

4.1.8. Características ideales de un flap de LASIK

Miguel Á. Teus

En la cirugía denominada LASIK (acrónimo de *Laser in situ Keratomileusis*), un componente fundamental es el tallado de un colgajo laminar corneal superficial, denominado comúnmente como «flap». Este flap tiene un componente de estroma superficial y el epitelio corneal con su membrana basal intacta. Tras levantar este flap corneal, se realiza la ablación con láser excímer sobre el lecho estromal, tras lo cual el flap se recoloca en su posición original. Este flap tiene como objetivos principales que el postoperatorio inmediato sea lo más cómodo posible (sin molestias), que la recuperación visual sea así mismo muy rápida, y, por último, que la reacción inflamatoria del estroma anterior tras la ablación sea prácticamente inexistente. Todas estas características diferencian el postoperatorio de LASIK del de la ablación de superficie (AS), en la que no se realiza flap corneal alguno, con lo que la córnea queda tras la cirugía con un defecto epitelial importante (lo cual hace que en los primeros días del postoperatorio las molestias sean más intensas, y que la recuperación visual sea más lenta) y además la activación de los queratocitos en el estroma ablacionado da lugar a la formación de una cicatrización superficial, denominada *haze*.

Sin embargo, conviene tener presente que a medio plazo la seguridad y la eficacia del LASIK y de la AS son muy similares (1), por lo que parece evidente que las ventajas de tener o no tener un flap se reducen a las primeras semanas del postoperatorio.

Por otro lado, el tallado de un flap en la córnea no es un tema menor, pues de las características de este y de la reproducibilidad de la técnica empleada para su realización dependen, en gran medida, el éxito y la seguridad de la cirugía a corto y a largo plazo.

Los parámetros más relevantes de un flap de LASIK son:

- Diámetro.
- Espesor.
- Rugosidad del plano de corte.
- Densidad óptica del componente estromal.

DIÁMETRO DEL FLAP

En términos generales, los parámetros morfológicos más importantes de un flap de LASIK, el diámetro y el espesor, deben tener los valores más bajos posibles, pero que al mismo tiempo sean suficientes para permitir una correcta realización de la cirugía y una óptima recuperación visual. En un principio se pensó que, a mayor diámetro del flap, mejor, pues esto posibilitaría el tratamiento con láser excímer en una amplia zona de la córnea. El inconveniente de un flap de gran diámetro, mayor que el necesario para la ablación planeada, es que aumenta el área de la córnea con las lamelas «seccionadas», lo cual puede repercutir en la estabilidad biomecánica de la misma, en la cantidad de nervios corneales seccionados, además de que un flap cuyo borde esté demasiado cerca del limbo puede producir sangrado de los capilares sanguíneos, con la dificultad añadida a la cirugía que ello comporta.

La pregunta relevante es: ¿qué diámetro de flap es el ideal? La respuesta no es fácil, pero podemos afirmar que depende en primer lugar, del tipo de ablación a realizar. Así, por ejemplo, las ablaciones miópicas son menos exigentes en cuanto al tamaño mínimo del flap que las hipermetrópicas, pues estas últimas se realizan en la media periferia y requieren por tanto de un área de lecho estromal tratable con el láser mayor que las primeras. Además, a igualdad de perfil de ablación (miópico o hipermetrópico), la amplitud de la zona óptica (ZO) programada es relevante, pues como es natural, a mayor ZO, mayor el área que hay que ablacionar y por consiguiente se necesita de un mayor diámetro de flap para que dicha ablación sea adecuada.

Por consiguiente, la respuesta más adecuada a nuestra pregunta inicial es que **el diámetro del flap debe ser individualizable**, en función de las características y particularidades de la corrección refractiva a realizar. Este es uno de los motivos por los que los láseres de femtosegundo (LFS) superan a los microqueratomos mecánicos (MQT), pues los parámetros de los flaps con ellos obtenidos dependen de un

ajuste mecánico de las piezas que lo componen y en concreto, **el diámetro del flap que realizan los MQT depende** además, al menos en parte, **de la queratometría de la córnea**. De esta manera, resulta complejo obtener un flap de un diámetro amplio en el caso de córneas con valores queratométricos bajos, lo cual hace que en córneas con Ks planas pueda ser complejo realizar un LASIK hipermetrópico, que como hemos comentado anteriormente, necesita de un lecho estromal amplio.

De hecho, para corroborar lo anteriormente expuesto, nuestro grupo demostró hace años que los resultados refractivos (eficacia) de la ablación hipermetrópica son mejores en Femto-LASIK que en LASIK mecánico (2).

Además, conviene tener en cuenta que cuando usamos un MQT sabemos el diámetro del flap *a posteriori*, es decir, una vez realizado el mismo. Por el contrario, en los LFS, el propio aparato nos muestra el diámetro del flap a realizar *a priori*, teniendo el cirujano la opción de aumentar o disminuir éste a voluntad, e incluso de abortar el procedimiento si lo considera adecuado antes de tallar físicamente el flap.

ESPEJOR DEL FLAP

Este apartado es fundamental, pues de las características macroscópicas del flap, probablemente sea el grosor de éste la más relevante. La razón es muy simple, se ha demostrado que **el espesor del flap es un factor determinante para el debilitamiento biomecánico de la córnea**. De hecho, en ojos con topografía corneal preoperatoria normal, la suma del espesor central del flap y de la cantidad de estroma ablacionado, expresado en porcentaje del espesor corneal central preoperatorio (PTA por sus siglas en inglés), en caso de superar el 40% aumenta mucho las posibilidades de desarrollar una ectasia postoperatoria (3). Hay que tener en cuenta que se ha confirmado que son proporcionalmente más importantes las micras de más de espesor del estroma que las micras de estroma ablacionado (4), o, dicho de otra manera, aun cuando la suma de flap + estroma ablacionado sea la misma, es más debilitante una cirugía LASIK con un flap más grueso (y una menor ablación) que otra con un flap más delgado (y una mayor ablación).

Por otro lado, un flap excesivamente fino (inferior a 90 micras de espesor central) además de ser téc-

nicamente más delicado de realizar, permite en el postoperatorio la aparición de *haze* (5), probablemente porque la ablación se realiza en el estroma más superficial, con lo que perdemos una de las ventajas del LASIK con respecto a la AS. Por consiguiente, parece que **el espesor central de un flap ideal de LASIK debe oscilar entre 90 y 110 micras en su parte central**, es decir, delgado, pero no excesivamente.

Como es natural, una vez definido el espesor central que deseamos en un flap, y antes de valorar la precisión en cuanto a este parámetro de las distintas plataformas láser, la cuestión es cómo medimos el espesor del mismo. La pregunta no es baladí, pues la manera tradicional de medir el espesor del flap es mediante paquimetría ultrasónica intraoperatoria, midiendo el espesor del lecho estromal corneal inmediatamente después de levantar el flap. De esta manera, conociendo la paquimetría corneal central preoperatoria, mediante una sencilla resta podemos conocer el espesor del flap. No obstante, este método dista mucho de ser preciso, pues a la variabilidad de la paquimetría ultrasónica *per se* (falta de perpendicularidad de la sonda, compresión del estroma corneal al aplicar el terminal, etc.) (6) hay que añadir la desecación (y la reducción consiguiente del espesor) del estroma corneal una vez que se levanta el flap. Todos estos factores hacen que la medida del espesor del flap obtenida por este método diste mucho de ser exacta, y arroja una variabilidad nada despreciable. Si a esto añadimos la propia variabilidad real del espesor del flap, comprenderemos que la desviación estándar de la media de espesor obtenido (y medido de esta manera) por un dispositivo LFS concreto sea tan grande que sea de poca utilidad clínica.

La precisión y reproducibilidad de las medidas de espesores obtenidas mediante tomografía de coherencia óptica (OCT por sus siglas en inglés) de segmento anterior son claramente mejores que las obtenidas con paquimetría ultrasónica y de hecho es la tecnología más empleada en la actualidad para evaluar espesores de flaps y lenticulos estromales tallados con LFS (7). Debemos destacar que la medida del espesor del flap mediante OCT nos muestra un patrón cambiante en las primeras semanas tras la cirugía, por cuanto **en el postoperatorio precoz hay un cierto grado de edema del flap y los valores del espesor tienden a ser más elevados**. Por este motivo son los valores obtenidos a partir del mes los más representativos y fiables. Nosotros hemos tenido la

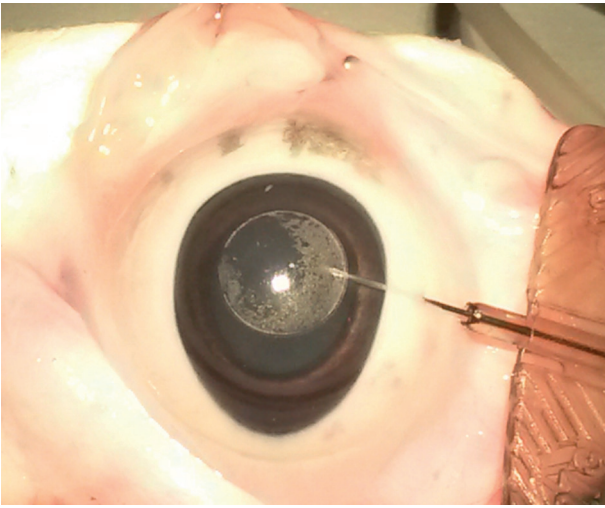


Figura 1. Modelo «ex vivo» de córnea porcina diseñado por nuestro grupo para medida de parámetros (microscopía de fuerza atómica, presión intraocular, etc.) al realizar un tallado de flap con un LFS.

oportunidad de comparar varias plataformas LFS entre sí, y hemos comprobado, a modo de ejemplo, que los flaps obtenidos tanto con el láser FS200® como con el láser LenSx® (ambos de Alcon) presentan un espesor más elevado en el postoperatorio inmediato que otros (8,9).

Hasta ahora hemos comentado las características ideales en cuanto al espesor central, pero el flap es mucho más amplio que solamente la zona central, por lo que sería interesante estudiar las ventajas o inconvenientes de tener un flap de espesor homogéneo en toda su extensión, o, por el contrario, los inconvenientes de que en un mismo eje el espesor sea distinto en unas zonas a otras. Una aproximación superficial al problema nos haría pensar que tanto el espesor central del flap como la homogeneidad de este debieran ser similares cuando usamos un LFS para tallarlo, independientemente del modelo y características de cada aparato, pues a la postre la energía láser es muy similar en todos ellos. Nada más lejos de la realidad, y es fácil entender el porqué. Los LFS enfocan el haz del láser en un

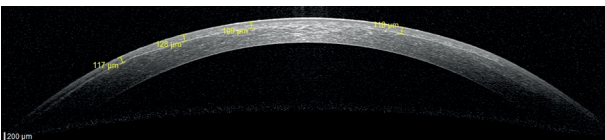


Figura 2. Imagen de OCT del espesor de flap obtenido con un LFS con alta presión de trabajo y con interfaz del paciente curvo. Obsérvese la relativa heterogeneidad del espesor de este a lo largo del eje examinado.

plano concreto, a una profundidad corneal determinada. Por este motivo **la morfología de la denominada «interfaz del paciente»** (PI por sus siglas en inglés) **del cono de aplanación del láser es un factor determinante para que la aplanación de la córnea sea homogénea**, y que el grado de compresión del estroma sea similar en toda el área de trabajo del láser. Además de la forma de la PI, **la presión que el cono hace sobre la córnea** (la denominada **presión de aplanación**) **es otro factor fundamental**. La presión de aplanación sobre la córnea es realmente la suma de dos factores, por un lado, el incremento en la presión intraocular (PIO) que ejerce el anillo de succión del láser, y por otro la presión que ejerce la PI, de manera que la presión final de trabajo del láser puede ser muy diferente comparando varios modelos de LFS entre sí. Nosotros hemos desarrollado un modelo ex vivo con ojos porcinos para poder estudiar este y otros aspectos del tallado de un flap de LASIK (fig. 1). Hemos comprobado que lo que en teoría debiera ser muy similar entre plataformas láser (si solamente juzgáramos la similitud del tipo de láser empleado) se vuelve diferente pues son características físicas de los diversos conos de aplanación (morfología plana o curva de la PI), la presión de vacío de la bomba de succión, etc. las que juegan un papel fundamental determinando la precisión del espesor del flap.

Así, hemos podido comprobar que dos plataformas LFS con morfologías de la PI diferente (PI plana versus PI curva), difieren tanto en el grado de homogeneidad del espesor del flap en toda su extensión (FTH, acrónimo en inglés de *Flap Thickness Homogeneity*) como en la precisión de la corrección refractiva obtenida usando el mismo láser excímer (fig. 2) (10). De la misma manera, hemos podido comprobar que una mayor FTH se correlaciona con la mayor inducción de aberraciones de alto orden (HOAs por sus siglas en inglés) (11). Estos hallazgos sugieren que **la FTH tiene relevancia clínica en el resultado visual final**.

RUGOSIDAD DEL PLANO DE CORTE

A diferencia de los cortes producidos por una cuchilla, que son muy lisos en el aspecto microscópico (aunque puedan presentar macro-irregularidades tipo «escalón» o similares), el «corte» realizado con un LFS no presenta el mismo aspecto, siendo estos,

en general, muy homogéneos en el aspecto macroscópico, pero presentando micro o mejor dicho, nano-irregularidades solo perceptibles con aparatos de medida de alta precisión, como la microscopía electrónica de barrido (SEM por sus siglas en inglés) o la microscopía de fuerza atómica (AFM por sus siglas en inglés). Efectivamente, la interacción del LFS con el estroma se realiza en el punto en el que impacta cada *spot* del láser, localización en la que al producirse una fotodisrupción del tejido estromal, se genera gas a alta presión que diseca el tejido situado entre los *spots*. De esta manera **el plano de «corte» creado por el LFS es rugoso**, no liso, siendo posible visualizar las áreas de impacto directo del láser, así como los restos de tejido disecado por el gas. El plano en que el gas ejerce su acción de disección tisular varía en función de la apertura numérica (convergencia) del haz del láser, y la cantidad de gas generado depende fundamentalmente de la energía de los impactos del láser (12). Además, el gas crea una presión intraestromal que puede hacer que haya zonas del estroma en las cuales el láser no ha impactado todavía que se vean impregnadas por él, por lo que pudiera haber áreas en las que los impactos presenten una eficacia desigual. El cirujano nota enseguida la diferencia entre el corte producido por un MQT versus un LFS, pues en el primer caso no hace falta ejercer fuerza de disección alguna con la espátula para separar el flap del lecho, mientras que al intentar levantar un flap realizado con LFS tenemos físicamente que disecar en el plano de clivaje, pues el corte no es completo, y tenemos que romper los micropuentes de tejido estromal persistentes.

La rugosidad del plano de disección del flap tiene un efecto positivo, pues a mayor rugosidad, mayor la fricción entre el flap y el lecho estromal, lo que dificultaría el desplazamiento del flap en el postoperatorio inmediato. De hecho, este parece ser el caso cuando se compara la incidencia de desplazamiento del flap en el postoperatorio de LASIK entre el MQT y el LFS, habiéndose observado menores tasas de esta complicación cuando se usa el LFS (13). Es probable que la mayor fricción del flap con el lecho sea responsable, al menos en parte, de ello.

Por otro lado, la rugosidad de una interfase óptica produce cierto grado de reflexión y refracción de la luz «difusas», al contrario de lo que sucede cuando la interfase óptica es absolutamente lisa, donde la reflexión y la refracción son «especulares». ¿Cuál es la diferencia entre ambas? La respuesta es simple,

en el caso de una interfase óptica rugosa se crea luz «difusa», con direcciones múltiples y erráticas, conocida en inglés por *straylight*; sin embargo cuando la superficie óptica es absolutamente lisa, todos los rayos de luz siguen la ley de refracción de Snell, y no existe ningún rayo que salga de la superficie (o interfase en nuestro caso) con dirección no predecible y errática. El *straylight* contribuye a enturbiar la imagen que se forma en la retina, dando lugar a los conocidos fenómenos de borrosidad, disminución de la sensibilidad al contraste, etc.

Siendo por tanto la rugosidad del plano de disección un parámetro ópticamente relevante, al menos en un plano teórico, y siendo además inevitable que el LFS produzca un corte rugoso, parece fácil colegir que **la rugosidad ideal es aquella que, proporcionando un mayor grado de fricción con el lecho estromal, no produce un efecto pernicioso sobre la calidad de la imagen retiniana.**

Para valorar y medir con precisión la rugosidad de una superficie de fines ópticos, la AFM es probablemente la técnica ideal, pues permite la valoración cuantitativa de la irregularidad de una superficie, en nanómetros. Nuestro grupo ha trabajado en este sentido, y, a modo ilustrativo, baste decir que la rugosidad de la cara anterior de varios modelos de lentes intraoculares oscila entre 0,45 y 4,58 nanómetros, y que se observa una relación lineal intensa entre la rugosidad medida con la AFM y la dispersión de luz en la misma superficie de las lentes (medida como intensidad de *backscatter* usando imagen fotográfica). Esto quiere decir que una diferencia pequeña de rugosidad, en nanómetros, produce una mayor o menor dispersión de la luz, que es clínicamente medible (14).

Nosotros hemos estudiado también la rugosidad de la superficie de «corte» al tallar un flap de LASIK con LFS, y hemos comprobado que el VisuMax® presenta una superficie menos rugosa que el LFS considerado *gold estándar*, el Intralase® (15). Concretamente observamos unos valores de rugosidad (medida como desviación cuadrática media «root mean square») comparado con una superficie perfectamente lisa de 230 ± 100 nm usando el VisuMax® versus 360 ± 120 nm cuando se empleó el Intralase®, usando un modelo *in vitro* de córnea porcina. En las figuras 3 y 4 se pueden ver ejemplos de imágenes de AFM obtenidas con ambos láseres.

No obstante lo anterior, conviene recordar que cuando el LFS se usa para tallar un lentículo estro-

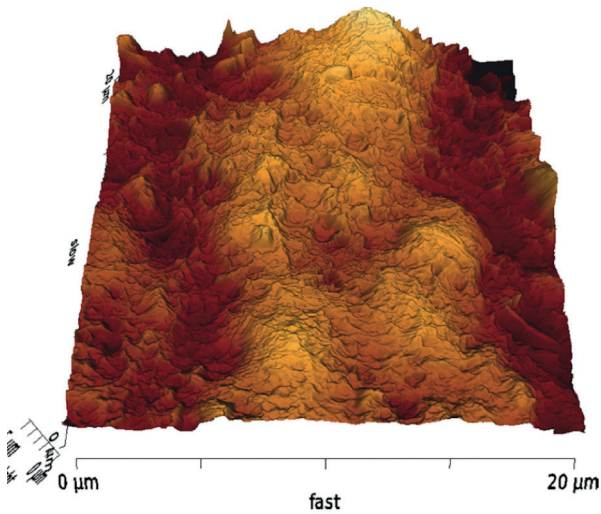


Figura 3. Imagen de microscopía de fuerza atómica mostrando el patrón de rugosidad del tallado realizado con el Intralase® en un modelo *ex vivo* de córnea de cerdo.

mal (técnicas ReLex o similares), la córnea operada queda con una interfase en la que ambas superficies presentan la rugosidad típica del tallado con LFS, mientras que en el caso del Femto-LASIK, una de las dos caras de la interfase (el lecho estromal) presenta una rugosidad muy disminuida (por efecto de la ablación con el láser excímer), mientras que la otra superficie (la cara interna del flap) presenta la rugosidad original producida por el LFS. Esta «doble» rugosidad de la interfase en el caso del ReLex podría explicar la menor tasa de agudeza visual sin corrección (AVsc) superiores a 1 ($\geq 1,2$ en notación decimal) que se observa con esta técnica cuando se la compara con el Femto-LASIK (16). Por otro lado,

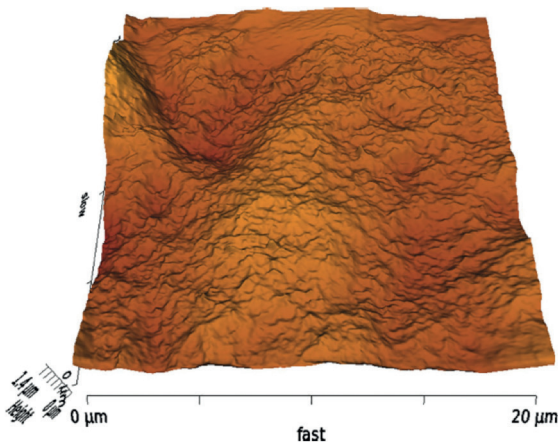


Figura 4. Imagen de microscopía de fuerza atómica mostrando el patrón de rugosidad del tallado realizado con el VisuMax® en un modelo *ex vivo* de córnea de cerdo.

no parece haber diferencias relevantes en cuanto al nivel de AVsc que se alcanzan entre Femto-LASIK y LASIK mecánico para corregir miopía (17), de lo cual podemos deducir que el ReLex es más exigente en cuanto a la tasa de rugosidad que el Femto-LASIK, y que no existirían diferencias en el potencial efecto óptico negativo de la interfase entre el Femto-LASIK (realizado con Intralase®) versus el LASIK mecánico.

DENSIDAD ÓPTICA DEL ESTROMA DEL FLAP

Por este término nos referimos a la capacidad de generar *backscatter* de la luz por el componente estromal del flap de LASIK. En otro capítulo se estudian los cambios biológicos que, con respecto al estroma normal, presenta el estroma del flap tras una cirugía LASIK. Para no resultar iterativo, tan solo queremos destacar aquí que **la densidad óptica (DO) del flap medida con OCT *in vivo* cuando aumenta parece indicar cierto grado de edema y actividad inflamatoria, fenómeno que se observa en el postoperatorio inmediato del Femto-LASIK (8).** Por el contrario, **a largo plazo, se ha observado que el estroma del flap induce menos *backscatter* que el estroma normal subyacente, es decir, que es más transparente (18).** Este último hallazgo pudiera relacionarse con la menor densidad queratocitaria del estroma del flap, con la menor densidad del plexo nervioso sub-basal, o con ambos.

Con respecto al primer fenómeno, el aumento transitorio de la DO del estroma del flap en el postoperatorio inmediato, hemos comprobado que un modelo de láser (FS200®) cuyos flaps tienen una DO claramente mayor que el Intralase®, presenta una más lenta recuperación visual (8), lo que parece indicar que el aumento excesivo de la DO tiene trascendencia clínica, o lo que es lo mismo, que **el flap ideal debiera tener el menor aumento posible de DO en su componente estromal**, o dicho en otras palabras, inducir el menor grado de edema e inflamación posible en el tejido intervenido. Estos aspectos se exponen más en detalle en el capítulo sobre los cambios biológicos del flap de esta ponencia.

CONCLUSIONES

A nuestro juicio, los parámetros más importantes que debieran servir para demostrar la calidad de un

modelo de LFS en cuanto a tallado de flaps corneales se refiere, son:

— Diámetro del flap: ha de ser reproducible, y claro está, personalizable para cada caso en particular.

— Espesor del flap: los flaps debieran de ser medidos mediante OCT de segmento anterior, y las medidas debieran de ser realizadas un mínimo de 4 semanas tras la cirugía.

- Espesor central del flap: ha de ser reproducible y con escaso rango (baja desviación estándar).

- Homogeneidad del espesor del flap (FTH): la diferencia en el espesor del flap entre distintos puntos del mismo ha de ser lo más baja posible.

— Rugosidad del plano de corte: debiera ser medida con AFM (la única técnica que proporciona parámetros numéricos de forma objetiva), y ser lo más baja posible, hecho este especialmente relevante si el LFS del que se trate pretende realizar no solamente flaps de LASIK, sino también cirugía refractiva tipo ReLEx (extracción de lenticulo intraestromal con fines refractivos), como el SMILE o similares.

— Densidad óptica del flap: debiera ser la menor posible, y debiéramos conocer los cambios de la misma en los primeros días del postoperatorio.

BIBLIOGRAFÍA

1. de Benito Llopis L, Teus MA, Gil Cazorla R, Drake P. Comparison between Femtosecond Laser-assisted sub-bowman keratomileusis vs laser sub-epithelial keratectomy to correct myopia. *Am J Ophthalmol* 2009; 148: 830-836.
2. Gil Cazorla R, Teus MA, de Benito Llopis L, Mikropoulos DG. Femtosecond laser vs mechanical microkeratome for hyperopic laser in situ keratomileusis. *Am J Ophthalmol* 2011; 152: 16-21.
3. Santhiago MR, Smajda D, Gomes BF, et al. Association between the percent tissue altered and post laser in situ keratomileusis ectasia in eyes with normal preoperative topography. *Am J Ophthalmol* 2014; 158: 87-95.
4. Santhiago MR, Dmajda D, Wilson SE, Randleman JB. Relative contribution of flap thickness and ablation depth to the percentage of tissue altered in ectasia after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41: 87-95.
5. Rocha KM, Kagan R, Smith SD, Krueger RR. Thresholds for interface haze formation after thin flap femtosecond laser in situ keratomileusis for myopia. *Am J Ophthalmol* 2009; 147: 966-972.
6. Realini T, Gurka MJ, Weinreb RN. Reproducibility of central corneal thickness measurements in healthy and glaucomatous eyes. *J Glaucoma* 2017; 26: 787-791.
7. Lwowski C, Voigt A, van Keer K, Kohnen T. Corneal lenticule creation using a new solid state femtosecond laser measured by spectral domain OCT in a porcine model. *Trans Vis Sci Technol* 2022; 11: 20.
8. Parafita Fernández A, García González M, Gros Otero J, et al. Evolution of visual acuity, flap thickness, and optical density after laser in situ keratomileusis performed with a femtosecond laser. *J Cataract Refract Surg* 2020; 46: 260-266.
9. Parafita Fernandez A, García González M, Katsanos A, et al. Two femtosecond laser LASIK platforms: Comparison of evolution of visual acuity, flap thickness, and stromal optical density. *Cornea* 2019; 38: 98-104.
10. García Gonzalez M, Bouza Miguens C, Parafita Fernandez A, et al. Comparison of visual outcomes and flap morphology using 2 femtosecond laser platforms. *J Cataract Refract Surg* 2018; 44: 78-84.
11. Parafita Fernandez A, Gros Otero J, Villa Collar C, et al. Effect of flap homogeneity on higher order aberrations induction after femtosecond LASIK for myopia. *J Cataract Refract Surg* 2020; 46: 1278-1283.
12. Arba Mosquera S, Naubereit P, Sobutas S, Verma S. Analytical optimization of the cutting efficiency for generic cavitation bubbles. *Biomed Opt Express* 2021; 12: 3820-3835.
13. Moshirfar M, Gardiner JP, Schliesser JA, et al. Laser in situ keratomileusis flap complications using mechanical microkeratome versus femtosecond laser: Retrospective comparison. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36: 1925-1933.
14. Werner L, Thatthamla I, Ong M, et al. Evaluation of clarity characteristics in a new hydrophobic acrylic IOL in comparison to commercially available IOLs. *J Cataract Refract Surg* 2019; 45: 1490-1497.
15. Gros Otero J, Ketabi S, Cañones Zafra R, et al. Corneal stromal roughness after Visumax and Intralase femtosecond laser photodisruption: An atomic force microscopy study. *PLoS One* 2021; 16: e0252449.
16. Chiang B, Valerio GS, Manche EE. Prospective randomized contralateral eye comparison of wavefront-guided laser in situ keratomileusis and small incision lenticule extraction refractive surgeries. *Am J Ophthalmol* 2022; 237: 211-220.
17. Sanchez Pina JM, Arranz Márquez E, Gil Ciganda N, et al. Resultados de LASIK realizado con láser de femtosegundo (Intralase) para corrección de miopía: eficacia, predictibilidad y seguridad. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2007; 82: 423-428.
18. McLaren JW, Bourne WM, Maguire LJ, et al. Changes in keratocyte density and visual function five years after laser in situ keratomileusis: femtosecond laser versus mechanical microkeratome. *Am J Ophthalmol* 2015; 160: 163-170.

