adición en  $R_c$ ,  $Q_c$ ,  $R_p$  y  $Q_p$  es diferente según el modelo, mientras que, como ya habíamos comentado, la ZC óptima es menor cuanto mayor es la adición. Para el modelo esférico encontramos que el radio óptimo es muy similar al  $R_c$  encontrado para el modelo periférico con +1D de adición, aunque la asfericidad es menor que la de los modelos multifocales en su zona central.

Tabla 4.5: *Parámetros resultantes de la optimización del modelo periférico (MP), modelo central (MC) y modelo esférico (MA). ZC es el diámetro de la zona central,  $R_c$ ,  $Q_c$ ,  $R_p$  y  $Q_p$  son el radio y la asfericidad de la zona central y periférica, respectivamente.*

| Modelo | Adición | ZC(mm) | $R_c$ (mm) | $Q_c$ (mm) | $R_p$ (mm) | $Q_p$ (mm) |
|--------|---------|--------|------------|------------|------------|------------|
| MP     | +2.5D   | 2.9    | 7.71       | -0.6       | 7.41       | -0.27      |
| MP     | +1.0D   | 3.0    | 7.68       | -1.0       | 7.61       | -0.28      |
| MC     | +2.5D   | 2.4    | 7.36       | -1.0       | 7.74       | -0.26      |
| MC     | +1.0D   | 2.7    | 7.63       | -0.6       | 7.76       | -0.21      |
| MA     | +1.0D   | -      | 7.67       | -0.4       | -          | -          |

Para evaluar la forma final resultante de aplicar estos modelos corneales multifocales, hemos calculado el valor de la asfericidad  $Q$  promedio (para 6mm de diámetro) que mejor se ajusta a cada uno de los perfiles. La figura

4.11 presenta estos valores para +2.5D y +1D de adición. Podemos observar que se obtiene un valor parecido de asfericidad en el modelo central para +1D y en el modelo esférico. Sin embargo, en el modelo periférico el valor promedio obtenido es positivo, lo que indica que, pese a tener una zona central mayor que el modelo central y con valores negativos de asfericidad, en promedio la forma final de la córnea sometida a esta ablación es oblatada, es decir, es más plana en el centro y más curvada en la periferia. En los dos modelos multifocales, al disminuir la adición para cerca, la asfericidad promedio toma valores más próximos a cero.

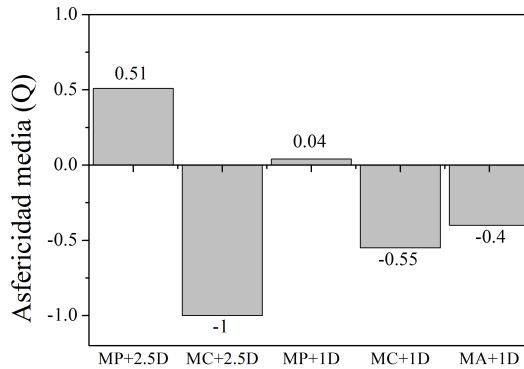


Figura 4.11: Asfericidad corneal promedio calculada a 6mm de diámetro para el modelo periférico y +2.5D de adición (MP+2.5D), el modelo central y +2.5D de adición (MC+2.5D), el modelo periférico y +1D de adición (MP+1D), el modelo central y +1D de adición (MC+1D) y el modelo esférico (MA)

La figura 4.12(a) representa los perfiles de ablación necesarios para obtener cada uno de los modelos optimizados a partir del modelo de córnea emétrope de Liou-Brennan. Hemos considerado que corregimos una adición de +2.5D. Como podemos observar, el modelo periférico requiere una profundidad de ablación considerablemente mayor que el modelo central. La profundidad máxima de ablación en el modelo periférico es  $34\mu\text{m}$ , mientras que para el modelo central es de  $9\mu\text{m}$ . Dado que estamos considerando un ojo emétrope en visión lejana, el modelo periférico deja la zona central de la córnea casi intacta. La mayor parte de la ablación se produce en la zona periférica (entre 2 y 4.5mm de radio, aproximadamente) que es la zona corregida para visión cercana. En el modelo central se distingue también con



claridad la zona periférica corregida para visión lejana, ya que presenta una profundidad de ablación casi constante de, aproximadamente,  $9\mu\text{m}$ . En la figura 4.12(b) se representan los perfiles de ablación considerando +1D de adición para visión cercana. Como era esperado, una adición menor supone una profundidad de ablación menor en todos los modelos. Esta reducción es muy significativa en el modelo periférico, cuya máxima profundidad de ablación pasa de  $34\mu\text{m}$  para +2.5D a  $11\mu\text{m}$  para +1D de adición. Sin embargo, éste sigue siendo el modelo que requiere una mayor profundidad de ablación, pues en el modelo central el valor máximo de la ablación es  $4\mu\text{m}$  y  $3\mu\text{m}$  en el modelo esférico. El modelo central presenta un perfil muy similar al encontrado para +2.5D si bien, como era esperado, el cambio de la curvatura de la zona central es menor para una adición menor. El modelo esférico presenta un perfil de ablación bastante parecido al modelo central y además es el modelo que requiere menor profundidad de ablación.

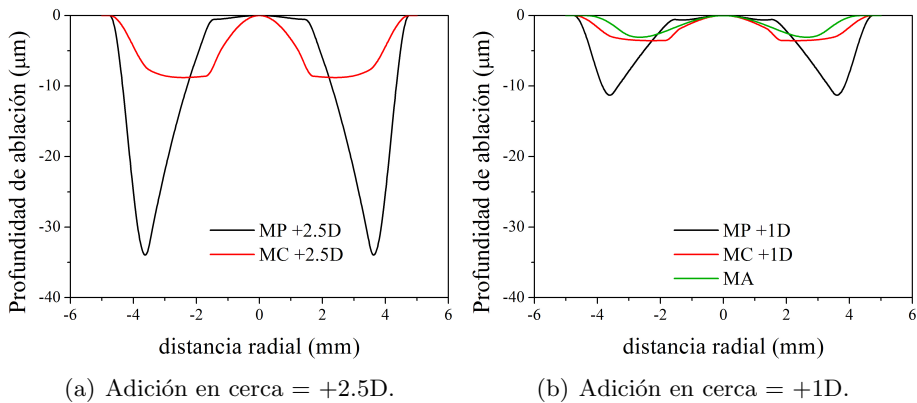


Figura 4.12: Perfil de ablación para los diferentes modelos corneales: modelo periférico (MP), modelo central (MC) y modelo esférico (MA).

#### 4.4.3. Comparación teórica entre modelos

##### Efecto del tamaño de la pupila en la Neural Sharpness

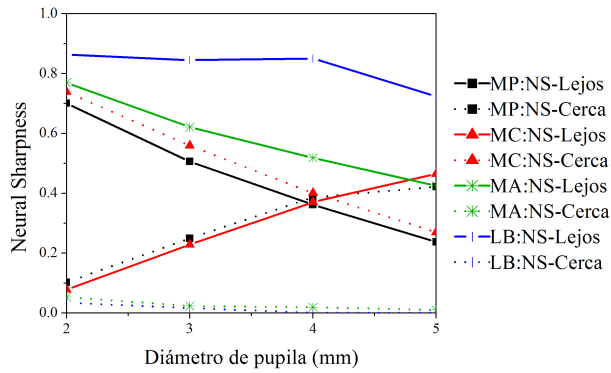
La figura 4.13 representa la NS para cerca y lejos en función del diámetro pupilar para el modelo periférico, el modelo central, el modelo esférico

y un ojo presbita basado en el modelo de Liou-Brennan para +2.5D de adición (figura 4.13(a)) y para +1D (figura 4.13(b)). Como cabía esperar, a medida que aumenta el tamaño de la pupila empeora la calidad visual correspondiente a la zona corneal central y mejora la visión correspondiente a la zona corneal periférica. Por lo tanto, pupilas pequeñas favorecen la visión cercana en el modelo central y la visión lejana en el modelo periférico, mientras que pupilas grandes (mayores que 4mm) favorecen la visión lejana en el modelo central y la cercana en el modelo periférico. Esto es así tanto para +2.5D como para +1D de adición. Sin embargo, observamos que para +1D de adición los valores de NS son siempre mayores que utilizando +2.5D de adición. Además, para una adición menor, encontramos que la NS para la visión correspondiente a la zona corneal periférica es más estable al variar el tamaño de la pupila, especialmente para el modelo central que da valores casi constantes de NS para visión lejana.

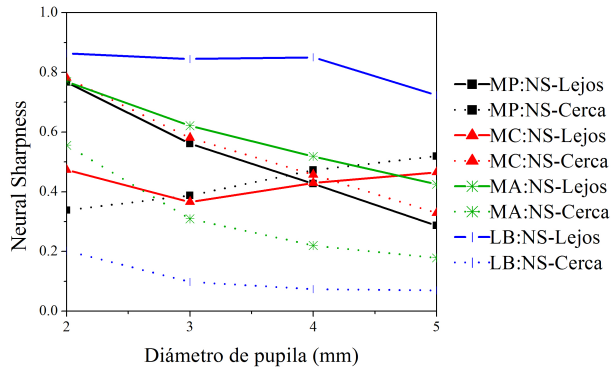
Si comparamos los dos modelos multifocales entre sí, encontramos que el modelo central da NS mayores para la visión correspondiente a la zona corneal central. Sin embargo, para la visión correspondiente a la zona corneal periférica esta diferencia depende del valor de la adición y del tamaño de pupila. En el modelo esférico encontramos que para +2.5D (figura 4.13(a)) la NS de lejos empeora respecto al emétrepe hasta alcanzar valores muy próximos a los valores proporcionados por los modelos multifocales. Sin embargo, la NS de cerca apenas mejora respecto del emétrepe presbita para todos los diámetros de pupila. Para una adición menor ( $A=+1D$ ) se consigue mejorar significativamente la visión cercana para pupilas pequeñas aunque para pupilas superiores a 3mm, la NS de cerca es siempre peor que con los modelos multifocales (figura 4.13(b)).

### **Efecto del descentramiento de la pupila en la Neural Sharpness**

La figura 4.14 muestra el efecto del descentramiento de la pupila en la calidad visual proporcionada por cada uno de los modelos. Para el modelo periférico (figura 4.14(a) y 4.14(b)) encontramos que una pupila centrada favorece la visión lejana para pupilas pequeñas (menores que 4mm). Para pupilas grandes la NS en visión lejana es prácticamente independiente del descentramiento de la pupila. Sin embargo, los valores de NS para visión cercana son mayores cuando la pupila está descentrada nasalmente,



(a) Adición en cerca = +2.5D.



(b) Adición en cerca = +1D.

Figura 4.13: *Neural Sharpness* para visión cercana (*NS-Cerca*) y visión lejana (*NS-Lejos*) en función del diámetro de pupila correspondientes al modelo periférico (*MP*), modelo central (*MC*), modelo esférico (*MA*) y modelo de Liou-Brennan sin acomodación (*LB*).

independientemente de su tamaño. En el modelo central (figura 4.14(c) y 4.14(d)) el efecto del descentramiento de la pupila es similar al modelo periférico pero de forma opuesta. Es decir, un descentramiento nasal de la pupila favorece la visión lejana, mientras que una pupila centrada favorece la visión cercana. Sin embargo, al contrario de lo que ocurre en los otros modelos, en el modelo central con +1D de adición y una pupila de 2mm, el descentramiento de la pupila no altera el valor de la *NS*. El efecto del descentramiento en el modelo esférico (figura 4.14(e)) es similar

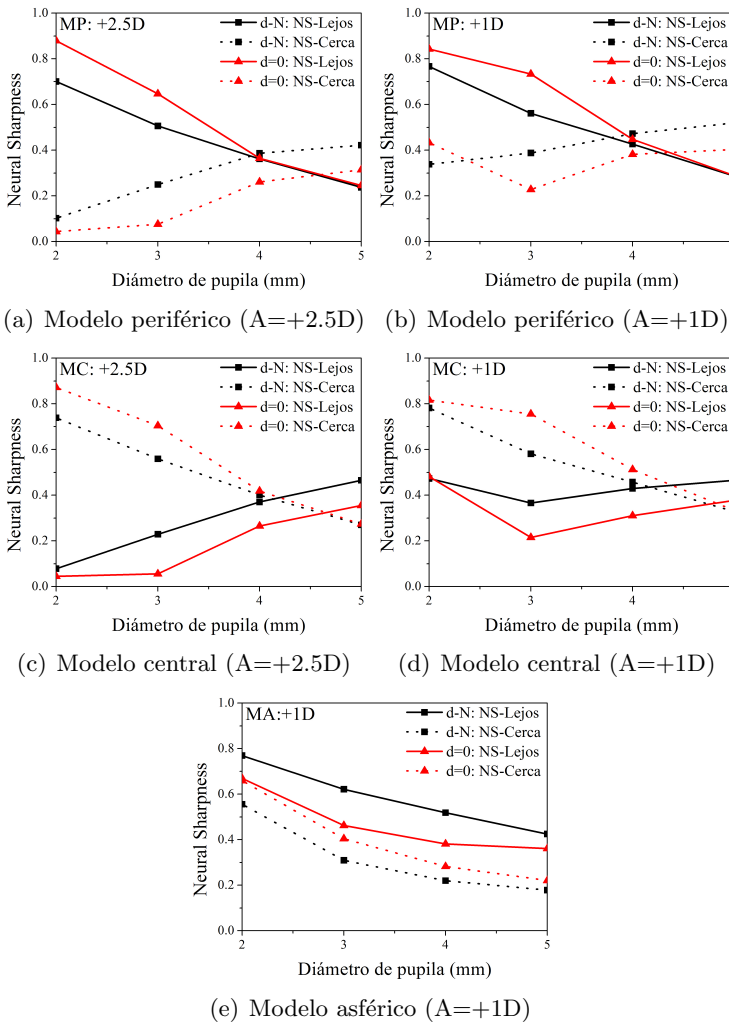


Figura 4.14: Neural Sharpness para vision cercana (NS-Cerca) y vision lejana (NS-Lejos) para diferentes diámetros pupilares y para dos descentramientos de pupila distintos: pupila centrada en el eje óptico ( $d=0$ ) y pupila descentrada nasalmente  $0.5\text{mm}$  ( $d-N$ ).  $A$  = adición en cerca.

al encontrado en el modelo central aunque en este caso la variación que se produce en la NS para diferentes descentramientos es prácticamente

independiente del tamaño de la pupila.

### Aberraciones oculares

La figura 4.15 presenta los valores de aberración esférica,  $Z(4,0)$ , correspondientes a los diferentes modelos y a los dos valores de adición estudiados. Observamos que, independientemente del valor de la adición, el modelo periférico es el único que proporciona valores positivos de aberración esférica. Para +1D de adición, el modelo central y el modelo esférico presentan valores similares de aberración esférica. Además, para todos los modelos la aberración esférica disminuye en valor absoluto al disminuir la adición.

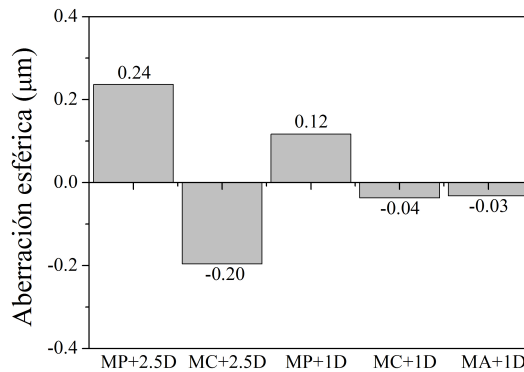


Figura 4.15: Aberración esférica calculada para el modelo periférico y +2.5D de adición (MP+2.5D), el modelo central y +2.5D de adición (MC+2.5D), el modelo periférico y +1D de adición (MP+1D), el modelo central y +1D de adición (MC+1D) y el modelo esférico (MA).

Hemos calculado también el valor del RMS de las aberraciones de alto orden (figura 4.16). El modelo periférico es el modelo que más aberraciones de alto orden proporciona, especialmente para +2.5D de adición. Al disminuir la adición disminuyen también las aberraciones de alto orden, encontrándose valores similares entre el modelo central y el modelo esférico al igual que ocurre con la aberración esférica. En concreto, al disminuir la adición de +2.5D a +1D, el RMS del modelo periférico disminuye su valor

un 64 %, mientras que para el modelo central esta disminución es del 56 %.

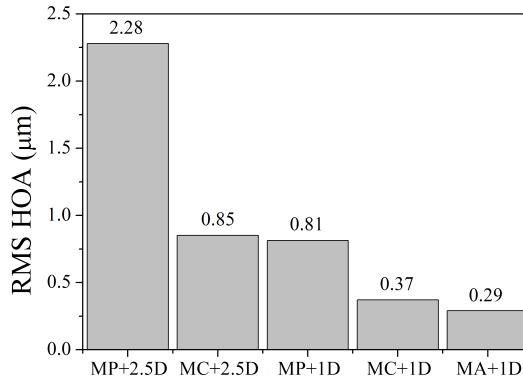


Figura 4.16: *RMS de las aberraciones de alto orden (RMS HOA) calculado para el modelo periférico y +2.5D de adición (MP+2.5D), el modelo central y +2.5D de adición (MC+2.5D), el modelo periférico y +1D de adición (MP+1D), el modelo central y +1D de adición (MC+1D) y el modelo esférico (MA).*

#### 4.4.4. Discusión

Hemos evaluado de forma teórica tres modelos corneales multifocales diseñados para corregir presbicia y proporcionar buena calidad visual tanto en visión cercana como en visión lejana. Con este objetivo, hemos optimizado el diseño de cada uno de los modelos, calculando el tamaño óptimo de la zona central y la zona de transición para los dos modelos multifocales; y el radio y la asfericidad que caracterizan cada una de las superficies que componen estos tres modelos. Además, hemos evaluado la calidad visual correspondiente a cada modelo, mediante la Neural Sharpness y las aberraciones de frente de onda.

Nuestros resultados muestran que para tamaños grandes de la zona central, la ablación multifocal deteriora la visión para la que se ha corregido la zona corneal central, introduciendo sólo una pequeña mejoría en la visión correspondiente a la zona corneal periférica. Este resultado coincide con los resultados presentados por Pinelli et al. (2008), que pese a utilizar un tamaño de zona central de 5mm corregido para visión lejana reportaron

una pérdida significativa de la sensibilidad al contraste y un aumento de las aberraciones. Sin embargo, el índice de eficacia para visión cercana era sólo de 0.56 monocular.

Por otro lado, hemos encontrado que el tamaño óptimo de la zona central depende también del tamaño de la zona de transición utilizada, de tal forma que cuando se trabaja con zonas de transición grandes, se recomienda utilizar tamaños de zona central más pequeños. Además, hemos encontrado que una zona de transición pequeña mejora en promedio la calidad visual del sujeto, lo que debe ser tenido en cuenta a la hora de diseñar futuros algoritmos de ablación multifocal.

Para el modelo central con una tamaño de zona de transición de 0.5mm y adición de +1D obtuvimos un diámetro óptimo de 2.7mm, un valor muy próximo a los 3mm que suelen utilizarse en central presbyLASIK (Alió et al., 2006; Illueca et al., 2008; Ortiz et al., 2007). Sin embargo, los valores que obtenemos para el modelo periférico son muy inferiores a los que comúnmente se utilizan en clínica, que suelen ser superiores o iguales a 3.5mm (Telandro, 2004; Cantú et al., 2004; El-Danasoury et al., 2009; Pinelli et al., 2008; Gordon, 2010). Pese a estas diferencias, los resultados presentados en este trabajo justifican la utilización de un tamaño mayor de zona central en el modelo periférico que en el modelo central, tal y como se suele hacer en la práctica clínica. Además, hemos encontrado que compensar una adición menor permite utilizar una zona central de mayor diámetro, especialmente en el modelo central.

Aunque es difícil comparar nuestros perfiles de ablación con los que realmente se utilizan en clínica, debido a que estos suelen ser propiedad de los autores, sí que encontramos una gran similitud entre nuestros perfiles (especialmente el del modelo periférico), y los perfiles de ablación obtenidos por Telandro (2004) en platos de PMMA para corregir sujetos presbitas hipermetropes con el centro corregido para visión lejana y la periferia para visión cercana. Además, nuestros resultados muestran que el modelo periférico requiere una mayor profundidad de ablación, lo que ya ha sido comentado por otros autores como una de las principales desventajas de este modelo (Alió et al., 2006; Jung et al., 2008). La profundidad de ablación se incrementa significativamente al aumentar la adición por lo

que para adiciones grandes el modelo central parece ser el modelo más conservador para la córnea, resultado que coincide con el de Jung et al. (2008).

Pese a que en todos los modelos analizados la zona central de la córnea tras la cirugía tomaba una forma hiperprolata, es decir, con valores muy negativos de la asfericidad, la forma de la córnea para un diámetro mayor (6mm) varía. En concreto, en el modelo periférico obtenemos una asfericidad promedio positiva, lo que indica que la forma de la córnea es más plana en el centro y más curva en la periferia. De esta forma se consigue mayor potencia en la periferia que en el centro, como era el objetivo del modelo. Además, encontramos que cuanto menor es la adición, menor es también la asfericidad. En el apartado 2.1.3 de la *Revisión Bibliográfica* vimos que un valor positivo de la asfericidad corneal conlleva valores positivos de la aberración esférica y al revés, lo que se comprueba también en nuestros resultados. En el modelo central y el modelo esférico los valores negativos de aberración esférica supondrían un aumento de la profundidad de foco del modelo, lo que favorecería la visión en cerca y a distancias intermedias (Rocha et al., 2009; Bakaraju et al., 2010). Diferentes estudios (Alió et al., 2006; Jung et al., 2008) han encontrado cambios hacia valores más negativos de la aberración esférica utilizando un modelo de ablación con el centro corregido para cerca. Aunque los valores no son comparables a los nuestros, encontramos que, por ejemplo, Jung et al. (2008) midieron que el coeficiente  $Z(4,0)$  variaba de  $0.14\mu\text{m}$  antes de la cirugía a  $-0.02\mu\text{m}$  6 meses después de la cirugía. También Alió et al. (2006) midieron un decrecimiento del coeficiente de aberración esférica de  $0.41$  a  $0.36\mu\text{m}$ , y Cantu et al. (2004) encontraron un incremento de la aberración esférica negativa de  $0.035$  a  $-0.259\mu\text{m}$ . El hecho de no encontrar en la literatura valores positivos para la aberración esférica en ablaciones con la periferia corregida para cerca, como ocurre en nuestro modelo periférico, se debe a que en la mayoría de casos analizados el tratamiento se realiza a sujetos hipermétropes (Pinelli et al., 2008; El-Danasoury et al., 2009). Para corregir una hipermetropía se aumenta la curvatura de la córnea para aumentar así el poder refractor tanto en la zona central (corregida para lejos) como en la zona periférica (corregida para cerca). Como resultado, la zona corneal ablacionada se hace más prolata y aumenta la aberración esférica negativa (Pinelli et al., 2008).



El modelo periférico proporciona el mayor valor de RMS de las aberraciones de alto orden, siendo este valor significativamente superior al proporcionado por los otros dos modelos. Estos resultados concuerdan con los encontrados por Koller y Seiler (2006) utilizando también modelos corneales teóricos. En su trabajo, el valor del RMS del error del frente de onda obtenido para visión lejana es de  $0.91\mu\text{m}$  con un modelo con el centro corregido para cerca y  $3.54\mu\text{m}$  para la córnea con un anillo periférico para visión cercana. Sin embargo, Koller y Seiler (2006) encontraron también que el RMS es mayor en el modelo esférico (llamado en su trabajo *global optimum*) que en el modelo central, justo lo contrario a lo encontrado en nuestros resultados. Dado que el modelo esférico es un modelo caracterizado por una superficie cónica continua, es decir, sin cambios bruscos de curvatura, esperamos que sea el modelo que menos aberraciones presente. La diferencia puede deberse a que ellos calcularon el RMS total del error del frente de onda, que incluye también el desenfoque y no sólo las aberraciones de alto orden.

Pese a las diferencias existentes entre los dos modelos multifocales, encontramos que al evaluar la NS en función del tamaño de la pupila y su descentramiento, los dos modelos proporcionan aproximadamente los mismos valores y responden de la misma forma a las variaciones en la pupila, aunque al revés. Hemos encontrado que el descentramiento de la pupila afecta notablemente a la calidad visual que proporciona un determinado modelo, afectando especialmente a la visión periférica en los modelos multifocales. Una pupila centrada favorece la visión correspondiente a la zona corneal central, mientras que una pupila descentrada favorece la visión correspondiente a la zona corneal periférica. Sin embargo, el tamaño de la pupila juega un papel todavía más importante a la hora de conseguir multifocalidad. Pupilas pequeñas favorecen la visión cercana en el modelo central y la visión lejana en el modelo periférico. Por el contrario, pupilas grandes favorecen la visión lejana en el modelo central y la visión cercana en el modelo periférico. Para el modelo esférico observamos que la visión lejana es muy similar a la proporcionada por los dos modelos multifocales aunque ligeramente mayor para pupilas intermedias. Sin embargo, este modelo proporcionaría una aceptable visión cercana sólo para pupilas pequeñas (por debajo de  $2.5\text{mm}$ ) y adiciones pequeñas. En la literatura encontramos que el modelo esférico se recomienda para corregir el ojo no

dominante para visión cercana en tratamientos de monovisión (Mrochen, 2009). El objetivo es crear una superficie más curva en la zona central y más plana en la zona periférica de forma que para pupilas pequeñas la visión estuviera dominada por esa zona central, proporcionando una buena visión en cerca, mientras que para pupilas grandes la visión estaría dominada por la zona corneal periférica, que proporcionaría una aceptable visión lejana. Nuestros resultados muestran que esto sólo es posible si se utilizan adiciones pequeñas. Para adiciones más grandes, el modelo esférico se comporta de forma completamente monofocal. Además, observamos que al incrementar la asfericidad, sólo empeoramos la calidad visual máxima que puede proporcionar el modelo, sin que esto suponga una mejora en la visión para otras distancias.

En todos los casos analizados, encontramos siempre un claro balance entre la calidad de la visión cercana y la visión lejana. Esto significa que todo lo que se consigue mejorar en visión cercana empeora en visión lejana y viceversa. Por lo tanto, si partimos de un ojo emélope presbita es posible mejorar su visión cercana utilizando estos modelos, pero siempre a costa de empeorar la calidad de su visión lejana.



## 5

# Conclusions

1. The use of a general ellipsoidal model oriented arbitrarily in space to adjust the topographical corneal map allows the correction of errors derived from the misplacement of the cornea with respect to the topographer. As shown by our results, the parameters intrinsic to the cornea determined from mathematical transformation show less variability and higher reproducibility than do those determined directly by the topographer.
2. This method has proved valid to determine the radii and asphericities of corneas of myopic subjects and of myopes having astigmatism with different degrees of ametropia. Furthermore, its usefulness has been demonstrated for representing corneas operated on by LASIK.
3. We have demonstrated that by using the intrinsic data of the cornea, the theoretical predictions of the postsurgical asphericity, taking into account the changes due to the algorithm and also taking into account the reflection losses and non-normal incidence of the laser upon the cornea, show a significantly better fit to the experimental data. This improvement in the prediction using intrinsic corneal data carries great clinical importance, since the development of new ablation algorithms will not be completely effective so long as we are incapable of predicting precisely the final real corneal shape.

4. This corneal-characterization model has many applications, since it is important to represent the anterior surface of the cornea with precision, both for research in visual optics as well as in different clinical applications. It would be possible to implement this method in software for topographers or to produce software that permits the data given by the topographer to be converted into the intrinsic data of the cornea, which depend exclusively on the corneal geometry.
  
5. We have analysed the visual quality of presbyopic patients corrected for monovision after LASIK with the dominant eye corrected for distance vision and the nondominant eye for near vision. Our results demonstrate that patients who underwent this treatment had good binocular visual acuity both in distance and near vision without losses in the best corrected visual acuity and without an increase in aberrations, except for the spherical one. However, our results also show a reduction in the contrast-sensitivity function, loss of visual-discrimination capacity, and a clear worsening of stereoacuity. This method has proved to be a viable and valuable alternative to compensate for presbyopia although the notable deterioration in visual quality is a factor to take into account before undertaking a treatment to gain monovision.
  
6. We have analyzed three new theoretical corneal models based on the ablation techniques applied in clinics to correct presbyopia: two multifocal (one model with the centre corrected for near vision and the other model with the periphery corrected for near vision) and one aspheric model. For each model, we theoretically calculated the different parameters that optimize it for the best visual quality possible both for near and distance vision.
  
7. Our results show that the optimal size of the central zone on the multifocal surfaces depends on different factors, such as the size of the transition zone, the model used, and the value of the addition. The greater the size of the transition zone, the smaller the optimal size of the central zone. The same occurs with the addition: the

larger the addition, the smaller the size of the central zone should be. Moreover, we found that the model with the centre corrected for near vision required a smaller central-zone size than the model with the periphery corrected for near vision. Even using large sizes of the central zone, the multifocal ablation deteriorates the vision for which the central corneal zone had been corrected, introducing only a minor improvement in the vision corresponding to the peripheral corneal zone.

8. We found that a smaller transition zone improved the average visual quality of the subject. No works are available on the effect that the size of the transition zone has on these types of ablation and therefore we consider that this result should be taken into account when future algorithms are designed.
9. Our results indicate that the model with the periphery corrected for near vision requires a greater ablation depth, highlighting one of the main drawbacks of this model. Furthermore, the ablation depth significantly increases as the near addition power rises.
10. Both the model with the centre corrected for near as the aspheric model have negative asphericities on average, as well as negative spherical aberration. However, both the asphericity as well as the spherical aberration take positive values in the model with the corrected periphery for near vision. Also, this model presents a higher value for wavefront aberrations.
11. Despite the differences found, our results show that both multifocal models provide approximately the same visual quality and respond similarly with respect to the variations in the pupil (size and decentration), though opposite. A centred pupil favoured the vision corresponding to the central corneal zone, while a decentred pupil favoured the vision corresponding to the peripheral corneal zone. Small pupils favoured vision corresponding to the central zone while large pupils favoured vision corresponding to the peripheral corneal

zone.

12. Our results indicate that the aspheric model is possible only with small additions. For large additions, the aspheric model, even for very negative asphericities, behaves in a completely monofocal way. Using an addition of only +1D, this model presents a far-vision value similar to that of the two multifocal models, but an acceptable near visual quality only for very small pupils (<2.5mm).
13. The model with the centre corrected for near vision required the least ablated corneal surface area, permitting high addition values, providing more stable distance vision against variation in pupil size, giving more negative values for spherical aberration (thus increasing the depth of focus), and furthermore presenting lower high-order aberrations. In addition, if we take into account that the pupil decreases in diameter with accommodation, this model appears to be the most advisable one for providing multifocality in the cornea.
14. From our results, we conclude that it is necessary to evaluate the behaviour of the pupil of the patient before applying this type of surgery. This, together with an evaluation of the visual needs of the subject, will determine the type of ablation most advisable for each patient. However, in all the models analysed, we found that whatever was gained in the quality of the near vision was lost in the distance vision and vice versa. Therefore, although it is possible to improve visual quality in the near vision of a subject with presbyopia, this will always bear the cost of worsening distance vision.

## 6

# Referencias

- Alarcón A., Sabesan R., Yoon G., “Adaptive Optics Asymmetric Double Pass Method to Assess the Ocular Point Spread Function,” *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*; **51** ARVO E-Abstract: 3943 (2010).
- Alió J.L., Chaubard J.J., Caliz A., Sala E., Patel S., “Correction of presbyopia by technovision central multifocal LASIK (presbyLASIK),” *J. Refract. Surg.* **22**, 453-60 (2006).
- Alió J.L., Piñero D., Muftuoglu O., “Corneal wavefront-guided retreatments for significant night vision symptoms after myopic laser refractive surgery,” *Am. J. Ophthalmol.* **145**, 65-74 (2008).
- Alió J.L., Amparo F., Ortiz D., Moreno L., “Corneal multifocality with excimer laser for presbyopia correction,” *Curr. Opin. Ophthalmol.* **20**, 264-71 (2009).
- Anera R.G., Jiménez J.R., Díaz J.A., Jiménez del Barco L., “Influence of asphericity of the anterior cornea surface in visual performance,” *Optik* **111**,429-34 (2000).
- Anera R.G., Jiménez J.R., Jiménez del Barco L., Bermudez J., Hita E., “Changes in corneal asphericity after laser in situ keratomileusis,” *J. Cataract Refract. Surg.* **29**, 762-68 (2003a).
- Anera R.G., Jiménez J.R., Jiménez del Barco L., Hita E., “Changes in corneal asphericity after laser refractive surgery considering reflection



- losses and non-normal incidence on the anterior cornea,” *Optics Letters* **28**, 417-19 (2003b).
- Anera R.G., Jiménez J.R., Jiménez del Barco L., Hita E., “Transverse chromatic aberration after corneal refractive surgery,” *J. Mod. Opt.* **52**, 725-34 (2005a).
- Anera R.G., Villa C., Jiménez J.R., Gutiérrez R., Jiménez del Barco L., “Differences between real and predicted corneal shapes after aspherical corneal ablation,” *Appl. Opt.* **44**, 4528-32 (2005b).
- Anera R.G., Castro J.J., Jiménez J.R., Villa C., Alarcón A., “Optical quality and visual discrimination capacity after myopic LASIK with a standard and aspheric ablation profile,” *J. Refract. Surg.* **27**, 597-601 (2011).
- ANSI Z80.23-2008 Corneal Topography Systems-Standard Terminology, Requirements.
- Applegate R.A., Howland H.C., Buettner J. “Corneal aberrations before and after radial keratotomy (RK) calculated from videokeratometric measurements,” *Vis. Sci. Appl. Tech. Digest (OSA)* **2**, 58-61 (1994).
- Applegate R.A., Hilmantel G., Howland H.C., “Corneal aberrations increase with the magnitude of radial keratotomy refractive correction,” *Optom. Vis. Sci.* **73**, 585-89 (1996).
- Arba-Mosquera S., de Ortueta D., “Analysis of optimized profiles for aberration-free refractive surgery,” *Ophthalmic Physiol. Opt.* **29**, 535-48 (2009).
- Arba-Mosquera S., Arbelaez M.C., Ortueta D., “Laser corneal refractive surgery in the twenty-first century: a review of the impact of refractive surgery on high-order aberrations (and vice versa),” *J. Mod. Opt.* **57**, 1041-74 (2010).
- Arba-Mosquera S., de Ortueta D., “Correlation among ocular spherical aberration, corneal spherical aberration, and corneal asphericity before and after LASIK for myopic astigmatism with the SCHWIND AMARIS platform,” *J. Refract. Surg.* **27**, 434-43 (2011).

- Artal P., Iglesias I., López-Gil N., Green D.G., “Double-pass measurements of the retinal-image quality with unequal entrance and exit pupil sizes and the reversibility of the eye’s optical system,” *J. Opt. Soc. Am. A* **12**, 2358-66 (1995).
- Artal P., Guirao A., “Contribution of the cornea and lens to the spherical aberration of the eye,” *Opt. Letters* **23**, 1713-15 (1998).
- Artal P., Guirao A., Berrio E., Williams D.R., “Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye,” *J. Vis.* **1**, 1-8 (2001).
- Artal P., Berrio E., Guirao A., Piers P., “Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age,” *J. Opt. Soc. Am. A* **19**, 137-43 (2002).
- Atchison D.A., “Aberrations associated with rigid contact lenses,” *J. Opt. Soc. Am. A* **12**, 2267-73 (1995).
- Atchison D.A., Smith G., “Optics of the human eye,” Butterworth-Heinemann, Oxford (2000).
- Atchison D.A., “Optical models for human myopic eyes,” *Vision Res.* **46**, 2236-50 (2006).
- Auffarth G.U., Wang L., Volcker H.E., “Keratoconus evaluation using the Orbscan Topography System,” *J. Cataract Refract. Surg.* **26**, 222-8 (2000).
- Avalos G., “The PARM technique”, en: Agarwal A, eds. *LASIK and Beyond LASIK. Highlights of Ophthalmology*, El Dorado, Panama, 445-47 (2001).
- Back A., Grant T., Hine N., “Comparative visual performance of three presbyopic contact lens corrections,” *Optom. Vis. Sci.* **69**, 474-80 (1992).
- Baikoff G., Matach G., Fontaine A., Ferraz C., Spera C., “Correction of presbyopia with refractive multifocal phakic intraocular lenses,” *J. Cataract Refract. Surg.* **30**, 1454-60 (2004).

- Baikoff G., "Surgical treatment of presbyopia: scleral, corneal and lenticular," *Curr. Opin. Ophthalmol.* **40**, 709-16 (2005).
- Baker T.Y., "Ray tracing through non-spherical surfaces," *Proceedings of the Physical Society* **55**, 361-64 (1943).
- Bakaraju R.C., Ehrmann K., Papas E. B., Ho A., "Depth-of-focus and its association with the spherical aberration sign. A ray-tracing analysis," *J. Optom.* **3**, 51-59 (2010).
- Barbero S., Marcos S., Merayo-Llodes J., Moreno-Barriuso E., "Validation of the estimation of corneal aberrations from videokeratography in keratoconus," *J. Refract. Surg.* **18**, 263-70 (2002).
- Bennett A.G., Rabbett R.B., "Schematic eyes - time for a change?," *Optician.* **196**, 14-15 (1988).
- Bennett E.S., "Contact lens correction of presbyopia," *Clin. Exp. Optom.* **91**, 265-78 (2008).
- Braun E.H., Lee J., Steinert R.F., "Monovision in LASIK," *Ophthalmology* **115**, 1196-202 (2008).
- Brunette I., Bueno J. M., Parent M., Hamam H., Simonet P. "Monochromatic Aberrations as a Function of Age from Childhood to Advanced age," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **12**, 5439-46 (2003).
- Burek H. y Douthwaite. "Mathematical models of the general corneal surface," *Ophthalmic Physiol. Opt.* **13**, 68-72 (1993).
- Calossi A. "The Optical Quality of the Cornea," Fabiano Editore, 2002.
- Calossi A. "Corneal Asphericity and Spherical Aberration," *J. Refract. Surg.* **23**, 505-14 (2007).
- Campbell C., "Reconstruction of the corneal shape with the MasterVue Corneal Topography System," *Optom. Vis. Sci.* **74**, 899-905 (1997).
- Campbell C.E., "Corneal topography and customized ablation" in *Wavefront customized visual correction, the quest for supervision*, Krueger RR, Applegate RA, MacRae S. M., New York: Slack Incorporated, (2004).

- Cano D., Barbero S., Marcos S., "Comparison of real and computer-simulated outcomes of LASIK refractive surgery," *J. Opt. Soc. Am. A* **21**, 926-36(2004).
- Cantu R., Rosales M.A., Tepichín E., Curioca A., Montes V., Bonilla J., "Advanced surface ablation for presbyopia using the Nidek EC-5000 laser," *J. Refract. Surg.* **20**, S711-S713 (2004).
- Carvalho L.A., "Preliminary results of neural networks and zernike polynomials for classification of videokeratography maps," *Optom. Vis. Sci.* **82**, 151-58 (2005).
- Castro J.J., Jiménez J.R., Ortiz C, Alarcón A., Anera R.G., "New testing software for quantifying discrimination capacity in subjects with ocular pathologies," *J. Biomed. Opt.* **16**, 15001-7 (2011).
- Chen C.C., Izadshenas A., Rana A.A., Azar D.T., "Corneal asphericity after hyperopic laser in situ keratomeleusis," *J. Cataract Refract. Surg* **28**, 1539-45 (2002).
- Chen L., Singer B., Guirao A., Porter J., Williams D. R., "Image metrics for predicting subjective image quality," *Optom. Vis. Sci.* **82**, 358-69 (2005).
- Cheng X., Bradley A., Thibos L.N., "Predicting subjective judgment of best focus with objective image quality metrics," *J. Vis.* **4**, 310-21 (2004).
- Cheng Z.Y., He J.C., Zhou X.T., Chu R.Y., "Effect of flap thickness on higher order wavefront aberrations induced by LASIK: a bilateral study," *J. Refract. Surg.* **24**, 524-29 (2008).
- Collins M., Goode A., Brown B., "Distance visual acuity and monovision," *Optom. Vis. Sci.* **70**, 723-28 (1993).
- Collins M.J., Goode A., "Interocular blur suppression and monovision," *Acta Ophthalmol. Scand* **72**, 376-80 (1994).
- Díaz J.A., Anera R.G., Jiménez J.R., Jiménez del Barco L., "Optimum corneal asphericity for refractive surgery," *J. Mod. Opt.* **50**, 1903-15 (2003).

- Díaz-Doutón F., Benito A., Pujol J., Arjona M., Guell J.L., Artal P., "Comparison of the retinal image quality with a Hartmann-Shack wavefront sensor and a double-pass instrument," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **47**, 1710-16 (2006).
- Diaz-Santana L., Dainty J.C., "Effects of retinal scattering in the ocular double-pass process," *J. Opt. Soc. Am. A* **18**, 1437-44 (2001).
- Dorronsoro C., Cano D., Barbero S., Merayo J., Llorente L., Marcos S., "Understanding the standard algorithm for corneal refractive surgery using laser ablation of PMMA surfaces," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **44**, E-Abstract: 2535 (2003).
- Dorronsoro C., Cano D., Merayo-Llodes J., Marcos S., "Experiments on PMMA models to predict the impact of corneal refractive surgery on corneal shape," *Opt. Express* **14**, 6142-56 (2006).
- Dorronsoro C., Remon L., Merayo-Llodes J., Marcos S., "Experimental evaluation of optimized ablation patterns for laser refractive surgery," *Opt. Express* **17**, 15292-307 (2009).
- Dougherty P.J., Waring G. 3rd, Chayet A., Fischer J., Fant B., Bains HS., "Topographically guided laser in situ keratomileusis for myopia using a customized aspherical treatment zone," *J. Cataract Refract. Surg.* **34**, 1862-71 (2008).
- Du T.T., Fan V.C., Asbell P.A., "Conductive keratoplasty," *Curr. Opin. Ophthalmol.* **18**, 334-37 (2007).
- Duane A., "Normal values of the accommodation at all ages," *J. Am. Med. Assoc.* **LIX**(12), 1010-13 (1912).
- Eghbali F., Yeung K. K., Maloney R. K., "Topographic determination of corneal asphericity and its lack of effect on the refractive outcome of radial keratotomy," *Am. J. Ophthalmol.* **119**; 275-80 (1995).
- Einighammer J., Oltrup T., Bende T., Jean B., "Real ray tracing simulation versus clinical outcomes of corneal excimer laser surface ablations," *J. Refract. Surg.* **26**, 625-37 (2010).

- El-Danasoury A.M., Gamaly T.O., Hantera M., "Multizone LASIK with peripheral near zone for correction of presbyopia in myopic and hyperopic eyes: 1-year results," *J. Refract. Surg.* **25**, 296-305 (2008).
- Epstein D., Vinciguerra P., Frueh B.E., "Correction of presbyopia with the excimer laser," *Int. Ophthalmol. Clin.* **41**, 103-11 (2001).
- Erickson P., McGill E.C., "Role of visual acuity, stereoacuity, and ocular dominance in monovision patient success," *Optom. Vis. Sci.* **69**, 761-64 (1992).
- Escudero-Sanz I., Navarro R., "Off-axis aberrations of a wide-angle schematic eye model," *J. Opt. Soc. Am. A* **16**, 1881-91 (1999).
- Evans B.J.W., "Monovision: a review," *Ophthalm. Physiol. Opt.* **27**, 417-39 (2007).
- Farid M., Steinert R.F., "Patient selection for monovision laser refractive surgery," *Curr. Opin. Ophthalmol.* **20**, 251-54 (2009).
- Fawcett S.L., Herman W.K., Alfieri C.D., Castleberry K.A., Parks M.M., Birch E.E., "Stereoacuity and foveal fusion in adults with long-standing surgical monovision," *J. AAPOS.* **5**, 342-47 (2001).
- Fonda S., Salvador B., Vecchi D., "Analytic reconstruction of the human cornea by means of a slit lamp and digital image picture processing," In von Bally G, Greguss P, eds. *Optics in Biomedical Sciences: Proceedings of the International Conference, September 7-11 (1981)*.
- García-González M., Teus M.A., Hernández-Verdejo J.L., "Visual outcomes of LASIK-induced monovision in myopic patients with presbyopia," *Am. J. Ophthalmol.* **150**, 381-86 (2010).
- Gatinel D., Haouat M. y Hoang-Xuan T., "A review of mathematical descriptors of corneal asphericity," *J. Fr. Ophthalmol.* **25**, 81-90 (2002).
- Gatinel D., Malet J., Hoang-Xuan T., Azar D.T., "Corneal elevation topography: best fit sphere, elevation distance, asphericity, toricity, and clinical implications," *Cornea* **30**, 508-15 (2011).
- Glasser A., "Accommodation: mechanism and measurement," *Ophthalmol. Clin. North. Am.* **19**, 1-12 (2006).

- Goldberg D.B., "Laser in situ keratomileusis monovision," *J. Cataract Refract. Surg.* **27**, 1449-55 (2001).
- Goldstein J.H., Schneekloth B.B., "Spasm of the near reflex: a spectrum of anomalies," *Surv. Ophthalmol.* **4**, 269-78 (1996).
- Goncharov A.V., Dainty C., "Wide-field schematic eye models with gradient-index lens," *J. Opt. Soc. Am. A* **24**, 2157-74 (2007).
- González-Méijome J.M., Jorge J., Queriras A. et al., "A comparison of the ARK-700A autokeratometer and Medmont E300 corneal topographer when measuring peripheral corneal curvature," *Ophthalm. Physiol. Opt.* **24**, 391-98 (2004).
- González-Méijome J.M., Villa C., Montés R., Gomes A. "Asphericity of the anterior human cornea with different corneal diameters," *J. Cataract Refract. Surg.* **33**, 465-73 (2007).
- Gordon M., "Presbyopia corrections with the WaveLight ALLEGRETTO: 3-months results," *J. Refract. Surg.* **26**, S824-S826 (2010).
- Goto T., Zheng S., Klyce S. D. et al., "A new method for tear film stability analysis using videokeratography," *Am. J. Ophthalmol.* **135**, 607-12 (2003).
- Guell J.L., Pujol J., Arjona M., Díaz-Doutón F., Artal P., "Optical Quality Analysis System: instrument for objective clinical evaluation of ocular optical quality," *J. Cataract Refract. Surg.* **30**, 1598-99 (2004).
- Guillon M., Wilson C., "Corneal topography: clinic model," *Ophthalmic Physiol. Opt.* **6**, 47-56 (1986).
- Guillon M., Maissa C., Cooper P., Girard-Claudon K., Poling T. R., "Visual performance of a multi-zone bifocal and progressive multifocal contact lens," *CLAO J.* **28**, 88-93 (2002).
- Guirao A., González C., Redondo M., Geraghty E., Norrby S., Artal P., "Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **40**, 203-13 (1999).

- Guirao A., Artal P., "Corneal wave aberration from videokeratography and limitations of the procedure," *J. Opt. Soc. Am. A* **17**, 955-65 (2000).
- Guirao A., "Theoretical elastic response of the cornea to refractive surgery: risk factors for keratectasia," *J. Refract. Surg.* **21**, 176-85 (2005).
- Gullstrand A., "Helmholtz's Handbuch der Physiologischen Optik," vol 1, Appendix II. (Traducido al inglés por J.P. Southall Optica Society of America, 1924) (1909).
- Gutiérrez R., Jiménez J.R., Villa C., Valverde J.A., Anera R.G., "Simple device for quantifying the influence of halos after lasik surgery," *J. Biomed. Opt.* **8**, 663-67 (2003).
- Gutkowski M., Cassin B., "Stereopsis and monovision in the contact lens management of presbyopia," *Bin. Vis. Q.* **6**, 31-36 (1991).
- Harris M.G., Kuntz S., Morris C., Zardo D.F., "Use of presbyopic contact lens corrections in optometric practices," *Contact Lens Spectrum* **20**, 42-46 (2005).
- He J.C., Gwiazda J., Thorn F., Held R., Huang W., "Change in corneal shape and corneal wave-front aberrations with accommodation," *J. Vis.* **3**, 456-63 (2003).
- Hick S., Laliberté J.F., Meunier J., Chagnon M., Brunette I., "Effects of misalignment during corneal topography," *J. Cataract Refract. Surg.* **33**, 1522-29 (2007).
- Hopkins H.H., *The Wave Theory of Aberrations*, Clarendon, Oxford (1950).
- Huang D., Tang M., Shekhar R., "Mathematical model of corneal surface smoothing after laser refractive surgery," *Am. J. Ophthalmol.* **135**, 267-78 (2003).
- Illueca C., Alió J. L., Mas D., Ortiz D., Pérez J., Espinosa J., Sala E., "Pseudoaccommodation and visual acuity with Technovision presby-LASIK and a theoretical simulated array multifocal intraocular lens," *J. Refract. Surg.* **24**, 344-49 (2008).
- Iskander D.R., "Computational aspects of the visual Strehl ratio," *Optom. Vis. Sci.* **83**, 57-59 (2006).



- Jackson B., "Clinical outcomes of presbyopic corrections," presented at the Fifth International Conference of Wavefront Sensing and Optimized Refractive Corrections, British Columbia, Canada, 21-24 Feb. (2004).
- Jain S., Arora I., Azar D.T., "Success of monovision in presbyopes: review of the literature and potential applications to refractive surgery," *Surv. Ophthalmol.* **40**, 491-99 (1996).
- Jain S., Ou R., Azar D.T., "Monovision outcomes in presbyopic individuals after refractive surgery," *Ophthalmology* **108**, 1430-33 (2001).
- Jiménez J.R., Anera R.G., Jiménez Del Barco L., "Effects on visual function of approximations of the corneal-ablation profile during refractive surgery," *Appl. Opt.* **40**, 2200-5 (2001).
- Jiménez J.R., Anera R.G., Jiménez del Barco L., Hita E., "Effect on laser-ablation algorithms of reflection losses and non-normal incidence on the anterior cornea," *Appl. Physics Letters* **81**, 1521-23 (2002).
- Jiménez J.R., Anera R.G., Jiménez del Barco L., "Equation for corneal asphericity after refractive surgery," *J. Refract. Surg.* **19**, 65-69 (2003a).
- Jiménez J.R., Anera R.G., Jiménez del Barco L., y Hita E., "Predicting changes in corneal asphericity after hyperopic laser in situ keratomileusis," *J. Cataract Refract. Surg.* **29**, 762-68 (2003b).
- Jiménez J.R., Anera R.G., Díaz J.A., Pérez-Ocón F., "Corneal asphericity after refractive surgery when the Munnerlyn formula is applied," *J. Opt. Soc. Am. A* **21**, 98-103 (2004a).
- Jiménez J.R., Anera R.G., Jiménez del Barco L., Hita E., "Influence of laser polarization on ocular refractive parameters after refractive surgery," *Opt. Lett.* **29**, 962-64 (2004b).
- Jiménez J.R., Anera R., Jiménez Del Barco L., Hita E., Pérez-Ocón F., "Correction factor for ablation algorithms used in corneal refractive surgery with gaussian-profile beams," *Opt. Express* **13**, 336-43 (2005).
- Jiménez J.R., Rodríguez-Marín F., Anera R.G., Jiménez del Barco L., "Deviation of Lambert-Beer's law affect corneal refractive parameters after refractive surgery," *Opt. Express* **14**, 5411-17 (2006a).

- Jiménez J.R., Villa C., Anera R.G., Gutiérrez R., del Barco L.J., “Binocular visual performance after LASIK,” *J. Refract. Surg.* **22**, 679-88 (2006b).
- Jiménez J.R., Castro J.J., Ortiz C., Anera R.G., “Testing a model for excimer laser-ablation rates on corneal shape after refractive surgery,” *Opt Lett.* **35**, 1789-91 (2010).
- Johannsdottir K.R., Stelmach L.B., “Monovision: a review of the scientific literature,” *Optom. Vis. Sci.* **78**, 646-51 (2001).
- Jung W.S., Kim M.J., Park S.H., Joo C., “Multifocal corneal ablation for hyperopic presbyopes,” *J. Refract. Surg.* **24**, 903-10 (2008).
- Kasprzak H.T., Iskander D.R., “Approximating ocular surfaces by generalised conic curves,” *Ophthalm. Physiol. Opt.* **26**, 602-609 (2006).
- Kasthurirangan S., Glasser A. “Age related changes in the characteristics of the near pupil response,” *Vision Res.* **46**, 1507-19 (2006).
- Keates R.H., Martines E., Tennen D.G., Reich C., “Small-diameter corneal inlay in presbyopic or pseudophakic patients,” *J. Cataract Refract. Surg.* **21**, 519-21 (1995).
- Kiely P.H., Smith G., Carney L.G., “The mean shape of the human cornea,” *Opt. Acta* **29**, 1027-40 (1982).
- Kiely P.M., Smith G., Carney L.G., “Meridional variations of corneal shape,” *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* **61**, 619-26 (1984).
- Kilintari M., Pallikaris A., Tsiklis N., Ginis H.S., “Evaluation of Image Quality Metrics for the Prediction of Subjective Best Focus,” *Optom. Vis. Sci.* **30** (2010).
- Kim M.J., Zheleznyak L., Macrae S., Tchah H., Yoon G., “Objective evaluation of through-focus optical performance of presbyopia-correcting intraocular lenses using an optical bench system,” *J. Cataract Refract. Surg.* **37**, 1305-12 (2011).
- Kirschen D.G., Hung C.C., Nakano T.R., “Comparison of suppression, stereoacuity, and interocular differences in visual acuity in monovision

- and acuvue bifocal contact lenses,” *Optom. Vis. Sci.* **76**, 832-37 (1999).
- Klyce S.D., “Information fidelity in corneal topography,” *Br. J. Ophthalmol.* **79**, 791-2 (1995).
- Klyce S.D., Endl M.J., “Corneal topography in modern refractive surgery,” *Int. Ophthalmol. Clin.* **42**, 19-30 (2002).
- Kohnen T., Mahmoud K., Bohren J., “Comparison of corneal higher-order aberrations induced by myopic and hyperopic LASIK,” *Ophthalmology* **112**, 1692 (2005).
- Koller T., Seiler T., “Four corneal presbyopia corrections: simulations of optical consequences on retinal image quality,” *J. Cataract Refract. Surg.* **32**, 2118-23 (2006).
- Kooijman A.C., “Light distribution on the retina of a wide-angle theoretical eye,” *J. Opt. Soc. Am.* **73**, 1544-50 (1983).
- Krueger R.R., Applegate R.A., Macrae S.M., “Wavefront Customized Visual Correction: The Quest for Super Vision II,” SLACK Incorporated, Thorofare, NY (2004).
- Koretz J.F., Cook C.A., Kaufman P.L., “Accommodation and presbyopia in the human eye. Changes in the anterior segment and crystalline lens with focus,” *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **38**, 569-78 (1997).
- Le-Grand Y., El-Hage S.G., “Physiological Optics,” vol. 1, Springer-Verlag (1980).
- Levinger E., Geyer O., Baltinsky Y., Levinger S., “Binocular function and patient satisfaction after monovision induced by laser in situ keratomileusis (lasik),” *Harefuah.* **145**, 186-90, 246-7 (2006).
- Lieberman D.M., Grierson J.W., “The lids influence on corneal shape,” *Cornea* **19**, 336-42 (2000).
- Lindsay R., Smith G., Atchison D., “Descriptors of corneal shape,” *Optom. Vis. Sci.* **75**, 156-58 (1998).

- Liou H.L., Brennan N.A., "Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling," *J. Opt. Soc. Am. A* **14**, 1684-95 (1997).
- Llorente L., Barbero S., Merayo J., Marcos S., "Total and corneal optical aberrations induced by laser in situ keratomileusis for hyperopia," *J. Refract. Surg.* **20**, 203-16 (2004).
- Lombardo M., Lombardo G., "Wave aberration of human eyes and new descriptors of image optical quality and visual performance," *J. Cataract Refract. Surg.* **36**, 313-31 (2010).
- Loshin D.S., Loshin M.S., Cornear G., "Binocular summation with monovision contact lens correction for presbyopia," *Int. Cont. Lens Clin.* **9**, 161-73 (1982).
- Maeda N., "Clinical applications of wavefront aberrometry - a review," *Clin. Experiment. Ophthalmol.* **37**, 118-29 (2009).
- Malecaze F.J., Gazagne C.S., Tarrow M.C., Gorrard J.M., "Scleral expansion bands for presbyopia," *Ophthalmology* **108**, 2165-71 (2001).
- Manns F., Ho A., Parel J. M., Culbertson W., "Ablation profiles for wavefront-guided correction of myopia and primary spherical aberration," *J. Cataract Refract. Surg.* **28**, 766-74 (2002).
- Marcos S., Moreno E., Navarro R., "The depth-of-field of the human eye from objective and subjective measurements," *Vision Res.* **39**, 2039-49 (1999).
- Marcos S., "Aberrations and visual performance following standard laser vision correction," *J. Refract. Surg.* **17**, 596-601 (2001).
- Marcos S., Barbero S., Llorente L., Merayo-Lloves J., "Optical response to LASIK surgery for myopia from total and corneal aberration measurements," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **42**, 3349-56 (2001).
- Marcos S., Cano D., Barbero S., "Increase in corneal asphericity after standard laser in situ keratomileusis for myopia is not inherent to the Munnerlyn algorithm," *J. Refract. Surg.* **19**, S592-6 (2003).

- Marsack J.D., Thibos L.N., Applegate R.A., "Metrics of optical quality derived from wave aberrations predict visual performance," *J. Vis.* **4**, 322-28 (2004).
- Martínez C.E., Applegate R.A., Howland H.C., "Changes in corneal aberration structure after PRK," (Meeting-Abstract), *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **37**, 4277 (1996).
- Martínez-Finkelshtein A., López D.R., Castro G.M., Alió J.L., "Adaptive cornea modeling from keratometric data," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **52**, 4963-70 (2011).
- Martínez-Roda J.A., Vilaseca M., Ondategui J.C., Giner A., Burgos F.J., Cardona G., Pujol J., "Optical quality and intraocular scattering in a healthy young population," *Clin. Exp. Optom.* **94**, 223-39 (2011).
- McMahon T.T., Szczotka-Flynn L., Barr J.T., Anderson R.J., Slaughter M.E., Lass J.H., Iyengar S.K.; CLEK Study Group, "A new method for grading the severity of keratoconus: the Keratoconus Severity Score (KSS)," *Cornea* **25**, 794-800 (2006).
- Mejía-Barbosa Y., Malacara-Hernández D., "A review of methods for measuring corneal topography," *Optom. Vis. Sci.* **78**, 240-53 (2001).
- Miranda D., Krueger R.R., "Monovision laser in situ keratomileusis for pre-presbyopic and presbyopic patients," *J. Refract. Surg.* **20**, 325-28 (2004).
- Moreira H., Garbus J.J., Fasano A., Lee M., Clapham T.N., McDonnell P.J., "Multifocal corneal topographic changes with excimer laser photorefractive keratectomy," *Arch. Ophthalmol.* **110**, 994-99 (1992).
- Moreno-Barriuso E., Merayo-Llodes J., Marcos S., Navarro R., Llorente L., Barbero S., "Ocular aberrations before and after myopic corneal refractive surgery: LASIK-induced changes measured with Laser Ray Tracing," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **42**, 1396-1403 (2001).
- Mrochen M., Seiler T., "Influence of corneal curvature on calculation of ablation patterns used in photorefractive laser surgery," *J. Refract. Surg.* **17**, 584-87 (2001).

- Mrochen M., "Hyperprolate corneas for pseudo- presbyopia correction," *Cataract Refract. Surg. Today Europe* 28-29 (2009).
- Munnerlyn C.R., Koons S.J., Marshall J., "Photorefractive keratotomy: a technique for laser refractive surgery," *J. Cataract Refract. Surg.* **14**, 46-52 (1988).
- Myers G.A., Stark L., "Topology of the near response triad," *Ophthalmic. Physiol. Opt.* **10**, 175-81 (1990).
- Navarro R., Santamaría J., Bescós J., "Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics," *J. Opt. Soc. Am. A* **2**, 1273-81 (1985).
- Navarro R., Losada M.A., "Phase transfer and point-spread function of the human eye determined by a new asymmetric double-pass method," *J. Opt. Soc. Am. A* **12**, 2385-92 (1995).
- Navarro R., González L., Hernández J. L., "Optics of the average normal cornea from general and canonical representations of its surface topography," *J. Opt. Soc. Am. A* **23**, 219-32 (2006).
- Navarro R., "Refractive error sensing from wavefront slopes," *J. Vis.* **10**,3 (2010).
- Ninomiya S., Fujicado T., Kuroda T., Maeda N., Tano Y., Oshika T., Hirohara Y., Mihashi T., "Changes of ocular aberration with accommodation," *Am. J. Ophthalm.* 924-26 (2002).
- Nirankari V.S., Hameroff S.B., "Spasm of the near reflex," *Ann. Ophthalmol.* **12**, 1050-1 (1980).
- Nochez Y., Majzoub S., Pisella P.J., "Effect of residual ocular spherical aberration on objective and subjective quality of vision in pseudophakic eyes," *J. Cataract Refract. Surg.***37**, 1076-81 (2011).
- Oliver K.M., O'Brart D.P.S., Stephenson C.G. et al., "Anterior corneal optical aberrations induced by photorefractive keratectomy for hyperopia," *J. Refract. Surg.* **17**, 406-13 (2001).
- Ortiz D., Anera R.G., Saiz J.M., Jiménez J.R., Moreno F., Jiménez Del Barco L., González F., "Corneal changes induced by laser ablation:

- study of the visual-quality evolution by a customized eye model,” *J. Mod. Opt.* **53**, 1605-18 (2006).
- Ortiz D., Alió J.L., Illueca C., Mas D., Sala E., Pérez J., Espinosa J., “Optical analysis of presbyLASIK treatment by a light propagation algorithm,” *J. Refract. Surg.* **23**, 39-44 (2007).
- Ostrin L.A., Kasthurirangan S., Glasser A., “Evaluation of a satisfied bilateral scleral expansion band patient,” *J. Cataract Refract. Surg.* **30**, 1445-53 (2004).
- Ostrin L.A., Glasser A., “Accommodation measurements in a prepresbyopic and presbyopic population,” *J. Cataract Refract. Surg.* **30**, 1435-44 (2004).
- Padmanabhan P., Mrochen M., Viswanathan D., Basuthkar S., “Wavefront aberrations in eyes with decentered ablations,” *J. Cataract Refract. Surg.* **35**, 695-702 (2009).
- Pallikaris I.G., Kymionis G.D., Panagopoulou S.I., Siganos C.S., Theodorakis M.A., Pallikaris A.I., “Induced optical aberrations following formation of a laser in situ keratomileusis flap,” *J. Cataract Refract. Surg.* **28**, 1737-41 (2002).
- Pardhan S., Gilchrist J., “The effect of monocular defocus on binocular contrast sensitivity,” *Ophthal. Physiol. Opt.* **10**, 33-36 (1990).
- Pardhan R., Rose D., “A comparison of binocular and monocular detection of sine-wave gratings in two-dimensional noise,” *Perception* **29**, 1334 (1997).
- Pepose J.S., Feigenbaum S.K., Qazi M.A., Sanderson J.P., Roberts C.J., “Changes in corneal biomechanics and intraocular pressure pre- and post-LASIK using static, dynamic and non-contact tonometry,” *Am. J. Ophthalmol.* **143**, 39-47 (2007).
- Pérez-Escudero A., Dorronsoro C., Marcos S., “Correlation between radius and asphericity in surfaces fitted by conics,” *J. Opt. Soc. Am. A* **27**, 1541-48 (2010).

- Pinelli R., Ortiz D., Simonetton A., Bacchi C., Sala E., Alió J. L., "Correction of presbyopia in hyperopia with a center-distance, paracentral-near technique using the Technolas 217z platform," *J. Refract. Surg.* **24**, 494-500 (2008).
- Porter J., MacRae S., Yoon G., Roberts C., Cox I.G., Williams D.R., "Separate effects of the microkeratome incision and laser ablation on the eye's wave aberration," *Am. J. Ophthalmol.* **136**, 327-37 (2003).
- Prandi B., Baviera J., Morcillo M., "Influence of flap thickness on results of laser in situ keratomileusis for myopia," *J. Refract. Surg.* **20**, 790-96 (2004).
- Ravikumar S., Thibos L.N., Bradley A., "Calculation of retinal image quality for polychromatic light," *J. Opt. Soc. Am. A* **25**, 2395-407 (2008).
- Reilly C.D., Lee W.B., Alvarenga L., Caspar J., García-Ferrer F., Mannis M.J., "Surgical monovision and monovision reversal in LASIK," *Cornea* **25**, 136-38 (2006).
- Reinstein D.Z., Archer T.J., Gobbe M., "LASIK for Myopic Astigmatism and Presbyopia Using Non-Linear Aspheric Micro-Monovision with the Carl Zeiss Meditec MEL 80 Platform," *J. Refract. Surg.* **27**, 23-37 (2011).
- Roberts C., "The cornea is not a piece of plastic," *J. Refract. Surg.* **16**, 407-13 (2000).
- Roberts C. "The Difference between Corneal Topography and Wavefront," 7th International Congress of Wavefront Sensing and Optimized Refractive Corrections, Paradise Island, Bahamas; January (2006).
- Rocha K.M., Vabre L., Chateau N., Krueger R.R., "Expanding depth of focus by modifying higher-order aberrations induced by an adaptive optics visual simulator," *J. Cataract Refract. Surg.* **35**, 1885-92 (2009).
- Rosales M.A., Juárez-Aubry M., López-Olazagasti E., Ibarra J., Tepichín E., "Anterior corneal profile with variable asphericity," *Appl. Opt.* **48**, 6594-99 (2009).



- Roth H.L., Lora A.N., Heilman K.M., "Effects of monocular viewing and eye dominance on spatial attention," *Brain* **125**, 2023-35 (2002).
- Ruiz L.A., inventor. "Apparatus and method for performing presbyopia corrective surgery," US patent 5 533 997, (1996).
- Saad A., Gatinel D., "Topographic and tomographic properties of forme fruste keratoconus corneas," *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **51**, 5546-55 (2010).
- Saad A., Saab M., Gatinel D., "Repeatability of measurements with a double-pass system," *J. Cataract Refract. Surg.* **36**, 28-33 (2010).
- Sakai H., Hirata Y., Usui S., "Relationship between residual aberration and light-adapted pupil size," *Optom. Vis. Sci.* **84**, 517-21 (2007).
- Santamaría J., Artal P., Bescós J., "Determination of the point-spread function of human eyes using a hybrid optical-digital method," *J. Opt. Soc. Am. A.* **4**, 1109-14 (1987).
- Sathl J.E., "Conductive keratoplasty for presbyopia: 1-year results," *J. Refract. Surg.* **22**, 137-44 (2006).
- Sheppard A.L., Bashir A., Wolffsohn J.S., Davies L.N., "Accommodating intraocular lenses: a review of design concepts, usage and assessment methods," *Clin. Exp. Optom.* **93**, 441-52 (2010).
- Schwiegerling J., Greivenkamp J., Miller J., "Representation of videokeratoscopic height data with Zernike polynomials," *J. Opt. Soc. Am. A* **12**, 2105-13 (1995).
- Schwiegerling J., Snyder R.W., "Custom photorefractive keratectomy ablations for the correction of spherical and cylindrical refractive error and higher-order aberration," *J. Opt. Soc. Am. A* **15**, 2572-79 (1998).
- Schwiegerling J., "Theoretical limits to visual performance," *Surv. Ophthalmol.* **45**, 139-46 (2000).
- Sherwin T., Brookes N.H., "Morphological changes in keratoconus: pathology or pathogenesis," *Clin. Experiment. Ophthalmol.* **32**, 211-17 (2004).

- Schor C., Landsman L., Erickson P., "Ocular dominance and the interocular suppression of blur in monovision," *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* **64**, 723-30 (1987).
- Schor C., Erickson P., "Patterns of binocular suppression and accommodation in monovision," *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* **65**, 853-61 (1988).
- Schor C., Carson M., Peterson G., Suzuki J., Erickson P., "Effects of interocular blur suppression on monovision task performance," *J. Am. Optom. Assoc.* **60**, 188-92 (1989).
- Seijas O., Gómez de Liaño P., Gómez de Liaño R., Roberts C.J., Piedrahita E., Diaz E., "Ocular dominance diagnosis and its influence in monovision," *Am. J. Ophthalmol.* **144**, 209-16 (2007).
- Smith G., Lu C.W., "The spherical aberration of intraocular lenses," *Ophth. Physiol. Opt.* **8**, 287-94 (1988).
- Smith G., Bedggood P., Ashman R., Daaboul M., Metha A., "Exploring ocular aberrations with a schematic human eye model," *Optom. Vis. Sci.* **85**, 330-40 (2008).
- Smolek M. K., Klyce S. D. y Hovis J. K. "The Universal Standards Scale: proposed improvements to the American National Standards Institute (ANSI) scale for corneal topography," *Ophthalmology* **109**, 361-9 (2002).
- Tabernero J., Berrio E., Artal P., "Modeling the mechanism of compensation of aberrations in the human eye for accommodation and aging," *J. Opt. Soc. Am. A* **28**, 1889-95 (2011).
- Tarrant J., Roorda A., Wildsoet C.F., "Determining the accommodative response from wavefront aberrations," *J. Vis.* **10** :4 (2010).
- Telandro A., "Pseudo-accommodative cornea: a new concept for correction of presbyopia," *J. Refract. Surg.* **20**, S714-S717 (2004).
- Telandro A.P., Steile J. 3rd., "Presbyopia: perspective on the reality of pseudoaccommodation with LASIK," *Ophthalmol. Clin. North. Am.* **19**, 45-69 (2006).

- Thibos L.N., "Principles of Hartmann-Shack aberrometry," *J. Refract. Surg.* **16**, S563-5 (2000).
- Thibos L.N., Hong X., Bradley A., Cheng X. "Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of normal eyes," *J. Opt. Soc. Am. A. Opt. Image Sci. Vis.* **12**, 2329-48 (2002).
- Thibos L. N., Hong X., Bradley A., Applegate R. A., "Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations," *J. Vis.* **4**, 329-51 (2004).
- Turner T.N. Capítulo 18 en Macrae S.M, Krueger R. R. and Applegate R. A. "Customized Corneal Ablation," SLACK Incorporated, Thorofare (2001).
- United States Food and Drug Administration. For immediate release. FDA approves CustomVue Monovision LASIK, July 12, 2007. Available at: <http://www.fda.gov/NewsEvents/Newsroom/PressAnnouncements/2007/ucm108947.htm>.
- Vilaseca M., Peris E., Pujol J., Borrás R., Arjona M., "Intra- and intersession repeatability of a double-pass instrument," *Optom. Vis. Sci.* **87**, 675-81 (2010).
- Villa C., "Atlas de topografía corneal y aberrometría ocular," Colegio Nacional de Ópticos-Optometristas de España. Madrid (2004).
- Villa C, Gutiérrez R., Jiménez J.R., González-Méijome J.M., "Night-vision disturbances after successful LASIK surgery," *Br. J. Ophthalmol.* **91**, 1031-37 (2007).
- Villa C., Jiménez J.R., Anera R.G., Gutiérrez R., Hita E., "Visual performance after LASIK for a Q-optimized and a standard ablation algorithm," *Appl. Opt.* **48**, 5471-747 (2009).
- Walland M.J., Stevens J.D., Steele A.D., "The effect of recurrent pterygium on corneal topography," *Cornea* **13**, 463-64 (1994).
- Wang J., Rice D.A., Klyce S.D. "Analysis of the effects of astigmatism and misalignment on corneal surface reconstruction from photokeratoscopic data," *Refract. Corneal Surg.* **7**, 129-40 (1991).

- Wang L., Douglas D., Koch M.D. "Ocular higher order aberrations in individuals screened for refractive surgery," *J. Cataract Refract. Surg.* **29**, 1896-903 (2003a).
- Wang L., Dai E., Douglas D., Nathoo A., "Optical aberrations of the human anterior cornea," *J. Cataract Refract. Surg.* **29**, 1514-21 (2003b).
- Westin E., Wick B., Harrist R.B., "Factors influencing success of monovision contact lens fitting: survey of contact lens diplomates," *Optometry.* **71**, 757-63 (2000).
- Wick B., Currie D., "Dynamic demonstration of proximal vergence and proximal accommodation," *Optom. Vis. Sci.* **68**, 163-67 (1991).
- Williams D.R., "Subjective image quality metrics from the wave aberration," presented at 4th International Congress of Wavefront Sensing and Aberration-Free Refractive Correction, San Francisco, CA. (2003).
- Yebra-Pimentel E., Giraldez M.J., Arias F.L. et al., "Rigid gas permeable contact lens and corneal topography," *Ophthalmic and Physiological Optics.* **21**, 236-42 (2001).
- Yi F., Iskander D.R., Collins M.J., "Estimation of the depth of focus from wavefront measurements," *J. Vis.* **10**, 31-9 (2010).
- Yi F., Iskander D.R., Collins M., "Depth of focus and visual acuity with primary and secondary spherical aberration," *Vision Res.* **51**, 1648-58 (2011).
- Yilmaz O.F., Alagoz N., Pekel G., Azman E., Aksoy E.F., Caker H., Bozkurt E., Demirok A., "Intracorneal inlay to correct presbyopia: Long-term results," *J. Cataract Refract. Surg.* **37**, 1275-81 (2011).
- Yoon G., Pantanelli S., MacRae S., "Comparison of Zernike and Fourier wavefront reconstruction algorithms in representing corneal aberration of normal and abnormal eyes," *J. Refract. Surg.* **24**, 582-90 (2008).



# 7

## Publicaciones y comunicaciones a congresos

### 7.1. Publicaciones

Los principales resultados de esta memoria de doctorado están recogidos en los siguientes artículos (Anexo I):

- Anera R.G., Alarcón A., Jiménez J.R., Jiménez Del Barco L., “Characterizing corneal shape after LASIK using a reference system intrinsic to the cornea,” *J. Opt. Soc. Am. A Opt Image Sci Vis.* **27**, 1549-54 (2010).

- Alarcón A., Anera R.G., Villa C., Jiménez del Barco L., Gutierrez R., “Visual quality after monovision correction by laser in situ keratomileusis in presbyopic patients,” *J. Cataract Refract. Surg.* **37**, 1629-35 (2011).

- Alarcón A., Anera R.G., Soler M., Jiménez del Barco L., “Visual evaluation of different multifocal corneal models for the correction of presbyopia by laser ablation,” *J. Refract. Surg.* (2011). Aceptado y pendiente de publicación.

- Alarcón A., Anera R.G., Jiménez del Barco L., Jiménez J.R., “Designing multifocal corneal models to correct presbyopia by laser ablation,” *J. Bio. Med. Opt. Sometido.*

## 7.2. Comunicaciones a congresos

Además de las publicaciones en revistas impactadas, algunos de los resultados obtenidos en este trabajo se han presentado en los siguientes congresos:

- 13th ESCRS Winter Meeting  
6-8 February 2009, Rome (Italy)  
Oral Communication: *Canonical representation of Corneal Surface*. Alarcón A., Anera R.G., Jiménez J.R.; Salas C., Jiménez R., Soler M.
  
- ARVO 2009 Annual Meeting  
3-7 May 2009, Fort Lauderdale, Florida (USA)  
Poster: *Use of Canonical Representation of the Corneal Surface after LASIK*. Alarcón A., Anera R.G., Jiménez del Barco L., Castro J.J.
  
- EOS Topical Meeting: 5th European Meeting on Visual and Physiological Optics(EMVPO)  
22-24 August 2010, Stockholm (Sweden)  
Oral Communication: *Visual evaluation of different corneal models for the correction of presbyopia with laser ablation*. Alarcón A., Anera R.G., Jiménez J.R., Jiménez del Barco L.
  
- Wavefront and Presbyopic Refractive Corrections 2011  
25-27 February 2011, Vancouver (Canada)  
Oral Communication: *Visual evaluation of different multifocal corneal models for the correction of presbyopia with laser ablation*. Alarcón A., Anera R.G., Jiménez J.R., Jiménez del Barco L.
  
- 15th ESCRS Winter Meeting  
18-20 February 2011, Istanbul (Turkey)  
Poster: *Visual quality after monovision correction with the Wave-light Allegretto in presbyopic patients*. Anera R.G., Alarcón A., Villa C., Jiménez J.R., Jiménez del Barco L., Soler M., Guitérrez R.

- ARVO 2011 Annual Meeting  
1-5 May 2011, Fort Lauderdale, Florida (USA)  
Poster: *Visual evaluation of different multifocal corneal models for the correction of presbyopia with laser ablation.* Alarcón A., Anera R.G., Jiménez J.R., Jiménez del Barco L., Castro J.J., Ortiz C.
  
- Engineering the Eye III  
9-13 June 2011, Benasque (Spain)  
Poster: *Evaluation Of Visual Quality After Monovision Correction In Presbyopic Patients By LASIK.* Alarcón A., Anera R.G., Villa C., Soler M., Jiménez del Barco L.





8

## ANEXO

- 8.1. Characterizing corneal shape after LASIK using a reference system intrinsic to the cornea

# Characterizing corneal shape after LASIK using a reference system intrinsic to the cornea

Rosario G. Anera,\* Aixa Alarcón, José R. Jiménez, and Luis Jiménez del Barco

Laboratory of Vision Sciences and Applications, Departamento de Óptica, Universidad de Granada, 18071 Granada, Spain

\*Corresponding author: rganera@ugr.es

Received February 2, 2010; revised April 21, 2010; accepted May 3, 2010;  
posted May 11, 2010 (Doc. ID 122564); published June 2, 2010

The reliability of using a reference system intrinsic to the cornea has been evaluated in order to characterize corneas of subjects after refractive surgery. Data on 90 eyes operated on by LASIK to correct myopia and astigmatism were considered. The corneal parameters (curvature radii and corneal asphericity) found with respect to this reference system are compared with the parameters provided directly by the corneal topographer. The corneal parameters referenced to the intrinsic main axes of the cornea allow a better characterization of the corneal geometry, showing lower variability and diminishing the dissimilarities between the different eyes. The use of these parameters reduces the discrepancies between the real experimental and the theoretically predicted values (21% mean relative error using intrinsic data versus 81% using the topographer data). To understand and reduce these differences is essential in refractive surgery. © 2010 Optical Society of America  
OCIS codes: 330.5370, 330.7327, 330.7335.

## 1. INTRODUCTION

To know and characterize the anterior corneal surface has important clinical applications, such as the design and adaptation of contact lenses, disease diagnosis and treatment, or corneal refractive surgery. Corneal topographers enable the precise measurement of this surface [1,2] so that, by specific software, all the parameters necessary for characterization (curvature radii, asphericity parameters, etc.) can be calculated. With these measurements, the topographer considers the cornea to be perfectly aligned with the axes of the topographer; however, the real position of the cornea is usually displaced or inclined with respect to the instrument, and therefore the main axes do not always coincide. Some works [3,4] have demonstrated that the misalignment (translation and rotation) of the cornea alters its topographic representation and therefore the results from measuring the cornea. Consequently, two topographies of the same cornea taken at two different points in time can give rise to different characterization parameters. To correct this error, different algorithms have been developed (implemented directly in the software of some topographers or introduced in external software programs, such as the software OKULIX [5]). However, as demonstrated in the work by Hick *et al.* [4], for an ORBSCAN corneal topographer, the misalignment continues to be a major source of variability in the measurements. Navarro *et al.* [6] proposed a mathematical method to minimize this error: instead of aligning the ocular system of the subject with the topographer before making the measurement, the alignment is performed mathematically using the elevation map made by the topographer. This provides corneal parameters that depend only on the shape of the corneal surface and not on the relative cornea-instrument position, thereby correcting the errors derived from misalignment. These au-

thors suggest the use of a general ellipsoidal model to represent the anterior corneal surface. This surface is characterized by three parameters (the three main semi-axes of the ellipsoid) from which it is possible to calculate the curvature radii and the asphericity constants associated with the two main meridians of the cornea. This model (as opposed to the conical model [7]) has the advantage of making it possible to distinguish between the two main meridians of the cornea. Furthermore, mathematically, it is simpler than the biconical one [8]; this simplifies the fitting of the elevation map to the surface and permits its spatial orientation to be manipulated by a simple mathematical transformation. Navarro *et al.* [6] also demonstrated that this ellipsoidal model referring to the corneal axis adjusts better to the corneal surface [root-mean-square (rms) fitting error= $5.5 \pm 1.7 \mu\text{m}$  for 123 corneas] than do traditional models [such as spherical (rms error =  $23.2 \pm 7 \mu\text{m}$ ) and conical (rms error =  $18.2 \pm 7.2 \mu\text{m}$ ) models, or even a more general model such as the biconical one (rms error =  $11.9 \pm 5.3 \mu\text{m}$ )].

In the present work, we first evaluate the applicability of this method in order to characterize corneas of subjects who underwent corneal refractive surgery. For this, we compare the resulting corneal parameters with those provided by the corneal topographer in corneas subjected to refractive surgery.

Here, we consider corneas of subjects operated on for myopia and astigmatism, with different degrees of initial ametropia. Firstly, we test the applicability of this method for representing corneas of subjects operated on by refractive surgery. After this applicability is confirmed, we use the resulting corneal parameters in order to evaluate whether their use improves the theoretical prediction of, for example, the corneal asphericity, using some of the equations proposed in the literature. In addition, we will

test the degree of reproducibility provided by these parameters with that achieved using the corneal parameters given by the topographer.

## 2. METHODS

A total of 90 eyes operated on by LASIK to correct myopia and astigmatism were studied. All the patients, before participating in the study, gave their informed consent in accordance with the Helsinki Declaration. The Star S2 Smoothscan laser was used with a noncustomized procedure (no aberration corrections), with an ablation algorithm based on the Munnerlyn formula [9]. The average age for the subjects was  $34.7 \pm 7.0$  years (21–46 years). Presurgery, mean spherical refractive error was  $-3.27 \pm 1.67$  D, and mean astigmatism was  $1.16 \pm 1.17$  D. Corneal topographies were measured before and 4 months after surgery (confirming in all cases the stability of the corneal shape [10]) with an ORBSCAN II corneal topographer (with a scanning slit measurement system) (version 3.12, Bausch&Lomb, Inc.). In each case, three topographies were taken, analyzed independently, and the mean of their parameters was calculated.

For the calculation of the parameters intrinsic to the cornea, the elevation map measured by the topographer (with the scanning slit system) was fit to an ellipsoid surface without rotational symmetry, arbitrarily oriented and located in space [6]. To fit the data, we used the Levenberg–Marquardt algorithm, which minimized the squared error in the  $z$  direction in Eq. (1). In this way, we took into account that the topographer may not be perfectly aligned with the main axes of the cornea; this takes an arbitrary position in space. From the coefficients determined by fitting the elevation map,  $e_{ij}$ , we calculated the parameters characteristic of the cornea, making a mathematical transformation from the coordinate system of the topographer—in which the ellipsoid was found to be arbitrarily oriented and described by Eq. (1)—to the intrinsic reference system, centered on the cornea and characterized by Eq. (2),

$$e_{11}x^2 + e_{22}y^2 + e_{33}z^2 + e_{12}xy + e_{13}xz + e_{23}yz + e_1x + e_2y + e_3z + e_0 = 0, \quad (1)$$

$$\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} + \frac{z^2}{c^2} = 1. \quad (2)$$

This transformation is reduced to the diagonalization of the matrix formed by the coefficients  $e_{ij}$ , thereby giving the main semiaxes of the ellipsoid:  $a$ ,  $b$ , and  $c$ . If we take the axis  $z$  as the optical axis of the cornea, we can calculate the principal curvature radii ( $R_x$  and  $R_y$ ) and the asphericity parameters ( $p_x$  and  $p_y$ ) according to

$$R_x = a^2/c, \quad R_y = b^2/c, \quad p_x = a^2/c^2, \quad p_y = b^2/c^2. \quad (3)$$

The definition of the  $p$ -factor used is the one corresponding to the American National Standards Institute (ANSI) standard [11] applied to a three-dimensional surface. These parameters (curvature radii and asphericities of the two main meridians) are intrinsic to the cornea, i.e., parameters that depend only on the geometry of the an-

terior corneal surface and not on the relative cornea-topographer position. Also, we should highlight that these four parameters, as opposed to the biconical model, are not independent; that is, if three of them are known, it is possible to calculate the fourth. In this sense, Escudero *et al.* [12] recently confirmed that variations in the curvature radius and in corneal asphericity due to the experimental noise are important and characteristic of the fits to conical curves.

In ophthalmologic and optometric clinical practice, it is frequent to work with the parameters provided directly by the corneal topographer; therefore, it becomes helpful to compare these measurements with those intrinsic to the cornea. To establish the corneal parameters given by the topographer, we used the software of the topographer, which considers a conical corneal model, and the software Visual Optics Laboratory Professional (VOLPro Version 6.89, Sarver and Associates, Inc.); this permits the use of models both of a conical as well as a biconical corneal surface. In all cases, both to make the corneal fit to the ellipsoid as well as to determine the parameters characteristic of the cornea directly from the topographer, we worked on a central diameter of 5 mm. This pupil size ensures that the postsurgical corneal data do not include transition zones which have radii and asphericity that differ from those of the optical zone.

To compare the intrinsic parameters of the cornea with those of the topographer, we classified the topographies into three different groups according to the initial ametropia (the changes prompted in the corneal geometry are proportional to the ametropia eliminated [10,13–15]). Mean myopia in the first group (20 eyes) was  $-3.64 \pm 1.47$  D. In the second group (28 eyes with low astigmatism,  $<1.00$  D) mean myopia was  $-3.40 \pm 1.66$  D and mean astigmatism was  $0.53 \pm 0.18$  D. In the third group (18 eyes with high astigmatism,  $\geq 2.00$  D) mean myopia was  $-2.68 \pm 1.85$  D and mean astigmatism was  $3.17 \pm 0.69$  D.

As demonstrated, one of the main factors responsible for the change in postsurgical corneal asphericity is known to be the ablation algorithm [16], based in many cases on the Munnerlyn ablation algorithm [9]. When the paraxial approximation of this algorithm is applied, the postsurgical asphericity is given as a function of the presurgical curvature radius ( $R_{\text{pre}}$ ), the presurgical  $p$ -factor ( $p_{\text{pre}}$ ), and the postsurgical curvature radius ( $R_{\text{post}}$ ) [16],

$$p_{\text{post}} = \frac{R_{\text{post}}^3}{R_{\text{pre}}^3} p_{\text{pre}}. \quad (4)$$

If, in addition to the Munnerlyn algorithm [9], the effects of the reflection losses of the laser on the cornea as well as the non-normal incidence of the laser on the conical corneal surface are taken into account, the postsurgical asphericity [17,18] is given by the equation

$$p_{\text{post}} = \frac{R_{\text{post}}^3}{R_{\text{pre}}^3} \left\{ p_{\text{pre}} + \frac{aD}{R_{\text{pre}}} [d^2(-0.62 + 1.333p_{\text{pre}}) - 1.333R_{\text{pre}}^2] \right\}, \quad (5)$$

where  $R_{\text{pre}}$  and  $R_{\text{post}}$  are the presurgical and postsurgical

curvature radii, respectively;  $p_{pre}$  is the presurgical  $p$ -factor;  $d$  is the ablation diameter (we will consider 7 mm);  $D$  is the number of diopters needed for correction; and  $a$  is a parameter that depends on the laser exposure,  $a = 1/\ln(F_0/F_{th})$ , where  $F_0$  is the incident exposure of the laser pulse (energy per illuminated area) and  $F_{th}$  is the threshold exposure for the ablation. The radiant exposure  $F_0$  takes mean values between 120 and 250 mJ/cm<sup>2</sup> and  $F_{th}$  is approximately 50 mJ/cm<sup>2</sup>; therefore, the constant  $a$  should take values of between 0.62 and 1.142 [19]. In our calculations, we considered a value of  $a = 0.86$ , given that the radiant exposure of the laser used was approximately 160 mJ/cm<sup>2</sup>.

In this work, we study the differences between the parameters provided by the topographer and the intrinsic parameters, analyzing their usefulness in evaluating the changes caused in the corneal shape after surgery. To achieve precise predictions of these changes has enormous implications in the design of new ablation algorithms, as this enables us to evaluate the different parameters involved and to estimate the visual quality of the subject after the operation. We applied Eqs. (4) and (5) in order to identify which parameters provided the best fit between the theoretical value and the real one for postsurgical asphericity. To quantify this fit, we calculated the relative error, defined as

$$\varepsilon(\%) = \left| \frac{p_{\text{theoretical}} - p_{\text{post}}}{p_{\text{post}}} \times 100 \right|, \quad (6)$$

where  $p_{\text{post}}$  is the value found from the postsurgical topographies and  $p_{\text{theoretical}}$  is the theoretical value calculated by Eq. (4) or Eq. (5).

### 3. RESULTS

Table 1 lists the mean values of the curvature radii and the asphericities of the 90 corneas before and after surgery (referenced to the intrinsic reference system) as well as those taken directly from the topographer (considering both conical and biconical models). All the mean values were calculated by averaging the values derived from the individual analysis of each cornea. It is noteworthy that

both in the ellipsoidal model used to calculate the intrinsic parameters as well as in the biconical model, we can distinguish between the main meridians (the steepest meridian or meridian  $x$  and the flattest meridian or meridian  $y$ ). The first result to highlight is that we found significant differences ( $P < 0.05$  in all cases, Student  $t$  test) between the two main meridians both in the values of the curvature radii as well as the  $p$ -factors using both ellipsoidal and biconical models. This result shows the need to distinguish between the two main meridians to characterize the corneal surface with exactitude.

Table 2 shows the mean postsurgical asphericity values found experimentally and calculated from Eqs. (4) and (5) using the intrinsic data and those provided directly by the topographer as a function of its initial ametropia. It should be pointed out that, after the operation, the curvature radius increased significantly ( $P < 0.05$  in all cases) for both meridians, both the data provided by the topographer (conical and biconical model) as well as the intrinsic values of the cornea. This change was significantly greater ( $P < 0.05$ ) for the intrinsic curvature radii than in those given by the topographer, considering a biconical model. In the asphericities, a significant increase was also found ( $P < 0.05$  in all cases) after surgery, as expected after this type of surgery [10,13,20]. This change was, however, significantly greater ( $P < 0.05$ ) for the data provided by the topographer using an ellipsoidal model than for the data intrinsic to the cornea.

Figure 1 presents both the intrinsic presurgical and postsurgical asphericities as well as those provided by the topographer using the biconical model. Before surgery, in the group of intrinsic values, most of the corneas (97%) were prolate ( $p$ -factor  $< 1$ ), while—according to the topographer data—practically a third of the corneas (31%) had both oblate meridians and in 79% at least one of the two meridians was oblate, which provides slightly more positive asphericity values than those found in the literature [2,21]. We can see in Fig. 1 that the parameters provided by the topographer show a greater dispersion than among the intrinsic parameters [in the intrinsic presurgical asphericities the standard deviation (SD) was 0.10 and in the topographer data the SD was 0.63]. We also note that the variability between the different eyes augmented af-

**Table 1. Mean Values of the Curvature Radius and the Asphericities of the Two Main Meridians Referenced to the Intrinsic Reference System (Intrinsic) and Those Given by the Corneal Topographer (Topographer)<sup>a</sup>**

|                          | $R_x$ (mm)  | $R_y$ (mm)  | $p_x$       | $p_y$       |
|--------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| Presurgical Values       |             |             |             |             |
| Intrinsic (ellipsoid)    | 7.36 ± 0.04 | 7.69 ± 0.03 | 0.85 ± 0.01 | 0.89 ± 0.01 |
| Topographer (biconic)    | 7.68 ± 0.03 | 7.91 ± 0.03 | 0.93 ± 0.06 | 1.11 ± 0.07 |
| Topographer (conic-VOL)  | 7.78 ± 0.03 |             | 0.96 ± 0.02 |             |
| Topographer (conic-ORBS) | 7.83 ± 0.03 |             | 0.98 ± 0.06 |             |
| Postsurgical Values      |             |             |             |             |
| Intrinsic (ellipsoid)    | 8.52 ± 0.05 | 8.84 ± 0.07 | 1.43 ± 0.03 | 1.49 ± 0.03 |
| Topographer (biconic)    | 8.48 ± 0.05 | 8.77 ± 0.06 | 1.82 ± 0.15 | 2.67 ± 0.14 |
| Topographer (conic-VOL)  | 8.62 ± 0.05 |             | 2.20 ± 0.07 |             |
| Topographer (conic-ORBS) | 8.16 ± 0.04 |             | 1.38 ± 0.10 |             |

<sup>a</sup>All the data show their corresponding standard error ( $\pm$ SE).

**Table 2. Mean Values of the Postsurgical  $p$ -Factor Calculated from Eqs. (4) and (5) Using the Intrinsic Data and Those Provided by the Topographer as a Function of the Initial Ametropia<sup>a</sup>**

|                    |                       | Meridian $x$ |                  |                  | Meridian $y$ |                 |                 |
|--------------------|-----------------------|--------------|------------------|------------------|--------------|-----------------|-----------------|
|                    |                       | $P_{x-post}$ | $P_{x-Mun}$      | $P_{x-a}$        | $P_{y-post}$ | $P_{y-Mun}$     | $P_{y-a}$       |
| Intrinsic values   | Total                 | 1.43±0.03    | 1.34±0.03 (20%)  | 1.40±0.03 (20%)  | 1.49±0.03    | 1.37±0.03 (22%) | 1.43±0.04 (22%) |
|                    | No astig.             | 1.29±0.05    | 1.25±0.05        | 1.30±0.06        | 1.34±0.05    | 1.32±0.05       | 1.38±0.06       |
|                    | Low astig. (<1.00 D)  | 1.46±0.06    | 1.37±0.05        | 1.42±0.05        | 1.52±0.06    | 1.45±0.06       | 1.51±0.07       |
|                    | High astig. (≥2.00 D) | 1.41±0.09    | 1.38±0.10        | 1.45±0.10        | 1.46±0.09    | 1.33±0.10       | 1.38±0.11       |
| Topographer values | Total                 | 1.82±0.15    | 1.24±0.11 (115%) | 1.28±0.10 (115%) | 2.67±0.14    | 1.50±0.07 (47%) | 1.54±0.07 (46%) |
|                    | No astig.             | 1.44±0.30    | 1.28±0.14        | 1.30±0.14        | 2.44±0.32    | 1.76±0.17       | 1.79±0.17       |
|                    | Low astig. (<1.00 D)  | 2.00±0.19    | 1.47±0.10        | 1.49±0.10        | 2.54±0.18    | 1.33±0.11       | 1.37±0.11       |
|                    | High astig. (≥2.00 D) | 1.20±0.36    | 1.07±0.12        | 1.11±0.12        | 3.07±0.37    | 1.41±0.16       | 1.44±0.17       |

<sup>a</sup> $P_{x-post}$  is postsurgical asphericity according to the postsurgical topography;  $P_{Mun}$  is postsurgical asphericity calculated by Eq. (4);  $P_a$  is postsurgical asphericity calculated by Eq. (5). All the data show their corresponding standard error (±SE). In parentheses, mean relative errors [Eq. (6)].

ter the operation; this increase is considerably greater in the data from the topographer (SDs were 0.30 in the intrinsic postsurgical asphericities and 1.43 in those of the topographer).

Figure 2 presents the presurgical and postsurgical curvature radii provided by the topographer using the biconical model and those referenced to intrinsic axes. It should be noted that in this case the SD is similar for the intrinsic data and for the topographer data, increasing after surgery in both groups of parameters (SDs of the intrinsic radii were 0.39 presurgery and 0.58 postsurgery; for the radii given by the topographer, SDs were 0.32 presurgery and 0.55 postsurgery). Table 2 presents the corneal-asphericity data referenced to the intrinsic axes of the cornea and those provided by the topographer, with those determined theoretically from Eqs. (4) and (5). We find that the mean real postsurgical asphericity, calculated from the topographies (both the values provided by the topographer as well as the intrinsic ones), is significantly greater than the theoretical values ( $P < 0.05$  in all cases).

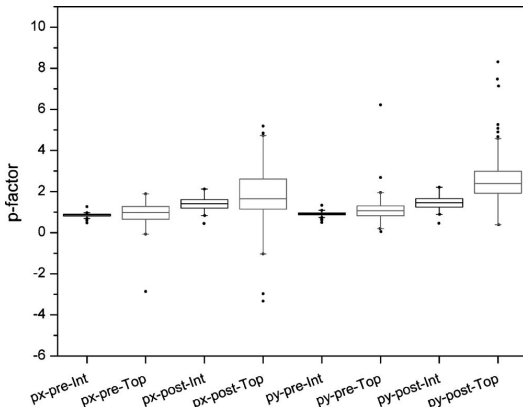


Fig. 1. Presurgical and postsurgical  $p$ -factors corresponding to meridians  $x$  and  $y$ , referenced to the intrinsic axes (Int) and provided by the topographer (Top). Box diagram with SD. The lower and upper sides of the box represent the percentiles 25 and 75, respectively. The middle line represents the mean value and the points represent asphericities with values that extend beyond the diagram.

As reflected in Fig. 3, the prediction capacity significantly improves when intrinsic data are used, giving a significantly lower relative error ( $P < 0.05$  in all cases) (21% as opposed to 81% for the topographer data). Although for the topographer data Table 2 shows that the mean relative error is lower in meridian  $y$  (flattest) than in meridian  $x$  (steepest), no significant differences exist between the two meridians [applying Eq. (4),  $P = 0.14$  and applying Eq. (5),  $P = 0.15$ ]. This difference between meridians is because postsurgical asphericity corresponding to the steepest meridian is significantly lower than that of the flattest one ( $P < 0.05$ ) and, therefore, when this value is divided to calculate the relative error [Eq. (6)] the resulting values for the steepest meridian are higher. If we calculate the absolute difference between the experimental and theoretical data, we find that this difference is significantly greater [ $P = 0.017$  applying Eq. (4) and  $P = 0.013$  with Eq. (5)] in meridian  $y$  ( $1.33 \pm 0.08$ ) than in meridian  $x$  ( $1.01 \pm 0.08$ ).

In the case of using the conical model for the cornea, we found that the mean relative error was 45% when using

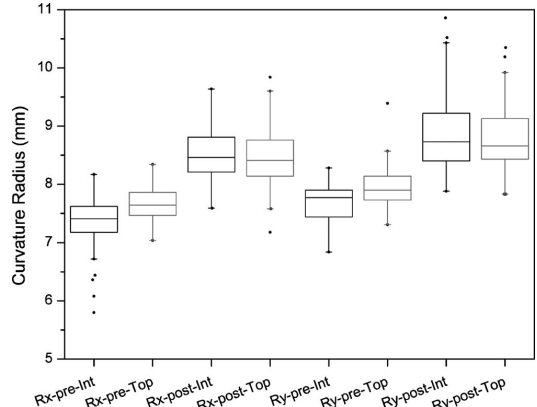


Fig. 2. Presurgical and postsurgical curvature radii corresponding to meridians  $x$  and  $y$ , referenced to the intrinsic axes (Int) and provided by the topographer (Top). Box diagram with SD. The lower and upper sides of the box represent the percentiles 25 and 75, respectively. The middle line represents the mean value. The mean line represents the mean value and the points represent radii with values that extend beyond the diagram.

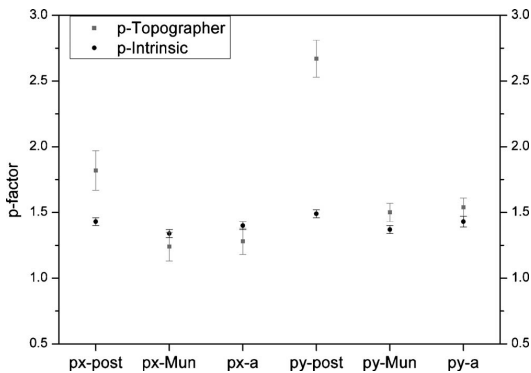


Fig. 3. Mean  $p$ -factor data presented in Table 2 corresponding to the two main meridians ( $x$  and  $y$ ).  $p_{x\text{-post}}$  is postsurgical asphericity from the postsurgical topographies;  $p_{\text{Mun}}$  is postsurgical asphericity calculated according to Eq. (4);  $p_a$  is postsurgical asphericity calculated according to Eq. (5). Data include  $\pm 1$  standard error.

the topographer software. With the VOLPro software, this mean relative error was 37% using Eq. (4), and 35% using Eq. (5). No significant differences were found in the relative error using the different software, although when using the VOLPro software a significantly ( $P < 0.05$ ) lower relative error resulted on applying Eq. (5) than on using Eq. (4).

It is worth studying whether the prediction capacity of the postsurgical asphericity depends on the degree of initial ametropia of the subject. For this, we compared the prediction percentage of the postsurgical asphericity using Eqs. (4) and (5) for three groups of subjects as a function of their initial ametropia: myopia and null astigmatism, low astigmatism ( $< 1.00$  D), and high astigmatism ( $\geq 2.00$  D). The results using a biconical corneal model are shown in Table 2. No significant differences between groups with different initial ametropia were found in terms of relative error ( $P > 0.05$  in all cases). Although the data are not presented, we studied the differences between the three groups, considering a conical corneal model but found no significant differences ( $P > 0.05$  in all cases). Therefore, we can consider this model to be applicable to all types of corneas, regardless of the symmetry presented and of the initial refractive error of the subject.

#### 4. DISCUSSION

The use of a general ellipsoidal model oriented arbitrarily in space to adjust the topographical corneal map allows the correction of errors derived from the misplacement of the cornea with respect to the topographer. As shown by our results, the parameters intrinsic to the cornea determined from mathematical transformation presented greater robustness and less variability, especially in the asphericity data, when representing corneas of subjects with different degrees of ametropia as well as those operated on by refractive surgery.

The average corneal radii that we calculated using the ellipsoidal representation ( $R_x = 7.36$  mm and  $R_y = 7.69$  mm) were very similar to those presented by Na-

varro et al. [6], also using an ellipsoidal representation ( $R_x = 7.40$  mm and  $R_y = 7.63$  mm). The differences found may be due to the fact that they worked with a minimum corneal diameter of 9 mm, whereas we limited our study to a central corneal diameter of 5 mm. This difference in diameter significantly affects asphericity values, given that, in the case of prolate corneas, when the diameter considered increases, the resulting asphericity constant also increases, whereas the value of the radius remains stable. On the other hand, the mean presurgical radii given by the topographer fall within the mean value found in the literature ( $R = 7.83$  mm [21]). The intrinsic presurgical asphericity values found in this work ( $p_x = 0.85$  and  $p_y = 0.89$ ) are similar to the mean value reported by Calossi [22] for a corneal diameter of 4.5 mm ( $p\text{-factor} = 0.86$ ). However, the mean asphericity values found in the literature ( $p\text{-factor} = 0.74$  [23–25]) are slightly lower than those found in the present work; these differences are due to the different diameters analyzed.

One of the unresolved aspects of refractive surgery is that it is not possible to predict with 100% certainty the corneal shape after surgery. Numerous authors have studied why discrepancies arise between the real corneal shape after surgery and the theoretically predicted one [19,26,27]. The literature contains equations that seek to explain the change in asphericity as a consequence of refractive surgery [16,17,28], taking into account different factors, such as the ablation algorithm [Eq. (4)], reflection losses, and non-normal incidence of the laser upon the anterior cornea [Eq. (5)]. In the present work, we have applied these equations to the data set formed by the intrinsic data and the data set comprised of the topographer data, in order to identify the one that offers the best prediction. Our results show that when we use the intrinsic data, the expected value considerably approached the experimental one. Furthermore, the prediction percentage was greater when other factors were taken into account apart from the ablation algorithm [Eq. (5)]; this gives a relative error of 21% with intrinsic data as opposed to 81% with the topographer data. The use of a model without rotational symmetry increases the variability of the results and thus augments the relative error as well (with this being greater than in previous works [18]), although providing more exact knowledge of the corneal surface.

If we compare these relative errors as a function of the initial refractive errors, we find that there are no significant differences between the different groups when predicting the postsurgical asphericity values ( $P > 0.05$  in all cases). This means that this method to characterize the corneal shape can be applied in eyes with different degrees of ametropia and can be used in corneas operated on by refractive surgery. In the future studies, it would be informative also to examine the applicability of this model in corneas with different pathologies such as keratoconus, operated on for hypermetropia or with refractive techniques other than LASIK, for example.

#### 5. CONCLUSION

We have demonstrated the viability of using the ellipsoidal model without rotational symmetry to fit the elevation maps given by the topographer and calculate from these

the characteristic parameters of the cornea referenced to their own reference system, i.e., regardless of the position of the cornea with respect to the topographer. With this method, we have determined the radii and asphericities of corneas both before and after being operated on with LASIK, demonstrating that this model is valid (at least with this topographer) for corneas operated on by refractive surgery. Furthermore, its usefulness has been demonstrated to represent corneas of myopic subjects and of myopes with astigmatism. The intrinsic parameters calculated show less variability and higher reproducibility than do those determined directly by the topographer.

The precise determination of the corneal shape after refractive surgery is vital in order to improve the ablation algorithms used or to evaluate the effect of the different factors that influence the visual quality (type of surgery, decentring, laser type, etc.). In the present work, we demonstrate that by using the intrinsic data of the cornea, the theoretical predictions of the asphericity value, taking into account the changes due to the algorithm and also taking into account the reflection losses and non-normal incidence of the laser upon the cornea, show a significantly better fit to the experimental data. The development of new ablation algorithms that seek to minimize the ocular aberrations in order to maximize visual function will not be completely effective as long as we are incapable of predicting precisely the final real corneal shape. Therefore, this improvement in the prediction of the postsurgical corneal asphericity using intrinsic corneal data carries great clinical importance.

This corneal-characterization model has many applications since it is tremendously important to represent the anterior surface of the cornea with precision, both for research in visual optics as well as in different clinical applications. It would be possible to implement this method in software for topographers or to produce software that permits the data given by the topographer to be converted into the intrinsic data of the cornea, which depend exclusively on the corneal geometry.

## ACKNOWLEDGMENTS

This work was supported by Junta de Andalucía (Spain) grants P07-FQM-02663 and P06-FQM-01359, and Ministerio de Educación y Ciencia (Spain) grant FIS2009-07482. We wish to thank David Nesbitt for translating the text into English.

## REFERENCES

- S. D. Klyce, "Information fidelity in corneal topography," *Br. J. Ophthalmol.* **79**, 791–792 (1995).
- C. E. Campbell, in *Wavefront Customized Visual Correction: The Quest for Super Vision II*, R. R. Krueger, R. A. Applegate, and S. M. MacRae, eds. (SLACK Incorporated, 2004), p. 301.
- J. Wang, D. A. Rice, and S. D. Klyce, "Analysis of the effects of astigmatism and misalignment on corneal surface reconstruction from photokeratometric data," *Refract. Corneal Surg.* **7**, 129–140 (1991).
- S. Hick, J. F. Laliberté, J. Meunier, M. Chagnon, and I. Brunette, "Effects of misalignment during corneal topography," *J. Cataract Refractive Surg.* **33**, 1522–1529 (2007).
- P. R. Preussner, J. Wahl, and C. Kramann, "Corneal model," *J. Cataract Refractive Surg.* **29**, 471–477 (2003).
- R. Navarro, L. Gonzalez, and J. L. Hernandez, "Optics of the average normal cornea from general and canonical representations of its surface topography," *J. Opt. Soc. Am. A* **23**, 219–232 (2006).
- T. Y. Baker, "Ray tracing through non-spherical surfaces," *Proc. Phys. Soc. London* **55**, 361–364 (1943).
- H. Burek and W. A. Douthwaite, "Mathematical-models of the general corneal surface," *Ophthalmic Physiol. Opt.* **13**, 68–72 (1993).
- C. R. Munnerlyn, S. J. Koons, and J. Marshall, "Photorefractive keratectomy—a technique for laser refractive surgery," *J. Cataract Refractive Surg.* **14**, 46–52 (1988).
- R. G. Anera, J. R. Jimenez, L. J. del Barco, J. Bermudez, and E. Hita, "Changes in corneal asphericity after laser in situ keratomileusis," *J. Cataract Refractive Surg.* **29**, 762–768 (2003).
- ANSI Z80.23-2008 Corneal Topography Systems—Standard Terminology, Requirements.
- A. Pérez-Escudero, C. Dorronsoro, and S. Marcos, "Correlation between radius and asphericity in surfaces fitted by conics," *J. Opt. Soc. Am. A* **27**, 1541–1548 (2010).
- C. E. Martinez, R. A. Applegate, H. C. Howland, S. D. Klyce, M. B. McDonald, and J. P. Medina, "Changes in corneal aberration structure after photorefractive keratectomy," *Invest. Ophthalmol. Visual Sci.* **37**, 4277 (1996) [ARVO abstract].
- K. M. Oliver, R. P. Hemenger, M. C. Corbett, D. P. S. O'Brart, S. Verma, J. Marshall, and A. Tomlinson, "Corneal optical aberrations induced by photorefractive keratectomy," *J. Refract. Surg.* **13**, 246–254 (1997).
- S. Marcos, "Aberrations and visual performance following standard laser vision correction," *J. Refract. Surg.* **17**, S596–S601 (2001).
- J. R. Jimenez, R. G. Anera, and L. J. del Barco, "Equation for corneal asphericity after corneal refractive surgery," *J. Refract. Surg.* **19**, 65–69 (2003).
- J. R. Jimenez, R. G. Anera, L. J. del Barco, and E. Hita, "Effect on laser-ablation algorithms of reflection losses and nonnormal incidence on the anterior cornea," *Appl. Phys. Lett.* **81**, 1521–1523 (2002).
- R. G. Anera, J. R. Jimenez, L. J. del Barco, and E. Hita, "Changes in corneal asphericity after laser refractive surgery, including reflection losses and nonnormal incidence upon the anterior cornea," *Opt. Lett.* **28**, 417–419 (2003).
- M. Mrochen and T. Seiler, "Influence of corneal curvature on calculation of ablation patterns used in photorefractive laser surgery," *J. Refract. Surg.* **17**, S584–S587 (2001).
- E. Moreno-Barriuso, J. M. Lloves, S. Marcos, R. Navarro, L. Llorente, and S. Barbero, "Ocular aberrations before and after myopic corneal refractive surgery: LASIK-induced changes measured with laser ray tracing," *Invest. Ophthalmol. Visual Sci.* **42**, 1396–1403 (2001).
- D. A. Atchison and G. Smith, *Optics of the Human Eye* (Butterworth-Heinemann, 2000).
- A. Calossi, *The Optical Quality of the Cornea* (Fabiano Editore, 2002).
- P. M. Kiely, G. Smith, and L. G. Carney, "The shape of the human cornea," *Opt. Acta* **29**, 1027–1040 (1982).
- L. G. Carney, J. C. Mainstone, and B. A. Henderson, "Corneal topography and myopia—A cross-sectional study," *Invest. Ophthalmol. Visual Sci.* **38**, 311–320 (1997).
- J. M. Gonzalez-Mejome, J. Jorge, A. Queiros, J. B. Almeida, and M. A. Parafita, "A comparison of the ARK-700A autokeratometer and Medmont E300 corneal topographer when measuring peripheral corneal curvature," *Ophthalmic Physiol. Opt.* **24**, 391–398 (2004).
- R. G. Anera, C. Villa, J. R. Jimenez, R. Gutierrez, and L. J. del Barco, "Differences between real and predicted corneal shapes after aspherical corneal ablation," *Appl. Opt.* **44**, 4528–4532 (2005).
- J. R. Jimenez, R. G. Anera, L. J. Del Barco, and E. Hita, "Predicting changes in corneal asphericity after hyperopic LASIK," *J. Cataract Refractive Surg.* **29**, 1468–1468 (2003).
- J. A. Diaz, R. G. Anera, J. R. Jimenez, and L. J. del Barco, "Optimum corneal asphericity of myopic eyes for refractive surgery," *J. Mod. Opt.* **50**, 1903–1915 (2003).





**8.2. Visual quality after monovision correction by laser in situ keratomileusis in presbyopic patients**

# Visual quality after monovision correction by laser in situ keratomileusis in presbyopic patients

Aixa Alarcón, MSc, Rosario G. Anera, PhD, César Villa, PhD, Luis Jiménez del Barco, PhD, Ramón Gutierrez, PhD

**PURPOSE:** To evaluate visual quality after laser in situ keratomileusis (LASIK) performed to achieve monovision in presbyopic patients.

**SETTING:** Laboratory of Vision Sciences and Applications, Department of Optics, University of Granada, Granada, and Clínica Novovisión, Madrid, Spain.

**DESIGN:** Cohort study.

**METHODS:** Laser in situ keratomileusis was performed with the Allegretto Wave Eye-Q 400 Hz laser. The dominant eye was corrected for far vision and the nondominant eye for near vision by targeting  $-1.25$  diopters of myopia. The F-CAT algorithm was programmed targeting a postsurgical corneal asphericity of  $-0.80$  in the dominant eye and  $-1.00$  in the nondominant eye. Visual acuity, contrast sensitivity function, ocular aberrations, stereoacuity, the scattering index, and the visual-discrimination capacity were analyzed preoperatively and 3 months postoperatively.

**RESULTS:** The study enrolled 25 patients (50 eyes) with a mean age of  $49.3$  years  $\pm 4.5$  (SD). Postoperatively, more than 90% of patients had a binocular uncorrected distance and near visual acuity of 0.0 logMAR or better, although the contrast sensitivity function diminished, especially in the nondominant eye and with binocular vision. Stereoacuity was significantly worse in all patients ( $P < .001$ ). The visual discrimination capacity declined in nondominant eyes and under binocular conditions ( $P < .005$ ); no significant changes occurred in dominant eyes ( $P = .614$ ). In all eyes, the mean objective scatter index value increased postoperatively, but not significantly ( $P > .05$ ).

**CONCLUSIONS:** Monovision correction by LASIK improved functional near vision in presbyopic patients. Although visual acuity was good for far vision, contrast sensitivity and stereoacuity diminished significantly.

**Financial Disclosure:** No author has a financial or proprietary interest in any material or method mentioned.

*J Cataract Refract Surg* 2011; 37:1629–1635 © 2011 ASCRS and ESCRS

Monovision is a method of presbyopic correction in which 1 eye is corrected for distance vision and the other eye for near vision. This method has been successfully and widely used with contact lenses.<sup>1,2</sup> The success of monovision correction using contact lenses varies between 60% and 80%, depending on the study.<sup>1</sup> However, increasingly more patients seek total or relative independence from conventional optometric compensation methods (spectacles or contact lenses), and refractive surgery is a promising alternative. In 2007, the U.S. Food and Drug Administration approved laser in situ keratomileusis (LASIK) treatment to achieve monovision.<sup>A</sup> There are reports that

the percentage of satisfied patients is greater with LASIK than when contact lenses are used, reaching between 88% and 98%.<sup>3–6</sup> However, few studies provide detailed data on the visual quality of patients who have had LASIK to achieve monovision.<sup>7</sup>

Given that monovision success depends on interocular blur suppression,<sup>8</sup> individuals who do not have a strong sighting preference appear to have constant interocular blur suppression and therefore tend to have more success with monovision.<sup>9,10</sup> The dominant eye is usually corrected for distance vision and the nondominant eye for near vision.<sup>1,2</sup> This is because the dominant eye is better at performing spatial

locomotor tasks, such as walking or driving.<sup>8</sup> Furthermore, correcting the dominant eye for far vision causes fewer esophoric shifts at distance.<sup>11</sup> Nevertheless, some studies<sup>6,12,13</sup> show that the eye chosen for defocus (dominant or nondominant sighting) does not influence the results.

The aim of this study was to evaluate visual function after monovision correction by LASIK in presbyopic patients. The dominant eye was corrected for far vision and the nondominant eye for near vision. We measured and analyzed visual acuity and contrast sensitivity function (monocular and binocular), aberrometry, the Strehl ratio, stereoacuity, the visual discrimination capacity, corneal asphericity, and intraocular scattering preoperatively and 3 months postoperatively.

## PATIENTS AND METHODS

All patients in this retrospective study provided informed consent in accordance with the Declaration of Helsinki. The inclusion criteria were age between 40 years and 65 years, spherical refractive error between 3.50 diopters (D) and  $-6.50$  D, astigmatism between 0.00 D and  $-4.00$  D, preoperative corrected visual acuity of 0.0 logMAR or better, and a clear lens. Only patients with stable refraction for at least 1 year were included. Exclusion criteria were ocular pathology (eg, glaucoma), corneal or neuro-ophthalmic disease, cataract, retinal complications, previous ocular surgery, and surgical complications.

The Porta test<sup>14</sup> was used to determine which eye was dominant. In this test, the observer extends 1 arm and with both eyes open, aligns the thumb or index finger with a distant object. The observer then alternates closing the eyes or slowly draws the thumb/finger back to the head to determine which eye is viewing the object (ie, the dominant eye).

The same surgeon performed all the LASIK procedures between December 2008 and October 2009 using an Allegretto Wave Eye-Q 400 Hz laser (Wavelight AG). The dominant eye was corrected for far vision by applying the Q-optimized F-CAT algorithm, which was programmed to achieve a postoperative corneal asphericity of  $-0.80$ . The

nondominant eye was corrected for its refractive error with  $+1.25$  D of addition (add); in these eyes, the F-CAT algorithm was programmed to target a postoperative corneal asphericity of  $-1.00$ . To control corneal asphericity has always been an aim of this type of surgery.<sup>15,16</sup> The optical ablation zone was 6.5 mm in all cases.

Ocular eye aberrations were estimated using Vol-CT software (Sarver & Associates, Inc.) from the data taken with a Zywave aberrometer (version 4.45 SP3, Bausch & Lomb). All aberration coefficients were calculated for a pupil diameter of 5.0 mm. The total root mean square (RMS) values of higher-order aberrations (HOAs) from the 3rd to 5th orders were computed. The spherical aberration  $Z(4,0)$ ; the RMS of coma aberrations, calculated as the square root of the sum of the squared coefficients  $Z(3,1)$ ,  $Z(3,-1)$ ,  $Z(5,1)$ , and  $Z(5,-1)$ ; and trefoil, calculated as the square root of the sum of the squared coefficients  $Z(3,3)$ ,  $Z(3,-3)$ ,  $Z(5,3)$ , and  $Z(5,-3)$ ,<sup>17</sup> were also evaluated.

Corneal asphericity values corresponding to a diameter of 6.0 mm were measured with an Allegro Oculyzer corneal topographer (Wavelight AG).

Contrast sensitivity function was measured monocularly and binocularly using a calibrated computer-controlled monitor and Vision Works software (Vision Research Graphics). The monitor was calibrated with a PR-704 spectroradiometer (Photo Research) using a 32-bit look-up table to optimize brightness and contrast controls. The spatial frequencies tested were 1.5, 3.0, 5.9, 9.9, 14.8, 18.5, and 21.2 cycles per degree (cpd). The mean luminance level of the contrast sensitivity function test was 6.5 candelas/m<sup>2</sup>, a value within the mesopic range, to guarantee that the pupil diameter was larger than 5.0 mm. The pupil diameter was measured using a Colvard pupillometer (Oasis Medical) to ensure that all patients had a pupil diameter greater than 5.0 mm during contrast sensitivity function measurements. The test distance was 6 m, corresponding to a visual angle of 1.3 degrees. The patient's head position was fixed with a chinrest. There was a 2-minute dark-adaptation period at the beginning of each session.

For each spatial frequency, the contrast threshold was determined with an up-down staircase procedure with 6 reversals, beginning with the lowest contrast available. The contrast threshold was defined by the mean of the last 4 reversals. Spatial frequencies were tested in a random order. The contrast sensitivity function was computed as the reciprocal of the contrast threshold. For monocular measurements, 1 eye was occluded while the other eye was being measured. Preoperative contrast sensitivity function was measured with best correction. Before the data were recorded, each patient had 3 training sessions to minimize learning effects. The preoperative contrast sensitivity function data from the dominant eye and the nondominant eye were compared with the postoperative data using the contrast sensitivity function ratio. The contrast sensitivity function ratio was calculated by dividing the postoperative contrast sensitivity function by the preoperative best-corrected contrast sensitivity function at each spatial frequency. The binocular summation for each frequency was calculated by dividing the binocular contrast sensitivity function by the higher monocular contrast sensitivity function.<sup>18</sup>

Stereopsis was measured using the Stereo Test (Stereo Optical Co., Inc.). The test has graded circles ranging from 40 to 800 seconds of arc (arcsec).

The discrimination capacity of the patients was quantified using Halo software (version 1.0.<sup>B</sup> In this test, patients are

Submitted: February 4, 2011.

Final revision submitted: March 4, 2011.

Accepted: March 7, 2011.

From the Laboratory of Vision Sciences and Applications (Alarcón, Anera, Jiménez del Barco), University of Granada, Granada, and Clínicas Novovisión (Villa, Gutierrez), Madrid, Spain.

Supported by Junta de Andalucía grants P07-FQM-02663 and P06-FQM-1359 and Ministerio de Educación y Ciencia grant FIS2009-07482, Spain.

David Nesbitt translated the text into English.

Corresponding author: Aixa Alarcón, MSc, Laboratory of Vision Sciences and Applications, Department of Optics, University of Granada, Avenida Fuentenueva s/n, 18071 Granada, Spain. E-mail: aixaalarcon@ugr.es.

asked to discriminate, on a monitor, peripheral luminous stimuli with respect to a small central high-luminance stimulus.<sup>19-22</sup> This test was chosen because after refractive surgery, patients who report seeing halos around a central source should have greater difficulty discriminating peripheral lights surrounding the central source. Therefore, the test is an indicator of night-vision disturbances. The test's sensitivity has been proved,<sup>19</sup> and the test has been successfully used in patients who have had LASIK<sup>19-21</sup> and in patients with other ocular pathology.<sup>22</sup> A disturbance index was defined with values between 0 and 1; the greater the index, the lower the discrimination capacity. If the patient has more difficulties detecting the peripheral stimuli near the central stimulus, it indicates a greater influence of halos or night-vision disturbances.

A series of double-pass images was recorded using the Optical Quality Analysis System (Visiometrics S.L.)<sup>23,24</sup> to determine the levels of intraocular scattering light using the objective scatter index (OSI).<sup>25</sup> This index is computed as the ratio of the amount of light within an annular area of 12 minutes of arc (minarc) and 20 minarc to that recorded within 1 minarc of the central peak. The system also quantifies the Strehl ratio (in 2 dimensions) as the ratio between the areas under the modulation transfer function curve of the measured eye and that of the aberration-free eye.<sup>26</sup> The Strehl ratio was calculated for a 5.0 mm pupil.

All the measurements were taken before surgery and 3 months after surgery. Statistical analysis was performed using SPSS software (version 15.0, SPSS, Inc.). Statistically significant differences between data samples were determined using the Student *t* test; a *P* value less than 0.05 was considered statistically significant.

## RESULTS

The study included 25 patients (50 eyes), 7 (28%) with hyperopia and 18 (72%) with myopia. The mean age of the patients was 49.3 years  $\pm$  4.5 (SD) (range 43 to 59 years). No case was excluded because of surgical or postoperative complications.

The group of dominant eyes comprised 25 eyes with a mean preoperative spherical refractive error of  $-1.93 \pm 2.57$  D (range 2.75 to  $-6.50$  D) and mean astigmatism of  $-0.62 \pm 0.69$  D (range 0.00 to  $-3.00$  D). The group of nondominant eyes comprised 25 eyes with a mean preoperative spherical refractive error of  $-1.68 \pm 2.65$  D (range 3.50 to  $-6.50$  D) and mean astigmatism of  $-0.60 \pm 0.94$  D (range 0.00 to  $-4.00$  D). The mean preoperative corrected distance visual acuity was  $-0.05 \pm 0.05$  logMAR in dominant eyes and  $-0.03 \pm 0.09$  logMAR in nondominant eyes. Binocularly, the mean preoperative corrected visual acuity for near and far vision was also better than 0.00 logMAR.

Twenty-three patients (92%) reported satisfaction with the results of LASIK. Three months after surgery, the mean binocular uncorrected distance visual acuity was  $-0.01 \pm 0.11$  logMAR. Three patients required distance correction to reach a visual acuity of 0.0 logMAR or better. All patients except 1 reached

a binocular uncorrected near visual acuity of 0.0 logMAR or better.

Table 1 shows the mean values of spherical, coma, trefoil, and RMS HOAs before and after surgery in dominant eyes and in nondominant eyes. Before surgery, there were no statistically significant differences in aberrations between dominant eyes and nondominant eyes ( $P > .05$ ). After surgery, the only statistically significant difference between dominant eyes and nondominant eyes was in spherical aberration, which was lower in nondominant eyes ( $P < .001$ ). Spherical aberration was statistically significantly less in both eyes after surgery ( $P < .05$ ). The rest of the aberrations increased, although not significantly ( $P > .05$ ). Figure 1 shows these changes and the 3rd-, 4th-, and 5th-order RMS values in dominant eyes and Figure 2, in nondominant eyes. The 3rd-order RMS (coma-like) value increased after surgery; the increase was statistically significant only in nondominant eyes but not in dominant eyes ( $P = .015$  and  $P = .235$ , respectively). The 4th-order RMS (spherical-like) value decreased after surgery in both groups of eyes, although not significantly ( $P > .05$ ). The 5th-order RMS increased, but not significantly, in both groups of eyes ( $P > .05$ ).

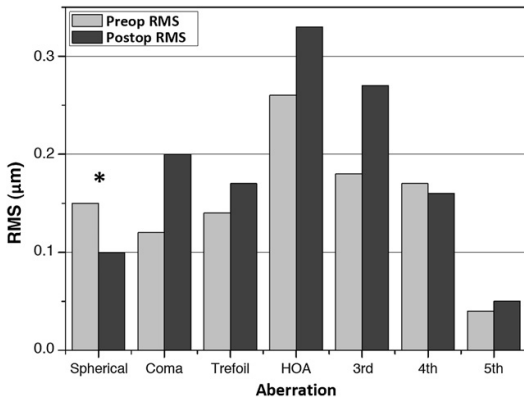
Corneal asphericity (6.0 mm) increased significantly after surgery in dominant eyes ( $P = .02$ ), from a mean value of  $0.01 \pm 0.19$  preoperatively to  $0.28 \pm 0.57$  postoperatively. In nondominant eyes, the cornea became more prolate, with the mean asphericity

**Table 1.** Comparison of preoperative and postoperative mean aberration values.

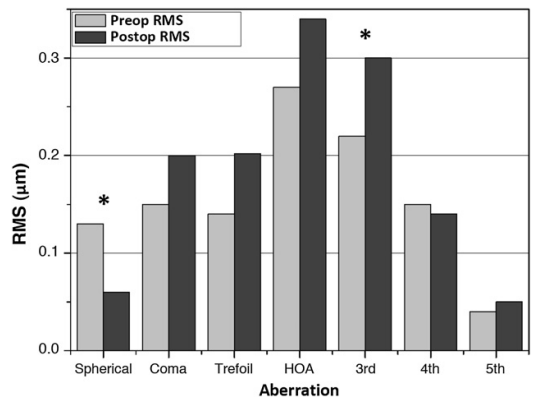
| Aberration      | Mean ( $\mu\text{m}$ ) $\pm$ SD |                 |
|-----------------|---------------------------------|-----------------|
|                 | Dominant Eye                    | Nondominant Eye |
| Spherical       |                                 |                 |
| Preop           | 0.15 $\pm$ 0.10                 | 0.13 $\pm$ 0.07 |
| Postop          | 0.10 $\pm$ 0.09                 | 0.06 $\pm$ 0.08 |
| <i>P</i> value* | .048                            | <.001           |
| Coma            |                                 |                 |
| Preop           | 0.12 $\pm$ 0.04                 | 0.15 $\pm$ 0.07 |
| Postop          | 0.20 $\pm$ 0.12                 | 0.20 $\pm$ 0.10 |
| <i>P</i> value* | .283                            | .618            |
| Trefoil         |                                 |                 |
| Preop           | 0.14 $\pm$ 0.08                 | 0.14 $\pm$ 0.08 |
| Postop          | 0.17 $\pm$ 0.10                 | 0.20 $\pm$ 0.08 |
| <i>P</i> value* | .437                            | .126            |
| RMS             |                                 |                 |
| Preop           | 0.26 $\pm$ 0.10                 | 0.27 $\pm$ 0.08 |
| Postop          | 0.33 $\pm$ 0.14                 | 0.34 $\pm$ 0.08 |
| <i>P</i> value* | .294                            | .069            |

RMS = root mean square

\*Comparing preoperative and postoperative values



**Figure 1.** Preoperative and postoperative aberrations in dominant eyes. The asterisk denotes a statistically significant change between preoperatively and postoperatively ( $P < .05$ ) (HOA = higher-order aberrations; RMS = root mean square).



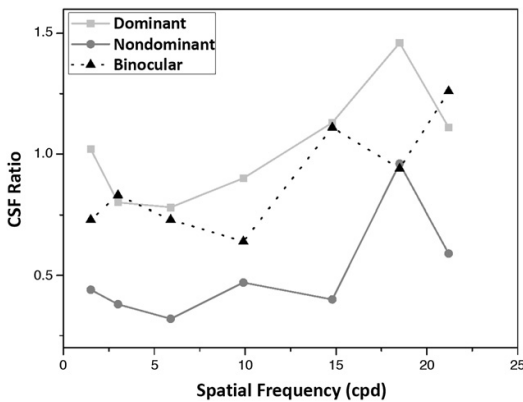
**Figure 2.** Preoperative and postoperative aberrations in nondominant eyes. The asterisks denote a statistically significant change between preoperatively and postoperatively ( $P < .05$ ) (HOA = higher-order aberrations; RMS = root mean square).

decreasing from  $-0.05 \pm 0.16$  preoperatively to  $-0.15 \pm 0.52$  postoperatively; this change was not statistically significant ( $P = .462$ ).

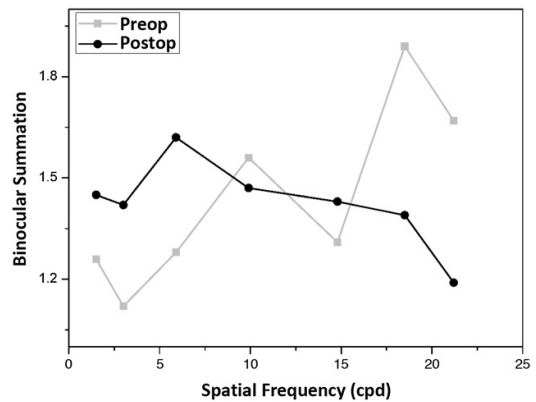
Figure 3 shows the mean contrast sensitivity function ratio in dominant eyes, in nondominant eyes, and under binocular conditions. In dominant eyes, the postoperative contrast sensitivity function value was statistically significantly lower than the preoperative value at spatial frequencies of 3.0 cpd ( $P = .025$ ), 5.9 cpd ( $P = .011$ ), and 9.9 cpd ( $P = .022$ ). In nondominant eyes, the postoperative contrast sensitivity function was lower than preoperatively at all spatial frequencies. This reduction was statistically significant at all the spatial frequencies ( $P < .001$ ) except for the

highest ones (18.5 cpd and 21.2 cpd;  $P > .05$ ). For binocular vision, the postoperative contrast sensitivity function decreased significantly from the preoperative values ( $P < .005$ ) except at the spatial frequencies of 14.8 cpd and 21.2 cpd, for which the mean contrast sensitivity function ratio was higher than unity; however, the differences were not statistically significant ( $P > .05$ ).

Figure 4 shows the preoperative and postoperative summation. The mean binocular summation was  $1.44 \pm 0.27$  preoperatively and  $1.42 \pm 0.13$  postoperatively. There were no statistically significant changes in binocular summation at any spatial frequency ( $P > .05$ ), although the postoperative values



**Figure 3.** The mean contrast sensitivity function ratio as a function of the spatial frequency in dominant eyes, in nondominant eyes, and under binocular conditions (cpd = cycles per degree; CSF = contrast sensitivity function).



**Figure 4.** The mean preoperative and postoperative binocular summation as a function of the spatial frequency (cpd = cycles per degree).

were lower than the preoperative values at the highest spatial frequencies.

The mean stereoacuity was  $165.55 \pm 138.25$  arcsec preoperatively and  $451.74 \pm 286.97$  arcsec 3 months postoperatively. The postoperative decrease was statistically significant ( $P < .001$ ).

Table 2 shows the monocular and binocular discrimination index results and the monocular OSI results in dominant eyes and nondominant eyes. There was a statistically significant increase in the discrimination index between postoperatively and the best-corrected preoperative values in nondominant eyes and with binocular vision ( $P = .001$  and  $P = .002$ , respectively). The discrimination index increased 160% in nondominant eyes and 127% binocularly. Although the mean monocular OSI value increased in both groups of eyes, the changes were not statistically significant ( $P > .05$ ).

There was little change in the Strehl ratio in dominant eyes or in nondominant eyes after surgery. In dominant eyes, the mean Strehl ratio was  $0.16 \pm 0.05$  preoperatively and  $0.16 \pm 0.04$  postoperatively. In nondominant eyes, the mean values were  $0.18 \pm 0.04$  and  $0.17 \pm 0.04$ , respectively.

## DISCUSSION

Presbyopia is an inevitable consequence of aging, and its correction has become more important as the population ages. Correction by monovision with contact lenses has been successful.<sup>1,2</sup> In the past few years, LASIK has been used to achieve monovision,<sup>3-7,27</sup> providing good visual acuity at near and distance without the need for contact lenses or glasses.

In the present study, we analyzed the visual quality of presbyopic patients corrected to have monovision after LASIK. The dominant eye was corrected for far vision and the nondominant eye for near vision with an add of +1.25 D. Our patients had good near and far visual acuity postoperatively without losing lines of monocular corrected visual acuity, in contrast to what occurs after multifocal ablations.<sup>28-31</sup> However, the changes in spherical aberration from preoperatively to postoperatively were similar to those after multifocal ablations,<sup>29,30,32</sup> reflecting a change in spherical aberration toward a more negative value. The increase in negative spherical aberrations and a more prolate cornea seemed to increase the depth of focus, improving near vision. The changes in other ocular aberrations and in coma, trefoil, and RMS HOAs were similar to those in studies that evaluated optical quality after LASIK to correct myopia.<sup>33-35</sup>

The initial aim was a postoperative corneal asphericity of  $-0.80$  in the dominant eye and  $-1.00$  in the nondominant using the F-CAT algorithm. The actual

**Table 2.** Mean discrimination index and OSI.

| Parameter  | Dominant        |                 | Binocular       |
|--|-----------------|-----------------|-----------------|
|  | Eye             | Eye             |                 |
| Mean discrimination index                        |                 |                 |                 |
| Preoperative                                     | $0.28 \pm 0.20$ | $0.25 \pm 0.22$ | $0.11 \pm 0.12$ |
| Postoperative                                    | $0.30 \pm 0.23$ | $0.65 \pm 0.21$ | $0.25 \pm 0.19$ |
| P value*   | .614            | .001            | .002            |
| Mean objective scatter index                     |                 |                 |                 |
| Preoperative                                     | $0.94 \pm 0.50$ | $0.98 \pm 0.69$ | —               |
| Postoperative                                    | $1.26 \pm 0.99$ | $0.99 \pm 0.48$ | —               |
| P value*   | .137            | .938            | —               |
| Means $\pm$ SD                                   |                 |                 |                 |
| *Comparing preoperative and postoperative values |                 |                 |                 |

mean postoperative asphericity was  $0.28 \pm 0.57$  in dominant eyes and  $-0.15 \pm 0.52$  in nondominant eyes, values that are lower than the target values. As other studies have shown,<sup>33</sup> the F-CAT algorithm did not result in the intended postoperative asphericity, although the differences between the actual asphericity and the intended asphericity were considerably smaller than with other algorithms.<sup>36</sup> The difference may be the result of physical<sup>37-41</sup> or biomechanical<sup>42,43</sup> factors or of other factors.

As expected after surgery,<sup>33,35</sup> the binocular and monocular contrast sensitivity function decreased with respect to the best-corrected preoperative contrast sensitivity function, especially in eyes corrected for near vision (nondominant eyes). This decrease had no significant effect on binocular summation, perhaps because the addition used (+1.25 D) was not very high.<sup>44,45</sup>

Where we did find a clearly negative effect of monovision was in stereoacuity. As previous studies have shown,<sup>7,46</sup> stereoacuity decreased with monovision correction. For example, Gutkowski and Cassin<sup>47</sup> found that monovision using contact lenses reduced stereoacuity (Titmus stereo test) by a mean of 384 arcsec. Of the 20 patients in their study, 12 (60%) had stereoacuity ranging from 40 to 200 arcsec, while the remainder had stereoacuity to 800 arcsec. In our study, of the 23 patients tested, 9 (39%) had stereoacuity between 40 arcsec and 200 arcsec and the rest had stereoacuity of 800 arcsec or greater.

In our patients, the visual discrimination capacity decreased under low illumination under monocular and binocular conditions. The change in the discrimination index indicates postoperative deterioration in visual quality, even in cases in which surgery can be considered successful.<sup>20-22</sup> Because intraocular scattering measured through the OSI does not change

significantly after surgery, the increase in the discrimination index should be linked to defocus in the non-dominant eye and to the incomplete suppression of interocular blur in binocular vision, which translates into halos and hazy vision under low illumination.<sup>1</sup>

Although monovision does nothing to increase accommodation, this method has proved to be a viable and valuable alternative to compensate for presbyopia, especially when the correction is by LASIK. However, correcting an eye for far vision and the other for near vision means there will be a loss of stereoacuity that not all patients can accept.<sup>1,2</sup> For example, patients with occupations that require good stereoacuity or people with binocular vision anomalies should be excluded. For this reason, more ophthalmologists are opting for multifocal ablation. In multifocal ablations, part of the corneal surface is corrected for distance vision and part is corrected for near vision.<sup>28,29,32</sup> Patients do not lose stereoacuity because the ablation is usually symmetrical in the 2 eyes. However, studies of multifocal correction by LASIK show decreases in contrast sensitivity<sup>29</sup>; increases in coma, trefoil, and total HOAs<sup>32</sup>; and decreases in spectacle-corrected visual acuity.<sup>28-30</sup>

Given the dynamic nature of accommodation, it is not easy to find a clinical solution for presbyopia. In this study, patients who had this treatment had good binocular visual acuity at far and near without losses of corrected visual acuity and without an increase in aberrations, except for spherical ones. However, the reduction in the contrast-sensitivity function, the loss of visual discrimination capacity, and, especially, the clear worsening of stereoacuity are factors that should be analyzed before any treatment to obtain monovision. Thus, a main goal of current corneal refractive surgery should be to decrease these visual problems after presbyopic LASIK using a monovision ablation or a multifocal ablation.

## REFERENCES

- Jain S, Arora I, Azar DT. Success of monovision in presbyopes: review of the literature and potential applications to refractive surgery. *Surv Ophthalmol* 1996; 40:491-499
- Evans BJW. Monovision: a review. *Ophthalmic Physiol Opt* 2007; 27:417-439. Available at: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1475-1313.2007.00488.x/pdf>. Accessed March 29, 2011
- Reilly CD, Lee WB, Alvarenga L, Caspar J, Garcia-Ferrer F, Mannis MJ. Surgical monovision and monovision reversal in LASIK. *Cornea* 2006; 25:136-138
- Goldberg DB. Laser in situ keratomileusis monovision. *J Cataract Refract Surg* 2001; 27:1449-1455
- Miranda D, Krueger RR. Monovision laser in situ keratomileusis for pre-presbyopic and presbyopic patients. *J Refract Surg* 2004; 20:325-328
- Jain S, Ou R, Azar DT. Monovision outcomes in presbyopic individuals after refractive surgery. *Ophthalmology* 2001; 108:1430-1433
- Garcia-Gonzalez M, Teus MA, Hernandez-Verdejo JL. Visual outcomes of LASIK-induced monovision in myopic patients with presbyopia. *Am J Ophthalmol* 2010; 150:381-386
- Schor C, Landsman L, Erickson P. Ocular dominance and the interocular suppression of blur in monovision. *Am J Optom Physiol Opt* 1987; 64:723-730
- Schor C, Erickson P. Patterns of binocular suppression and accommodation in monovision. *Am J Optom Physiol Opt* 1988; 65:853-861
- Erickson P, McGill EC. Role of visual acuity, stereoacuity, and ocular dominance in monovision patient success. *Optom Vis Sci* 1992; 69:761-764. Available at: [http://journals.lww.com/optvissci/Abstract/1992/10000/Role\\_of\\_Visual\\_Acuity,\\_Stereoacuity,\\_and\\_Ocular.3.aspx](http://journals.lww.com/optvissci/Abstract/1992/10000/Role_of_Visual_Acuity,_Stereoacuity,_and_Ocular.3.aspx). Accessed March 30, 2011
- McGill EC, Erickson P. Sighting dominance and monovision distance binocular fusional ranges. *J Am Optom Assoc* 1991; 62:738-742
- Collins M, Goode A, Brown B. Distance visual acuity and monovision. *Optom Vis Sci* 1993; 70:723-728. Available at: [http://journals.lww.com/optvissci/Abstract/1993/09000/Distance\\_Visual\\_Acuity\\_and\\_Monovision.7.aspx](http://journals.lww.com/optvissci/Abstract/1993/09000/Distance_Visual_Acuity_and_Monovision.7.aspx). Accessed March 30, 2011
- Schor C, Carson M, Peterson G, Suzuki J, Erickson P. Effects of interocular blur suppression on monovision task performance. *J Am Optom Assoc* 1989; 60:188-192
- Roth HL, Lora AN, Heilman KM. Effects of monocular viewing and eye dominance on spatial attention. *Brain* 2002; 125:2023-2035. Available at: <http://brain.oxfordjournals.org/content/125/9/2023.full.pdf>. Accessed March 30, 2011
- Díaz JA, Anera RG, Jiménez JR, Jiménez del Barco L. Optimum corneal asphericity of myopic eyes for refractive surgery. *J Mod Opt* 2003; 50:1903-1915. Available at: <http://hera.ugr.es/doi/14980381.pdf>. Accessed March 30, 2011
- Manns F, Ho A, Parel J-M, Culbertson W. Ablation profiles for wavefront-guided correction of myopia and primary spherical aberration. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28:766-774
- Wang L, Koch DD. Ocular higher-order aberrations in individuals screened for refractive surgery. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29:1896-1903
- Pardhan S. A comparison of binocular summation in the peripheral visual field in young and older patients. *Curr Eye Res* 1997; 16:252-255
- Gutiérrez R, Jiménez JR, Villa C, Valverde JA, González Anera R. Simple device for quantifying the influence of halos after lasik surgery. *J Biomed Opt* 2003; 8:663-667. Available at: <http://www.clinicasnovision.com/web/descarga/enero07.pdf>. Accessed March 30, 2011
- Jiménez JR, Villa C, González Anera R, Gutiérrez R, Jiménez del Barco L. Binocular visual performance after LASIK. *J Refract Surg* 2006; 22:679-688
- Villa C, Gutiérrez R, Jiménez JR, González-Méijome JM. Night vision disturbances after successful LASIK surgery. *Br J Ophthalmol* 2007; 91:1031-1037. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1954826/pdf/1031.pdf>. Accessed March 30, 2011
- Castro JJ, Jiménez JR, Ortiz C, Alarcón A, Anera RG. New testing software for quantifying discrimination capacity in subjects with ocular pathologies. *J Biomed Opt* 2011; 16:015001
- Güell JL, Pujol J, Arjona M, Díaz-Douton F, Artal P. Optical Quality Analysis System: instrument for objective clinical evaluation of ocular optical quality. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30:1598-1599
- Vilaseca M, Padilla A, Pujol J, Ondategui JC, Artal P, Güell JL. Optical quality one month after Verisyse and Veriflex phakic IOL implantation and Zeiss MEL 80 LASIK for myopia from 5.00 to 16.50 diopters. *J Refract Surg* 2009; 25:689-698



25. Saad A, Saab M, Gatinel D. Repeatability of measurements with a double-pass system. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36:28–33
26. Guirao A, González C, Redondo M, Geraghty E, Norrby S, Artal P. Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1999; 40:203–213. Available at: <http://www.iovs.org/content/40/1/203.full.pdf>. Accessed March 30, 2011
27. Ayoubi MG, Leccisotti A, Goodall EA, McGilligan VE, Moore TCB. Femtosecond laser in situ keratomileusis versus conductive keratoplasty to obtain monovision in patients with emmetropic presbyopia. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36:997–1002
28. Telandro A. Pseudo-accommodative cornea: a new concept for correction of presbyopia. *J Refract Surg* 2004; 20:S714–S717
29. Alió JL, Chaubard JJ, Caliz A, Sala E, Patel S. Correction of presbyopia by Technovision central multifocal LASIK (presby-LASIK). *J Refract Surg* 2006; 22:453–460
30. Jung SW, Kim MJ, Park SH, Joo C-K. Multifocal corneal ablation for hyperopic presbyopes. *J Refract Surg* 2008; 24:903–910
31. El Danasoury AM, Gamaly TO, Hantera M. Multizone LASIK with peripheral near zone for correction of presbyopia in myopic and hyperopic eyes: 1-year results. *J Refract Surg* 2008; 25:296–305
32. Cantú R, Rosales MA, Tepichín E, Curiocha A, Montes V, Bonilla J. Advanced surface ablation for presbyopia using the Nidek EC-5000 laser. *J Refract Surg* 2004; 20:S711–S713
33. Villa C, Jiménez JR, Anera RG, Gutiérrez R, Hita E. Visual performance after LASIK for a Q-optimized and a standard ablation algorithm. *Appl Opt* 2009; 48:5471–5477
34. Moreno-Barriuso E, Merayo-Llodes J, Marcos S, Navarro R, Llorente L, Barbero S. Ocular aberrations before and after myopic corneal refractive surgery: LASIK-induced changes measured with laser ray-tracing. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001; 42:1396–1403. Available at: <http://www.iovs.org/content/42/6/1396.full.pdf>. Accessed March 30, 2011
35. Anera RG, Jiménez JR, Jiménez del Barco L, Bermúdez J, Hita E. Changes in corneal asphericity after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29:762–768
36. Anera RG, Villa C, Jiménez JR, Gutiérrez R, del Barco LJ. Differences between real and predicted corneal shapes after aspherical corneal ablation. *Appl Opt* 2005; 44:4528–4532
37. Mrochen M, Seiler T. Influence of corneal curvature on calculation of ablation patterns used in photorefractive laser surgery. *J Refract Surg* 2001; 17:S584–S587
38. Jiménez JR, Anera RG, Jiménez del Barco L, Hita E. Effect on laser-ablation algorithms of reflection losses and nonnormal incidence on the anterior cornea. *Appl Phys Lett* 2002; 81:1521–1523. Available at: <http://hera.ugr.es/doi/15014654.pdf>. Accessed March 30, 2011
39. Jiménez JR, Anera RG, Jiménez del Barco L, Hita E. Influence of laser polarization on ocular refractive parameters after refractive surgery. *Opt Lett* 2004; 29:962–964
40. Dorrnsoro C, Cano D, Merayo-Llodes J, Marcos S. Experiments on PMMA models to predict the impact of corneal refractive surgery on corneal shape. *Opt Express* 2006; 14:6142–6156
41. Jiménez JR, Rodríguez-Marín F, González Anera R, Jiménez del Barco L. Deviations of Lambert-Beer's law affect corneal refractive parameters after refractive surgery. *Opt Express* 2006; 14:5411–5417
42. Guirao A. Theoretical elastic response of the cornea to refractive surgery: risk factors for keratectasia. *J Refract Surg* 2005; 21:176–185
43. Pepose JS, Feigenbaum SK, Qazi MA, Sanderson JP, Roberts CJ. Changes in corneal biomechanics and intraocular pressure following LASIK using static, dynamic, and noncontact tonometry. *Am J Ophthalmol* 2007; 143:39–47
44. Loshin DS, Loshin MS, Comer G. Binocular summation with monovision contact lens correction for presbyopia. *Int Cont Lens Clin* 1982; 9:161–165
45. Pardhan S, Gilchrist J. The effect of monocular defocus on binocular contrast sensitivity. *Ophthalmic Physiol Opt* 1990; 10:33–36
46. Back A, Grant T, Hine N. Comparative visual performance of three presbyopic contact lens corrections. *Optom Vis Sci* 1992; 69:474–480. Available at: [http://journals.lww.com/optvissci/abstract/1992/06000/comparative\\_visual\\_performance\\_of\\_three\\_presbyopic.11.aspx](http://journals.lww.com/optvissci/abstract/1992/06000/comparative_visual_performance_of_three_presbyopic.11.aspx). Accessed March 30, 2011
47. Gutkowski M, Cassin B. Stereopsis and monovision in the contact lens management of presbyopia. *Binocular Vision* 1991; 6:31–36

#### OTHER CITED MATERIAL

- A. U.S. Food and Drug Administration. News and events. FDA approves CustomVue Monovision LASIK, July 12, 2007. Available at: <http://www.fda.gov/NewsEvents/Newsroom/PressAnnouncements/2007/ucm108947.htm>. Accessed March 30, 2011
- B. Optics Department, Faculty of Sciences, University of Granada, Spain. Laboratory of Vision Sciences and Applications. Halov1.0 free download. Available at: <http://www.ugr.es/~labvisgr/>. Accessed March 30, 2011



First author:

Aixa Alarcón, MSc

Laboratory of Vision Sciences and Applications, University of Granada, Granada, Spain

**8.3. Visual evaluation of different multifocal corneal models for the correction of presbyopia by laser ablation**

# Visual Evaluation of Different Multifocal Corneal Models for the Correction of Presbyopia by Laser Ablation

Aixa Alarcón, MSc; Rosario G. Anera, PhD; Margarita Soler, MSc; Luis Jiménez del Barco, PhD

## ABSTRACT

**PURPOSE:** To evaluate the visual quality of two theoretical multifocal corneal models designed to correct presbyopia by corneal photoablation.

**METHODS:** Two theoretical multifocal corneal surfaces were analyzed by ray tracing: a central model (with a central zone for near vision and a peripheral zone for distance vision), and a peripheral model (with a central zone for distance vision and a peripheral zone for near vision). For both models, the effect of the size of the central zone and transition zone as well as the size of the pupil was evaluated.

**RESULTS:** Our results show that a smaller transition zone favors total visual quality in both models. The optimal size of the central zone depends both on the size of the transition zone used as well as the model. However, both models responded similarly with respect to the variations in pupil size, providing the same visual quality although in an opposite way.

**CONCLUSIONS:** This work shows that the optimal diameter of the central zone is smaller for the central model than for the peripheral model. Also, pupil size plays a fundamental role in achieving multifocality, showing that patient's pupil size should be thoroughly evaluated prior to multifocal refractive surgery. [*J Refract Surg.* 2011;xx(x):xx-xxx.]  
doi:10.3928/1081597X-2011

**M**ultifocal laser ablation has become a more common treatment for presbyopic patients.<sup>1-8</sup> The aim is to achieve a multifocal cornea able to correct any visual defect for distance while simultaneously reducing spectacle dependency for near vision. Considering the diverse algorithms for multifocal ablation, the main techniques can be divided into two groups according to the treatment. The first, known as central presbyLASIK, consists of creating a central hyperpositive zone, designed to provide near vision, leaving the midperipheral cornea for distance vision.<sup>1-3</sup> The other group, known as peripheral presbyLASIK, corrects the midperipheral zone for near vision.<sup>4-8</sup> For both treatments, the results are reasonable, although studies have reported diminished contrast sensitivity<sup>2</sup>; increases in coma, trefoil, and total higher order aberrations<sup>4</sup>; or decreases in corrected visual acuity.<sup>2,3,5</sup> Therefore, evaluation is needed of the causes underlying such loss in visual quality as well as the differences between the two multifocal models most commonly used clinically.

We present a theoretical evaluation of the visual quality provided by two corneal ablation models by the Neural Sharpness metric. For each model, we determined the effect of the central zone and transition zone and evaluated the influence of pupil size on the visual quality provided by each multifocal model.

## MATERIALS AND METHODS

The schematic Liou-Brennan model<sup>9</sup> was used in this study to represent an unaccommodated emmetropic eye.

*From the Laboratory of Vision Sciences and Applications, University of Granada, Granada, Spain.*

*This study was supported by Junta de Andalucía (Spain) grants P07-FQM-02663 and P06-FQM-01359, and Ministerio de Educación y Ciencia (Spain) grant FIS2009-07482.*

*The authors have no financial or proprietary interest in the materials presented herein.*

*Presented at the Wavefront & Presbyopic Refractive Corrections meeting; February 25-27, 2011; Vancouver, Canada.*

*The authors thank David Nesbitt for translating the text into English.*

*Correspondence: Aixa Alarcón, MSc, Laboratory of Vision Sciences and Applications, Dept of Optics, Edificio Mecenaz, Facultad de Ciencias, Avda Fuentenueva s/n 18071, Granada, Spain. Tel: 34 605036387; Fax: 34 958248533; E-mail: aixaalardon@ugr.es*

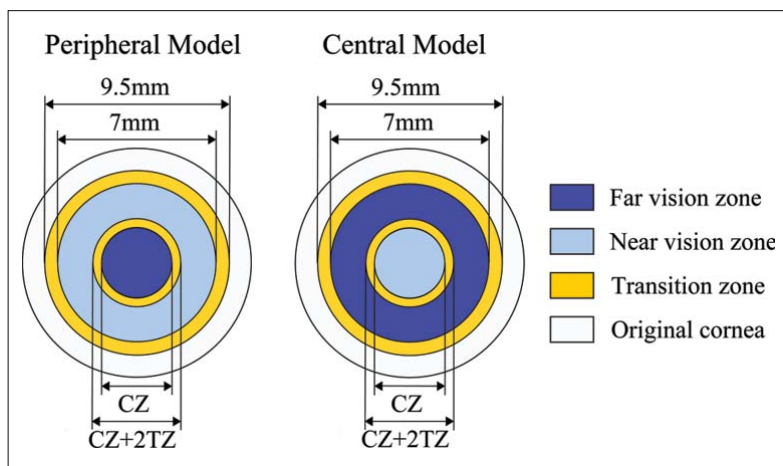


Figure 1. Design of the multifocal cornea for the peripheral and central model.

Calculations were performed using the ZEMAX-SE Optical Design Program (ZEMAX Development Corp, Bellevue, Washington) at a wavelength of 555 nm.

**ABLATION PROFILES**

To design the multifocal ablation models, the corneal surface was divided into three main zones: central zone, peripheral zone, and transition zone (Fig 1). The central zone is a conical surface for which the diameter, curvature radius ( $R_c$ ), and asphericity ( $Q_c$ ) are variables that we wish to optimize. The peripheral zone is also characterized by a conicoid with a curvature radius ( $R_p$ ) and asphericity ( $Q_p$ ) that are also optimized for each model. The peripheral zone has a diameter of 7 mm and is joined to the original cornea of the Liou-Brennan model by a surface transition of 9.5 mm in diameter.<sup>7</sup>

The transition zones are represented by a third-degree polynomial given by the equation,  $z(w)=a_0+a_1w+a_2w^2+a_3w^3$ , where the parameters  $a_0$ ,  $a_1$ ,  $a_2$ , and  $a_3$  are determined considering the function and its first derivative continuous at the intersection points. The size of the first transition zone (between the central and peripheral zone) constitutes one variable more in the optimization process. On this basis, two multifocal models were designed:

- The central model with a central zone created for near vision, leaving the midperipheral cornea for distance vision.
- The peripheral model with a central zone created for distance vision and the midperipheral corneal zone for near vision.

The optimization process described below was carried out for a pupil diameter of 4 mm. First, ZEMAX-

SE was used to calculate the radius and asphericity of the cornea that minimized the root-mean-square (RMS) wavefront error for distance vision (object situated 6 m away from the anterior corneal surface) and for near vision (object situated at 40 cm). The size of the central zone and transition zone for each model was then varied to establish the optimal size of the transition zone; the value that provided the best visual quality both for near and distance vision was chosen. Once the multifocal models were formulated, the radius and asphericity of the central and peripheral zones ( $R_c$ ,  $Q_c$ ,  $R_p$ , and  $Q_p$ ) were

re-optimized to determine the values that optimize the visual quality for distance vision and near vision. Finally, the visual quality provided by each model was compared using different pupil sizes (between 2.0 and 5.0 mm diameter).

**METRIC TO EVALUATE VISUAL QUALITY: NEURAL SHARPNESS**

Some of the more commonly used metrics to evaluate the retinal-image quality, such as the RMS wavefront error and Strehl ratio, show low correlation with subjective performance.<sup>10,11</sup> In this work, the Neural Sharpness metric<sup>12</sup> was selected to estimate the visual quality. This metric was introduced by Williams<sup>13</sup> as a way to capture the effectiveness of the point spread function for simulating the neural portion of the visual system, and it has been demonstrated to be effective when evaluating visual performance.<sup>11</sup>

**RESULTS**

**OPTIMIZATION OF THE CORNEAL MODEL DESIGNS**

Figure 2 shows the values of Neural Sharpness for the peripheral model, varying the central zone diameter for different sizes of the transition zone. As expected, the value of the Neural Sharpness for distance vision was proportional to the size of the central zone and inversely proportional in near vision. Larger transition zones produced lower Neural Sharpness values for near vision. Larger transition zones reduced optimal central zone sizes of 2.9 mm, 2.5 mm, and 2.3 mm for transition zones of 0.5 mm, 1 mm, and 1.5 mm, respectively.

Figure 3 shows the values of Neural Sharpness for

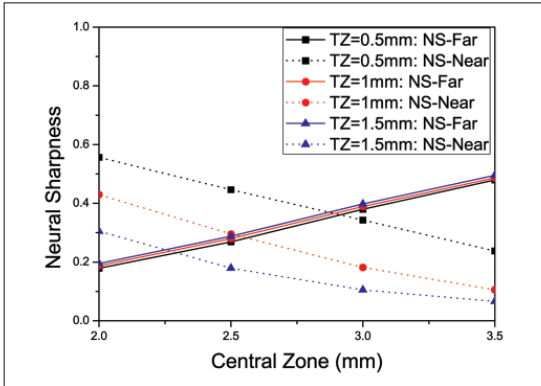


Figure 2. Evaluation of the Neural Sharpness for near (NS-Near) and distance vision (NS-Far) in the peripheral model for different sizes of the transition zone (TZ) and central zone.

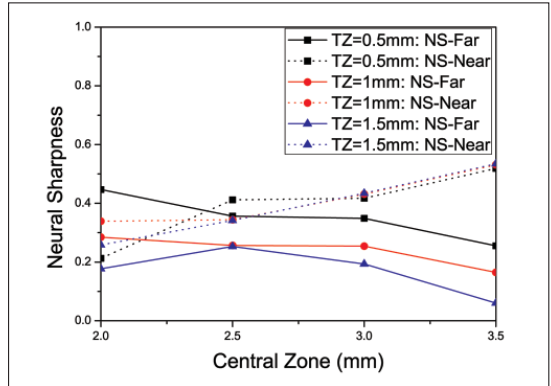


Figure 3. Evaluation of the Neural Sharpness for near (NS-Near) and distance vision (NS-Far) in the central model for different sizes of the transition zone (TZ) and central zone.

the central model, varying the central-zone diameter for different transition zone sizes. The Neural Sharpness values for distance vision diminished significantly when the size of the transition zone was enlarged. However, in near vision, the effect of the transition zone depended on the size of the central zone. For a 0.5-mm transition zone, the optimal size of the central zone would be 2.4 mm, but for transition zones of 1 and 1.5 mm, the Neural Sharpness values for near vision are invariably higher than for distance vision.

Based on these findings, we designed our optimized multifocal models with a 0.5-mm transition zone and central-zone size of 2.9 mm for the peripheral model and 2.4 mm for the central model.

### COMPARISON BETWEEN PERIPHERAL AND CENTRAL MODELS

Figure 4 represents the Neural Sharpness values for near and distance vision according to the pupil diameter for the central model, peripheral model, and a presbyopic emmetropic eye based on the Liou-Brennan model. As expected, small pupils favored near vision in the central model and distance vision in the peripheral model, whereas large pupils (>4 mm) favored distance vision in the central model and near vision in the peripheral model. When the two models were compared, the central model was found to provide higher Neural Sharpness values for the vision corresponding to the central corneal zone. However, this difference was small, as that which occurred with the vision corresponding to the peripheral corneal zone.

Comparisons with the presbyopic emmetropic eye indicated that the value of the distance Neural Sharpness worsened in all cases, especially in the central model. However, the value of the near Neural Sharp-

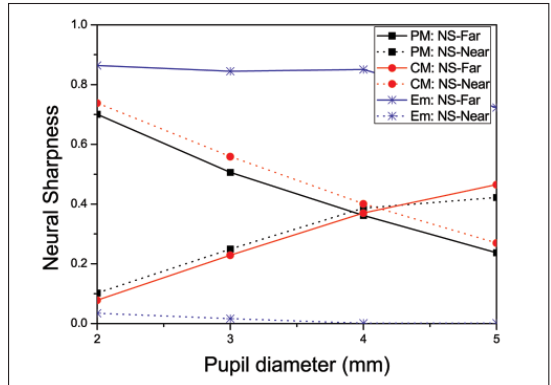


Figure 4. Comparison of the Neural Sharpness for near (NS-Near) and distance vision (NS-Far) for different pupil sizes found with the central model (CM), peripheral model (PM), and presbyopic emmetropic eye of the Liou-Brennan model (Em).

ness improved. In fact, the increase of the Neural Sharpness values in near vision was similar although slightly lower than the reduction that occurred in distance vision.

### DISCUSSION

In this study, we found that a larger central-zone diameter improves the values of Neural Sharpness corresponding to the central corneal zone but implies a clear deterioration of the Neural Sharpness corresponding to the peripheral corneal zone. For a 4-mm pupil and a central zone >3.5 mm, as is usual in this type of surgery,<sup>5-7</sup> vision is clearly dominated by the central zone of the cornea. This means that for large central-zone diameters the multifocal ablation deterio-

rates vision for which we have corrected the central zone, introducing only a minor improvement in vision corresponding to the peripheral corneal zone. This explains the results found in some clinical studies, such as that of Pinelli et al,<sup>6</sup> who reported a significant loss in contrast sensitivity and an increase in aberrations despite using a large central zone corrected for distance vision of 5 mm.

The optimal central-zone diameter depends on the size of the transition zone used, so that a smaller central-zone diameter is recommended when a larger transition zone is used. A smaller transition zone improves the average visual quality, a result that should be taken into account when designing future algorithms. According to our results, for a 0.5-mm transition zone, the optimal central zone diameter for the peripheral model was 2.9 mm and 2.4 mm for the central model. These values were smaller than the mean reported in clinical practice.<sup>5-7</sup> However, multifocal ablations with a corrected center for near vision present a smaller central-zone size (normally 3 mm<sup>2,14,15</sup>) than the size that was used in multifocal ablations with the center corrected for distance ( $\geq 3.5$  mm<sup>4-8</sup>).

Despite the differences found in the optimal diameter of the central zone, our results show that both models provide approximately the same visual quality and respond similarly with respect to the variations in pupil size, although inversely. However, because the pupil decreases in diameter with accommodation,<sup>16</sup> the central model appears to be the most advisable model to achieve optimal multifocality. We consistently found a clear trade-off between near vision and distance vision: when one improves, the other worsens. This result coincides with the findings of Koller and Seiler,<sup>17</sup> who reported an equilibrium between near-vision quality and distance-vision quality evaluating four multifocal ablation designs. Consequently, although the quality of near vision is better, the quality of the distance vision provided by these models is worse than that of a presbyopic emmetropic eye.

Our work shows that the optimal diameter of the central zone is smaller for the central model than for the peripheral model. Furthermore, we found that a smaller transition zone enhances the overall visual quality of the patient. Comparing the two optimized models, central model and peripheral model, we found that pupil diameter is a determining factor when choosing a certain design that offers multifocality.

#### AUTHOR CONTRIBUTIONS

Study concept and design (A.A., R.G.A., L.J.B.); data collection (A.A., M.S.); analysis and interpretation of data (A.A., M.S.); drafting

of the manuscript (A.A., R.G.A.); critical revision of the manuscript (A.A., R.G.A., M.S., L.J.B.); obtained funding (R.G.A.); supervision (R.G.A., L.J.B.)

#### REFERENCES

1. Jackson B. Clinical outcomes of presbyopic corrections. Presented at: Fifth International Conference of Wavefront Sensing & Optimized Refractive Corrections; February 21-24, 2004; British Columbia, Canada.
2. Alió JL, Chaubard JJ, Caliz A, Sala E, Patel S. Correction of presbyopia by technovision central multifocal LASIK (presbyLASIK). *J Refract Surg.* 2006;22(5):453-460.
3. Jung WS, Kim MJ, Park SH, Joo C. Multifocal corneal ablation for hyperopic presbyopes. *J Refract Surg.* 2008;24(9):903-910.
4. Cantú R, Rosales MA, Tepichín E, Curioca A, Montes V, Bonilla J. Advanced surface ablation for presbyopia using the Nidek EC-5000 laser. *J Refract Surg.* 2004;20(5 Suppl):S711-S713.
5. Telandro A. Pseudo-accommodative cornea: a new concept for correction of presbyopia. *J Refract Surg.* 2004;20(5 Suppl):S714-S717.
6. Pinelli R, Ortiz D, Simonetto A, Bacchi C, Sala E, Alió JL. Correction of presbyopia in hyperopia with a center-distance, paracentral-near technique using the Technolas 217z platform. *J Refract Surg.* 2008;24(5):494-500.
7. El Danasoury AM, Gamaly TO, Hantera M. Multizone LASIK with peripheral near zone for correction of presbyopia in myopic and hyperopic eyes: 1-year results. *J Refract Surg.* 2009;25(3):296-305.
8. Gordon M. Presbyopia corrections with the WaveLight ALLEGRETTO: 3-month results. *J Refract Surg.* 2010;26(10):S824-S826.
9. Liou HL, Brennan N. Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis.* 1997;14(8):1684-1695.
10. Marsack JD, Thibos LN, Applegate RA. Metrics of optical quality derived from wave aberrations predict visual performance. *J Vis.* 2004;4(4):322-328.
11. Chen L, Singer B, Guirao A, Porter J, Williams DR. Image metrics for predicting subjective image quality. *Optom Vis Sci.* 2005;82(5):358-369.
12. Thibos LN, Hong X, Bradley A, Applegate RA. Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations. *J Vis.* 2004;4(4):329-351.
13. Williams DR. Subjective image quality metrics from the wave aberration. Presented at: 4th International Congress on Wavefront Sensing & Aberration Free Refractive Correction; February 14-16, 2003; San Francisco, CA.
14. Ortiz D, Alió JL, Illueca C, et al. Optical analysis of presbyLASIK treatment by a light propagation algorithm. *J Refract Surg.* 2007;23(1):39-44.
15. Illueca C, Alió JL, Mas D, et al. Pseudoaccommodation and visual acuity with Technovision presbyLASIK and a theoretical simulated Array multifocal intraocular lens. *J Refract Surg.* 2008;24(4):344-349.
16. Atchison DA, Smith G. *Optics of the Human Eye.* 1st ed. Oxford, United Kingdom: Butterworth-Heinemann; 2000.
17. Koller T, Seiler T. Four corneal presbyopia corrections: simulations of optical consequences on retinal image quality. *J Cataract Refract Surg.* 2006;32(12):2118-2123.

