

Dacriocistorrinostomía endocanalicular (DCR-E): importancia de la estandarización de materiales en los resultados

José Maeso-Riera^a y M. Teresa Sellarès-Fabrés^b

^aDepartamento de láser. Centro Médico Delfos. Barcelona. España.

^bServicio de Oftalmología. Consorci Sanitari Parc Taulí. Sabadell. Barcelona. España.

Introducción y objetivos: Después de un periodo de 5 años de experiencia con la dacriocistorrinostomía endocanalicular (DCR-E) con láser diodo, la introducción de nuevos materiales ha originado diferencias técnicas significativas que motivan el presente trabajo para su evaluación.

Material y método: Se compara el comportamiento de dos tipos distintos de fibra de guía de láser (sílice-fluoropolímero-tefzel y sílice-sílice-poliamida), usando un mismo generador, sobre tejido orgánico de cadáver animal fresco, y se resume el comportamiento clínico de los nuevos materiales en una serie de casos de cirugía lagrimal.

Resultados: Hemos observado diferencias relevantes en el comportamiento clínico de dos tipos distintos de fibras de guía de láser, y se objetiva que los nuevos materiales propuestos tienen un comportamiento sobre tejido orgánico peor de lo que sus características físicas teóricas hacen suponer. Así, la utilización de diferentes materiales de guía puede implicar diferencias relevantes en los resultados de la cirugía, así como en el momento de evaluar estas técnicas en diferentes series realizadas por distintos cirujanos.

Conclusiones: Debe buscarse una estandarización de los materiales recomendados para estas cirugías, tanto por su utilidad y efectividad clínica como en la comparación de resultados de diferentes series.

Palabras clave: Obstrucción lagrimal. Dacriocistorrinostomía. Endocanalicular. Láser.

Endocanalicular Dacryocystorhinostomy (E-DCR): Relevance of Materials Standardization for Outcomes

Introduction and objectives: After 5 years' experience with endocanalicular dacryocystorhinostomy (E-DCR) using diode laser, the introduction of new materials has led to significant technical differences, thus giving rise to this study to evaluate them.

Material and method: We compare the behaviour of 2 different kinds of laser guide fibre (silica-fluoropolymer-tefzel and silica-silica-polyamide), using the same laser generator, on organic tissues from fresh animal carcasses, and we summarize the clinical behaviour of the new materials in lachrymal surgery cases.

Results: We have seen significant differences in the clinical behaviour of the two kinds of laser guides, namely the proposed new materials have a worse behaviour on organic tissues than their physical characteristics might theoretically have suggested. Thus, the use of different guide materials could lead to relevant differences in terms of surgical results, as well as in the comparison of the outcomes of series performed by different surgeons.

Conclusions: It is necessary to determine standards for the materials recommended for this surgery, not only for easier technical performance and better effectiveness, but also to allow comparison of results from different authors.

Key words: Lachrymal duct obstruction. Dacryocystorhinostomy. Endocanalicular. Laser.

INTRODUCCIÓN

La cirugía lagrimal endocanalicular con láser diodo está demostrando desde hace unos años su efectividad en el tratamiento de la enfermedad obstructiva del sistema la-

grimal. Para quienes la realizamos habitualmente, se trata de una técnica rápida, con escasa morbilidad y buena efectividad a largo plazo¹⁻³.

Sin embargo, recientes experiencias nos han demostrado que debe estandarizarse el material que se utiliza para poder comparar series y experiencias en diferentes centros. No va a ser tan sólo la aplicación de tipos distintos de láser, sino que también los cambios en el material de las fibras de guía del láser pueden darnos resultados quirúrgicos muy diferentes.

Correspondencia: Dr. J. Maeso Riera.
Cisterna, 2. 08221 Terrassa. Barcelona. España.
Correo electrónico: 24024jmr@comb.es

Recibido el 7-4-2008.
Aceptado para su publicación el 29-4-2008.

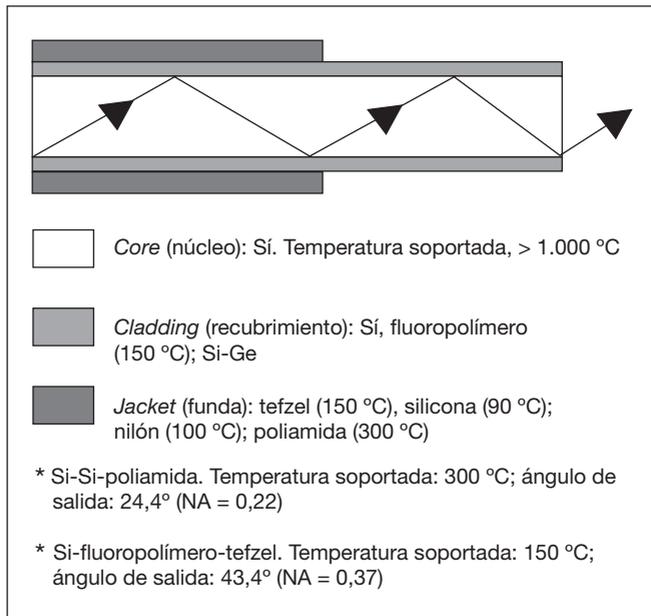


Figura 1. Estructura y composición de las fibras conductoras para el láser de diodo y características teóricas de las fibras que se utilizan actualmente.

Toda fibra de guía láser está compuesta por un núcleo (*core*) y un recubrimiento (*cladding*). La diferencia entre el índice de refracción del núcleo y el del recubrimiento hace que el haz de luz quede confinado en el *core* y se transmita con muy escasa pérdida (fig. 1).

El núcleo siempre es de sílice y soporta temperaturas de más de 1.000 °C. En función del material empleado en el *cladding*, tendremos diferentes aperturas numéricas (divergencia del haz).

Finalmente, una capa externa, la funda (*jacket*), da elasticidad a la fibra y evita que se rompa. Ésta también puede ser de distintos materiales.

Nosotros iniciamos la técnica a finales de 2003, utilizando las fibras de sílice-fluoropolímero-tefzel, que son las que seguimos empleando en la actualidad. Después han aparecido las fibras de sílice-sílice-poliamida, que teóricamente deberían tener un mejor comportamiento. Su ángulo de salida es menor, por lo que concentran mejor el haz de láser y minimizan la lesión alrededor del canal de tratamiento. Soportan temperaturas superiores, por lo que el riesgo de ignición de la fibra es menor y puede tener más de un solo uso, ya que pueden esterilizarse a altas temperaturas. Su coste unitario es algo mayor, pero tienen la ventaja de que se puede reesterilizarlas en varias ocasiones (cinco, dado que llevan contador de usos), por lo que el coste por caso es algo menor.

Sin embargo, la práctica quirúrgica no se corresponde con los datos teóricos, y estas fibras tienen unas dificultades técnicas que analizaremos y pueden, por varios motivos, complicar la realización de la dacriocistorrinostomía (DCR).

En los primeros casos intervenidos con las nuevas fibras, observamos un comportamiento inesperado, con pérdidas de la luz de guía, aparición de imágenes fantasma en zonas

de la pared de la fosa nasal donde no se encontraba realmente la guía, el incremento de luz al realizar el disparo era muy débil, con lo que no nos ayudaba a localizarla, etc. Por otra parte, observamos que necesitábamos más energía, más tiempo y más impactos para poder finalizar nuestra cirugía, lo que conlleva mayor lesión térmica y una mayor reacción inflamatoria local.

Las características de manejo de ambas fibras en cuanto a maleabilidad, rigidez y direccionabilidad son muy similares. Sin embargo, el incremento de la necesidad de energía total en las fibras de sílice-sílice podría hacer temer un mayor riesgo de daño iatrogénico canalicular.

Por todo ello, hemos querido estudiar el comportamiento de estos materiales y evaluar de forma práctica los resultados de cada uno, para poder determinar su aplicación quirúrgica práctica.

MATERIAL Y MÉTODO

Se ha utilizado como generador un láser diodo de 980 nm, Multidiode S15 OFT (INTERmedic, España).

Hemos estudiado el comportamiento de dos fibras distintas: sílice-fluoropolímero-tefzel de 600 µm y sílice-sílice-poliamida de 600 µm (INTERmedic). No hemos creído necesario evaluar otros materiales, ya que la primera es la utilizada hasta la actualidad y la segunda, la que se ha empezado a recomendar para la cirugía lagrimal.

Para la realización del estudio experimental se decidió emplear tejido fresco de cadáver animal, ya que sus características son similares a las del tejido vivo cuando se calienta a temperaturas próximas a los 37 °C.

Se eligieron tres tipos de hueso: hueso cortical grueso para evaluar la capacidad de penetración y el comportamiento térmico de las fibras; hueso esponjoso de 4 mm de grosor para evaluar el comportamiento de las dos fibras en la maniobra de osteotomía, y cabeza de cordero para practicar las DCR.

Sobre hueso cortical, se midió la capacidad de penetración del láser (micrómetro AMI, Australia, con resolución de 0,01 mm) y el comportamiento térmico de las fibras (cámara termográfica FLYR modelo INFRACAM, Suecia) empleando distintos parámetros de tiempo, pulso y energía de láser: modo continuo, 10 s/3 s —disparo/pausa—, 10 W potencia; pulsos de 600 ms/600 ms, 15 W; y pulsos de 500 ms/500 ms, 15 W.

Sobre hueso esponjoso, se trabajó con parámetros fijos de pulso y energía para evaluar la cantidad de energía total que se precisaba con cada fibra para conseguir la osteotomía. Trabajando en pulsos de 500 ms/500 ms a 10 W de potencia, se realizaron en total 10 osteotomías con cada tipo de fibra.

Sobre sistema lagrimal fresco, se estudiaron las variables de tiempo y energía total, y se observaron las características del ostium realizado con cada tipo de fibra, trabajando en pulsos de 500 ms/500 ms, a 10 W de potencia.

Finalmente recogimos estas mismas variables en 10 casos clínicos de cirugía realizados con fibras de sílice-sílice-poliamida, y las comparamos con las ya conocidas de nuestras series habituales.

RESULTADOS

En el control inicial de ambas guías, lo primero que se observó fue que el ángulo de salida real del láser no se corresponde exactamente con el valor teórico (fig. 2). Así, los ángulos reales de trabajo de ambas fibras son más parecidos de lo que la teoría nos indica, aunque sí es cierto que el ángulo de salida de la fibra de sílice-fluoropolímero es mayor.

Prueba sobre hueso cortical sólido (sección de fémur de vacuno). Penetración y comportamiento térmico de las fibras (fig. 3)

Se realizó una primera serie de tres disparos a 10 W de potencia, 10 s de pulso continuo, con descanso de 3 s.

La fibra de sílice-fluoropolímero-tefzel alcanzó temperaturas de más de 300 °C, superando el fondo de escala de la cámara termográfica. Durante el tercer disparo, el calor ascendente por la fibra causó la ignición de la funda de tefzel y la inutilizó al romperse el núcleo. Esto se produjo a los 27 s de disparo.

La fibra de sílice-sílice-poliamida también alcanzó una temperatura superior a 300 °C. La envoltura se carbonizó progresivamente, pero no entró en ignición y mantuvo su integridad durante toda la serie.

Una segunda serie de disparos se realizó en pulsos de 650 ms/650 ms (pulso/pausa) a 15 W de potencia, hasta alcanzar un total de 1.000 J de energía emitida. Se observaron unas temperaturas locales inferiores con ambas fibras, sin superar los 80 °C y sin problemas en sus componentes.

La tercera serie de disparos se realizó en pulsos de 500 ms/500 ms (pulso/pausa) a 15 W de potencia, hasta alcanzar un total de 1.000 J de energía emitida. Igualmente, las temperaturas locales fueron inferiores, sin superar en ningún momento los 80 °C. Observamos que con esta relación pulso/pausa se obtenía una mayor penetración, sin diferencia entre ambas fibras.

En ninguna de las series se observó diferencia entre ambas fibras en cuanto a la profundidad alcanzada en hueso cortical, si bien la relación pulso/pausa de 500 ms/500 ms parece la más favorable en cuanto a la relación entre grado de penetración y efecto térmico.

Osteotomía sobre hueso esponjoso de 4 mm de grosor (esternón de ave)

Se trabajó en modo pulsado, con parámetros de pulso/pausa de 500 ms/500 ms a 10 W de potencia.

Se realizaron dos series de 10 osteotomías con cada tipo de fibra, procurando mantenernos en grosores óseos iguales para cada una de ellas.

Con las fibras de sílice-fluoropolímero, se consiguieron osteotomías con un promedio de 200 J de energía total, con 35 pulsos y un tiempo de exposición total de láser de 19 s.

Con las fibras de sílice-sílice se precisó un promedio de 252 J de energía total, con 42 pulsos y 25 s.

Dacriocistorrinostomía en sistema lagrimal de cadáver animal fresco (cabeza de cordero)

Se localizó la vía lagrimal mediante la fibra de guía del láser, estableciendo un trayecto perpendicular a la pared na-

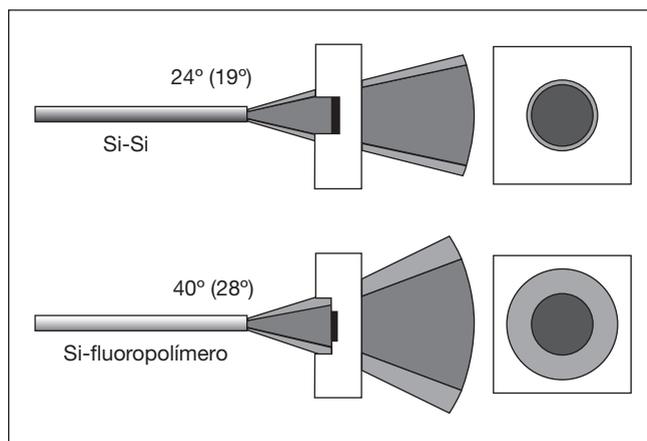


Figura 2. Diferencias observadas entre el ángulo teórico de salida de haz y el ángulo real, entre paréntesis. Al lado se esquematiza la observación por transiluminación de la relación entre la escara ósea y la luz del spot de guía de cada tipo de fibra.

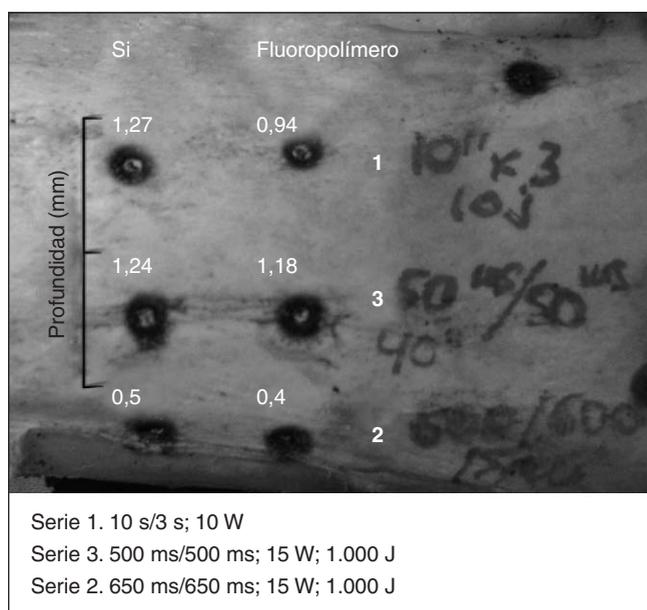


Figura 3. Test sobre hueso cortical. Se observó que la capacidad de penetración en el hueso sólido fue mayor trabajando con pulsos de 500 ms/500 ms (serie 3). La imagen de escara y cauterización (halo pálido) es similar con ambos tipos de fibra, si bien es mayor cuanto más prolongado es el pulso.

sal para progresar hacia la fosa. Se procedió a realizar una DCR siguiendo una técnica habitual, trabajando con pulsos de 500 ms con 500 ms de pausa a 10 W de potencia, controlando la imagen de progresión mediante endoscopio de 0°.

Con las fibras de sílice-fluoropolímero se consiguió una osteotomía amplia con un promedio de 500 J. Las fibras de sílice-sílice nos permitieron finalizar la osteotomía con un promedio de 648 J.

La imagen de progresión varió entre una y otra fibra (fig. 4A y B).

Con la fibra de sílice-fluoropolímero se pudo controlar la luz de guía de forma constante, y no se objetivó aparición

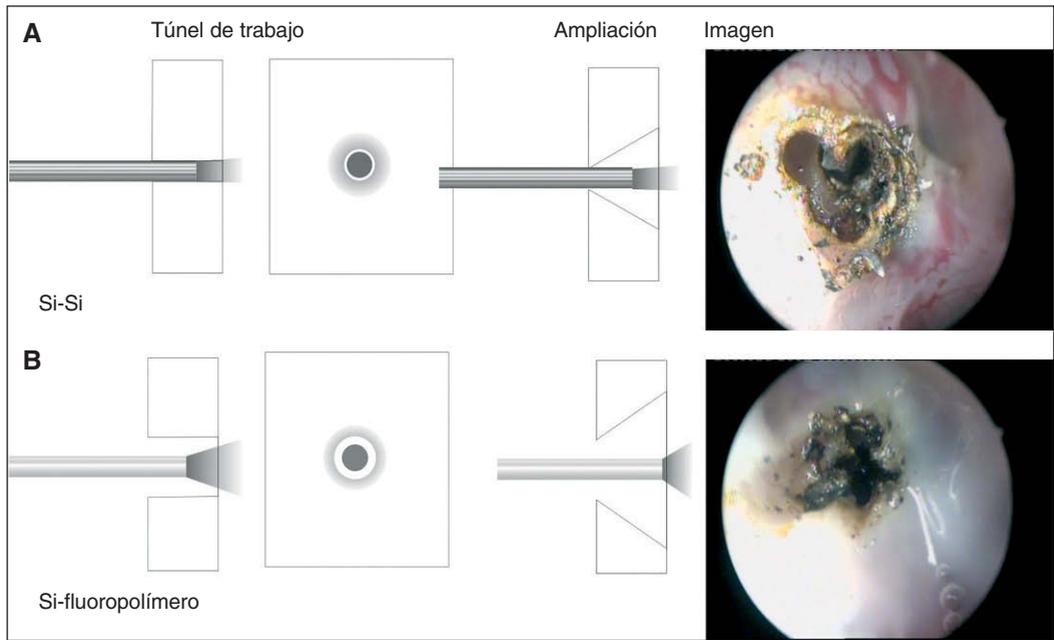


Figura 4. Esquema del comportamiento de trabajo de ambas fibras. A: sílice-sílice; creamos un canal muy estrecho, con un efecto térmico muy focalizado; la capacidad de maniobra es menor y la lesión térmica es más acusada. B: sílice-fluoropolímero; el canal creado es más amplio, permite una mejor maniobrabilidad y la lesión térmica es menor. Si: sílice.

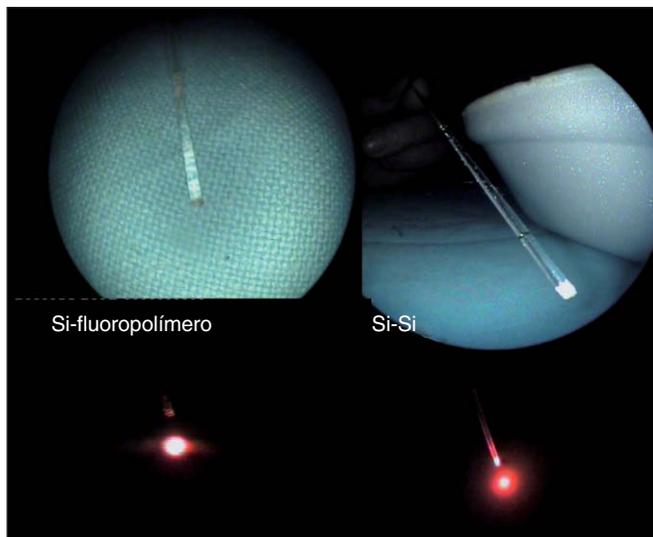


Figura 5. Aspecto de la punta de ambas fibras y el *spot* final después del mismo trabajo.

de escara de carbonización por delante de la progresión de la fibra. Asimismo, la progresión se realizó a través de un túnel que, siendo de un diámetro superior al de la fibra de guía, permitió una buena movilidad y facilitó la ampliación de la osteotomía por confluencia de los distintos trajectos.

Con la fibra de sílice-sílice se confirmaron las observaciones clínicas de los casos de cirugía. La progresión de la fibra generó una escara de carbonización por delante de la punta de la fibra óptica, que originó la desaparición de la luz de guía y la aparición de reflejos de luz fuera del eje de progresión. El diámetro del túnel óseo por el que progresamos se ajustaba mucho al diámetro de la fibra, que quedó atrapada en él varias veces. Por ello, para conseguir una

correcta osteotomía, debimos practicar diversas perforaciones que iban quedando paralelas (imagen en regadera), por lo que era más complejo hacerlas confluir en una de un tamaño suficiente.

Pudimos realizar una observación añadida, al comprobar que la punta de las fibras después de trabajar con ellas se comportaba de forma diferente. La fibra de sílice-fluoropolímero conservó mejor la punta íntegra, plana, sin fundirse, con una mejor definición del *spot*. En la fibra de sílice-sílice la punta se fundió en mayor grado, se redondeó y dispersó más el *spot* de guía a medida que se fue utilizando (fig. 5).

Experiencia clínica. Cirugía con láser diodo con guía de sílice-sílice, modo continuo a 10 W de potencia

En la tabla I hemos resumido los parámetros que hemos obtenido en los 10 casos clínicos realizados con fibras de sílice-sílice. Tanto el total de energía necesario para realizar la cirugía como el número de impactos o la exposición total de láser fueron superiores que los de las series de tratamiento habituales realizadas con las fibras de sílice-fluoropolímero, tanto nuestras como de otros autores¹⁻⁴.

De los 10 ojos intervenidos, 1 no pudo finalizarse por haberse perdido el *spot* de guía y no poderse orientar correctamente la progresión.

Por otra parte, el número de impactos y el promedio de energía total necesaria fueron más altos que los que habíamos precisado habitualmente con las guías de sílice-fluoropolímero.

No se han objetivado lesiones canaliculares a largo plazo.

DISCUSIÓN

Teniendo como antecedentes los trabajos ya conocidos con los resultados a medio y largo plazo del láser diodo en

la cirugía lagrimal endocanalicular, podemos decir que esta técnica nos ha aportado grandes ventajas, con unos resultados perfectamente aceptables, desde que iniciamos su práctica en el año 2003, resultados que compartimos con otros autores tanto para cirugía inicial como para revisiones de fracasos de técnicas previas²⁻⁵.

Ahora bien, la experiencia de distintos facultativos que se iniciaban en la técnica no parecía tan satisfactoria. Más allá de la necesaria curva de aprendizaje inicial, los resultados no parecían mejorar y las dificultades técnicas que nos referían nos parecían excesivas. Por nuestra parte, en los cursos de formación estábamos ofreciendo unas recomendaciones de trabajo válidas para un tipo de material pero no para otro, como después hemos comprobado⁶.

No hemos podido encontrar referencias en la literatura sobre estudios similares con los que poder comparar nuestros resultados. Asimismo, diferentes trabajos publicados se refieren a láseres de características diferentes de las del diodo, desde los trabajos de Christenburry en 1992 con láser de argón, al KTP⁷⁻⁹, CO₂¹⁰ o YAG¹¹⁻¹⁶. Creemos que no pueden ser comparables, ya que las características técnicas de los diferentes láseres y su interacción con los tejidos son diferentes.

Con nuestras pruebas hemos podido objetivar los hallazgos que la práctica nos había mostrado, con observaciones que nos pueden orientar sobre sus causas.

La teoría es correcta. Cuanto más concentremos el haz del láser, mayor debería ser su efectividad. Esto se consigue con las fibras de sílice-sílice (si bien una primera evaluación de la fibra que utilizamos mostró que la concentración real del haz, de 19°, era menor que la teórica, que se supone debería ser de 20°). Ahora bien, en la práctica esta concentración dificulta el control visual de la punta de la fibra. Probablemente, la focalización de energía induce una mayor fusión del tejido óseo y crea una escara frente a la luz que debería guiarnos, con lo que ésta queda oscurecida.

Asimismo, la concentración del haz permite crear túneles muy ajustados al diámetro de la fibra, pero esto supone, entre otros, dos problemas. El primero es que la fibra queda atrapada con frecuencia en el túnel que labramos, y esto obliga en ocasiones a maniobras de tracción relativamente energéticas para movilizarla que, durante la cirugía, hacen que retiremos excesivamente la fibra, por lo que hay que repetir las maniobras para volver a localizarla. El segundo es la realización de túneles muy estrechos, que confluyen con dificultad, por lo que hay que ampliar a través de una entrada muy ajustada o realizar diferentes trayectos paralelos (con una imagen que recordaría un cabezal de ducha o una regadera), que después tenemos que hacer confluir.

Las fibras de sílice-fluoropolímero tienen un ángulo de salida teórico mucho mayor y difunden más la energía (del mismo modo, en la evaluación previa observamos que el ángulo de salida real era de 28°, mucho menor que los 40° teóricos). Sin embargo, esta mayor difusión de energía permite igualmente una progresión correcta a través de la pared ósea. Al generar un orificio de mayor diámetro que la fibra, su movilidad es mayor, sin necesidad de realizar maniobras forzadas. Esto permite un mayor control manual con la necesaria delicadeza, al no tener que despegar la fi-

Tabla I. Parámetros de energía total, número de impactos y tiempo total de exposición de láser en los casos clínicos

Caso	Energía total (J)	Impactos	Tiempo total láser (s)
1	373	80	37
2	723	156	73
3	528	107	61
4	623	142	59
5	714	155	71
6	667	148	66
7	640	147	64
8	389	82	42
9	475	95	50
10	596	134	59
Media	558,97	120,9	56,99

bra del hueso en ningún momento. Parece también que la menor concentración de energía no carboniza tanto el hueso y no se crea una escara por delante de la luz de guía, que así queda visible en todo momento.

Al permitir crear un orificio de mayor diámetro, también es más fácil su posterior ampliación sin tener que crear distintos trayectos.

Estas características permiten realizar nuestra técnica empleando una menor energía total en la zona operatoria. Esto conlleva una menor lesión térmica y, consecuentemente, menos fenómenos de cicatrización que puedan afectar al éxito de la cirugía.

Si hemos observado que trabajar en modo pulsado con una relación de 500 ms de pulso y 500 ms de pausa resulta más favorable que trabajar en modo continuo, como veníamos haciendo hasta ahora^{1,2}, hecho que ya había sido referido por otros autores^{3,4}. Por una parte, la penetración en el hueso es más efectiva y, por otra, la generación local de calor es mucho menor, lo que minimiza la lesión térmica.

Esta forma de trabajo también reduce al mínimo el riesgo de ignición de la funda de tefzel de la fibra, si bien en nuestra prueba no se consiguió hasta los 27 s de disparo en modo continuo, lapso totalmente exagerado en una cirugía.

También es relevante considerar estas diferencias cuando comparamos estudios publicados sobre técnicas en las que se evalúan resultados en la utilización de láser. No solamente no son comparables distintos láseres (KTP, YAG, diodo) por sus diferentes características, sino que, como vemos, también es necesario estandarizar los materiales que se utilizan en un mismo tipo de láser para poder comparar diferentes estudios.

CONCLUSIONES

En nuestras manos, las fibras de sílice-fluoropolímero-tefzel han resultado más efectivas para la realización de la DCR transcanalicular que las de sílice-sílice-poliamida.

Nuestras pruebas indican que su comportamiento sobre tejido orgánico es mejor en grado de penetración, visibilidad y capacidad para maniobrar con ellas en el seno del tejido óseo y menor necesidad de energía total para finalizar las distintas maniobras.

El riesgo de ignición de la fibra es despreciable en su utilización clínica correcta.

Tienen el inconveniente de que no se pueden reesterilizar por los materiales que la constituyen.

Agradecimientos

A Xavier Arcusa, ingeniero de INTERmedic, por facilitarnos los materiales de guía utilizados y los instrumentos de medida de precisión, así como por su colaboración en el estudio sobre cadáver de animal.

BIBLIOGRAFÍA

1. Sellares MT, Maeso J. Dacriocistorrinostomía transcanalicular con láser diodo: Indicaciones y resultados. *Annals d'Oftalmologia*. 2006;14:152-8.
2. Maeso Riera J, Sellares Fabres MT. Dacriocistorrinostomía transcanalicular con láser diodo: variaciones técnicas y resultados. *Acta Otorrinolaringol Esp*. 2007;58:10-5.
3. Alañón Fernández FJ, Alañón Fernández MA, Martínez Fernández A, Cárdenas Lara M. Dacriocistorrinostomía transcanalicular con láser diodo. Resultados preliminares. *Acta Otorrinolaringol Esp*. 2004;55:171-6.
4. Alañón Fernández FJ, Alañón Fernández MA, Martínez Fernández A, Cárdenas Lara M. Dacriocistorrinostomía transcanalicular con láser diodo. *Arch Soc Esp Oftalmol*. 2004;79:325-30.
5. Plaza G, Beteré F. Efectividad de la dacriocistorrinostomía transcanalicular en el tratamiento del lagrimeo del anciano. *Mapfre Medicina*. 2005;16:66-72.
6. Maeso Riera J, Sellarès Fabrès MT. Manual de tratamiento de la patología obstructiva lagrimal. Badalona: Área Científica Menarini-Gráficas del Marisme; 2006.
7. Muellner K, Bodner E, Mannor GE, et al. Endolacrimal laser assisted lacrimal surgery. *Br J Ophthalmol*. 2000;84:16-8.
8. Hofmann T, Lackner A, Muellner K, et al. Endolacrimal KTP laser-assisted dacryocystorhinostomy. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 2003;129:329-32.
9. Rassinotis T, Voros GM, Kostakis VT, et al. Clinical outcome of endonasal KTP laser assisted dacryocystorhinostomy. *BMC Ophthalmology*. 2005;5:2.
10. Naraghi M, Tabatabaee Mohammadi SZ, Zolfkhani Z, Kashfi A. Endonasal endoscopic laser-assisted dacryocystorhinostomy. *Acta Medica Iranica*. 2002;40:140-5.
11. Sadiq SA, Ohrlich S, Jones NS, Downes RN. Endonasal laser dacryocystorhinostomy – Medium term results. *Br J Ophthalmol*. 1997;81:1089-92.
12. Woo KI, Moon SH, Kim YD. Transcanalicular laser assisted revision of failed dacryocystorhinostomy. *Ophthalmic Surg Lasers*. 1998;29:451-5.
13. Kuchar A, Novak P, Pieh S, et al. Endoscopic laser recanalisation of presaccal canalicular obstruction. *Br J Ophthalmol*. 1999;83:443-7.
14. Bakri K, Jones NS, Downes R, Sadiq SA. Intraoperative fluorouracil in endonasal laser dacryocystorhinostomy. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 2003;129:233-5.
15. Morgan S, Austin M, Whittet H. The treatment of acute dacryocystitis using laser assisted endonasal dacryocystorhinostomy. *Br J Ophthalmol*. 2004;88:139-41.
16. Hong JE, Hatton MP, Leib ML, Fay AM. Endocanalicular laser dacryocystorhinostomy. *Ophthalmology*. 2005;112:1629-33.