

Cuatro correcciones de presbicia en córnea

Simulación de consecuencias ópticas sobre calidad de imagen retinal

Tobias Koller, MD, Theo Seiler, MD, PhD

**OBJETIVO:** Investigar la posibilidad de tratamiento multifocal o asférico de la córnea con trazado de rayo óptico.

Instituto para Cirugía De refracción y Oftálmica, Zurich, Suiza.

**MÉTODOS:** Las consecuencias ópticas de 4 diseños de córnea –global optimun(GO) por la curvatura y asphericity, la isla central (CSI), la isla descentrada (DSI), y anillos centrales (CSA) para corrección de la presbicia fue analizada usando un modelo de ojo de Liou-Brennan modificado y el trazado de rayo con un software de diseño comercial óptico (Zemax, Zemax el Corp. de Desarrollo). La configuración óptica para la visión lejana era un punto de iluminación a una distancia de 5 m, 1 grado arriba, y un diámetro de pupila de 5.0 mm y para visión de cerca, 0.4 m de distancia, 1 grado arriba, y un diámetro de pupila de 2.5 mm. El radio de curvatura (R) de la córnea y su asphericity (Q) fue usado como parámetros para optimizar (simultáneamente para la visión cerca y lejana) la calidad de la imagen retiniana descrita mediante el diámetro de punto mínimo o el error de frente de onda medio cuadrado (RMS).

**RESULTADOS:** Comenzando por un ojo emетроpe optimizado para la R y la Q, el error de frente de onda RMS en la retina estaba 0.07 mm (lejos) y 1.42 mm (cerca). El error en un tratamiento por asphericidad y curvatura (GO) causado fue en el frente de onda de 1.42 mm (lejos) y 0.52 mm (cerca); la visión de cerca mejoraba usando gafas de lectura. En un tratamiento por isla central (CSI) cedió 0.91 mm (lejos) y 0.13 mm (cerca); y las gafas no mejoraron lejos o cerca la visión. El DSI Y CSA tenían considerablemente peores resultados para la visión cerca y lejos.

**CONCLUSIONES:** Las opciones estudiadas, GO y CSI pueden ser alternativas prometedoras para la corrección de la presbicia en córnea. Sin embargo las gafas de lectura puedan mejorarse cerca de la visión en (GO), las gafas de lectura no mejoraron cerca de la visión en ojos CSI-TRATADOS. El tratamiento CSI es críticamente dependiente del centrado y revertir el tratamiento es difícil.

Soluciones ópticas a presbicia incluyen gafas de lectura, monovisión, lentes de contacto multifocales y lentillas intraoculares (IOLs), Ninguno puede restaurar la acomodación con la calidad previa, pero todos ofrecen la calidad relativamente de cerca y buena visión lejana. Incluso una pequeña cantidad de astigmatismo proporciona algún pseudoacomodación en pacientes pseudofáquicos. Varios métodos de restaurar la acomodación con la extensión scleral cerca del cuerpo ciliar fueron diseñados; sin embargo, ninguno probado fue efectivo.<sup>2-4</sup>.

En la cirugía refractiva de láser, las primeras "presbyopia correcciones" datan de 1990 y no han ganado la aceptación clínica. Se proponen perfiles de corrección más sofisticados presbyopia (sobre todo como patentes) incluyendo una isla inducida central (CSI) área descentrada, y una zona para la visión de cerca en la periferia media de la córnea. (la Figura (el Número) 1). Aunque los intentos sean diferentes, los resultados preliminares son prometedores; sin embargo, no somos conscientes de reportar la pérdida de calidad de visión que acompañan este tipo de tratamientos multifocales.

Este estudio ha examinado teóricamente algunas de estas propuestas mediante el trazado de rayo óptico y buscado estrategias óptimas de crear una superficie asférica o multifocal en la córnea que facilite la visión cercana en presbicia y reduzca al mínimo efectos secundarios en visión de distancia

## MATERIALES Y MÉTODOS

### Modelo de Ojo Teórico

El modelo de ojo usado aquí está basado en el modelo de Liou y Brennan.<sup>13</sup> Este modelo es caracterizado por la córnea asférica en la cara anterior y posterior y. Además, esto incluye un gradiente de índice lineal de refracción de  $Z_{Dn} 0.2$  interior la lente. Muestran los parámetros para el ojo de emetrope en la tabla 1. Las superficies ópticas fueron aproximadas por una superficie conoide

Ver formula en original

where  $1/R$  is the curvature and  $Q$  is the asphericity constant, the positive  $z$  direction points into the eye, the positive  $y$  direction upward. The reference wavelength was 555 nm. To include the Stiles-Crawford effect,<sup>14</sup> a transmission filter was introduced

Ver formula en original

Con la apodizacion constante  $a=0.105$  y  $r$  = la distancia radial al centro de la pupila  
Para modelar isla central centrada o descentrada y anillos, funciones cúbicas fueron usadas en pasos de 0,5 de distancia radial al apex corneal.  
Todas las superficies ópticas fueron centradas en el eje óptico.

Basado en diámetros de pupila mesopica en la de edad del grupo de interés, un diámetro de pupila de 5.0 mm fue asumido para la simulación de la configuración de visión de distancia lejana (el objeto se distancia 5 m). La constricción relatada de la acomodación de la pupila (reflejo pupilar de cerca) el rango de 0.15 a 1.6 mm por dioptría de acomodacion, y este efecto parecen no disminuirse con la edad, también en pacientes activo presbitas incapaces de acomodar.  
Para cerca (el objeto se distancian 0.4 m), por lo tanto, un diámetro de pupila de 2.5 mm fue asumido.

El objeto era un punto luminoso localizado 1 grado por encima. Adicion de las gafas de lectura tenían una distancia de 12.0 mm vertex.

Como no hay mundialmente aceptado métrica de calidad de la imagen en la retina, la metrica más simple disponible fue usada, el medio cuadrado (RMS) de frente de onda RMS

Todos los cálculos fueron realizados con el programa de diseño óptico Zemax EE, el marzo de 2004 de versión (Zemax el Corp. de Desarrollo). Cuando no de otra manera indicado, los procesos de optimización fueron apuntados a un diámetro de punto mínimo en la retina (el círculo de la menor parte de confusión); sin embargo, dependiendo(según) el problema, la función de transferencia de modulación y el error de frente de onda también fueron usados como operandos de optimización.

La calidad de la imagen retinal fue determinada en cerca y lejos para los siguientes escenarios:

- (1) el ojo de emetrope optimizado en cuanto a asféricidad y longitud de ojo;
- (2) el grado óptico global (VA) para simultáneo cerca y lejos se distancia la visión optimizada en cuanto a la R y la Q;
- (3) CSI con un diámetro de 3.0 mm y un poder adicional córneo de refracción de 3.00 dioptrías (D) optimizado en cuanto a R y Q;
- (4) el 3, pero el CSI es descentrado hacia el inferior en pasos de 0.5 mm hasta 3.0 mm;
- (5) annulus centrado con un diámetro de 3.0 mm y un poder adicional córneo de refracción de 3.00 D

## RESULTADOS

La optimización de longitud de ojo y asfericidad en el emетроpe la visión de distancia lejana se aproximaba a valores fisiológicos (tabla 1): una longitud de ojo de 24.01 mm y una córnea asphericity constante de -0.158. El diámetro de punto mínimo de retina  $d = 1.396$  mm así como el error de frente de onda RMS de 0.07 mm estaban cerca del límite de difracción y considerablemente más pequeños que las aberraciones de alto orden fisiológicos moderados en una población normal, que ascienden aproximadamente  $0.33 \text{ mm} \pm 0.1$  (SD).

Comparando la imagen en el plano de retina para la distancia cerca y lejos el objeto revela en el ojo de emетроpe (sin acomodación) un cambio del foco de 890 mm detrás de la retina (la Figura 2), que podría ser cambiada atrás en la retina por un lente para leer de 2.32 D con una distancia de vértice de 12.0 mm.

La figura 3 muestra el error de RMS para (GO). La configuración 2 es diferente no solo por la distancia al objeto sino también por el tamaño pupilar. El error de RMS en retina se incrementa a 1,42 micras para la visión lejana y decrece a 0,52 para la cercana. Comparando el ojo emетроpe optimizado (el escenario 1) con el IR (el escenario 3), la diferencia consistió en un aumento del poder central córneoal de 1.40 D (la miopía) y más forma prolata córneoal, QGO = -0.68. Otra vez, usando una lente para leer de 1.01 D, el foco podría ser enfocado en la retina, reduciendo al mínimo el error de frente de onda RMS en la retina a 0.03 micras.

El diámetro de spot en la retina para el (CSI) con la R optimizada y la Q para visión de cerca y lejos simultáneamente se muestra la Figura(4). Mientras que para distancia lejana, el diámetro de spot era comparable para esto en(GO) era mejor por un factor de aproximadamente 2 a 3 para cerca de la visión. Sin embargo, las gafas de lectura no podían mejorar este resultado más lejos.

El descentramiento de la isla central degradó la calidad de la imagen retinal (la Figura 5). Comparado al CSI, un descentramiento de, por ejemplo, 1.0 mm causaron un empeoramiento de 1.6 para lejos y de 4.7 para cerca de la visión. Otra vez, gafas de lectura mejoraron muy ligeramente visión de cerca.

Por último el anillo central con una zona de cerca en cornea periférica generaba una degradación importante de la imagen de la retina para lejos y cerca sin ganar en visión cercana con gafas.

## DISCUSION

The major finding of this theoretical study was that there are configurations of the corneal shape that represent

a clinically meaningful compromise of minor losses in far distance vision with improvement in near vision. Of the 4 options studied, the 2 most attractive approaches are the (1) CSI combined with appropriate curvature and asphericity in the rest of the cornea and (2) GO for curvature and asphericity. Whereas the first proposal means a multifocal cornea with 2 main foci, the second is a purely aspherical hyperprolate shape creating a small amount of myopia with increased depth of focus. Both corneal shapes provide a stronger refractive power for near in the central area surrounded by a midperiphery with less power. The 2 main driving forces of the multifocal CSI, as well as the aspheric GO shape, are on one hand the pupil size that decreases during focusing near objects (pupillary near reflex) and, on the other hand, the depth of focus that increases in both optical scenarios.

With the pupil near reflex in mind as a main driving force and given the high variation in pupil diameter between individuals, it is obvious that the pupil dynamics gain extraordinary importance when dealing with corneal

presbyopia corrections. Modeling only 2 fixed pupil sizes (5.0 mm for far and 2.5 mm for near fixation) does not reflect the reality. Table 3 lists the RMS wavefront errors in the retinal level for different pupil diameter combinations. In general, the optical quality of the retinal image of distant objects is not much affected by pupil diameters ranging from 4.0 to 6.0 mm; however, near objects are better imaged the smaller the pupil is. This is not a surprising result because smaller pupils give better depth of focus.

The CSI configuration is a corneal analogue to the artificial bifocal IOL21 with all its known advantages and disadvantages, such as loss in contrast sensitivity, halos, glare, and reduced visual satisfaction.22–24 In contrast, the aspheric GO includes an even naturally occurring corneal asphericity that provides a variable pseudoaccommodation depending on the asphericity constant Q and the pupil diameter change amplitude during the near reflex.

Because of its increased depth of focus, the advantage of the CSI is a 2 to 3 times better retinal image of near objects than with the GO shape and at least 4-fold better than with the nonaccommodated emmetropic eye. Due to the increased depth of focus, a disadvantage is the inability to improve both near and far vision with spectacles. In addition, the effect of the CSI is critically dependent on centration (Figure 5): At a decentration of 0.1 mm, the advantage of the CSI compared with GO is gone and a degradation of the retinal images for distance and near vision occurs. Using modern eye trackers, centration is achieved reliably; however, there is a principal problem because the CSI should be centered regarding the visual axis and the crossing point of the visual axis through the cornea is uncertain and hard to determine. Reasonable centration is more easily obtained with the GO approach because it does not contain such a localized optical inhomogeneity.

A major disadvantage of multifocal optics of the eye is the loss in mesopic vision, measured in low-contrast visual acuity and contrast sensitivity. After multifocal IOL implantation 22,24–26 many patients report an increase in halos.23 Regarding these optical side effects, we would like to cite a recent statement of Bai"koff et al.27: "Optical defects are inevitable with multifocal IOLs.." Although this argument holds mainly for a cornea that has a clearly multifocal CSI shape, a similar loss in contrast sensitivity is expected with strongly aspherical corneas. However, an asphericity Figure 4. The RMS wavefront error as a function of the position near the retina with a CSI 3.0 mm in diameter and an additional refractive corneal power of 3.00 D. The image plane for near vision (right) is closer to the retina level than the GO, with the advantage of a better near vision and the disadvantage of no chance of improvement with glasses.

Figure 3. The RMS wavefront error as a function of the position near the retina with the GO regarding R and Q. Compared to the emmetropic eye, the wavefront error for far distance vision (left) has increased; however, in the near configuration, the focus (right) is located only 400 mm behind the retina and may be shifted into the retina level by means of reading glasses.

constant Q of  $-0.7$ , as intended in the GO, is only  $-0.5$  away from the mean28 and compares favorably with the up to 3 times larger changes in the asphericity constant after

standard myopic laser in situ keratomileusis of up to C1.50 D.<sup>29,30</sup> Also, emmetropic or hyperopic eyes receiving a hyperopia correction for attempted slight myopia for monovision experience a shift in asphericity toward prolate of approximately  $-0.50$  D.<sup>31</sup>

The most frequent presbyopia correction is the monovision approach, in which the dominant eye is corrected for emmetropia and the nondominant eye for mild myopia ranging from  $-0.50$  D to  $-2.00$  D.<sup>32–36</sup> In clinical surgery practice, the optimum configuration is tested for patient satisfaction before surgery using contact lenses. A similar strategy may be appropriate when applying 1 of the 2 presented ablation profiles including monocular multifocal/aspheric treatment for advanced monovision. Assuming that in the future we will have access to such a set of contacts and the patient may decide to have surgery after a few days of simulation of his or her future optics, there is still a risk for dissatisfaction. In a study testing monovision in presbyopic patients with contact lenses, the immediate response was not a good predictor of satisfaction after 2 weeks.<sup>37</sup>

A drawback of this theoretical study is its weak relation to clinical reality. The RMS wavefront errors for distant objects for the GO approach, as well as for the CSI approach, are significantly higher than the RMS higher-order wavefront errors in the normal population<sup>38</sup> but for near objects are promisingly close to the normal distribution. There are many other more sophisticated metrics evaluating retinal image quality including metrics predictive of visual performance,<sup>19</sup> in which a neural transfer function filters the retinal image. In addition, the modeling we present does not include the typical higher-order aberrations of the normal presbyopic eye; also, for example, Monte Carlo simulations using the variety of aberration structures present in the normal population<sup>39</sup> should be performed before testing the aspherical/multifocal techniques in clinical studies.

The last and most critical point is that any presbyopia “correction” is necessarily a kind of compromise. Whatever one wins in the near domain is lost in far distance vision and vice versa. Keeping this in mind, and considering the dependence of the optical result on pupil sizes under various conditions and its centration, it is obvious that any ablative presbyopic correction should be handled as a customized treatment and simulated preoperatively by means of special contact lenses to avoid problems resulting from anisometropia. One of the strongest predictors for a satisfying refractive surgery outcome is the patient’s expectation.

Especially with presbyopia correction, the balance of the optically possible and the individually desirable must be made preoperatively. Also important in this context is the reversibility of the operation: Simple monovision and GO are easy to correct with a reoperation, but the CSI profile is more difficult to reverse, although progress has been reported using advanced customized ablation with Zernike and Fourier algorithms.<sup>40</sup>