

### 4.1.6. Incremento de la presión intraocular durante la cirugía Femto-LASIK: diferencias entre distintas plataformas de láser de femtosegundo

Gorka Laucirica, Gema Bolívar de Miguel, Montserrat García González, José Luis Hernández Verdejo

#### INTRODUCCIÓN Y RECUERDO HISTÓRICO

El LASIK (*Laser in situ keratomileusis*) es una de las técnicas quirúrgicas corneales preferidas para la corrección de diferentes grados de ametropías (1). Como es bien sabido esta cirugía requiere de la creación de un lentículo (o flap) corneal, su levantamiento y posterior ablación con láser excímer del lecho estromal. Tradicionalmente, en los comienzos de esta cirugía el flap corneal se realizaba con un microqueratomo (MQT) mecánico (LASIK mecánico). A pesar de obtenerse buenos resultados refractivos y visuales con el MQT (2), posteriormente se desarrolló un nuevo sistema para el tallado del flap, el láser de femtosegundo (LFS) (Femto-LASIK), que disminuyó sobre todo las complicaciones intraoperatorias relacionadas con el corte del flap en comparación con el LASIK mecánico (3).

El LFS desde su aparición ha sido objeto de evolución y actualmente contamos con distintos modelos en el mercado. Los primeros LFS que se desarrollaron sólo podían llevar a cabo procedimientos corneales: inicialmente creación de flaps de LASIK, y posteriormente también la creación de túneles corneales para la inserción de anillos intraestromales en el queratocono, la creación de un bolsillo intraestromal para la inserción de un implante intraestromal para la corrección de la presbicia, la creación de un lentículo refractivo estromal que se extrae por una mínima incisión (SMILE), y la obtención del botón corneal en queratoplastias tanto penetrantes como lamelares.

Además, hoy en día también disponemos de modelos «duales» que pueden emplearse tanto para la realización de cirugías corneales como para asistir en la cirugía de catarata (FLACS, acrónimo del inglés *Femtosecond Laser-Assisted Cataract Surgery*), así como modelos de LFS exclusivos para FLACS.

Todos los modelos de LFS (como también sucede con el MQT mecánico), tienen en común que incrementan la presión intraocular (PIO) durante su aplicación. Teniendo en cuenta que cada plataforma LFS tiene sus propias características en cuanto a diseño,

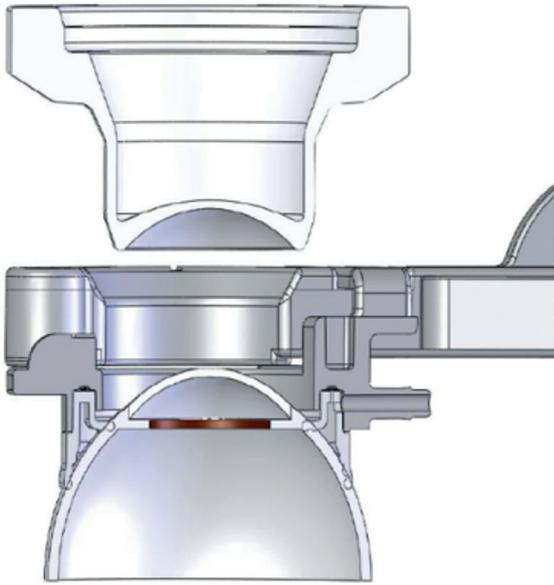
es plausible suponer que la cuantía del incremento tensional durante la cirugía Femto-LASIK sea distinta en función de la plataforma LFS empleada.

Por tanto, el objetivo de este capítulo es analizar desde la evidencia científica cuál es el comportamiento de los distintos modelos de LFS con respecto al incremento de PIO que inducen durante la cirugía Femto-LASIK.

#### IMPORTANCIA DE LA PIO DURANTE LA REALIZACIÓN DEL LASIK

La creación de un flap corneal en la cirugía LASIK, ya sea con un MQT o bien empleando la tecnología LFS, genera un incremento súbito y transitorio de la PIO. En el caso concreto del LFS, este incremento se debe al vacío generado por el anillo de succión, que contacta y se adhiere fuertemente a la conjuntiva y esclera, y seguidamente al cono de aplanación o interfaz del paciente (que puede ser, como veremos, plano o curvo) que moldea y/o comprime la córnea permitiendo la unión de ambas partes, proceso que se conoce como *docking* (fig. 1). Las maniobras realizadas tanto con el anillo de succión como con el cono aplanación van a hacer que el ojo se vea sometido a un incremento brusco y transitorio de la PIO, que a su vez va a permitir alinear, estabilizar el globo ocular y realizar un corte seguro y preciso para obtener el flap corneal (4).

Es necesario tener en cuenta que la cirugía LASIK se ha relacionado, como se verá en detalle en el capítulo 4.1.7, con algunas complicaciones potenciales del segmento posterior del ojo, como son las neuropatías ópticas isquémicas, pérdidas de campo visual, oclusiones arteriales, roturas retinianas, desprendimientos de retina y hemorragias premaculares (6-8), habiéndose relacionado éstas posiblemente con los aumentos intraoperatorios de la PIO. Asimismo, la pérdida completa transitoria de la percepción de la luz (*black-out*) durante la cirugía también se ha explicado por un incremento súbito y marcado



**Figura 1.** Imagen de la maniobra de acoplamiento entre el cono de aplanación y el anillo de succión (5).

de la PIO (9). Por ello, son varios los estudios que encontramos en la literatura que han evaluado el comportamiento de la PIO durante la cirugía LASIK, bien con MQT bien con LFS.

### FORMAS DE MEDIR LA PIO DURANTE LA CIRUGÍA REFRACTIVA LASIK

La medida intraoperatoria de la PIO durante la cirugía LASIK se puede obtener de forma directa e indirecta. En lo que se refiere a las distintas opciones para la medida de la PIO de forma indirecta (como el uso del tonómetro de Schiötz, Perkins, Tono-Pen...) hay que tener en cuenta que ésta se encuentra afectada por errores de medida adicionales, ya que son el resultado de estimar la PIO en función de las propiedades biomecánicas del segmento anterior en lugar de medir la presión de fluido en el interior del ojo (10). Además, con estos métodos indirectos no es posible obtener la medida de la PIO mientras se realiza el corte del flap corneal, por lo que no se puede hacer un registro en tiempo real de la PIO durante todo el procedimiento LASIK.

Respecto a las técnicas directas para medir la PIO durante la cirugía LASIK, ésta se obtiene mediante canulación directa del globo ocular. Dado que la manometría invasiva es la forma más real de obtener el registro intraoperatorio de la PIO, ésta se

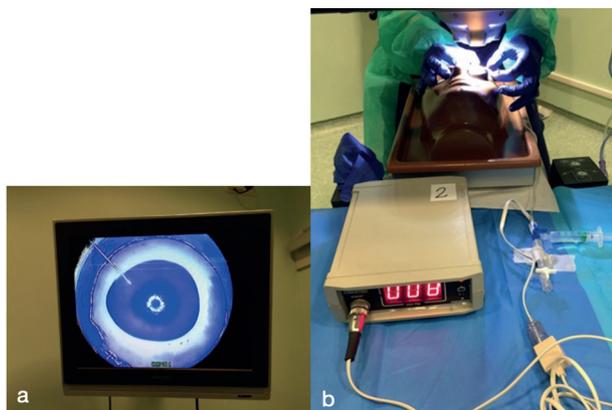
considera el *gold standard* a la hora de evaluar la precisión de otras formas no invasivas de medida de la PIO. Así, se han desarrollado distintos modelos para medir la PIO durante LASIK, tanto modelos *ex vivo* (11-16) como *in vivo* (17), en ojos de animales (12-16) y en ojos donantes humanos (11,18), y realizando la medición de la PIO bien en la cámara anterior (12,15,16), bien en la cámara vítrea (11,13,14,18).

En los primeros trabajos que se realizaron mediante manometría invasiva, se procedía a canulación directa de la cámara vítrea y se registraban por tanto las variaciones de PIO a ese nivel (19-22). Sin embargo, hay que recordar que las maniobras quirúrgicas que se aplican durante la cirugía LASIK afectan principalmente al segmento anterior del ojo, y que además el vítreo tiene una consistencia distinta al humor acuoso. Dado que la velocidad a la que la presión es transmitida a través del sensor de registro depende de la viscosidad del medio, las medidas de PIO en cámara anterior con el humor acuoso (consistencia líquida) parecen ser más precisas que si se miden en cavidad vítrea (de consistencia viscosa), donde se obtienen valores inferiores (23). Por ello, y con el fin de evitar la posible oclusión de una estructura tubular hueca por el gel vítreo, se están desarrollando nuevos sensores con forma de disco para la medida de PIO en la cavidad vítrea (24).

Por tanto, podemos afirmar que la manometría a nivel de la cámara anterior (fig. 2) permite el registro fiel de los valores de PIO durante las distintas fases de la cirugía LASIK, siendo la mejor opción para valorar el incremento tensional que los diferentes modelos de MQT y LFS inducen.

Para registrar la PIO intraoperatoria, recomendamos seguir el método validado y descrito por Hernández-Verdejo y colaboradores (12) en ojos de cerdo enucleados. La PIO se mide en cámara anterior usando una cánula de calibre 27G que se inserta a través del limbo esclerocorneal, de tal manera que el anillo de succión pueda aplicarse sobre la esclera sin tocar la aguja (fig. 2A).

Las medidas de PIO se obtienen con un transductor de presión sanguínea reutilizable. El transductor es un sensor externo de presión vascular que se conecta a la cámara anterior a través de un tubo de silicona al catéter. Este a su vez está lleno de solución salina. Para garantizar un sellado hermético del sistema (el purgado de todo el aire y la calibración), el transductor se prepara de acuerdo con las



**Figura 2.** A) Obsérvese la cánula situada en cámara anterior para la medición de los cambios de PIO durante la realización de la cirugía LASIK (en este caso empleando el LFS FS200®). B) Método de registro de la PIO durante la cirugía Femto-LASIK (12).

instrucciones del fabricante. Antes de comenzar el procedimiento, se verifica que el transductor registre correctamente la PIO.

Durante el procedimiento, la PIO se registra de forma continua con un amplificador de señal que está conectado a su vez al transductor (fig. 2B). El amplificador muestra la PIO existente desde el momento de inserción de la cánula en cámara anterior (PIO basal), durante la aplicación del anillo de succión (fase de succión) y durante todo el proceso de creación del flap (fase de corte). Tras finalizar el procedimiento, el nivel de PIO debe ser de al menos 10

mmHg para descartar cualquier fuga no controlada de líquido del ojo durante el experimento.

## DIFERENCIAS TÉCNICAS ENTRE LOS DISTINTOS LÁSERES DE FEMTOSEGUNDO

Aunque las distintas plataformas de LFS disponibles en el mercado difieren entre sí en cuanto a sus características técnicas, tales como longitud de onda empleada, energía o frecuencia de pulso (tabla 1), el principio básico de funcionamiento es común a todas ellas. Este se basa en la realización del procedimiento en tres pasos bien definidos: primero, la maniobra de succión mediante un anillo con el fin de sujetar el ojo firmemente; segundo, la maniobra de acoplamiento o *docking* entre el cono de aplanación corneal y el anillo de succión; y tercero, el procedimiento de corte corneal propiamente dicho gracias a la fotodisrupción del tejido (25).

Desde que la *Food and Drug Administration* (FDA) aprobó el primer LFS en 2001 (4) se han desarrollado varias plataformas que comparten el mismo principio de ablación pero que presentan diferencias notables en su diseño, principalmente en lo que respecta al diseño de los anillos y a los sistemas de sujeción ocular empleados (tabla 1).

En este sentido, un aspecto diferenciador entre ellos, y que condiciona en gran medida el valor de la

**Tabla 1. Principales características técnicas de las plataformas láser de femtosegundo disponibles actualmente en el mercado para la creación de flaps de LASIK**

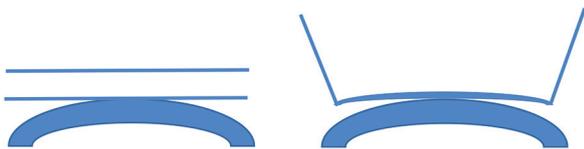
Modelo	Longitud de onda (nm)	Energía Lecho ( $\mu$ J)	Frecuencia Pulso (KH, Hz)	Tamaño del spot ( $\mu$ m)	Lugar de tratamiento	Portabilidad	Anillo de succión	Tipo de succión	Cono
IFS® 150 KHz	1053	Baja (0,8)	Alta (150 KHz)	<3	Córnea	No	Sí	Manual (jeringa)	Plano
WaveLight FS200®	1045	Baja (0,8)	Alta (200 KHz)	5	Córnea	No	Sí	Automático (hardware)	Plano
VisuMax®	1043	Baja (0,1)	Alta (500 KHz)	4,1	Córnea	No	No	Automático (hardware)	Curvo
Femto LDV® Z8	1020-1060	Baja (nJ)	Alta (>5 MHz)	No disponible	Dual	Sí	Sí	Automático (hardware)	Plano o curvo líquido
LenSx®	1030	Baja (0,9)	Baja (50 MHz)	5	Dual	No	No	Automático (hardware)	Curvo
Victus®	1040	Baja (0,78)	Alta (160 KHz)	2	Dual	No	Sí	Automático (hardware)	Curvo

nm=nanómetros;  $\mu$ J=microjulios; KH=Kilohercios; Hz=hercios;  $\mu$ m=micras.

PIO inducida, es el sistema que emplean para realizar la fijación del globo ocular por succión. Así, algunas plataformas LFS realizan la **succión de forma manual**, utilizando una jeringa conectada al anillo de succión con la que se aplica la fuerza; otras realizan la **succión** de forma completamente **automatizada y generada por el propio hardware del láser**, al estar éste conectado directamente al anillo de succión. Y otras plataformas ni siquiera utilizan anillo de succión, siendo **el propio cono de aplanación** el que, conectado al *hardware* del láser, **realiza la succión** mediante un diseño creado específicamente para ello (5,15).

Además del sistema de succión empleado, debemos considerar la forma del propio cono o «interfaz del paciente», que también difiere entre plataformas. Podemos encontrar dos diseños distintos: uno con una conformación **completamente plana** y otro diseño con una **forma curva**, con el fin de adaptarse al contorno corneal (fig. 3) (4).

Una superficie de contacto plana (cono plano) simplifica la creación de un plano de corte paralelo a la superficie corneal, empleando para ello un patrón de corte en espiral o en *raster*. Sin embargo, el hecho de ser plana induce un mayor grado de compresión corneal, requiere mayor succión y por tanto es esperable que induzca una gran elevación de la PIO, responsable del *black-out* (pérdida súbita y transitoria de la visión) que en ocasiones refieren los pacientes durante la cirugía. Por el contrario, una superficie de contacto curvada (cono curvo) representa una mejor aproximación al contorno corneal, requiere menos intensidad de succión y permite mantener la fijación del paciente mientras el anillo de succión está posicionado. Sin embargo, una superficie curva hace que la creación de un flap paralelo a la superficie corneal sea un mayor desafío tecnológico (26) y supone un riesgo añadido a que se pueda producir más fácilmente una pérdida de succión con movimientos oculares involuntarios por parte del paciente (4).



**Figura 3.** Esquema de las diferentes formas de interfaz (o cono de aplanación) del paciente en la tecnología láser de femtosegundo. A la izquierda, cono de aplanación con interfaz plana; a la derecha, cono de aplanación con interfaz curva.

De hecho, el aumento de PIO durante el procedimiento de *docking* y aplanación depende, al menos en parte, del volumen intraocular desplazado (13) y así se ha observado que las superficies de contacto curvas desplazan menos volumen de humor acuoso (125  $\mu$ L) hacia el interior del ojo que los conos planos (250  $\mu$ L) (11).

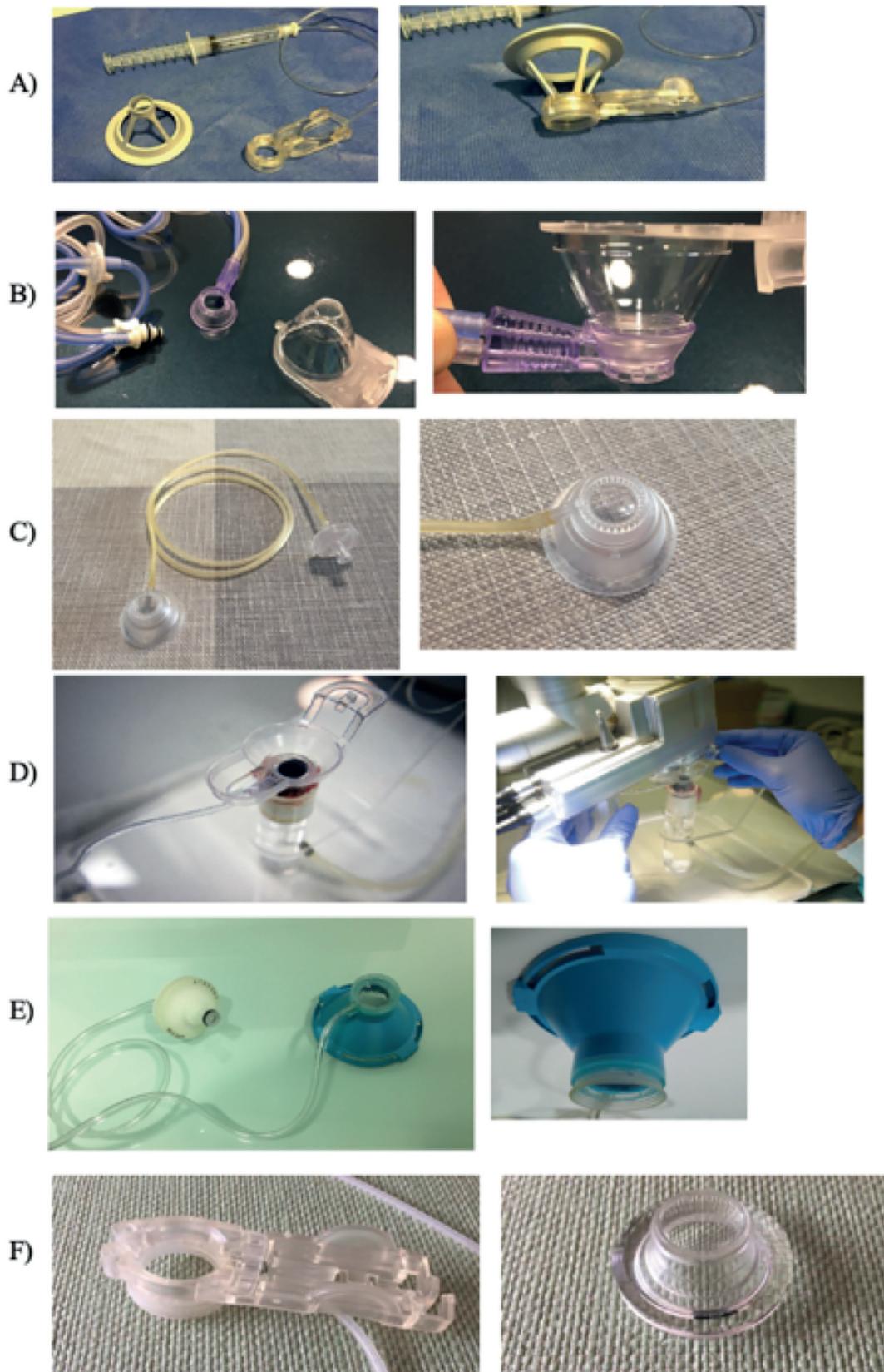
Así, los LFS que utilizan conos planos solo realizan procedimientos corneales, mientras que la mayoría de los LFS que emplean conos curvos son capaces de realizar además procedimientos en el cristalino (FLACS). La realización de los tratamientos con LFS que emplean conos curvos busca no modificar la curvatura corneal con el fin de evitar deformidades corneales que interfieran en el correcto enfoque del tratamiento en el cristalino (5).

A continuación, iremos describiendo brevemente las características técnicas de cada plataforma de LFS que permite crear flaps de LASIK, para poder entender mejor el incremento de PIO que inducen.

El LFS **IntraLase iFS® 150 KHz** (Abbott Medical Optics, Inc.) (27,28) dispone de un **cono de aplanación** (o interfaz) **plano** y un **anillo de succión independiente**, con un diámetro externo de 21 mm y un diámetro interno de 12 mm. Para generar la succión esta plataforma emplea una **jeringa con un émbolo y un muelle**, encontrándose el otro lado de la jeringa conectado al anillo de succión mediante un tubo de silicona (**sistema de succión manual**) (6) (fig. 4A). Cuando el muelle alcanza su posición de reposo, tras haber sido comprimido por el émbolo en el otro extremo del sistema (en el anillo de succión), se genera un vacío que sujeta el ojo firmemente.

El LFS **Wavelight FS200®** (Alcon Laboratories, Inc. Fort Worth, Tx, USA) (4,16,29) dispone también de una **interfaz plana** y emplea un anillo de succión independiente con un diámetro externo de 18 mm y un diámetro interno de 13 mm. Para generar la succión, el FS200® emplea un **sistema de vacío automático** denominado *Advanced Suction Technology* o AST, que genera el vacío de forma automática por el propio *hardware* del láser (16,29) (fig. 4B).

El **VisuMax®** (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany) fue el primer LFS diseñado para la obtención del lenticulo estromal de la cirugía SMILE (acrónimo del inglés, *Small Incision Lenticule Extraction*) aunque también permite la creación del flap de LASIK y la realización de otros procedimientos corneales (4). Para ello el VisuMax® emplea una **interfaz curva** y un anillo de succión independiente conectado al



**Figura 4.** Anillos de succión y conos de aplanación de las plataformas de láser de femtosegundo disponibles actualmente en el mercado para la creación de un flap de LASIK. A) IntraLase iFS® 150 KHz; B) WaveLight FS200®; C) VisuMax®; D) Femto LDV® Z8; E) LenSx®; F) Victus®. IntraLase®, WaveLight FS200® y VisuMax® permiten la realización de procedimientos corneales exclusivamente. Femto LDV® Z8, LenSx® y Victus® son LFS duales.

hardware del aparato (**sistema de vacío automático**) (fig. 4C).

Con respecto a las plataformas LFS duales, también encontramos diferencias en sus características técnicas.

El LFS **FEMTO LDV Z8<sup>®</sup>** es la última generación de los modelos Z de Ziemer Group. A diferencia del modelo anterior, el FEMTO LDV Z6<sup>®</sup>, el modelo Z8 permite la realización no solo de procedimientos corneales sino también la realización de FLACS. Para ello, el Z8 dispone de una **interfaz plana para la realización de los procedimientos corneales**, mientras que **para FLACS emplea una interfaz líquida por inmersión** patentada. Presenta además un anillo de succión independiente que está conectado al hardware del aparato (**sistema de vacío automático**) (fig. 4D).

**Victus<sup>®</sup>** (Bausch & Lomb, Inc. Rochester, USA) se compone de una **interfaz curva** y un anillo de succión independiente (15,26). El anillo de succión presenta un diámetro externo de 21 mm y un diámetro interno de 14 mm, empleando para generar la succión una bomba automática externa con control de vacío dentro del propio hardware del láser (**sistema de vacío automático**) (fig. 4F). El anillo de succión está conectado al LFS mediante un tubo de silicona y una vez generada la succión se procede al *docking* del sistema con el cono de aplanación curvo.

**LenSx<sup>®</sup>** (Alcon Laboratories, Inc. Fort Worth, Tx, USA) dispone de una **interfaz curva** con un diámetro externo de 19 mm e interno de 12 mm, en la que se coloca una lente de contacto hidrogel patentada (**SoftFit<sup>®</sup> patient interface**) y a diferencia de las anteriores plataformas de LFS **no emplea un anillo de succión independiente**, sino que **la succión está conectada directamente a la interfaz** y al hardware del equipo (**sistema de vacío automático**) (15) (fig. 4E).

### INCREMENTO DE LA PIO DURANTE LA CIRUGÍA FEMTO-LASIK: DIFERENCIAS ENTRE LOS DISTINTOS MODELOS DE LÁSER DE FEMTOSEGUNDO

El primer trabajo que estudia los cambios de PIO durante la cirugía Femto-LASIK se publica en el año 2007 (12). En él, nuestro grupo de investigación, empleando ojos de cerdo enucleados y utilizando la metodología anteriormente descrita y validada, compararon los incrementos de PIO que tienen lu-

gar en la cámara anterior con el MQT Moria<sup>®</sup> M2 y el LFS IntraLase<sup>®</sup> de 60 KHz, obteniendo valores de  $122,52 \pm 30,40$  mmHg en la fase de succión y  $160,52 \pm 22,73$  mmHg en la fase de creación del flap con el MQT Moria<sup>®</sup> M2, valores que eran significativamente más elevados que los obtenidos con el LFS IntraLase<sup>®</sup> 60 KHz (la PIO durante la fase de succión fue de  $89,24 \pm 24,26$  mmHg y durante la fase de corte de  $119,33 \pm 15,88$  mmHg).

En el año 2010, Chaurasia y colaboradores (17) compararon el MQT Moria<sup>®</sup> M2 con el LFS VisuMax<sup>®</sup> de cono curvo en la creación de un flap en ojos de conejo y en cámara anterior. El LFS VisuMax<sup>®</sup> subió la PIO hasta 41,40 mmHg en la fase de succión y hasta 62,25 mmHg en la fase de corte. Estos valores son ligeramente inferiores a los obtenidos por nuestro grupo (12) lo que confirmaría que los conos curvos inducen un menor incremento de PIO. En este estudio el MQT Moria<sup>®</sup> M2 llegó hasta una PIO de 141 mmHg en la fase de corte, dato muy parecido a nuestros resultados (12).

En 2011, Vetter y colaboradores (13) compararon cuatro LFS diferentes durante la creación del flap corneal: dos con conos de aplanación planos (IntraLase<sup>®</sup> 60 KHz y Femto LDV<sup>®</sup>) y otros dos con conos de aplanación curvos (Femtec<sup>®</sup> y VisuMax<sup>®</sup>). El LFS FemTec<sup>®</sup> 2010 (Perfect Vision, Heidelberg, Germany) ya no se comercializa. Las medidas las realizaron en cavidad vítrea en ojos de cerdos. Como era de esperar, VisuMax<sup>®</sup> indujo el aumento de PIO más bajo ( $65 \pm 20$  mmHg) pero, sorprendentemente, los autores encontraron que el aumento de PIO fue notablemente mayor con Femtec<sup>®</sup> ( $205 \pm 32$  mmHg) en comparación con Femto LDV<sup>®</sup> ( $184 \pm 28$  mmHg) e IntraLase<sup>®</sup> ( $135 \pm 16$  mmHg).

En 2013, Strohmaier y colaboradores (11) compararon la medida de PIO con cuatro LFS, tres de cono de aplanación planos (IntraLase<sup>®</sup>, Femto LDV<sup>®</sup> y el prototipo Schwind<sup>®</sup> SmarTech) y uno curvo (VisuMax<sup>®</sup>) en ojos de cadáveres humanos. Como se esperaba, el LFS de cono curvo generaba una PIO inferior a los otros LFS. Concretamente, el VisuMax<sup>®</sup> alcanzó una PIO máxima en la fase de corte de 104,9 mmHg mientras que los otros dos LFS comercialmente disponibles (IntraLase<sup>®</sup> y Femto LDV<sup>®</sup>) de cono plano alcanzaron 328,3 mmHg y 228,8 mmHg de PIO media en la fase de corte respectivamente. Todas las medidas fueron realizadas en cavidad vítrea y es bien conocido que las medidas en cavidad vítrea son menos sensibles que las rea-

lizadas en cámara anterior por la viscosidad que tiene el gel vítreo (23). Esto se debe a la facilidad que tiene el fluido en desplazarse por la cánula y llegar hasta el transductor; es lógico pensar pues, que el gel vítreo tenga más dificultades al paso que el humor acuoso, transmitiendo así unos valores diferentes a los reales.

Dado que la mayoría de los estudios publicados sobre PIO en la cirugía Femto-LASIK tenían diferencias notables en cuanto a la metodología empleada, resultaba sumamente difícil comparar los valores de los estudios entre sí, y por ello nuestro grupo de investigación decidió evaluar los incrementos inducidos en la PIO por los nuevos modelos de LFS que han ido desarrollándose en los últimos años (15,16), empleando para ello siempre la misma metodología de investigación, la canulación en cámara anterior (12) (tabla 2).

En el primer estudio quisimos evaluar el comportamiento del iFS® 150 KHz, último modelo de la familia IntraLase®, y dos modelos duales, LenSx® y Victus® (15). Como se puede observar en la tabla 2, **el iFS® 150 KHz fue el LFS que obtuvo el mayor incremento de PIO durante las fases de succión y corte** (15), tal y como era esperable al emplear una interfaz plana (30). Además, estos resultados son muy similares a los descritos previamente por nuestro grupo (12) empleando el modelo anterior de la familia IntraLase, el IntraLase® 60 KHz. Aunque algunas características de esta plataforma LFS han ido mejorando con el tiempo (menor pulso de energía, mayor tasa de repetición de pulso), la base de su funcionamiento (cono plano y succión manual) no han sido modificadas y esto hace que los incrementos de PIO durante la cirugía Femto-LASIK sigan siendo similares a los modelos previos. Sin embargo, las mejoras en dicha tecnología sí han propiciado la

**reducción del tiempo quirúrgico**, lo que se traduce en un menor tiempo de exposición a PIO elevadas. Así, el LFS iFS® 150 KHz tarda  $25,10 \pm 4,26$  segundos en realizar el procedimiento quirúrgico (15) frente a los  $92,85 \pm 13,49$  segundos del IntraLase® de 60 KHz (12). Esta reducción en el tiempo aporta una clara ventaja en términos de seguridad, pues se ha postulado que cuanto mayor es el tiempo quirúrgico, mayor es el riesgo de inducir complicaciones en el segmento posterior del ojo (8).

Con respecto a los LFS duales, teóricamente éstos deberían inducir un incremento muy leve de la PIO al emplear una interfaz curva (30). Sin embargo, en este estudio (15) encontramos un patrón de comportamiento inesperado y claramente diferente entre ambas plataformas duales (LenSx® y Victus®) durante la fase de corte.

Como era teóricamente esperable, el **LenSx®** (cono curvo y succión automática acoplada directamente al cono, esto es, sin anillo de succión independiente, y por tanto sin fase de succión y cortes diferenciadas) **indujo un pequeño incremento de la PIO** de tan solo  $20 \pm 5,29$  mmHg durante el procedimiento. Sin embargo, el LFS Victus® (cono curvo y succión automática conectada a un anillo de succión independiente), si bien indujo un incremento bajo de la PIO en la fase de succión ( $20,28 \pm 6,65$  mmHg), durante la fase de corte inducía un aumento muy notable de ésta, incremento que era significativamente mayor que el inducido por LenSx® ( $96,42 \pm 16,83$  versus  $20 \pm 5,29$  mmHg, respectivamente;  $P=0,0001$ ), y llamativamente muy similar al obtenido con el iFS® 150 KHz ( $108,14 \pm 16,97$  mmHg) de cono plano (15).

Hasta donde sabemos este es el primer estudio que muestra el comportamiento de la PIO cuando se emplea el LFS dual LenSx®, y por tanto no podemos

**Tabla 2. Valores de PIO basal e incrementos de PIO sobre la PIO basal ( $\Delta$  PIO) alcanzados en las distintas fases de la cirugía LASIK con varias plataformas LFS, así como los tiempos quirúrgicos empleados**

	iFS® 150 KHz	FS200®	Victus®	LenSx®	P
PIO basal (mmHg)	$21,14 \pm 3,4$	$20,33 \pm 5,91$	$20,71 \pm 7,9$	$21,14 \pm 5,2$	0,9
$\Delta$ PIO Fase Succión (mmHg)	$78,14 \pm 23,6^*$	$32,33 \pm 11,3$	$20,28 \pm 6,7$	—	<b>0,0001</b>
$\Delta$ PIO Fase Corte (mmHg)	$108,14 \pm 17,0$	$38,22 \pm 11,27$	$96,42 \pm 16,8$	$20,0 \pm 5,3^*$	<b>0,0001</b>
Tiempo quirúrgico Total (segundos)	$25,10 \pm 4,3^*$	$29,55 \pm 4,4$	$33,40 \pm 0,7$	$17,21 \pm 0,7^*$	<b>0,0001</b>

\*  $P < 0,05$  estadísticamente significativo.

comparar nuestros resultados con la literatura, pero sí existe otro trabajo respecto al Victus® (30), cuyos autores midieron los niveles PIO que se obtenían en cámara anterior en ojos de cerdo partiendo de 5 diferentes PIO basales (10, 15, 20, 25 y 30 mmHg). Cuando la PIO basal era de  $20 \pm 0,00$  mmHg [la más semejante a nuestro estudio (15) donde la PIO basal era de  $20,71 \pm 7,89$  mmHg], obtuvieron valores de PIO real en la succión de  $44,63 \pm 5,94$  mmHg (valor muy similar al incremento de  $20,28 \pm 6,65$  mmHg obtenido en nuestro estudio) y  $83,03 \pm 5,44$  mmHg en la fase de corte (frente a los  $96,42 \pm 16,83$  mmHg en nuestro estudio). Esta moderada diferencia en los incrementos de PIO entre ambos estudios pudiera deberse a que este grupo de trabajo empleaba una cánula de 20G (0,9 mm de diámetro), mientras que nuestro grupo utilizó una cánula de 27G (0,4 mm de diámetro), que es 2,25 veces más pequeña, y teóricamente a mayor diámetro de cánula menor sensibilidad a variaciones de PIO.

Lo que claramente se deduce de ambos estudios es que **el LFS Victus® incrementa levemente la PIO durante la fase de succión, pero una vez que el cono curvo se acopla correctamente al anillo y comienza la fase de corte, la PIO se incrementa notablemente comportándose, contrariamente a lo esperado, de forma similar a los LFS que emplean un cono plano.**

Posteriormente, quisimos conocer el comportamiento de otra plataforma de LFS hasta la fecha no evaluada, el Wavelight FS200® (16). Como hemos comentado anteriormente, tanto el Intralase® como el FS200® emplean una interfaz plana pero se diferencian en la forma de realizar la succión, succión manual gracias a una jeringa en el caso del Intralase® versus succión automática creada por el propio hardware del láser en el caso del FS200®. En nuestro estudio (16), **los valores de incremento de PIO obtenidos con el FS200® fueron** de  $32,33 \pm 11,3$  mmHg en la fase de succión y  $38,22 \pm 11,3$  mmHg en la fase de corte, valores **claramente inferiores a los obtenidos por el iFS® 150 KHz** (15). Dado que ambos modelos de LFS emplean un cono plano, esta diferencia en los incrementos de PIO se explicaría por el diferente mecanismo de succión, siendo la succión manual inducida por una jeringa en el caso del Intralase® mayor que la succión automática inducida por el hardware del FS200®. Por tanto, parece plausible afirmar que una variedad de factores, como el tamaño del dispositivo de aplanamiento, el

nivel de vacío ejercido por la bomba de succión y la cantidad de presión ejercida por el cono sobre la córnea, contribuyen al mayor o menor incremento de la PIO inducido por cada plataforma LFS.

Por otro lado, los tiempos quirúrgicos en la creación del flap se han ido reduciendo con el desarrollo de las nuevas plataformas LFS gracias al aumento de la frecuencia de repetición, y por ello, este factor también ha sido objeto de estudio por nuestro grupo, ya que en términos de seguridad, la PIO inducida no debe ser el único factor a tener en cuenta; también se tiene que valorar el tiempo quirúrgico, ya que mantener niveles de PIO elevados durante más tiempo puede tener un potencial efecto negativo sobre el segmento posterior del ojo.

El tiempo total necesario para completar el procedimiento fue significativamente mayor con aquellas plataformas que usan un anillo de succión independiente (iFS® 150 KHz, FS200® y Victus®). En los estudios experimentales, el LFS Victus® emplea  $33,40 \pm 3,1$  segundos, el FS200® emplea  $29,5 \pm 4,4$  segundos y el iFS® 150 KHz de  $25,10 \pm 4,26$  segundos, siendo no estadísticamente significativa la comparación entre ellos (15,16). Por tanto, estos resultados son concordantes y pueden explicarse por la tasa de repetición de pulso que tienen el FS200®, iFS® 150 KHz y Victus® (160 KHz para la realización de flaps). En contraste, LenSx® mostró el tiempo quirúrgico total más corto,  $17,21 \pm 0,68$  segundos ( $P = 0,0001$  en la comparativa entre el resto de LFS) debido a la ausencia del anillo de succión.

Vetter y colaboradores (16) también registraron el tiempo del procedimiento que fue de  $113 \pm 16$ ,  $142 \pm 5$ ,  $95 \pm 25$  y  $67 \pm 3$  segundos para Intralase®, VisuMax®, Femtec® y FemtoLDV®, respectivamente.

Con respecto al Femto LDV® Z8, no hemos encontrado en la literatura ningún estudio que muestre el grado de incremento de PIO que induce durante Femto-LASIK, aunque es probable que al emplear una interfaz plana para los procedimientos corneales, incrementa moderada o notablemente la PIO, tal y como lo hacen el FS200® y el Intralase® respectivamente (15).

## CONCLUSIONES

A tenor de la evidencia científica publicada, es claro que cada plataforma de LFS incrementa la PIO de manera diferente, sin haberse establecido una clara correlación entre los incrementos de PIO

y su posible efecto nocivo sobre las estructuras oculares. Además cabe recordar que la mayoría de LFS disponibles en el mercado sobrepasan el límite del *black-out*, superando la presión sanguínea ocular e interrumpiendo momentáneamente el aporte arterial al ojo a causa del aumento de la presión.

Por lo tanto, parece importante conocer los incrementos de PIO inducidos por todos los dispositivos LFS disponibles utilizados para realizar la cirugía Femto-LASIK, aunque actualmente es difícil comparar los resultados de los trabajos realizados por la diferencia en la metodología empleada (ojos de animal y humanos, distintas formas de manometría con canulación en vítreo y en cámara anterior, realizados la mayoría de ellos *ex vivo*, etc.).

Teóricamente, las plataformas que inducen un menor incremento de la PIO, como el LenSx® y VisuMax®, serían más cómodas para los pacientes (al no llegar generalmente al *black-out*). Sin embargo, una desventaja es que la fijación del globo durante la cirugía podría verse comprometida causando movimientos oculares inadvertidos o incluso una pérdida de succión en pacientes poco colaboradores. Por el contrario, el aumento significativo de la PIO durante un mayor tiempo quirúrgico, como IntraLase® 60 KHz, podría ser un factor de riesgo para complicaciones potenciales del segmento posterior.

Por estas razones, **el incremento óptimo de la PIO inducida por un dispositivo LFS debería ser equilibrado**; es decir, el LFS ideal debería generar un aumento de PIO lo suficientemente alto como para permitir la creación de un flap seguro, predecible y homogéneo, y a su vez que dicho incremento de PIO no llegue a alcanzar unas cifras ni un tiempo lo suficientemente elevados a fin de disminuir el riesgo de complicaciones potenciales a nivel del segmento posterior.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Wen D, McAlinden C, Flitcroft I, et al. Postoperative Efficacy, Predictability, Safety, and Visual Quality of Laser Corneal Refractive Surgery: A Network Meta-analysis. *Am J Ophthalmol* 2017; 178: 65-78.
2. Kahuam-López N, Navas A, Castillo-Salgado C, et al. Laser-assisted in-situ keratomileusis (LASIK) with a mechanical microkeratome compared to LASIK with a femtosecond laser for LASIK in adults with myopia or myopic astigmatism. *Cochrane Database Syst Rev* 2020; 4(4): CD012946.
3. 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.
4. Farjo AA, Sugar A, Schallhorn SC, et al. Femtosecond lasers for LASIK flap creation: a report by the American Academy of Ophthalmology. *Ophthalmology* 2013; 120:e5-e20.
5. Bouza C, Villa C, Teus M. El láser de Femtosegundo en cirugía refractiva. *Gaceta de optometría y óptica oftálmica* 2017; 528.
6. Srinivasan R, Jain S, Jaisankar D, et al. Incidence and risk factors for retinal detachment following laser-assisted in-situ keratomileusis. *Indian J Ophthalmol* 2021; 69: 1856-1860.
7. Arevalo JF. Retinal complications after laser-assisted in situ keratomileusis (LASIK). *Curr Opin Ophthalmol* 2004; 15: 184-191.
8. Mirshahi A, Baatz H. Posterior segment complications of laser in situ keratomileusis (LASIK). *Surv Ophthalmol* 2009; 54: 433-440.
9. Tan CS, Au Eong KG, Lee HM. Visual experiences during different stages of LASIK: Zyoptix XP microkeratome vs IntraLase femtosecond laser. *Am J Ophthalmol* 2007; 143: 90-96.
10. Sales Sanz M, Arranz-Marquez E, Piñero DP, et al. Effect of Laser in Situ Keratomileusis on Schiøtz, Goldmann, and Dynamic Contour Tonometric Measurements. *J Glaucoma* 2016; 25: e419-e423.
11. Strohmaier C, Runge C, Seyeddain O, et al. Profiles of intraocular pressure in human donor eyes during femtosecond laser procedures—a comparative study. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2013; 54: 522-528.
12. Hernandez-Verdejo JL, Teus MA, Roman JM, Bolivar G. Porcine model to compare real-time intraocular pressure during LASIK with a mechanical microkeratome and femtosecond laser. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2007; 48: 68-72.
13. Vetter JM, Holzer MP, Teping C, et al. Intraocular pressure during corneal flap preparation: comparison among four femtosecond lasers in porcine eyes. *J Refract Surg* 2011; 27: 427-433.
14. Vetter JM, Schirra A, Garcia-Bardon D, et al. Comparison of intraocular pressure during corneal flap preparation between a femtosecond laser and a mechanical microkeratome in porcine eyes. *Cornea* 2011; 30: 1150-1154.
15. Bolivar G, Garcia-Gonzalez M, Laucirika G, et al. Intraocular pressure rises during laser in situ keratomileusis: Comparison of 3 femtosecond laser platforms. *J Cataract Refract Surg* 2019; 45: 1172-1176.
16. Laucirika G, Garcia-Gonzalez M, Bolivar G, et al. Measurement of the Intraocular Pressure Elevation During Laser-Assisted In Situ Keratomileusis Flap Creation Using a Femtosecond Laser Platform. *Transl Vis Sci Technol* 2021; 10: 9.
17. Chaurasia SS, Luengo Gimeno F, Tan K, et al. In vivo real-time intraocular pressure variations during LASIK flap creation. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2010; 51: 4641-4645.
18. Vetter JM, Faust M, Gericke A, et al. Intraocular pressure measurements during flap preparation using 2 femtosecond lasers and 1 microkeratome in human donor eyes. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38: 2011-2018.
19. Bissen-Miyajima H, Suzuki S, Ohashi Y, Minami K. Experimental observation of intraocular pressure changes during microkeratome suctioning in laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31: 590-594.
20. Sachs HG, Lohmann CP, Op de Laak JP. Intraocular pressure in sections with 2 microkeratomes in vitro. *Ophthalmology* 1997; 94: 707-709.

21. Bradley JC, McCartney DL, Craenen GA. Continuous intraocular pressure recordings during lamellar microkeratotomy of enucleated human eyes. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33: 869-872.
22. Kasetuwan N, Pangilinan RT, Moreira LL, et al. Real time intraocular pressure and lamellar corneal flap thickness in keratomileusis. *Cornea* 2001; 20: 41-44.
23. Hernandez-Verdejo JL, Teus MA, Bolivar G. Simultaneous measurement of intraocular pressure in the anterior chamber and the vitreous cavity. *Acta Ophthalmologica* 2010; 88: e265-e268.
24. Nagae K, Sawamura H, Aihara M. Investigation of intraocular pressure of the anterior chamber and vitreous cavity of porcine eyes via a novel method. *Sci Rep* 2020; 10: 20552.
25. Bashir ZS, Ali MH, Anwar A, et al. Femto-lasik: The recent innovation in laser assisted refractive surgery. *J Pak Med Assoc* 2017; 67: 609-615.
26. Garcia-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.
27. Gros-Otero J, Ketabi S, Canones-Zafra R, et al. Analysis of corneal stromal roughness after iFS 150 kHz and LenSx femtosecond LASIK flap creation in porcine eyes. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol* 2019; 257: 2665-2670.
28. Parafita-Fernandez A, Garcia-Gonzalez 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.
29. Kymionis GD, Kankariya VP, Plaka AD, Reinstein DZ. Femtosecond laser technology in corneal refractive surgery: a review. *J Refract Surg* 2012; 28: 912-920.
30. Mariacher S, Laubichler P, Mariacher M, et al. Impact of baseline IOP, vacuum, and different docking mechanisms, and their interaction on IOP rise in femtosecond laser-assisted refractive and cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2019; 45: 1818-1825.