

Tratamiento individualizado de la miopía*

J. Gatell
D. Elies
A. Coret

Institut Oftalmològic
de Barcelona

Resumen

En el presente artículo se describen las aberraciones ópticas, se pretende dar a conocer el tratamiento individualizado de la miopía, sus ventajas y desventajas, y especificar cuál es su lugar actual en el tratamiento de la miopía.

Resum

Al següent article es defineixen les aberracions òptiques, es preten donar a conèixer el tractament individualitzat de la miopía, els seus avantatges i desavantatges, i especificar-ne quin és el seu lloc actual en el tractament de la miopía.

Summary

This issue summarizes the optical aberrations, widespread the knowledge of customized ablation, its advantages and disadvantages, and specify which is its place in the present refractive surgery.

Introducción

El tratamiento personalizado de la miopía pretende realizar una ablación esférica según un patrón aberrométrico y topográfico del ojo. La diferencia respecto a los tratamientos estándar es que éstos se basan en la refracción subjetiva transformada, mediante el algoritmo de Munnerlyn, en un patrón de ablación esférico.

Este patrón de ablación individualizado pretende por un lado reducir las aberraciones existentes y por otro no inducir otras nuevas con la cirugía. Busca conseguir una mejor calidad de visión en los pacientes intervenidos, evitando los halos nocturnos (debidos en gran parte a las aberraciones de esféricidad y coma) y conservando la sensibilidad al contraste preoperatoria. Además, pretende reducir la ablación realizada, no tratando tejido sin una finalidad refractiva.

Ante estas pretensiones, se nos presentan una serie de inconvenientes a tener en cuenta:

1. Sólo se pueden corregir las aberraciones monocromáticas. Las aberraciones cromáticas nos limitan la visión de imágenes policromáticas, y aunque éstas alteren menos la calidad visual, no podrán ser corregidas¹ (Figura 1).
2. Las aberraciones de alto orden son un objetivo móvil, pueden variar en cuestión de segundos y/o años, y verse afectadas por:
 - a. La acomodación: no se detectan las mismas aberraciones en la mirada próxima o en la lejana de un mismo paciente².
 - b. Las microfluctuaciones: en un mismo estado de acomodación hay pequeñas variaciones que causan inestabilidad de las aberraciones.
 - c. La película lagrimal: los rayos con los que medimos las aberraciones, al incidir sobre una zona de la película lagrimal adelgazada, la

Correspondencia:
Jordi Gatell i Tortajada
Avda. Diagonal, 632
08017 Barcelona

*Conferencia presentada en el Congreso de la Sociedad Catalana de Oftalmología del año 2001.

- atravesan más rápidamente y con menor desviación que en una zona de lágrima íntegra.
- d. El envejecimiento: con la edad se modifican las aberraciones y se observa un aumento de la aberración de esfericidad³ (Figura 2).
3. Es muy difícil corregir las aberraciones de alto orden junto a las aberraciones de bajo orden. Cuando estamos tratando ametropías altas, al corregir éstas no podemos además modelar la córnea a nivel submicroniano, que es lo que precisaría la corrección de dichas aberraciones.
 4. Existe una limitación retiniana^{4,5} a la visión; si pudiéramos eliminar todas las aberraciones y la difracción, nuestra visión quedaría limitada por el factor neural.
 5. Factores de la industria: si aumentamos nuestra capacidad visual quizás quedemos impedidos en nuestra vida laboral, ya que podríamos ver los píxeles de las pantallas o el piqueteado de la industria gráfica.
 6. Salud pública: los ojos están protegidos frente a agresiones lumínicas gracias a las aberraciones, que desvían el rayo de la mácula. En un ojo sin aberraciones el daño retiniano podría ser mayor.
 7. Limitaciones de los aberrómetros: deberían implicar al paciente para captar el componente no óptico de la refracción. En ellos existen limitaciones técnicas como son:
 - a. El solapamiento en los sistemas de Hartmann-Shack.
 - b. No funcionan cuando hay una opacidad de medios.
 - c. En cicatrices o córneas muy irregulares las mediciones son poco fiables.
 8. Respuesta biomecánica: es difícil corregir las aberraciones de alto orden si no sabemos como reacciona la córnea después de una ablación^{6,7}. Se desconoce si ésta es capaz de mantener la forma que hemos esculpido con el láser.
 9. Aberraciones inducidas por el microqueratomo. Hay estudios que demuestran la inducción de aberraciones por el paso del microqueratomo, y que éstas son diferentes según la localización de la bisagra⁸. También existen estudios que indican que la aberración inducida por el microqueratomo, al menos cuando creamos bisagras nasales, regresa con el tiempo⁹.
 10. No se ha definido la agudeza visual ideal. ¿Por qué tiene que ser la más alta? Tendrá que estar en relación a la profesión y por edad del paciente. Existen estudios que demuestran que ojos afectados de cierta aberración cromática

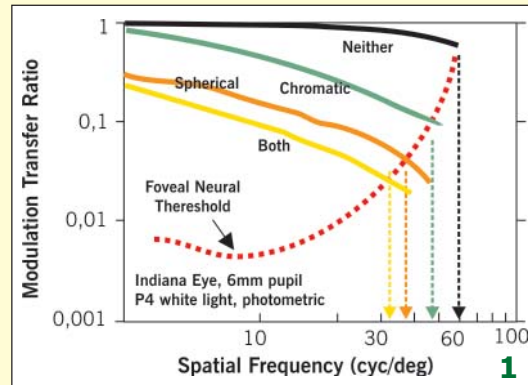


Figura 1.
En ella podemos apreciar cómo las aberraciones cromáticas no empeoran la función de modulación de transferencia (MTF) en la misma proporción como lo hace la aberración de esfericidad (Reproducido de Thibos, L)

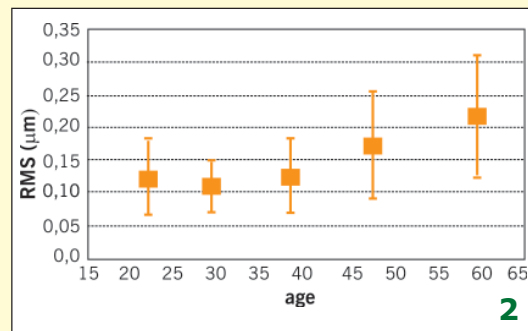


Figura 2.
El global de aberraciones aumenta con la edad de forma directamente proporcional, adquiriendo una curva esponencial a partir de los 40 años

poseen una mejor visión funcional que ojos sin aberraciones.

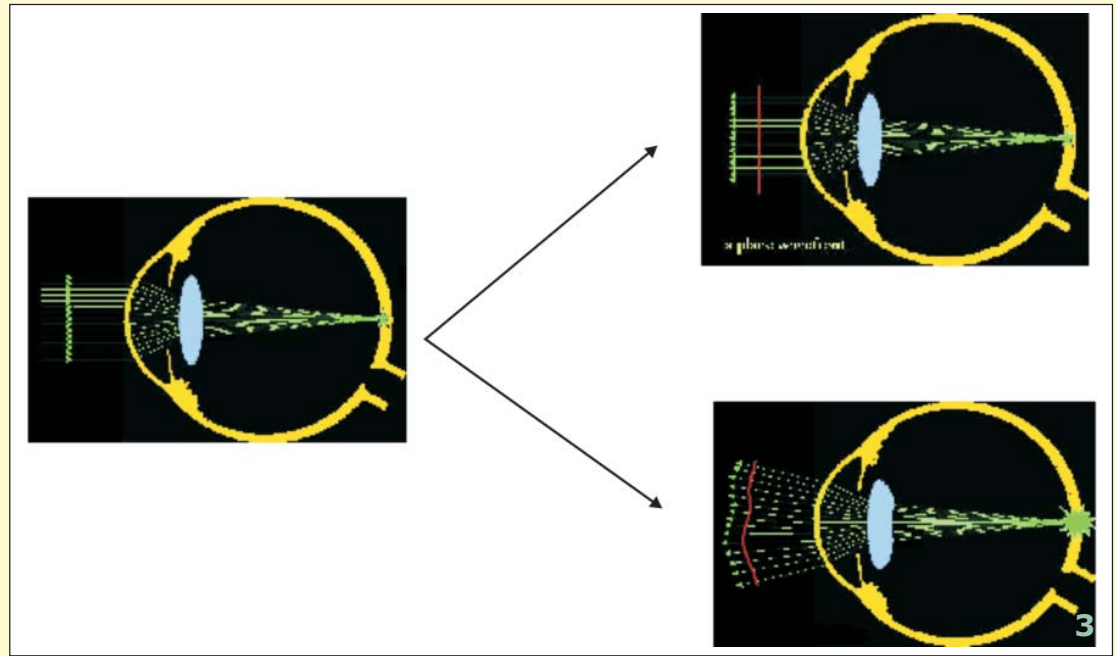
11. Limitaciones de los láseres. El spot debería ser menor a 1mm, junto a unos sistemas de seguimiento del movimiento ocular más preciso y con control de las ciclorsiones.

Métodos de medición de las aberraciones

La valoración de las aberraciones se realiza mediante unos aparatos denominados aberrómetros. El principio que usan es la medición de la desviación que sufren unos rayos de luz incidente en el trayecto de retorno o de reflexión de la retina. Cuando la emisión de estos rayos es múltiple y simultánea es cuando obtenemos un frente de onda. En el caso de un sistema óptico ideal, el frente de ondas será plano. Si los rayos interactúan con aberraciones, el frente de ondas adoptará la misma forma que la aberración que ha atravesado (Figura 3).

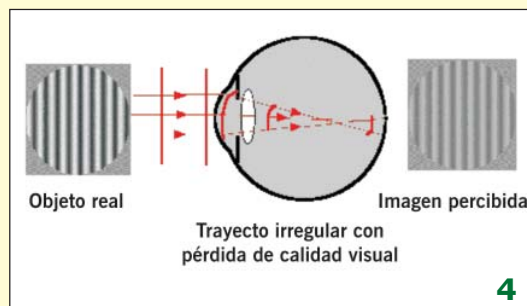
Según el momento en que captamos la desviación producida en el rayo de luz incidente, podemos dividir los aberrómetros en dos tipos:

Figura 3.
En el gráfico de la izquierda vemos un frente de ondas entrando en el ojo. En el de la derecha y arriba un frente de ondas saliendo de un ojo sin aberraciones, por lo que es un frente de onda plano; y en el de la derecha y abajo un frente de ondas saliendo del ojo de forma aberrante



1. **"Outgoing"**: son aberrómetros que utilizan el sistema de Hartmann-Shack, que consta de la emisión hacia el interior del ojo de un láser muy fino de He-Ne, el cual al rebotar en la retina produce un frente de onda que se modula a medida que encuentra aberraciones en todo el sistema dióptrico ocular, saliendo del ojo como si fuera un molde de éste. Entonces esta información se capta y se analiza, dando el mapa aberrométrico del ojo. Se llama "outgoing" porque la información se recoge en el trayecto de salida.
2. **"Ingoing"**: en estos aberrómetros la información se capta en el trayecto de entrada y se dividen en dos grupos:
 - a. **Tscherning**: se emite una rejilla de láser a través de una lente, quedando reflejada en el fondo del ojo. La imagen se capta con una cámara que analiza la pérdida de la equidistancia entre los puntos, extrapolando las aberraciones que la han producido.
 - b. **Ray-Tracing**: consta de la emisión de múltiples rayos simples, captando donde impacta cada uno por separado en la retina. Se calcula la diferencia entre donde impactan y donde deberían de haber impactado si se tratara de un ojo sin aberraciones. Con este sistema se evita el posible solapamiento que puede ocurrir en los dos anteriores sistemas en ojos muy aberrantes.

Figura 4.
En este esquema podemos apreciar cómo la imagen percibida es de peor calidad que la imagen real debido a la degradación de ésta por las aberraciones que atraviesa



Métodos de cuantificación de las aberraciones

1. **Modulation transfer function (MTF)**: es el cociente entre la calidad de imagen con la que nuestra retina percibe un objeto y la calidad real del objeto (Figura 4).
2. **Root Mean Square (RMS)**: Se mide en micras y es la cantidad de desviación de un frente de onda perfecto con el real. A menor RMS, mejor es el frente de onda real.

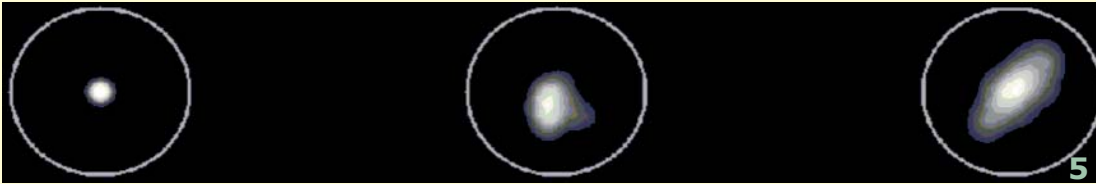


Figura 5.
A la izquierda vemos un PSF ideal y a la derecha dos PSF con aberraciones

4. *Point spread function*: determina cómo se vería un punto de luz remoto a través del frente de onda captado. Cuanto más semejante a un punto, menor aberración hay en el frente de onda (Figura 5).

Métodos de representación

Los polinomios de Zernike se han adoptado como el mejor método para definir el frente de onda. Son un grupo de polinomios completamente ortogonales definidos en un círculo. Cada tipo de aberración se representa con un tipo determinado de polinomio, que se clasifica en base a dos subíndices. Uno es el "n", que es el grado radial, y el otro el "m", que es la frecuencia azimutal. Cuanto mayor sea este último, más periférica será la localización de la aberración.

Factores que determinan la visión

Hay factores que mejoran, otros que empeoran y otros que limitan la visión.

1. Factores que empeoran la visión

- La difracción: es debida al impacto de la luz con el margen pupilar. No hay forma de eliminarla y acaba produciendo el "Airy Disk" en la imagen retiniana¹ (Figura 6).
- Scatter* intraocular: se refiere a la dispersión de los rayos debido a su interacción con los medios internos del ojo.
- Aberraciones: entendemos por aberración cualquier irregularidad en una superficie que produzca una aceleración o enlentecimiento de la longitud del trayecto óptico de los rayos de luz que la atraviesan. Las hay de dos tipos:
 - Cromáticas: se dividen en longitudinal y transversal. Se definen como la incapacidad de

enfocar todas las longitudes de onda a la vez sobre la retina.

- Monocromáticas: son las que deforman y desenfocan la imagen y se dividen en (10):
 - Piston
 - 1er orden: Tilt: inclinación
 - 2º orden: - Defocus: miopía e hipermetropía.
 - Astigmatismo
 - 3er orden: coma. Es similar a un astigmatismo asimétrico.
 - 4º orden: aberración esférica: el radio de curvatura periférico es menor que el central.
 - A partir de 4º orden: aberraciones de alto orden. Éstas se distribuyen en su mayor parte por la periferia, por lo que su repercusión dependerá del diámetro pupilar (Figura 7).

2. Factores que mejoran la visión

- Respuesta fotópica: se basa en la diferente sensibilidad de los tres tipos de fotorreceptores que encontramos en la retina. Se encarga de maximizar la sensibilidad en el medio del espectro (verde), disminuyendo el efecto pernicioso de la aberración cromática.
- Efecto Stiles-Crawford: respuesta disminuida de la retina frente a las posiciones más aberrantes del frente de onda, debido a la preferencia de los conos foveales a la luz que entra por el centro de la pupila y le incide recta, y no por los rayos que entran por los márgenes de la pupila que le llegan oblicuos.
- Dithering*: Es un movimiento constante de la retina que hace que la imagen caiga en diferentes fotorreceptores. Mejora los límites neurales.

3. Factores que limitan la visión

- El límite neural. Este se divide en dos puntos:
 - Sensibilidad de los fotorreceptores: en un ojo normal el grosor de banda óptica esta por debajo del "Nyquist frequency" (máxima sensi-

bilidad de los fotorreceptores que se situa en unos 50-60 ciclos por grado). Si llegamos a corregir todas las aberraciones el grosor de banda óptica lo situaremos por encima y todo lo que sobrepase éste limite, nuestra retina no lo interpretará como tal sino bajo un alias (aliasing) (Figura 8).

- Diámetro y agrupamiento de los fotorreceptores: teniendo en cuenta que el cono foveal

mide 2-2,5 micras (el centro a centro de cada cono estará entre 2-3 μ), y que la distancia nodal secundaria para el ojo emétopo es de 16,67mm; la agudeza visual estará limitada a 20/10 para una frecuencia espacial de 60 cicl/grado. A mayores frecuencias espaciales aparece también el efecto del aliasing.

- Variación biológica

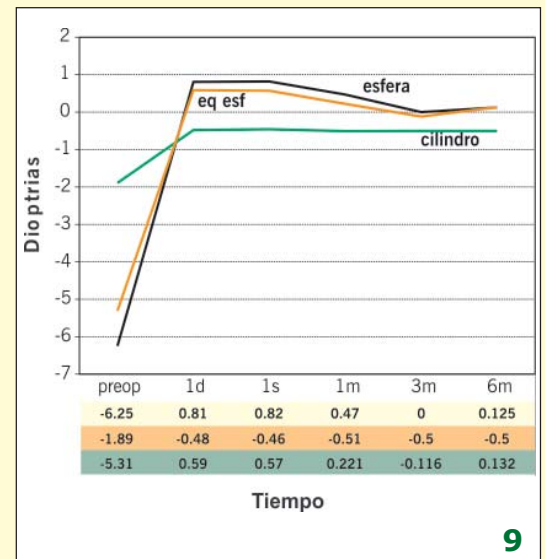
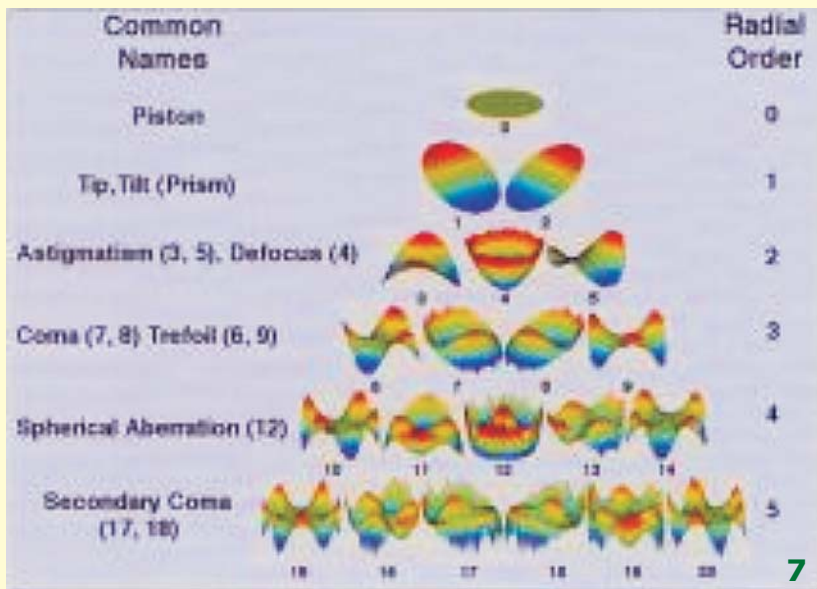
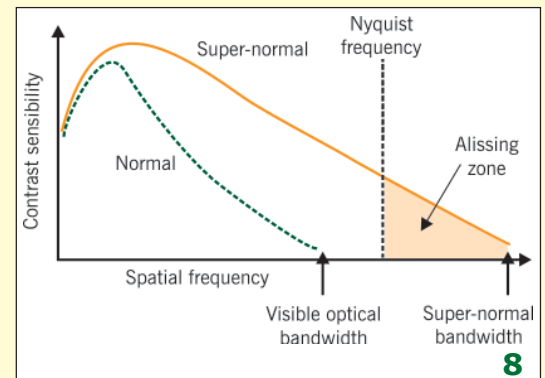
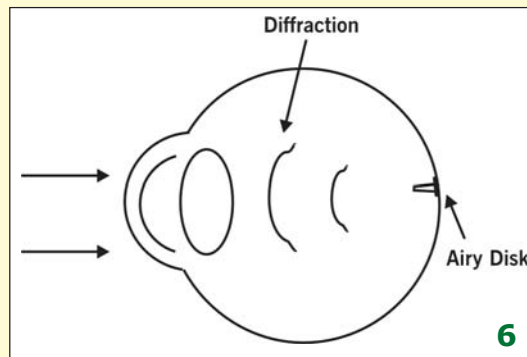


Figura 6. En este esquema podemos ver cómo la imagen retiniana se dispersa debido a la difracción. (Reproducido de Thibos, L)

Figura 7. Representación gráfica de los polinomios de Zernike (Reproducido de McRae)

Figura 8. En este gráfico podemos apreciar en la línea discontinua la curva de sensibilidad al contraste en individuos normales y con la línea continua la curva en individuos sin aberraciones. Podemos apreciar cómo estos últimos ven por encima de la resolución retiniana, por lo que no ven los objetos con su forma real sino bajo un alias. (Reproducido de Thibos, L)

Figura 9. Evolución esfera, cilindro y eq esférico

b. La ambliopía refractiva: los niños mayores de 8 años difícilmente recuperan su ambliopía. Si un ojo ha estado viendo 20/20 durante 20 años, ¿Por qué tendría que aumentar la visión a 30/20?

De los resultados obtenidos en 38 ojos tratados mediante el tratamiento personalizado de la miopía del sistema Zyoptix™ (Technolas GmbH Ophthalmologische systeme Max-Plank-Strasse Munich)¹¹ se deduce que:

- La técnica ha demostrado ser predecible y estable. Existe una leve hipercorrección del componente esférico en los primeros días que se estabiliza pasada la primera semana. En cuanto al componente cilíndrico hay una ligera hipocorrección que se mantiene a lo largo del tiempo. A los seis meses los resultados refractivos obtenidos son buenos (Figura 9).

- La evolución de la mejor agudeza visual corregida (MAVC) y la agudeza visual sin corrección (AVSC), vemos que ambas siguen un trazado similar, estabilizándose ya al primer día. La MAVC a los 6 meses aún tiene una discreta tendencia a la mejoría (Figura 10).
- Ha demostrado ser una técnica muy segura, ya que a los seis meses ningún paciente pierde más de una línea de visión y, lo que es más destacable, hay pacientes que ganan una o hasta dos líneas de MAVC. Este efecto no lo encontramos con el tratamiento LASIK convencional (Figura 11).
- Es una técnica eficaz, ya que todos los casos consiguen una visión de 20/40 y un 57% de los casos de 20/25 (Figura 12). A pesar de estos resultados, el cociente UCVA post/ BCVA pre es de 0,85 (Figura 13), menor de lo esperado. Este

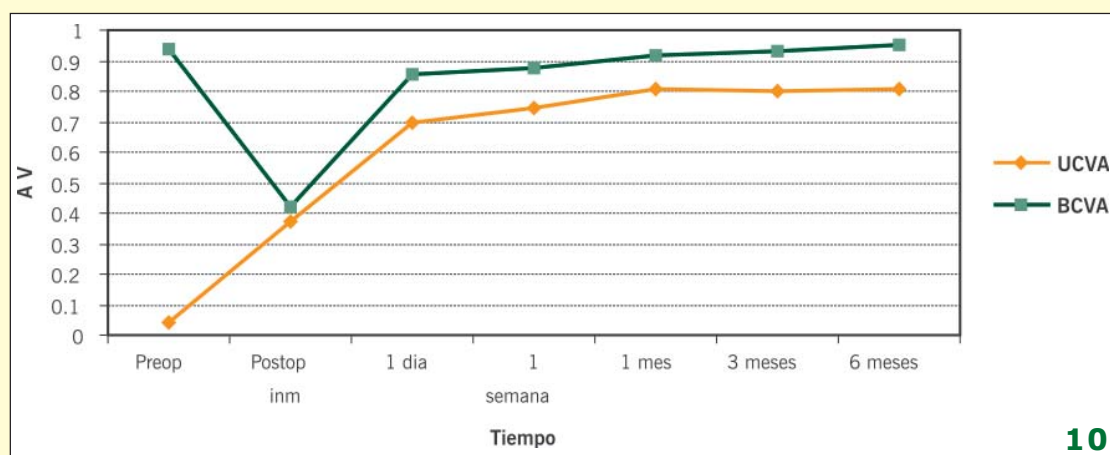
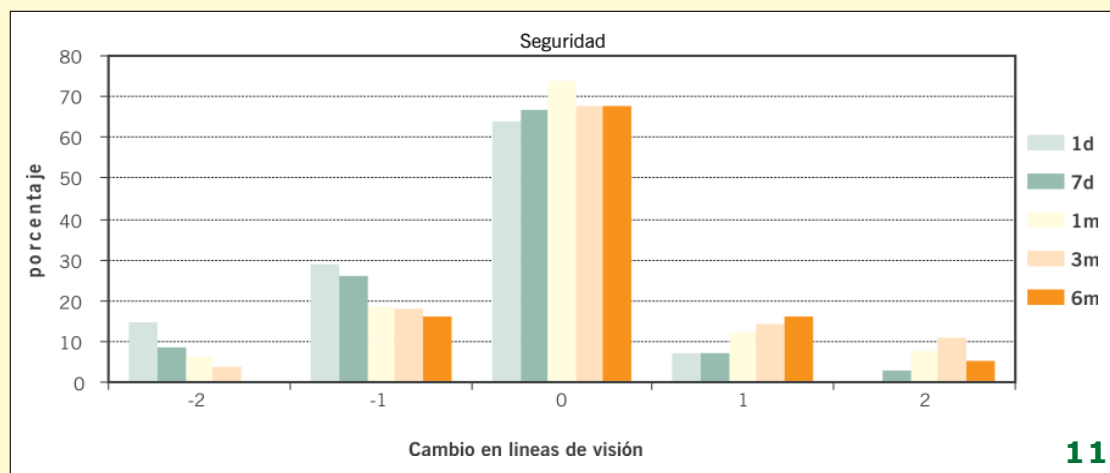


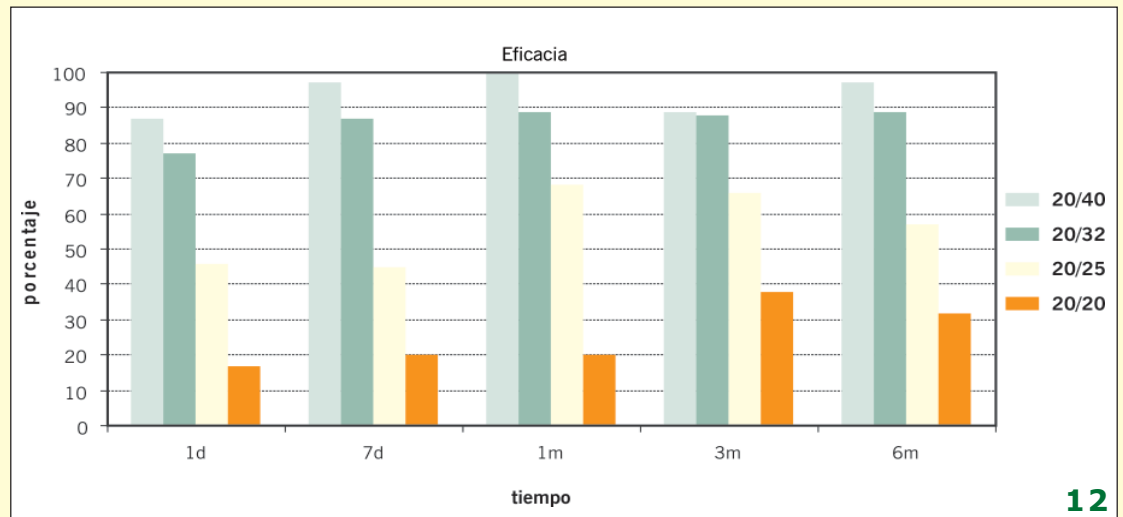
Figura 10. Evolución UCVA y BCVA

Figura 11. Cambio en las líneas de MAVC

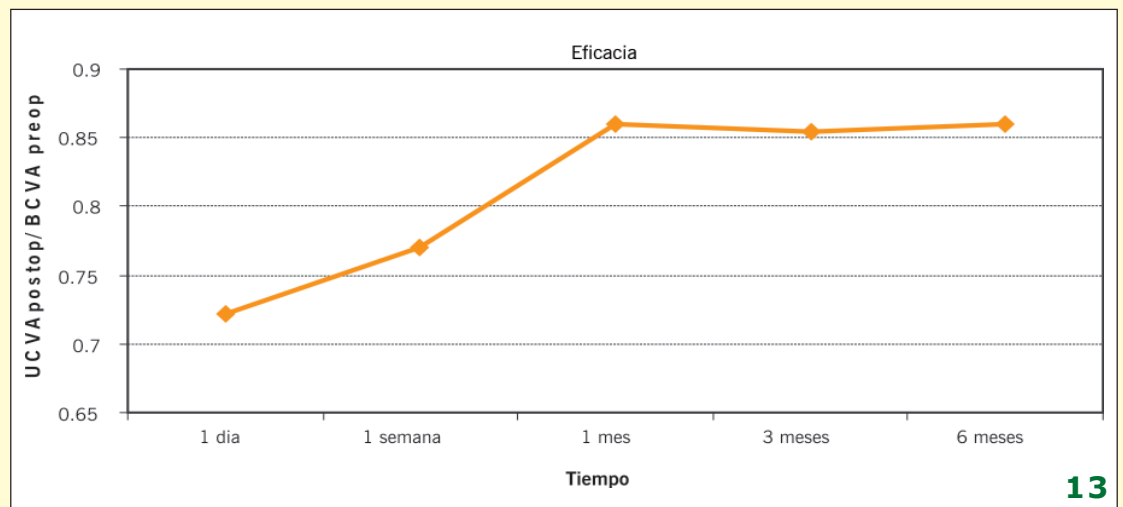


11

Figuras 12 y 13.
Nivel de eficacia del
tratamiento personalizado
de la miopía del sistema
Zyoptix™



12



13

efecto puede atribuirse a que el nomograma usado era el establecido por el fabricante y un ajuste del mismo podría mejorar los resultados refractivos finales (Figuras 12 y 13).

miento basado en la aberrometría debe ser el no inducir alteraciones en la calidad visual de nuestros pacientes, ni pérdida de sensibilidad al contraste, y así evitar empeorar la visión escotópica.

Conclusiones

Tenemos la tecnología suficiente para mejorar nuestros tratamientos LASIK, pero la selección del paciente será muy importante, ya que no todos los pacientes se beneficiarán claramente de esta tecnología. En nuestra opinión el primer objetivo del trata-

Bibliografía

1. Thibos, LN. Prospects for a perfect vision. *J Refract Surg* 2000;16:S540-S546.
2. Artal P, Fernández EJ, Manzanera S. Are optical aberrations during accommodation a significant problem for refractive surgery? *J Refract Surg* 2002;18:S563-S566.

3. Marcos, S. Are changes in ocular aberrations with age a significant problem for refractive surgery? *J Refract Surg* 2002;18:S572-S578.
4. Applegate, RA. Limits to vision. Can we do better than nature? *J Refract Surg* 2000;16:S547-551.
5. Schwiegerling J. Theoretical limits to visual performance. *Surv Ophthalmol* 2000;45:139-46.
6. Roberts C. Biomechanics of the cornea and wavefront guided laser refractive surgery. *J Refract Surg* 2002; 18:S589-S592.
7. Roberts C. The cornea is not a piece of plastic. *J Refract Surg* 2000;16:407-13.
8. Scwiegwerling J, Snyder RW, Lu JH. Wavefront and topography. Keratome induced corneal changes demonstrate that both are needed for custom ablation. *J Refract Surg* 2002;18:S579-S583.
9. Pallikaris IG, Kymionis GD, Panagopoulou SI. Induced optical aberrations following formation of a laser in situ keratomileusis flap. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28;1737-41.
10. MacRae SM, Krueger RR, Applegate RA. Customized corneal ablations. The quest for supervision. *Slack Inc* 2001.
11. Coret A, Gatell J, Lara E. Lasik and Beyond Lasik. *Highlights of Ophthalmology* 2001;36:379-394.