

Variables y parámetros influyentes en los perfiles de ablación del láser de excímeros

Variables and influential parameters in profiles of excimer laser ablation

JAVIER TOMÁS-JUAN*

RESUMEN

El láser de excímeros permite corregir los errores refractivos miópicos, astigmáticos e hipertrópicos mediante la ablación de la superficie corneal. Para conseguir el mejor tratamiento y la mejor corrección visual postoperatoria es necesario un buen mantenimiento y calibración de todos los parámetros del láser y de los factores ambientales de la sala de quirófano. Después de la cirugía en algunas situaciones se produce un incremento de las aberraciones, las cuales afectan en gran medida a la calidad visual del paciente. En la actualidad nuevos dispositivos basados en la ablación guiada por frente de onda y la ablación topográfica se han introducido con el objetivo de disminuir las aberraciones postoperatorias. En el presente trabajo se realiza un análisis de los principales parámetros del láser de excímeros que influyen en la ablación, como los diferentes perfiles de ablaciones corneales, que muestran cómo se relacionan directamente con la calidad visual posquirúrgica.

Palabras clave: ablación corneal, láser, asfericidad corneal, aberraciones oculares, queratotomía fotorrefractiva.

Keywords: corneal ablation, laser, corneal asphericity, ocular aberrations, photorefractive keratectomy.

ABSTRACT

The excimer laser allows the correction of myopic, hyperopic and astigmatic refractive errors by ablating the corneal surface. To get the best treatment and the best postoperative visual correction, it is necessary the proper maintenance and calibration of all laser parameters and environmental factors in the operating room. After surgery, in some situations, an increase in aberrations occurs, which greatly affect the patient's visual quality. At present new devices have been introduced which are based on guided wavefront ablation and topographic ablation, with the aim of reducing postoperative aberrations. This paper examines the main parameters of excimer laser that influence ablation, like different profiles of corneal ablation, and demonstrates how they directly relate to postoperative visual quality.

* Diplomado en Óptica y Optometría, Universidad de Alicante, España. Posgrado en Atención Optométrica Pre y Poscirugía, Universidad de Valencia, España. Magíster en Optometría Avanzada y Ciencias de la Visión, Universidad de Valencia y Universidad de Alicante, España.

Cómo citar este artículo: Tomás-Juan, J. (2014). Variables y parámetros influyentes en los perfiles de ablación del láser de excímeros. *Ciencia y Tecnología para la Salud Visual y Ocular*, 12 (1), 117-126.

INTRODUCCIÓN

La transición de la cirugía incisional de la queratotomía radial (RK, por su sigla en inglés) a la cirugía de ablación mediante láser de excímeros se produjo principalmente por la inestabilidad de la refracción de los pacientes operados con RK en el tiempo y por el elevado número de complicaciones intraoperatorias y postoperatorias que generaba dicha técnica quirúrgica. La cirugía de ablación de la superficie corneal se inició con el desarrollo del láser de excímeros, utilizado en la técnica quirúrgica de la queratotomía fotorrefractiva (PRK, por su sigla en inglés), presentando la ventaja de que mediante este la profundidad de ablación iba a ser inferior a la profundidad de las incisiones corneales efectuadas para modificar la curvatura corneal mediante la RK (Sánchez, 2012; Seiler y Wollensak, 1986).

La tecnología láser fue creada por la compañía IBM en los años setenta para diversos campos de la informática. Posteriormente, Srinivasan y Trokel en 1982 demostraron que la energía emitida por el láser era capaz de eliminar el tejido orgánico en los alrededores del cabello humano, fenómeno que denominaron fotodescomposición ablativa, comúnmente conocido como fotoablación (Sánchez, 2012; Trokel, Srinivasan y Braren, 1983). Como consecuencia de dicho descubrimiento, los autores llegaron a la conclusión de que se podían corregir errores refractivos aplicando dicha técnica a la superficie corneal. En 1983 publicaron los primeros resultados de sus experimentos realizados en córneas enucleadas de terneros, donde constataron que el tejido corneal podía eliminarse sobre una determinada área, produciendo una remodelación de la superficie corneal anterior, aplanando la córnea para la corrección de errores refractivos miópicos y curvándola para la corrección de errores refractivos hipermetrópicos (Sánchez, 2012; Trokel *et al.*, 1983). No fue hasta 1985 cuando Seiler efectuó su primer tratamiento en un ojo de una persona invidente (Sánchez, 2012; Seiler y Wollensak, 1986). Posteriormente, se hicieron los primeros estudios prospectivos para la Food

and Drug Administration (FDA) (L'Esperance *et al.*, 1988; Sánchez, 2012).

En 1988, la doctora Marguerite McDonald realizó la primera fotoablación con láser de excímeros en un ojo miope, procedimiento que se llamó PRK (Gatell, 2003; McDonald *et al.*, 1989; Sánchez, 2012), siendo aprobada su utilización para la corrección de la miopía por la FDA en 1995 (Vidal, 2012).

PARÁMETROS DEL LÁSER DE EXCÍMEROS

El acrónimo “láser” es tomado del inglés *laser* (*light amplification by the stimulated emission of radiation*). El término *excímero* proviene de *excited dimer* (dímero excitado). Existen diferentes parámetros y variables que influyen directamente en la calidad y en el efecto de la ablación en la córnea del paciente, algunos de los cuales dependen del láser de excímeros, otros del propio cirujano y otros tantos de la calidad ambiental (Vidal, 2012).

LONGITUD DE ONDA

En un principio para la corrección de los errores refractivos se intentó utilizar el láser de CO₂, aunque este fracasó por un exceso de coagulación y una elevada cicatrización (Gatell, 2003). Otros láseres como el Nd: YAG dañaban demasiado el tejido corneal. Finalmente, Puliafito, en 1985, y Marshall, en 1986, demostraron que mediante el empleo del láser de excímeros —el cual emite luz ultravioleta de aproximadamente 193 nanómetros (figura 1) (Vidal, 2012), siendo una combinación de argón y flúor (ArF) (Gatell, 2003; Taylor, Fields, Barker y Sanzo, 1994)— se lograba una ablación precisa del tejido corneal a través de la interacción

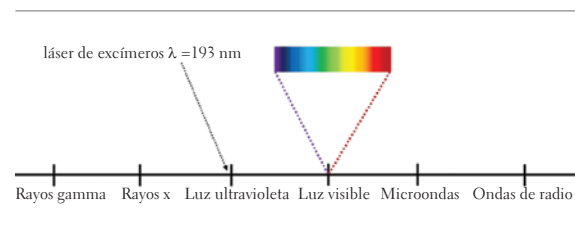


FIGURA 1. Espectro electromagnético

de los tejidos (L'Esperance *et al.*, 1988; Trokel *et al.*, 1983).

El láser de excímeros tiene argón y flúor porque uno de los elementos debe ser un gas noble (argón, criptón o xenón) y el otro un halógeno (flúor, cloro, bromo o yodo) (Eduardo y Janet, 2013; Reynolds *et al.*, 2010; Sutton y Kim, 2010). Ambos elementos, el halógeno y el gas noble, se encuentran en concentraciones muy pequeñas en presencia de helio. Su combinación permite la creación de un compuesto inestable que se disocia rápidamente liberando la energía en forma de radiación ultravioleta.

Debido a sus propiedades se utiliza especialmente el láser de excímeros en cirugía refractiva para producir la ablación corneal. Cada fotón de radiación ultravioleta posee una energía de 6,4 eV (electrón Volt). Al ser superior a la energía de los enlaces covalentes de la mayoría de las moléculas, permite separar los enlaces de carbono-carbono de 3,5 eV (Eduardo y Janet, 2013; Fontenla, 2000). La energía de los fotones del láser libera gran cantidad de energía y presión en una zona muy pequeña de la superficie corneal. Tras la ruptura de los enlaces debido a la energía del fotón, dicha presión y energía provoca que se liberen de forma perpendicular a la superficie, fragmentos moleculares a velocidades de 1500 m/s, lo cual genera simultáneamente ondas de choque (Eduardo y Janet, 2013; Schumacher *et al.*, 2012). A pesar de que salen disparados a elevadas velocidades, los fragmentos moleculares no producen ni ablación ni daño térmico en su zona adyacente (Fontenla, 2000).

DURACIÓN DEL PULSO

La interacción de los fotones emitidos por el láser no es térmica ni implica ruptura alguna, sino que directamente rompe los enlaces moleculares orgánicos sin calentamiento de los tejidos. La aplicación de luz ultravioleta en pulsos de fotones de aproximadamente 10-20 nanosegundos (ns) ayuda a controlar la profundidad de la incisión con gran precisión y mínimo daño térmico

(Eduardo y Janet, 2013), encontrándose que para un J/cm^2 la ablación que se producía en el tejido corneal era del orden de una micra. Cuando la concentración de fotones excede un valor crítico, el material comienza a descomponerse ablativamente, ocasionándose lo que comúnmente se conoce como fotodescomposición ablativa (Trokel *et al.*, 1983).

ENERGÍA DEL PULSO (FLUENCIA)

Se define como la cantidad de energía aplicada en la zona de ablación, lo que determina la tasa de ablación. Su unidad de medida, son los mJ/cm^2 , variando según estudios científicos como norma general de 100 a 200. Mediante dicho parámetro, se establece la cantidad de energía ablacionada en cada pulso (Gatell, 2003). Con una fluencia inferior a $50 mJ/cm^2$ se produce un efecto mínimo; sin embargo, con una fluencia de unos $120 mJ/cm^2$ el efecto ablativo parece nivelarse. Si se aumenta la fluencia mejora la calidad del haz, pero se origina un incremento de la energía térmica degradándose por tanto la óptica del láser y ampliando la onda de choque acústica generada en el proceso de ablación.

El espectro de absorción de la córnea se halla justamente en la longitud de onda de 193 nm (ultravioleta C), por lo que no se produce muerte del tejido circundante por daño térmico. Al igual que sucede con otros tejidos y con sistemas ópticos, cuando la luz incide en la superficie corneal una parte se refleja, otra se transmite y otra se absorbe. El láser de excímeros permite que cuando se absorbe la radiación en el tejido corneal se rompan los enlaces químicos entre las moléculas corneales (Eduardo y Janet, 2013).

HOMOGENEIDAD

La homogeneidad se considera esencial para una ablación suave, al definirse como el patrón de distribución de la energía en el área expuesta. Existen diferentes métodos para la ablación mediante el láser, a fin de intentar evitar en todo momento

que se generen irregularidades en la superficie corneal del paciente: microhomogeneidad o macrohomogeneidad (homogéneo o plano, gaussiano, gaussiano inverso y gaussiano truncado) (Gatell, 2003). Para perfeccionar la homogeneidad del haz, se pueden utilizar máscaras que obturen los bordes de menor homogeneización del haz (Vidal, 2012). Un haz homogéneo remueve cantidades iguales de tejido corneal y un haz gaussiano, por el contrario, se considera que remueve más en la zona central que en la periferia, por lo que, normalmente, el de mayor uso en la cirugía corneal es el haz gaussiano.

LIBERACIÓN DE ENERGÍA

Para que se pueda producir la emisión del láser, se tienen que excitar la mayoría de los electrones desde el estado fundamental al metaestable. El estado metaestable es aquel en el cual los electrones alcanzan el nivel más elevado de energía. El paso del estado fundamental al estado metaestable da lugar a un fenómeno conocido como inversión de población.

El haz de láser de excimeros se estima como un haz no homogéneo, ya que remueve más tejido corneal en su zona central que en la periferia, por lo que requiere sistemas ópticos de suministro de energía para que se pueda emplear (Fontenla, 2000). El sistema de liberación de energía del láser es uno de los parámetros más importantes. Los determinantes principales de la liberación de energía son la frescura del gas láser y el voltaje.

Los láseres se clasifican según el sistema de liberación del haz, por lo que existen varios procedimientos de liberación de energía, por ejemplo, los sistemas de haz amplio (ablación de campo amplio) y los sistemas de barrido (método de hendidura de barrido o método de punto flotante), siendo actualmente los de mayor utilización los haces de *spots* volantes (Gatell, 2003; Vidal, 2012).

MÉTODO DE ABLACIÓN DE CAMPO ANCHO

Los sistemas de campo ancho proyectan todo el haz en la superficie estromal empleando un diafragma iris de apertura variable para crear la ablación miópica (Gatell, 2003; Vidal, 2012). Presentan la ventaja del corto periodo que dura la intervención (menos de treinta segundos), para un paciente miope con bajo error refractivo. El principal inconveniente, sin embargo, es que a causa de la imprecisión en la homogeneidad del haz, aumentan el número de islas centrales (Vidal, 2012). Además, se considera que los sistemas de campo ancho no necesitan *eye-tracked*; sin embargo, debido al campo que abarcan, precisan de mayor cantidad de energía.

SISTEMA DE HAZ DE HENDIDURA

Mediante este sistema, el haz de luz es liberado en forma de haz rectangular (de hendidura). El menor tamaño del haz proyectado aumenta su homogeneidad, por lo que necesita poca cantidad de energía; por consiguiente, disminuye la incidencia de islas centrales. La duración del tratamiento, al ser superior que en el caso del método de ablación de campo ancho, requerirá sistemas de *eye-tracked* (Gatell, 2003; Vidal, 2012).

MÉTODO DE PUNTO FLOTANTE

La ablación se realiza a través de un punto que va cambiando su posición (Gatell, 2003). Por medio de este sistema, se consigue una mayor homogeneidad del haz, eliminando la incidencia de islas centrales y pudiéndose corregir ciertas aberraciones oculares. Ya que la velocidad de ablación es algo más lenta (mayor duración de la intervención), precisa de sistemas de seguimiento ocular (*eye-tracked*) (Vidal, 2012).

La principal ventaja de los sistemas de liberación de barrido es que permiten crear diferentes patrones topográficos: hipermetropía, astigmatismo,

etc., lo que hace posible la ablación personalizada (Gatell, 2003). Los láseres con sistema de barrido por lo general crean un perfil de ablación mucho más preciso y uniforme, comparado con el haz amplio. El impacto de la energía del láser de excimeros en la córnea produce una pequeña onda de choque acústica —principalmente en los sistemas de liberación de energía mediante técnicas de barrido—, la cual hay que tener en cuenta porque puede producir un daño colateral en la superficie corneal. La desventaja más llamativa de los sistemas de liberación de barrido es que son mucho más susceptibles de descenramientos, por lo que requieren sistemas de seguimiento de movimientos oculares (*eye-tracked*) (Gatell, 2003).

VARIABLES AMBIENTALES

Existen además algunas variables que no dependen del cirujano ni de las características técnicas del láser, entre estas, la posibilidad de que ciertas partículas de la atmósfera absorban la luz láser y alteren la intervención. Los fragmentos corneales expulsados pueden también absorber energía, por lo que podrían alterar el resultado esperado (Vidal, 2012). A su vez, la temperatura y la humedad afectan significativamente al procedimiento ablativo. Normalmente la temperatura de la sala de quirófano oscila entre los 18 °C y 24 °C, mientras que la humedad varía desde el 30 % hasta el 50 % aproximadamente. En un entorno que se mantenga en esas condiciones, controlando la temperatura y la humedad, no se producen cambios en la fluencia del láser ni en la energía (Dantas, Martins y Dantas, 2007; Walter y Stevenson, 2004). Sin embargo, se considera que el incremento de un grado en la temperatura de la sala de quirófano durante el *laser-assisted in situ keratomileusis* (Lasik) se asocia con una refracción más hipertrópica (0,003 D). Mientras que un incremento de 1 % en la humedad de la sala de quirófano, se enlaza con una refracción más miope (0,0004 D). Se evidencia que a nivel del mar se produce menor corrección refractiva, lo contrario

sucede a elevadas altitudes (Seider, McLeod, Porco y Schallhorn, 2013).

MANTENIMIENTO

Los láseres precisan de un mantenimiento que tiene que ser continuo, incrementándose según la cantidad de procedimientos quirúrgicos a los que se sometan. Los sistemas que demandan mayor energía —como sucede con los sistemas de campo ancho— son los que requieren lógicamente mayor mantenimiento (Gatell, 2003). Se debe sostener la calidad del gas para evitar que reaccione con ciertas partículas y disminuya, por lo tanto, el efecto y calidad del láser. También es forzoso reemplazar cada cierto tiempo la óptica del láser, pues se degrada con la energía y el número de pulsos (Gatell, 2003; Vidal, 2012).

Es importante efectuar una calibración diaria del láser, la cual consiste en realizar una ablación en un plato de prueba de plástico de material PMMA. Estudios científicos indican que la temperatura ideal de las placas de PMMA debe estar comprendida entre ± 5 °C para evitar fallos de refracción visualmente significativos debido al error en la calibración (Wernli, Schumacher, Wuellner, Donitzky y Mrochen, 2012).

PROFUNDIDAD DE LA ABLACIÓN CORNEAL

En 1985, Munnerlyn fijó una ecuación para determinar la profundidad de ablación que era necesaria realizar para corregir el error refractivo miópico e hipertrópico. La profundidad de la ablación, según la fórmula de Munnerlyn, depende principalmente de la corrección refractiva deseada, del diámetro de la zona óptica que se va a ablacionar y del índice de refracción de la córnea. El algoritmo de Munnerlyn (Gatell, 2003) se representa en la ecuación (1).

$$\text{Profundidad ablación } (\mu\text{m}) = [\text{Rx (D)} \times \text{d (mm}^2) \times (\text{n} - 1)] / 8 \quad (1)$$

Donde:

R_x : error refractivo del paciente para corregir en dioptrías.

d : zona óptica en milímetros.

n : índice de refracción corneal.

Al interpretar la fórmula, se deduce que si se aumenta la zona de ablación, se incrementa por consiguiente la profundidad de ablación, como a mayor error refractivo mayor será la profundidad de la ablación. La profundidad de la ablación se amplía exponencialmente con el cuadrado de la zona óptica (Gatell, 2003). Se considera que un diámetro de ablación en torno a los 6 mm es recomendable para evitar los síntomas conocidos como destellos, halos y deslumbramientos, especialmente producidos en condiciones escotópicas.

En el caso de ametropías elevadas, no es común utilizar el algoritmo de Munnerlyn, debido a que teniendo en cuenta la ecuación (1), se obtendrían altas profundidades de ablación y zonas de transición muy pronunciadas, pudiendo provocar síntomas visuales al paciente, como reflejos, halos o deslumbramientos (Alarcón, Rubiño, Pérez-Ocón y Jiménez, 2012). Para pacientes con ametropías elevadas, se suelen realizar procedimientos multi-zona, en los cuales se emplean diferentes diámetros de ablación. Mediante los procedimientos multi-zona aplicados para la corrección de la miopía, se consigue reducir la ametropía en la zona central, mientras que con las zonas periféricas se produce una disminución de los síntomas ya mencionados (halos, deslumbramientos, glare, reflejos, etc.) (Boyd, Agarwal, Agarwal y Agarwal, 2001).

PERFIL DE ABLACIÓN HIPERMETRÓPICO

Para la corrección del error refractivo hipermetrónico, se procede a la eliminación del tejido corneal en la periferia con el objetivo de curvar la zona

central de la córnea. En los casos de perfiles de ablación hipermetrónicos, el espesor ablacionado en el eje óptico será nulo, siendo máximo en la periferia de la córnea (figura 2).

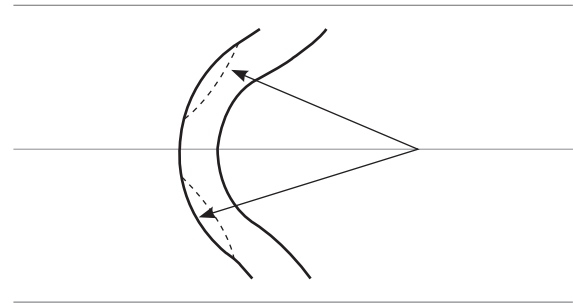


FIGURA 2. Perfil de ablación hipermetrónico

Nota: para la corrección del error refractivo hipermetrónico se ablaciona la periferia corneal con el objetivo de incrementar la curvatura central de la córnea.

Los procedimientos multizona para reducir la ametropía en la zona central y aplicados en la miopía no se emplean en la hipermetropía. En el caso de tratamientos de láser hipermetrónicos, la realización de la ablación induciría un incremento de la aberración esférica negativa (David y Dolores, 2008).

PERFIL DE ABLACIÓN MIÓPICO

Para la corrección del error refractivo miópico, se excluye el tejido corneal en la zona central de la córnea con el fin de buscar su aplanamiento. Mediante la ablación de la zona central de la córnea se consigue que se incremente el radio de curvatura, aminorando el poder dióptrico ocular y consiguiendo que el punto focal del sistema se desplace hacia atrás (Fontenla, 2000). En los perfiles de ablación miópicos, el espesor ablacionado en el centro de la córnea es máximo, siendo nulo en la periferia (figura 3) (Fontenla, 2000).

La realización de la ablación para la corrección del error refractivo miópico basándose en el algoritmo de Munnerlyn, o derivados de este, lleva asociado una inducción de aberración esférica positiva (David y Dolores, 2008).

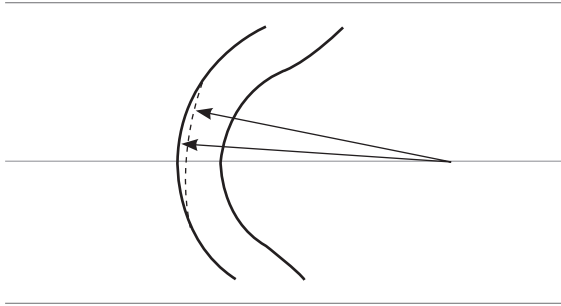


FIGURA 3. Perfil de ablación miópico

Nota: para la corrección del error refractivo miópico se ablaiona la córnea central con el objetivo de aplanar la superficie corneal.

PERFIL DE ABLACIÓN ASTIGMÁTICO

Para la corrección de los errores refractivos astigmáticos, se procede a la eliminación del tejido corneal tanto en la parte central como en la periferia de la córnea, buscando un encorvamiento en el meridiano más plano (menor potencia) y un aplanamiento en el meridiano más curvo (mayor potencia), y luego se ejecuta el procedimiento lógicamente mediante ablaciones cilíndricas.

INCREMENTO DE LAS ABERRACIONES TRAS EL USO DEL LÁSER DE EXCÍMEROS

Mediante la técnica de la PRK, el estroma anterior es ablaionado (incluyéndose la membrana de Bowman) a través del manejo del láser de excímeros. Como ya se comentó, para modificar la refracción del paciente, se tiene que producir una variación en la curvatura de la superficie corneal modificando con ello su poder dióptrico. Para la corrección del error refractivo hipermetrópico, se retira del tejido corneal en la periferia con el propósito de curvar la zona central de la córnea. No obstante, para la corrección del error refractivo miópico, se procede a la eliminación del tejido corneal en la zona central de la córnea con el fin de buscar su aplanamiento.

La asfericidad corneal determina la diferencia de radio de curvatura existente entre el centro y la periferia corneal, en relación con la esfera de referencia. Tras el procedimiento quirúrgico

de PRK, estudios científicos demuestran que se produce un cambio en la asfericidad corneal. En tratamientos de PRK para la corrección de la miopía, la asfericidad corneal cambia de prolata a oblata (Marcos, Cano y Barbero, 2003), es decir, de negativa a positiva (figura 4) (David y Dolores, 2008; Gatinel, Malet, Hoang-Xuan y Azar, 2004). Esto es, la córnea pasa de ser más curva en el centro que en los bordes (prolata) a ser más curva en los bordes que en el centro (oblata).

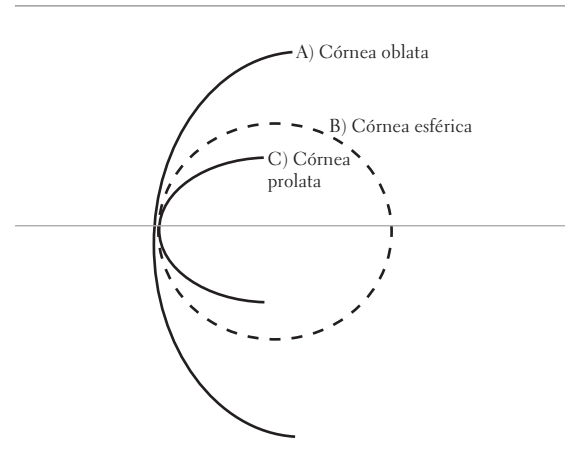


FIGURA 4. Perfiles de córneas oblata y prolata

A: córnea con mayor curvatura en la periferia que en el centro. C: córnea con más curvatura en el centro que en la periferia.

Para el caso de correcciones hipermetrópicas, la asfericidad corneal varía de oblata a prolata (de positiva a negativa). En otras palabras, la córnea pasa de ser más curva en los bordes que en el centro (oblata) a ser más curva en el centro que en los bordes (prolata). Después de la cirugía refractiva corneal suele observarse cierto incremento de las aberraciones corneales, principalmente las de tercer y cuarto orden, las cuales pueden deteriorar la calidad visual del paciente, sobre todo en condiciones escotópicas cuando el diámetro pupilar aumenta (Hersh, Fry y Blaker, 2003; Manns, Ho, Parel y Culbertson, 2002; Pesudovs, 2005). El cambio de la asfericidad corneal está íntimamente vinculado con la variación de la aberración esférica, por lo que en el caso de tratamientos de láser hipermetrópicos, la realización de la ablación induciría una ampliación de la aberración

esférica negativa. Mientras que la ejecución de la ablación para la corrección del error refractivo miópico lleva asociado una inducción de aberración esférica positiva (David y Dolores, 2008), el incremento de la aberración esférica lógicamente influirá en la calidad visual del paciente, en especial en la función de sensibilidad al contraste y en la agudeza visual. Tras la cirugía de la PRK no solo se evidencia mayor aberración esférica —al igual que sucede con el Lasik (David y Dolores, 2008)—, sino que además se suele producir un incremento de la aberración cromática y de las aberraciones de alto orden, principalmente con diámetros de pupila grandes (Ivarsen y Hjortdal, 2012; Serrao, Lombardo, Ducoli y Lombardo, 2011; Zhang *et al.*, 2013).

En la actualidad, con la introducción de la técnica quirúrgica Lasik, existen perfiles de ablación optimizados para minimizar el aumento de las aberraciones corneales, los cuales tienen en cuenta la forma corneal preoperatoria, para conseguir una forma corneal en el postoperatorio más natural (Subbaram, MacRae, Slade y Durrie, 2006). Mediante la ablación dirigida por topografía o la ablación guiada por frente de onda, se suprimen las principales aberraciones que influyen en la calidad visual del paciente (Kohnen, 2004). La predicción del patrón de cambio de aberración esférica inducida en procedimientos de ablación de la superficie corneal puede ser útil para el desarrollo de procedimientos quirúrgicos futuros (Ahn, Chung, Kim, Seo y Kim, 2013). No obstante, en el presente se continúan investigando nuevos diseños de ablación personalizados para conseguir una mejora de los resultados (David y Dolores, 2008).

CONCLUSIONES

Los sistemas de liberación de energía del láser mediante barrido son los que permiten crear diferentes patrones topográficos (hipermetropía, astigmatismo...) y la ablación personalizada. Los láseres con sistema de barrido crean un perfil

de ablación mucho más preciso y uniforme comparado con el haz amplio, porque disminuyen la onda de choque acústica. Sin embargo, presentan la desventaja de que son bastante más susceptibles de descentramientos, por lo que requieren sistemas de *eye-tracked*.

En función de los diferentes patrones de ablación, pueden incrementarse las aberraciones esféricas y del coma y empeorar la calidad visual del paciente. En la actualidad, aunque ya se han introducido diferentes perfiles de ablación optimizados para la reducción de dichas aberraciones, se están realizando estudios científicos para mejorar dichos procedimientos quirúrgicos.

AGRADECIMIENTOS

A Manuel Alejandro Amaya Alcaraz, por su colaboración en la revisión de este trabajo.

REFERENCIAS

- Ahn, H., Chung, J., Kim, E., Seo, K. y Kim, T. (2013). Changes in spherical aberration after various corneal surface ablation techniques. *Korean. J. Ophthalmol.*, 27 (2), 81-86.
- Alarcón, A., Rubiño, M., Pérez-Ocón, F. y Jiménez, J. (2012). Theoretical analysis of the effect of pupil size, initial myopic level, and optical zone on quality of vision after corneal refractive surgery. *J. Refract. Surg.*, 28 (12). 901-906.
- Boyd, F., Agarwal, S., Agarwal, A. y Agarwal, A. (2001). Lasik presente y futuro ablación a la medida con frente de onda. *Highlights of Ophthalmology International*.
- Dantas, P., Martins, C., de, S. L. y Dantas, M. (2007). Do environmental factors influence excimer laser pulse fluence and efficacy? *J. Refract. Surg.*, 23 (3), 307-309.
- David, P. y Dolores, O. M. (2008). La aberración esférica ocular: inducción y corrección quirúrgica. *Gaceta Óptica*, 424, 20-26.

- Eduardo, R. Á. y Janet, G. S. (2013). Lasik vs. Lasek desde la perspectiva morfológica corneal en vivo. *Revista Mexicana de Oftalmología*, 87 (3), 145-157.
- Fontenla, G. J. (2000). Láser excímero. Evolución de la cirugía refractiva, fotoablación y cicatrización corneal. *Med. Integr.*, 35, 330-333.
- Gatell, J. (2003). Tratamiento personalizado de la miopía. Tesis doctoral. Barcelona: Universidad Autónoma de Barcelona. Recuperado de <http://hdl.handle.net/10803/4260>.
- Gatinel, D., Malet, J., Hoang-Xuan, T. y Azar, D. (2004). Corneal asphericity change after excimer laser hyperopic surgery: theoretical effects on corneal profiles and corresponding Zernike expansions. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 45, 1349-1359.
- Hersh, P., Fry, K. y Blaker, J. (2003). Spherical aberration after laser in situ keratomileusis and photorefractive keratectomy. Clinical results and theoretical models of etiology. *J. Cataract. Refract. Surg.*, 29, 2096-2104.
- Ivarsen, A. y Hjortdal, J. (2012). Seven-year changes in corneal power and aberrations after PRK or Lasik. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 53 (10), 6011-6016.
- Kohnen, T. (2004). Combining wavefront and topography data for excimer laser surgery: the future of customized ablation? *J. Cataract. Refract. Surg.*, 30 (2), 285-286.
- L'Esperance, F. A., Taylor, D., Del Pero, R., Roberts, A., Gigstad, J., Stokes, M. *et al.* (1988). Human excimer laser corneal surgery: preliminary report. *Trans. Am. Ophthalmol. Soc.*, 86, 208-275.
- Manns, F., Ho, A., Parel, J. y Culbertson, W. (2002). Ablation profiles for wavefront-guided correction of myopia and primary spherical aberration. *J. Cataract. Refract. Surg.*, 28, 766-774.
- Marcos, S., Cano, D. y Barbero, S. (2003). Increase in corneal asphericity after standard laser in situ keratomileusis for myopia is not inherent to the Munnerlyn algorithm. *Refract. Surg.*, 19, S592-6.
- McDonald, M., Kaufman, H., Frantz, J., Shofner, S., Salmeron, B. y Klyce, S. (1989). Excimer laser ablation in a human eye. *Case report. Arch. Ophthalmol.*, 107 (5), 641-642.
- Pesudovs, K. (2005). Wavefront aberration outcomes of Lasik for high myopia and high hyperopia. *J. Refract. Surg.*, 21, S508-12.
- Reynolds, A., Moore, J., Naroo, S. *et al.* (2010). Excimer laser surface ablation - a review. *Clin. Experiment. Ophthalmol.*, 38 (2), 168-182.
- Sánchez, D. (2012). Cirugía refractiva. *Tendencias en Medicina*; 7 (7), 87-94.
- Schumacher, S., Seiler, T., Cummings, A. *et al.* (2012). Optical ray tracing-guided laser in situ keratomileusis for moderate to high myopic astigmatism. *J. Cataract. Refract. Surg.*, 38 (1), 28-34.
- Seider, M., McLeod, S., Porco, T. y Schallhorn, S. (2013). The effect of procedure room temperature and humidity on Lasik outcomes. *Ophthalmology*, 120 (11), 2204-2208.
- Seiler, T. y Wollensak, J. (1986). In vivo experiments with the excimer laser—technical parameters and healing processes. *Ophthalmology*, 192 (2), 65-70.
- Serrao, S., Lombardo, G., Ducoli, P. y Lombardo, M. (2011). Long-term corneal wavefront aberrations variations after photorefractive keratectomy for myopia and myopic astigmatism. *J. Cataract. Refract. Surg.*, 37 (9), 1655-1666.
- Subbaram, M., MacRae, S., Slade, S. y Durrie, D. (2006). Customized LASIK treatment for myopia: relationship between preoperative higher order aberrations and refractive outcome. *J. Refract. Surg.*, 22, 746-753.
- Sutton, G. y Kim, P. (2010). Laser in situ keratomileusis in 2010 - a review. *Clin. Experiment. Ophthalmol.*, 38 (2), 192-210.
- Taylor, S., Fields, C., Barker, F. y Sanzo, J. (1994). Effect of depth upon the smoothness of excimer laser corneal ablation. *Optom. Vis. Sci.*, 71 (2), 104-108.
- Trokel, S., Srinivasan, R. y Braren, B. (1983). Excimer laser surgery of the cornea. *Am. J. Ophthalmol.*, 96 (6), 710-715.
- Vidal, M. T. (2012). Estudio sobre los parámetros que afectan a la calidad de la cirugía en pacientes intervenidos de queratomileusis in situ asistida mediante láser excímero (Lasik). Tesis doctoral. Universidad Miguel Hernández. Recuperado de <http://hdl.handle.net/11000/709>.
- Walter, K. y Stevenson, A. (2004). Effect of environmental factors on myopic LASIK enhancement rates. *J. Cataract. Refract. Surg.*, 30 (4), 798-803.

- Wernli, J., Schumacher, S., Wuellner, C., Donitzky, C. y Mrochen, M. (2012). Initial surface temperature of PMMA plates used for daily laser calibration affects the predictability of corneal refractive surgery. *J. Refract. Surg.*, 28 (9), 639-644.
- Zhang, L., Wang, Y., Geng, W., Zuo, T., Jin, Y., Yang, X. *et al.* (2013). Ocular higher-order aberration features 10 years after photorefractive keratectomy. *Int. Ophthalmol.*, 33 (6), 651-657.

Recibido: 10 de diciembre de 2013

Aceptado: 17 de febrero de 2014

CORRESPONDENCIA

Javier Tomás-Juan

javier.tomas@live.com