

4.7.3. Utilidad del láser de femtosegundo en la queratoplastia penetrante

Rafael I. Barraquer Compte, Juan Álvarez de Toledo Elizalde

INTRODUCCIÓN

A medida que los progresos en la microcirugía, la farmacología y en la obtención y conservación de tejidos han mejorado la supervivencia de los trasplantes de córnea, otros aspectos como la calidad y rapidez de la rehabilitación visual o la seguridad a largo plazo han adquirido progresivamente mayor importancia.

El astigmatismo, la irregularidad de la superficie corneal y la lenta recuperación visual son problemas comunes tras una queratoplastia, sea penetrante (QP) o laminar profunda (DALK). Su origen es complejo y pueden identificarse factores pre, intra y postoperatorios. Una técnica quirúrgica depurada y una sutura cuidadosa pueden sin duda reducirlos en parte. Sin embargo, las peculiaridades de la estructura y fisiología de la córnea hacen que tales problemas sean consustanciales a esta cirugía. Por ejemplo, formar parte de la pared de un globo a presión obliga a poner suturas más o menos apretadas que, junto con el elevado poder refractivo de la córnea, se traduce en un astigmatismo (que puede ser elevado) ante cualquier desigualdad de las tensiones u otros defectos.

Por otra parte, la lenta e incompleta cicatrización de la herida corneal obliga a largos periodos antes de retirar las suturas, con el consiguiente retraso en el control del astigmatismo, y supone un riesgo permanente de ruptura (que puede ser catastrófica) ante una simple contusión.

La introducción de los láseres en cirugía corneal y en particular la del láser de femtosegundo (LFS) ha abierto una serie de nuevas posibilidades para mejorar el abordaje de todos estos inconvenientes.

DESARROLLO HISTÓRICO: LA QUERATOPLASTIA ASISTIDA CON LÁSER DE EXCÍMEROS

Obtener una trepanación sin contacto y por tanto sin la deformación del tejido inherente a los

instrumentos mecánicos –con la promesa de una congruencia perfecta entre el injerto y la ventana receptora– fue el principal objetivo que llevó al desarrollo de láseres para queratoplastia.

Inicialmente se ensayaron, en la década de los '80 del siglo pasado, láseres ablativos en el infrarrojo medio, que causan *fotoevaporación* del tejido, como el de carbónico (CO₂) (1), el de fluorhídrico (HF) (2) o el de erbio (Er:YAG) (3). Aunque se mostraron efectivos, todos ellos presentaban el inconveniente de un daño térmico colateral no desdeñable. Los láseres de excímeros (LEx), que emiten en el ultravioleta lejano [en especial el de fluoruro de argón (Ar-F), a 193 nm], actúan por *fotoblación* sin efectos térmicos significativos. Esto los hizo especialmente atractivos en este campo (4). Sin embargo, dicha longitud de onda no se transmite a través del tejido corneal: no es posible emplearlos para hacer «cortes» intraestromales y resulta complicado hacer un «corte» vertical y fino (en realidad una ablación progresiva capa a capa desde la superficie), como sucede en una trepanación.

Para realizar una QP con LEx, se optó por una ablación amplia del tejido (con un *spot* de unos 2 mm) limitada por un lado en un borde liso (central para el donante y externo para la ventana receptora) por la «sombra» de una máscara metálica, respectivamente en disco o en anillo (5). Estas máscaras podían ser elípticas o bien circulares y presentar espículas para la orientación del injerto y las suturas. Se trata, no obstante, de un proceso lento (>10 minutos) y que conlleva un importante consumo del tejido por fuera de la máscara.

El profesor G. O. Naumann realizó en 1989 en Erlangen-Nuremberg (Alemania) la primera QP «sin contacto», asistida con un LEx (Zeiss-Meditec MEL60). Desde entonces, se han llevado a cabo varios miles de casos con esta tecnología. Diversos estudios han mostrado su capacidad para mejorar la alineación entre donante y receptor, lo que redundaba en un menor astigmatismo, mayor regularidad de la topografía y mejor agudeza visual corregida (AVcc) tras retirar las suturas, entre otras ventajas (6).

El grupo de Erlangen publicó en 1999 un estudio prospectivo con 88 QP (53 queratoconos y 38 distrofias de Fuchs) y un seguimiento medio de unos 2 años. Tras la retirada de las suturas (doble continua) el astigmatismo refractivo medio fue de 2,8 versus 4,2 dioptrías (D) y el topográfico de 3,8 versus 6,7 D, respectivamente en los grupos de LEx y control (7). Una serie más reciente, aunque retrospectiva y no comparativa, con 30 QP (21 queratoconos) y el uso de otra plataforma de LEx (Schwind *Amaris 500E*) encontró una mediana de 5,3 D de astigmatismo topográfico tras una mediana de 45 meses de seguimiento (8).

En conclusión, la QP asistida con LEx presenta diversas ventajas sobre la técnica manual. Es capaz de reducir el astigmatismo postoperatorio (del orden de un 40% en la serie comparativa citada), y mejorar la rehabilitación visual de los pacientes. Pero los valores que se obtienen (unas 3 a 5 D en promedio) están todavía lejos de la esperada «eliminación» del astigmatismo. Esto parece confirmar que la trepanación mecánica no es la única causa de este problema, quizá ni siquiera la más importante.

Aunque la QP con LEx sigue teniendo partidarios –y el hecho de ser realmente sin contacto supondría una clara ventaja en ciertas situaciones (p. ej., un ojo perforado)–, los LFS han acaparado el interés en este campo desde su introducción en 2001, ante todo por su mayor velocidad y flexibilidad.

VENTAJAS E INCONVENIENTES GENERALES DEL LÁSER DE FEMTOSEGUNDO

Si partimos de la premisa de que el LFS en cirugía ocular es ante todo una *herramienta*, para decidir su utilidad en un determinado campo como la queratoplastia debemos responder a preguntas como: ¿Qué hace el LFS que no puedan hacer las demás herramientas disponibles?, ¿qué hace mejor y en qué medida? Y, en definitiva, ¿realmente el LFS cumple lo prometido?, ¿superan estas ventajas a los inconvenientes como su complejidad logística y su alto coste? Por su propia naturaleza, el LFS ofrece ventajas como:

1. Su **acción a distancia**, es decir, la posibilidad de hacer un corte sin aplicar ninguna presión y por tanto sin deformar la córnea (en principio, aunque esto sólo es cierto en la práctica con los sistemas LFS de interfaz líquida).

2. Su **accesibilidad** al interior del tejido corneal (a diferencia del LEx), por tratarse de una fuente en el infrarrojo cercano y mostrar por tanto buena penetración a través de tejidos transparentes.

3. Su carácter **ultrarrápido** (aunque cada pulso ocupa varios cientos de femtosegundos), lo que permite una muy alta repetición (10^4 - 10^8 Hz), varios órdenes de magnitud superior a la de otros láseres.

4. Su **baja fluencia** (0,1-0,8 mJ por pulso; 1-10 J/cm²) –aunque concentrando muy alta potencia en ese tiempo tan corto ($>10^{12}$ W/cm²)–, que da lugar a un efecto de *fotodisrupción* muy localizado en el tejido corneal, con microburbujas de 1 a 12 µm. El daño colateral es muy limitado, lo que minimiza el riesgo de crear deformaciones del tejido (como ocurre con los efectos térmicos de otros láseres), lesionar el endotelio o las estructuras intraoculares.

A estas características se añaden las que aportan los equipos concretos de LFS, con diferentes soluciones tecnológicas, tipos de interfaz y modos de aplicación:

- **Precisión** (en general muy alta) en las dimensiones de los cortes, su profundidad, etc., en función de la eficacia de cada sistema para focalizar la energía del láser. No obstante, esta precisión dependerá también de las características del tejido y la patología presente (opacidades, etc.).

- **Flexibilidad** como herramienta, especialmente en el caso de los equipos que permiten actuar en diferentes direcciones (vertical, laminar, oblicua).

Por otro lado, existen desventajas derivadas de la complejidad de los sistemas de LFS y de su logística, de su alto coste y limitada disponibilidad, del incremento en los tiempos operatorios –en especial si hay que desplazar al paciente entre distintos quirófanos–, o incluso de la dependencia que pueda establecerse de esta tecnología y del impacto en caso de avería.

Cuestión aparte, aunque no irrelevante en la práctica, sería la del valor del prestigio y aureola de poder asociados a la «alta» tecnología que representan los láseres en general y en particular los más novedosos como el LFS.

LA TREPANACIÓN CON EL LÁSER DE FEMTOSEGUNDO: OBJETIVOS

El papel esencial del LFS en QP (así como en la DALK) es el de sustituir al trépano mecánico, tanto para el donante como el receptor. Los objetivos discernibles de este cambio tecnológico incluyen:

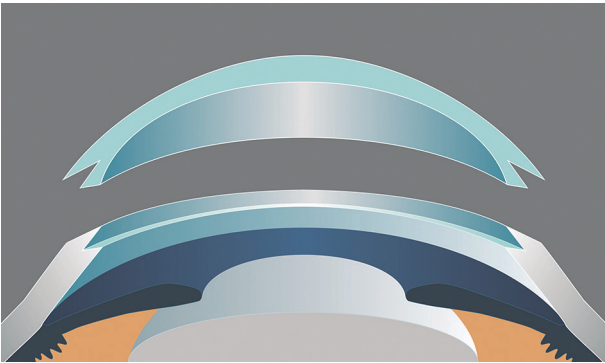


Figura 1. Esquema de una trepanación de QP, con uno de los tipos de perfil complejo («en zigzag») que permite el LFS.

1. Conseguir una trepanación de geometría perfecta, reproducible y totalmente congruente entre donante y receptor, y en consecuencia:

- a) Reducir el astigmatismo e irregularidad corneal postoperatorios.
- b) Obtener una rehabilitación visual mejor y más rápida.

2. Realizar esta acción **en un tiempo razonable**, no muy superior al de la técnica convencional.

3. **Evitar o minimizar el daño colateral de los tejidos corneales o intraoculares** (en especial el endotelio del donante).

4. **Realizar cortes con perfil complejo** (fig. 1), los cuales permiten:

- a) Modificar las características de la unión injerto-receptor, para favorecer la estabilidad mecánica del injerto, la cicatrización e incluso la reinervación del mismo.
- b) Modificar el diámetro en diferentes niveles del tejido corneal, para aumentar o reducir la porción de capas anteriores o posteriores que se trasplantan.

5. **Aportar otras ayudas al cirujano** (p. ej., marcas para alinear las suturas).

VENTAJAS E INCONVENIENTES EN LA PRÁCTICA

El LFS ofrece, respecto de la trepanación con LEx, un tiempo mucho más breve (1-2 minutos), la posibilidad de realizar cortes intraestromales o en varias direcciones, con gran precisión y sin apenas consumo de tejido. Se pueden evitar por completo problemas como el corte troncocónico por la protrusión de la córnea bajo compresión por el trépano o los biseles por aplicación oblicua del mismo. Sin embargo, no

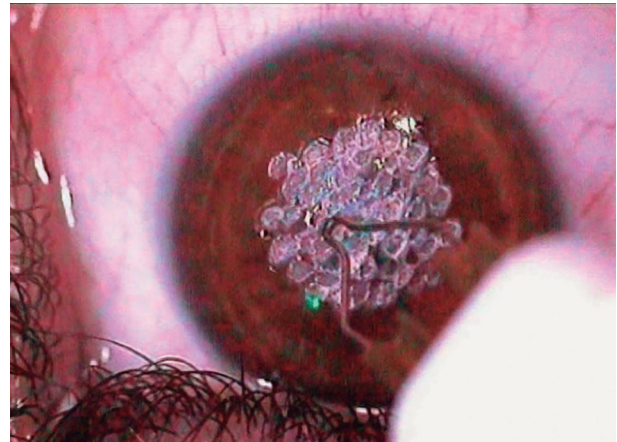


Figura 2. Maniobra de Culbertson para reducir por cauterización la curvatura de un queratocono, previa a la aplanación con la lente del LFS.

se trata de una trepanación «sin contacto»: la mayoría de los equipos de LFS emplean una lente que aplanan la córnea parcial o completamente (ocurre así, precisamente, con el aparato que hasta ahora ha permitido una mayor flexibilidad en los perfiles de trepanación, el AMO *Intralase*).

El grado de deformación que causa la aplanación dependerá de la forma y curvatura de la córnea. En córneas normales, una cierta discrepancia entre los valores de curvatura (K_s) del donante y el receptor daría lugar, al trepanar bajo aplanación, a pequeñas diferencias en el diámetro real del botón donante y la ventana, quizá muy poco relevantes. Pero en una córnea de K_s muy altas y forma irregular como en un queratocono avanzado (en el estadio que suele indicarse una queratoplastia), la aplanación deformará el cono de forma asimétrica y hará que la ventana quede ovalada al recuperar el estado inicial, aunque el láser haya dibujado un círculo perfecto. De cara a paliar este problema, W. Culbertson propuso cauterizar el vértice del cono y reducir así su curvatura antes de someterlo a la aplanación (fig. 2).

Los sistemas que emplean lentes de contacto curvas (Zeiss *Visumax*, Bausch & Lomb *Victus*) reducen esta deformación, y los que usan una interfaz líquida (Johnson & Johnson *Catalys*) la evitan por completo, pero carecen por ahora de la posibilidad de realizar perfiles de trepanación complejos (fig. 3).

La trepanación con LFS puede plantear dificultades específicas. Un buen centrado no está garantizado y la limitada visibilidad bajo el aparato no suele ayudar. Por ello es recomendable marcar previamente el centro corneal y dominar la técnica de aplica-

ción de la interfaz con el paciente. Dependiendo de su diseño, se ha encontrado con algunos modelos mayor dificultad de uso en ojos «hundidos» o con hendidura palpebral estrecha. Los equipos también difieren en la posibilidad de recentrar el corte una vez se ha realizado la fijación de la interfaz al ojo.

Al trepanar la córnea donante (sea globo entero o en cámara anterior artificial), es necesario asegurar la adecuada presión intraocular. Si ésta es demasiado baja o se pierde la fijación de la interfaz durante el corte, éste puede quedar incompleto o/y oval. Por otra parte, una presión intraocular excesiva puede impedir la aplanación necesaria para la acción del LFS.

La trepanación con LFS parece ser **muy poco traumática para el endotelio**, con un daño muy localizado junto a la línea del corte. Sin embargo, esta ventaja sólo se cumple cuando la trepanación se completa con el propio láser, como suele hacerse en el donante. Si se deja un remanente de unas decenas de μm de estroma profundo, como es habitual en el receptor para desplazarlo con seguridad a otro quirófano, tal ventaja se pierde al tener que completar el corte con instrumental mecánico.

PERFILES DE TREPANACIÓN: TIPOS

Entre las ventajas más relevantes de la trepanación con LFS destaca la capacidad de algunos sistemas (como el *Intralase*) para realizar planos de disección o «cortes» en distintas direcciones (vertical, horizontal, oblicua) y de combinarlos para obtener perfiles complejos.

En el caso más simple, una **trepanación circular** en dirección «vertical» (perpendicular a la córnea aplanada) creará un corte cilíndrico análogo al de los trépanos mecánicos, pero con la mayor precisión propia del LFS. Si se varía la inclinación de este tipo de corte, se obtendrá un **perfil cónico** con el diámetro anterior menor que el posterior o viceversa (fig. 4).

Algunos sistemas de LFS permiten trepanaciones no circulares: poligonales o elípticas. Estas últimas tendrían la ventaja de adaptarse mejor a la anatomía de la córnea, para mantener constante la distancia entre el borde del injerto y el limbo en todo su perímetro. John Marshall propuso que un corte elíptico (en referencia al flap para LASIK) tendría menor impacto biomecánico al afectar menos a ciertas fibras



Figura 3. Tipos de interfaz entre la fuente de LFS y la córnea. De arriba a abajo: aplanación completa, aplanación parcial (lente cóncava), interfaz líquida (sin aplanación).

que forman un anillo oval en las láminas del estroma anterior periférico. Sin embargo, en una serie de 42 QP elípticas con LEx, se encontró tendencia a un astigmatismo mayor y más irregular (9).

Aunque en teoría se podrían combinar un gran número de planos para obtener perfiles de complejidad creciente, el espesor limitado de la córnea hace que, en la práctica, casi todos los que se han ensayado consten de dos o tres solamente. Un ejemplo de perfil con dos planos es el «fusiforme»: dos cortes de dirección oblicua que dan un diámetro en el estroma medio mayor que tanto el superficial como el posterior. De forma inversa, se puede obtener un perfil «en diábolo», de menor diámetro en el nivel



Figura 4. Perfiles de trepanación sencillos, con un solo plano de corte. De arriba a abajo: cilíndrico, cónico y cónico inverso.



Figura 5. Perfiles de trepanación con dos planos de corte: fusiforme (arriba) y en diábolo (abajo).

estromal medio que en las dos caras anterior y posterior (fig. 5).

Los perfiles de tres planos en general constan de un corte lateral anterior (*anterior side-cut*), un corte intermedio laminar en anillo (*ring lamellar cut*) y un corte lateral posterior (*posterior side-cut*). La combinación más sencilla, con los cortes laterales verticales (perpendiculares a la superficie corneal aplanada), genera los perfiles «en sombrero de copa» (*top hat*) y «en seta» (*mushroom*), respectivamente según sea el diámetro del corte lateral anterior menor que el del posterior o viceversa (fig. 6, 2 superiores). A mediados del siglo pasado, José I. Barraquer ya mostró la forma de obtener este tipo de perfiles combinando trépanos mecánicos (10). Si los cortes laterales se hacen oblicuos, típicamente a 45°, se pueden obtener los perfiles «en zigzag» y «en árbol de Navidad», respectivamente según la oblicuidad sea hacia el centro de delante a atrás o viceversa (fig. 6, 2 inferiores).

Finalmente, se pueden combinar un corte lateral vertical con otro oblicuo y obtener así perfiles «en yunque» (*anvil*) anterior o en yunque inverso. Si se alternan las direcciones de los cortes oblicuos hacia afuera y hacia adentro, se obtienen perfiles «en choza» o «en barco» (fig. 7). Combinando más de tres planos, se podrían idear muchos otros perfiles de complejidad creciente.

VENTAJAS DE LOS PERFILES DE TREPANACIÓN COMPLEJOS

Las posibles ventajas de emplear un perfil de trepanación complejo incluyen:

1. **Mayor superficie de contacto para la unión injerto-receptor** y, por tanto:

a) Menor necesidad de apretar las suturas y quizá por ello menor inducción de astigmatismo.

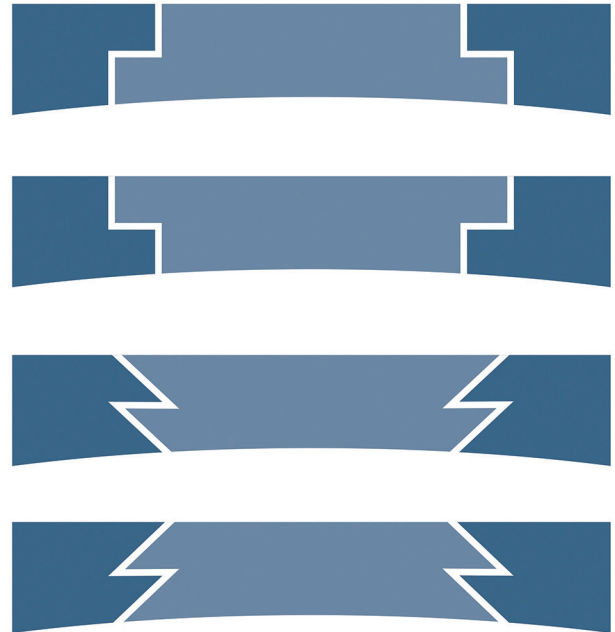


Figura 6. Perfiles de trepanación con tres planos de corte. De arriba a abajo: en sombrero de copa, en seta, en zigzag y en árbol de Navidad.

b) Una cicatrización más rápida y quizá más fuerte.

c) Una retirada más temprana de las suturas y por tanto una rehabilitación visual más rápida.

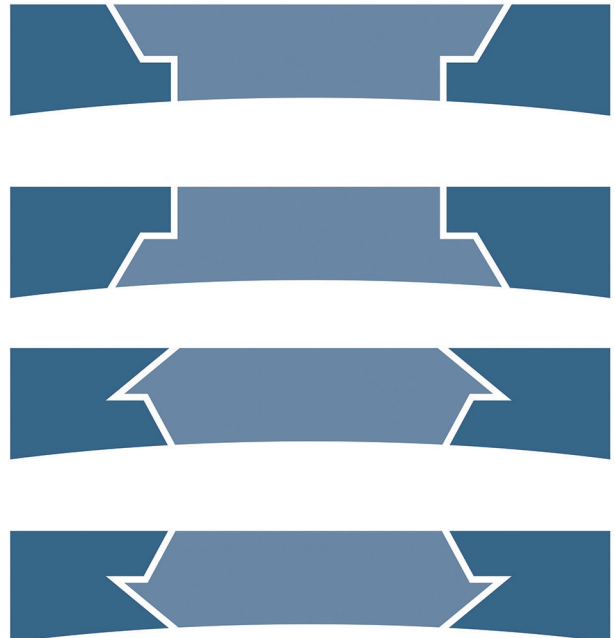


Figura 7. Variantes de los perfiles de tres planos. Al combinar un corte lateral oblicuo con uno vertical se obtiene un perfil en yunque o su inverso (2 superiores). Si se alterna la dirección de los cortes oblicuos se obtienen perfiles en choza o en barco (2 inferiores).

d) Un control más rápido del astigmatismo mediante la retirada selectiva de suturas más precoz.

2. Un **mayor grado de soporte mecánico** (en función de la forma del perfil), **con mayor estabilidad** (inmediata) de la unión injerto-receptor y **mayor resistencia** ante un traumatismo postoperatorio.

3. **Facilitar el proceso de reinervación** y en consecuencia la estabilización de la superficie corneal al mejorar el factor neurotrófico. Este extremo se ha documentado al menos en flaps de LASIK, con el empleo de corte lateral inverso de 140° (11).

RELACIÓN DE LOS PERFILES DE CORTE CON LA CICATRIZACIÓN

Las peculiaridades de la córnea, como el ser avascular o la especial arquitectura de las laminillas de colágeno, hacen que la cicatrización de un corte profundo que la atraviese, como la trepanación de una QP o una DALK, sea en general más lenta y menor que en otros tejidos conectivos. Se trata de un proceso comprendido sólo parcialmente, sobre el que pueden influir múltiples factores como la edad, la patología preexistente, el grado de inflamación postoperatoria, el uso de corticoides, etc. Esto genera gran variabilidad entre diferentes ojos, o incluso en diferentes sectores de un mismo injerto y entre distintos niveles del tejido. Una experiencia común al realizar el intercambio de un injerto (incluso antiguo) es hallar la unión más fuerte en el plano estromal superficial y el profundo («Bowman y Descemet»), mientras que el estroma medio se puede separar fácilmente por tracción con dos pinzas.

La tendencia a una cicatrización más intensa en la trepanación con LFS se ha reseñado en casos de queratocono tratados con DALK con perfil en seta en comparación con la técnica manual, a juzgar por la apariencia biomicroscópica de la cicatriz (fig. 8) (12). Aunque un aspecto más fibrótico no demuestra que la cicatriz sea realmente más resistente, en el caso de los flaps de LASIK se ha comprobado experimentalmente un aumento de la resistencia a la tracción a medida que se aumenta el bisel inverso del corte lateral con el LFS (13).

Es posible que la dirección de los planos de unión influya en el grado de consolidación y resistencia de la cicatriz. La experiencia común con los retratamientos de LASIK indica que la cicatrización tiende a ser muy escasa en el plano estromal lami-

nar, incluso a largo plazo. Cuando se emplea en QP con LFS un perfil con los cortes laterales verticales (en seta o en sombrero de copa), el área total de la superficie de contacto vertical, sumando el cilindro lateral anterior y el posterior, no será mayor que la de una trepanación simple. Si el plano laminar en anillo cicatriza poco, este perfil no aportaría apenas mayor solidez que la de una trepanación clásica. En cambio, si los cortes laterales se hacen oblicuos, se aumenta la superficie de contacto precisamente allí donde la cicatrización puede ser más firme (más que en el plano laminar). Así, serían ventajosos los perfiles en zigzag y similares.

También cabe considerar si los «ángulos» de los perfiles complejos (de hecho, en la realidad tridimensional, círculos donde se juntan dos planos distintos) pueden inducir una cicatrización más intensa, independientemente de la adhesión entre las porciones planas del perfil. Si en la trepanación clásica la unión parece hacerse sobre todo en el perímetro superficial y en el profundo (como comentamos más arriba), en un perfil complejo se duplicarían (hasta un total de 4) el número de «círculos de cicatrización reforzada». Además, el solapamiento en las dimensiones de las incisiones -que se recomienda para asegurar que los planos de corte coincidan correctamente o se crucen y no queden puentes de tejido

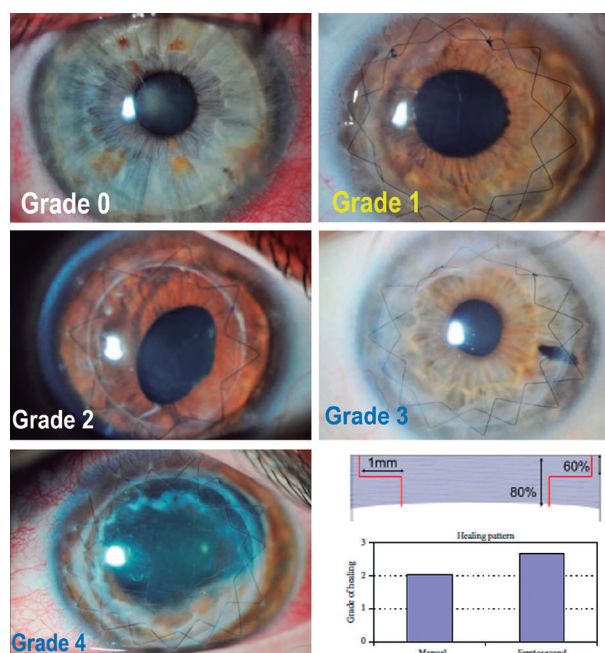


Figura 8. Grados de cicatrización según aspecto biomicroscópico tras DALK con LFS con perfil de seta versus técnica manual. Los casos realizados con LFS tendían a presentar los grados superiores (12).

indeseados- podría acabar generando espacios en las uniones de los distintos planos, donde se estimularía una cicatrización más intensa.

MORFOLOGÍA DE LOS PERFILES Y ESTABILIDAD DEL INJERTO

Ya que la córnea es parte de la pared de un globo a presión, no todos los perfiles opondrán una resistencia similar a la misma. Independientemente del proceso de cicatrización, el grado de soporte mecánico del injerto dependerá de la forma del perfil. Posiblemente contribuya, en cierto grado, el aumento de la superficie de contacto común a todos ellos. Pero existe una diferencia clara entre los que *se cierran hacia adelante*, como el de sombrero de copa o en zigzag, etc. y los que, por el contrario, *se abren hacia adelante* como el de seta o en yunque. Por su propia configuración, los primeros refuerzan estructuralmente al injerto en contra de la acción de la presión intraocular, lo que no ocurre con los segundos (fig. 9).

Este mayor soporte con los perfiles que se cierran hacia afuera existirá desde el momento en que se fija el injerto a la ventana, pero podemos suponer que mejorará también a largo plazo con la cicatrización. Cuando se emplea un perfil que se abre hacia afuera y además hay un plano laminar que quizá cicatrice poco, como el perfil en seta, el

soporte del injerto podría ser no muy superior al de una trepanación clásica. En este sentido, el perfil en yunque tendría la ventaja de combinar una mayor cantidad de tejido corneal anterior trasplantado (como en el de seta) con una cicatrización posiblemente más firme a lo largo del plano de corte lateral anterior oblicuo.

Sea por un mayor soporte mecánico del injerto debido a la morfología de la unión con la ventana o por una cicatrización más fuerte, la trepanación compleja con LFS permitiría aplicar suturas menos apretadas, induciendo quizá menos astigmatismo, y retirarlas más pronto, permitiendo un control más rápido del mismo y una más rápida rehabilitación visual.

POSIBLES DIFICULTADES EN LA TÉCNICA QUIRÚRGICA

Aparte de los inconvenientes generales de esta tecnología comentados al principio (complejidad, coste, tiempos añadidos...), la presencia de un perfil con múltiples planos puede conllevar dificultades en la técnica quirúrgica y por ello tiempos operatorios más prolongados o ser ocasión para incurrir en nuevos errores.

Cuando se ha dejado incompleto el corte profundo en el receptor por motivos de seguridad (traslado del paciente entre quirófanos), la disección final del

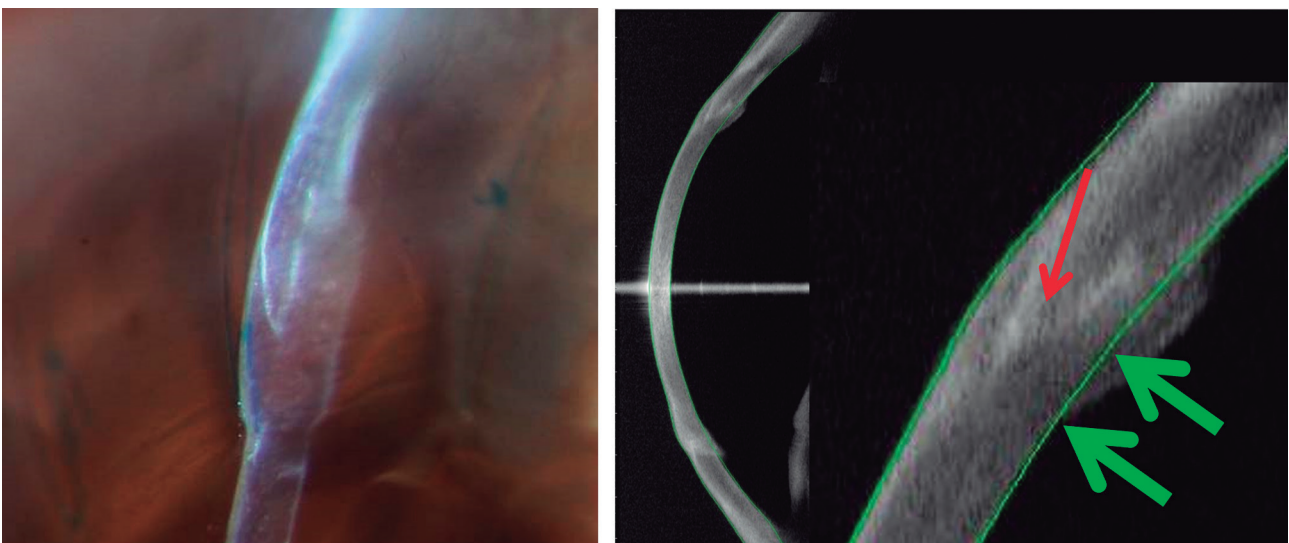


Figura 9. Unión injerto-receptor en una QP asistida con LFS en patrón de zigzag. Puede verse en la lámpara de hendidura (izquierda) y en la tomografía de coherencia óptica (derecha) cómo el «espólón» estromal medio del zigzag avanza hacia el centro de la ventana (flecha roja) y por ello constituye un refuerzo estructural que se opone a la presión intraocular (flechas verdes).

botón con tijeras o bisturí puede presentar mayor dificultad con los perfiles con «escalón anterior hacia adentro» como los de sombrero de copa o en zigzag: la visibilidad del plano posterior queda reducida y las maniobras podrían ser más traumáticas para el endotelio. Siempre que sea posible, será preferible instalar el equipo de LFS en el mismo quirófano donde se realiza el resto de la intervención, lo que permitirá realizar la trepanación completa con el láser también en el receptor.

Un tipo análogo de dificultad puede encontrarse a la hora de la sutura, ya que un perfil complejo tiende a hacer más difícil identificar correctamente los planos por donde aquella debe pasar. En todo caso, una sutura cuidadosa sigue siendo tan necesaria en una QP o DALK asistida con LFS como en las convencionales. Independientemente de la morfología del corte, la sutura sigue siendo un factor clave en el astigmatismo y la estabilidad final de la cicatriz. En este sentido pueden ser útiles las ayudas que ofrecen algunos equipos, como realizar marcas de referencia en el botón donante y el receptor. Esto no disminuye la importancia de la lámpara de hendidura y el queratoscopio quirúrgicos, como utensilios (casi) imprescindibles para colocar y ajustar con precisión las suturas de una queratoplastia.

RESULTADOS DE LA QUERATOPLASTIA PENETRANTE ASISTIDA CON LFS

Los primeros estudios comparativos encontraron ciertas ventajas en la QP con LFS sobre la convencional, en cuanto al astigmatismo topográfico y/o manifiesto, con mejor AVcc y una rehabilitación visual más precoz, fuese con perfiles en zigzag (14,15), en seta (16), o incluso con un perfil sencillo con LFS (17). Una comparación entre zigzag y sombrero de copa no encontró diferencias significativas entre ellos (18). Todos estos eran estudios retrospectivos, con series no muy numerosas (<100 casos) y seguimientos breves (de hasta 1 año y a veces menos de 6 meses). Una serie con seguimiento de 2 años (50 + 50 casos de perfil zigzag versus manual) mostró que la ventaja inicial en el grupo con LFS, con astigmatismo menor en el periodo de 4-6 meses, desaparecía en los siguientes controles. Tampoco encontraron diferencias en la AVcc en ningún momento, aunque la retirada de suturas fue más precoz en el grupo con LFS (19).

En 2021 se publicaron dos revisiones sistemáticas y metaanálisis de la QP asistida con LFS en comparación con la convencional. Liu et al. analizan 7 estudios comparativos, con el astigmatismo postoperatorio como resultado principal. Concluyen que la QP con LFS puede no ser superior a la convencional en la reducción del astigmatismo topográfico, pero podría tener ventajas en cuanto a una mejor AVcc y mejor preservación de la densidad celular endotelial. Ambas técnicas serían comparables en cuanto a equivalente esférico, rechazo o fracaso del injerto y complicaciones (20).

Peng et al. incluyen en su metaanálisis 9 estudios comparativos publicados entre 2007 y 2019, totalizando 1991 ojos. Emplean como resultado principal la AVcc postoperatoria. Concluyen que los resultados visuales de la QP con LFS eran superiores a los 6 meses del postoperatorio, pero a los 12 meses ya no había diferencia estadísticamente significativa. Tampoco encontraron diferencias significativas en la agudeza visual sin corrección a los 6 meses, en el astigmatismo corneal ni en las tasas de rechazo o de fracaso a los 12 meses (21).

CONCLUSIÓN

La suma de las evidencias, como indican los metaanálisis, apunta a que hay pocas diferencias entre los resultados de la QP con LFS y los de la técnica convencional. Las ventajas estadísticamente significativas son sólo transitorias o bien de relevancia práctica limitada. En conclusión, no parece que los frutos de esta tecnología sean por ahora suficientes como para superar sus desventajas de coste y logísticas y hacerla recomendable de forma general en la QP.

No obstante, las capacidades únicas que ofrecen los láseres como herramientas quirúrgicas (tanto el LFS como el LEx) constituyen una realidad incontestable. La posibilidad de que en un futuro lleguen a establecerse como un avance substantivo en QP sigue abierta. Algunas ventajas, como la mayor resistencia de la cicatriz ante un traumatismo, sólo podrán confirmarse con grandes series y muy largos seguimientos. La superioridad del láser podría verse restringida a ciertas indicaciones, o como resultado de cierta innovación adicional, o bien gracias a la combinación de características que actualmente sólo se encuentran disponibles en plataformas diferentes.

El mayor inconveniente de la aplicación del LFS en la QP parece ser la necesidad de aplanación, que niega el ideal del corte sin contacto ni deformación tisular. Su mayor ventaja potencial es la creación de perfiles de corte complejos. Si éstos se llegasen a incorporar en un sistema de interfaz líquida, quizá entonces se lograría demostrar la supremacía del LFS sobre las técnicas convencionales de QP. La tecnología está ahí: sólo hay que implementarla.

BIBLIOGRAFÍA

1. Payeur G, Bergdoll R, Mikou A, et al. Trial of use of CO2 laser for the excision of corneal grafts. *Ophthalmologie* 1987; 1: 243-246.
2. Loertscher H, Mandelbaum S, Parel JM, et al. Noncontact trephination of the cornea using a pulsed hydrogen fluoride laser. *Am J Ophthalmol* 1987; 104: 471-475.
3. Thompson KP, Barraquer E, Parel JM, et al. Potential use of lasers for penetrating keratoplasty. *J Cataract Refract Surg* 1989; 15: 397-403.
4. Serdarevic ON, Hanna K, Gribomont AC, et al. Excimer laser trephination in penetrating keratoplasty. Morphologic features and wound healing. *Ophthalmology* 1988; 95: 493-505.
5. Lang GK, Schroeder E, Koch JW, et al. Excimer laser keratoplasty. Part 1: Basic concepts. *Ophthalmic Surg* 1989; 20: 262-267.
6. Seitz B, Daas L, Milioti G, et al. Excimer laser-assisted penetrating keratoplasty: On 1 July 2019 excimer laser penetrating keratoplasty celebrates its 30th anniversary. Video article. *Ophthalmologie* 2019; 116: 1221-1230.
7. Seitz B, Langenbacher A, Kus MM, et al. Nonmechanical corneal trephination with the excimer laser improves outcome after penetrating keratoplasty. *Ophthalmology* 1999; 106: 1156-1164.
8. Daniel MC, Jiang J, Lang SJ, et al. Long-term outcomes of excimer laser-assisted penetrating keratoplasty using a commercially available laser system - A retrospective case series. *Klin Monbl Augenheilkd* 2022 Apr 14. doi: 10.1055/a-1770-4474.
9. Szentmáry N, Langenbacher A, Kus MM, et al. Elliptical nonmechanical corneal trephination: intraoperative complications and long-term outcome of 42 consecutive excimer laser penetrating keratoplasties. *Cornea* 2007; 26: 414-420.
10. Barraquer JI. Special methods in corneal surgery. *The Cornea World Congress*. Butterworth Inc., Washington 1965. pp. 586.
11. Fiore J, Donnenfeld E, Morschauser D, et al. Evaluation of corneal sensation and signs and symptoms of dry eye in eyes receiving a 30 degree side cut or a 140 degree reverse side cut in patients undergoing bilateral femtosecond flap formation LASIK. Presentado en el congreso AS-CRS 2010.
12. Alió JL, Abdelghany AA, Barraquer R, et al. Femtosecond laser assisted deep anterior lamellar keratoplasty outcomes and healing patterns compared to manual technique. *Biomed Res Int* 2015; 2015: 397891
13. Knorz M, Vossmerbaeumer U. Comparison of flap adhesion strength using the Amadeus microkeratome and the IntraLase iFS femtosecond laser in rabbits. *J Refract Surg* 2008; 24: 875-878.
14. Farid M, Steinert RF, Gaster RN, et al. Comparison of penetrating keratoplasty performed with a femtosecond laser zig-zag incision versus conventional blade trephination. *Ophthalmology* 2009; 116: 1638-1643.
15. Gaster RN, Dumitrascu O, Rabinowitz YS. Penetrating keratoplasty using femtosecond laser-enabled keratoplasty with zig-zag incisions versus a mechanical trephine in patients with keratoconus. *Br J Ophthalmol* 2012; 96: 1195-1199.
16. Levinger E, Trivizki O, Levinger S, et al. Outcome of «mushroom» pattern femtosecond laser-assisted keratoplasty versus conventional penetrating keratoplasty in patients with keratoconus. *Cornea* 2014; 33: 481-485.
17. Kamiya K, Kobashi H, Shimizu K, et al. Clinical outcomes of penetrating keratoplasty performed with the VisuMax femtosecond laser system and comparison with conventional penetrating keratoplasty. *PLoS One* 2014; 9: e105464.
18. Shehadeh Mashor R, Bahar I, Rootman DB, et al. Zig zag versus top hat configuration in IntraLase-enabled penetrating keratoplasty. *Br J Ophthalmol* 2014; 98: 756-759.
19. Chamberlain WD, Rush SW, Mathers WD, et al. Comparison of femtosecond laser-assisted keratoplasty versus conventional penetrating keratoplasty. *Ophthalmology* 2011; 118: 486-491.
20. Liu Y, Li X, Li W, et al. Systematic review and meta-analysis of femtosecond laser-enabled keratoplasty versus conventional penetrating keratoplasty. *Eur J Ophthalmol* 2021; 31: 976-987.
21. Peng WY, Tang ZM, Lian XF, et al. Comparing the efficacy and safety of femtosecond laser-assisted vs conventional penetrating keratoplasty: a meta-analysis of comparative studies. *Int Ophthalmol* 2021; 41: 2913-2923.