

Láser y otras fuentes de luz en el tratamiento de manchas en vino de Oporto

E. Tévar, M. Calvo, M. Moratinos y P. Boixeda

Hospital Ramón y Cajal. Madrid. España.

Resumen.—El tratamiento con láser de lesiones vasculares cutáneas está avanzando rápidamente en los últimos años. La mancha en vino de Oporto (*Port wine stain* [PWS]) es una de las primeras lesiones tratadas con láser con éxito. El láser de colorante pulsado (PDL) se ha desarrollado basándose en el concepto de la fototermólisis selectiva y ha supuesto una revolución en el tratamiento de PWS. Sin embargo, la respuesta obtenida es variable, alcanzándose un aclaramiento sustancial del color de la lesión tras varias sesiones. Diversos estudios demuestran que la modificación de parámetros del PDL como el aumento en la amplitud de pulso, mayor longitud de onda, o fluencias más altas asociadas a un sistema de enfriamiento, consiguen un aumento en la selectividad y mejoran la respuesta. Por otra parte, lesiones profundas, gruesas o sobreelevadas responden pobremente a los tratamientos convencionales. El objetivo de nuestro estudio es la revisión de los distintos tipos de láser así como otras fuentes de luz que se están desarrollando para el tratamiento de éstas y otras lesiones vasculares.

Palabras clave: mancha en vino de Oporto, láser, lesión vascular.

El tratamiento con láser es uno de los campos en los que más rápidamente está avanzando la Medicina en los últimos años. En el ámbito dermatológico constituye una importante arma terapéutica en gran número de trastornos cutáneos. Un ejemplo claro son las lesiones vasculares, en las que gracias al desarrollo de diversos tipos de láser y otras fuentes de luz pueden mejorarse, e incluso llegar a eliminarse, algunas lesiones previamente intratables.

FOTOTERMÓLISIS SELECTIVA

La teoría de la fototermólisis selectiva desarrollada por Anderson y Parrish en 1981 ha aportado la mayor parte de las bases para el avance en los láser dermatológicos. Postula que el láser actúa calentando una estructura específica de la piel hasta destruirla. Dicha estructura es destruida sin dañar el tejido adyacente

Correspondencia:

P. Boixeda. Clínica Bioláser La Moraleja. Pº Alcobendas, 10, 1.º planta. 28109 Alcobendas. Madrid. España.
Correo electrónico: bboixeda@gmail.com

Recibido el 5 de mayo de 2006.

Aceptado el 10 de mayo de 2006.

LASER TREATMENT OF PORT WINE STAIN

Abstract.—Laser treatment of vascular skin lesions is rapidly improving. Port wine stain (PWS) is one of the first lesions successfully treated with laser. The pulsed dye laser (PDL) has been developed on the concept of selective photothermolysis and has revolutionized PWS treatment. Eventhough the response is variable, substantial blanching can be obtained after several sessions. Greater selectivity and better response have been achieved by modifying PDL parameters such as longer pulse width, longer wavelength, or higher energy fluencies with cooling skin devices. It is known that thick, deep or raised lesions present poor response to conventional treatments. The aim of this study is to review the different lasers and other light sources which are developing for the treatment of PWS and other vascular lesions.

Key words: port wine stain, laser, vascular lesion.

porque se emplea un láser con una longitud de onda que es preferentemente absorbida por la estructura objetivo y no por el tejido del entorno¹. En el caso de las lesiones vasculares, esta estructura es la oxihemoglobina del interior de los vasos. La oxihemoglobina actuaría como una diana indirecta y así la luz del láser absorbida por ella se convierte en calor, que difunde desde el glóbulo rojo hasta dañar el endotelio vascular (verdadero objetivo) produciendo trombosis y destrucción del vaso.

Longitud de onda

En general, a mayor longitud de onda, mayor penetración en los tejidos. Lesiones profundas requieren longitudes de onda mayores y viceversa. La oxihemoglobina tiene picos de absorción de energía a distintas longitudes de onda: 418 nm, 542 nm, y 577 nm. El pico de absorción máxima se sitúa a los 418 nm, pero a esta longitud de onda el láser penetra poco y además la competencia con la melanina es muy alta. Los láser vasculares que se han desarrollado comercialmente están en el rango de luz amarilla (577-595) de manera que, sin perder la afinidad por la hemoglobina, pueden alcanzar una profundidad mayor^{2,3}.

Tiempo de relajación térmica y duración del pulso

Otro factor importante es la duración del pulso, que en una situación ideal debería ser igual al tiempo de relajación térmica del objetivo. Éste es el tiempo que tarda una estructura en calentarse hasta el punto en que el calor empieza a escaparse de ella hacia estructuras contiguas. Es aproximadamente, en segundos, el diámetro de la estructura en mm al cuadrado² y por tanto, a mayor tamaño del objetivo, mayor es el tiempo de relajación y viceversa. La utilización de pulsos demasiado cortos conduce a un infracalentamiento de la estructura objetivo, fotocoagulación insuficiente y por tanto a escasa eficacia, así como a la destrucción no deseada de estructuras pequeñas con menores tiempos de relajación. Pulsos demasiado largos ocasionan un sobrecalentamiento de la estructura objeto, por lo que el calor puede escapar y dañar tejidos adyacentes⁴. Los vasos sanguíneos requieren una duración de pulso en el rango de los milisegundos para su destrucción⁴.

Fluencia

La fluencia es la cantidad de energía por superficie cutánea y se mide en J/cm². La fluencia necesaria es inversamente proporcional a la cantidad de luz absorbida por el objetivo². Cuando se trabaje con longitudes de onda que se absorben pobremente, cuando se desee tratar estructuras con menor cantidad de cromóforo (la sustancia que absorbe la luz) o cuando la estructura esté muy profunda, habrá que aumentar la fluencia². Aumentando la fluencia se aumenta la eficacia, pero también el riesgo de efectos secundarios como las cicatrices. Fluencias más altas aumentan el calentamiento de la epidermis por absorción competitiva con la melanina, siendo necesario el empleo de sistemas de enfriamiento más potentes para minimizar el daño epidérmico³. Entre los métodos recientes de enfriamiento se incluyen atomizadores (spray) de criógeno líquido, enfriamiento por aire frío (a -4 °C) y enfriamiento por contacto. El aparato de enfriamiento puede sincronizarse con el pulso láser, o actuar alternativamente unos milisegundos antes, durante o después del pulso. Estudios que han utilizado estos sistemas de enfriamiento muestran una reducción en el dolor y en la aparición de alteraciones de la pigmentación, incluso con altas fluencias^{3,5,6}.

Tamaño del haz

Es el tamaño que abarca el haz de láser que se aplica a la piel. Conforme aumenta el tamaño del haz existe una mayor penetración de la luz láser y habrá que reducir la fluencia. En general, según aumentamos el tamaño del haz, tiende a haber una dispersión de la energía en la periferia con la consecuente disminución de la eficacia. Esta dispersión no suele apre-

ciarse clínicamente, sobre todo cuando se trabaja con haces de 10 mm o menores⁴.

En la práctica, aún no es posible la fototermólisis selectiva perfecta y muchas estructuras cutáneas absorben distintos grados de luz. Un problema frecuente es la absorción de energía por la melanina epidérmica, lo que lleva a daño de melanocitos y alteraciones de la pigmentación (hipo o hiperpigmentación), aparición de ampollas o generación de cicatrices. Esto ocurre principalmente en fototipos IV-VI de Fitzpatrick⁴. La absorción de la luz por la melanina puede disminuirse aumentando la longitud de onda⁴ y combinando el láser con un sistema de enfriamiento cutáneo.

MANCHA EN VINO DE OPORTO

Tratamiento con láser de colorante pulsado

La mancha en vino de Oporto (PWS) es una malformación vascular capilar o venular que está casi siempre presente desde el nacimiento. Es una de las primeras lesiones tratadas con éxito por el láser². Aunque existe controversia acerca del momento más adecuado para iniciar la aplicación del láser, en general se admite que debe iniciarse lo antes posible⁷. Los factores que contribuyen a esta respuesta favorable en edades tempranas son la piel más fina de los niños, vasos más superficiales y superficie afectada más pequeña⁸. El láser de colorante pulsado (PDL) es una opción excelente para el tratamiento de estas lesiones, ya que emite a una longitud de onda (585-600 nm) que se absorbe muy bien por la oxihemoglobina. Los PDL de primera generación utilizaban longitudes de onda de 577-585 nm y amplitud de pulso de 0,45 milisegundos. Sin embargo, en la mayoría de los casos no se conseguía un aclaramiento completo y una proporción significativa de las lesiones era resistente al tratamiento^{3,4}. Los aparatos actuales trabajan en el rango de luz amarilla con una longitud de onda de 585 a 595 nm, con una duración de pulso de 0,45 a 40 milisegundos (aunque lo más utilizado es de 0,45 a 3 milisegundos) que se adapta mejor al tiempo de relajación térmica de los vasos sanguíneos. Estas longitudes de onda penetran más en los tejidos aumentando la eficacia. Sin embargo, están lejos del pico de absorción de la oxihemoglobina a 577 nm, siendo necesarias fluencias más altas que pueden dañar la melanina epidérmica. Por lo tanto se han empleado sistemas de enfriamiento para proteger la epidermis mientras se genera calor en los vasos subyacentes. Los sistemas de enfriamiento nos han permitido disminuir el dolor, el porcentaje de anestésicos generales en niños, así como elevar las fluencias obteniendo mejores respuestas en algunos casos^{9,10}, como ya hemos mencionado.

Recientemente se ha podido demostrar que el daño térmico irreversible de los vasos sanguíneos se obtiene sólo cuando la membrana basal de los vasos sanguíneos es dañada irreversiblemente¹¹.

En cuanto a los parámetros empleados, en un estudio reciente la utilización de PDL 595 nm, con un pulso de 1,5 ms y una fluencia de 11-12 J/cm², llevaba a un aclaramiento mayor del 75 % en un 63 % de los pacientes después de 4 sesiones, frente a un aclaramiento del 75 % en un 40 % de los pacientes con PDL 585 nm en estudio previo¹². Greve et al observan que al tratar PWS violáceas los mejores resultados se obtienen con longitud de banda de 585 nm, pulso de 0,5 ms y fluencia de 5,5 J/cm², mientras que en lesiones rosadas los resultados son similares cuando se compara con longitud de banda de 595 nm, pulso de 20 ms y fluencia de 13 J/cm²¹³. Mientras que algunos autores consiguen mayor aclaramiento en PWS resistentes cuando se aumenta la longitud de onda a 595 nm en un 67 % de pacientes¹⁴, otros no encuentran diferencias significativas cuando se comparan 585 y 595 nm empleando la misma amplitud de pulso (1,5 ms)¹⁵. Nosotros utilizamos preferentemente el haz de 7 mm, con pulsos de 1,5 milisegundos, fluencias de 9 a 14 J/cm² (generalmente de 10 a 12,5 J/cm²) y enfriamiento desde 30 milisegundos/latencia 20 milisegundos hasta 60 ms/latencia 20 ms. En resumen, algunos parámetros que podrían mejorar los resultados finales son la utilización de pulsos más largos (1,5 ms)¹⁶, longitudes de onda más altas (600 nm) o fluencias mayores.

El tratamiento en lactantes y en niños se inicia con fluencias bajas (en función del fototipo) y se puede ir aumentando en 0,5-1 J/cm² en cada sesión si no aparecen efectos secundarios. Hay que disminuir la energía en zonas como párpados, cuello o labio superior, ya que existe una mayor predisposición al desarrollo de cicatrices. La duración del pulso es variable, pero lo más utilizado es de 0,45-3 milisegundos. El tamaño del haz suele tener de 7-10 mm de diámetro y la duración del pulso criogénico suele ser de 30-60 milisegundos con una latencia de 20 milisegundos entre el frío y el pulso láser⁹.

Durante el tratamiento se desplaza el mango de manera metódica sobre la superficie cutánea y superponiendo los pulsos en un 10 % para evitar el patrón en panal de abeja. Lo ideal es observar púrpura durante el tratamiento, ya que dosis subpurpúricas resultan menos eficaces⁹. Como regla general puede decirse que el grado de aclaramiento se corresponde con la cantidad de púrpura postoperatoria¹⁷, que suele desaparecer en 5-14 días. El blanqueamiento de la piel durante el tratamiento indica riesgo de ampollas con probable cicatrización posterior⁹.

Una vez finalizado el tratamiento los pacientes pueden presentar inflamación local y dolor similar a una quemadura solar. Esto puede disminuirse aplicando hielo y elevando la zona tratada los primeros días tras el tratamiento. Se recomienda la aplicación de un antibiótico tópico si aparecen costras. El efecto secundario más frecuente es la hiperpigmentación, complicación que suele resolverse de forma espontánea en 6-12 meses⁸. Los pacientes deberán realizar fotopro-



Fig. 1.—Respuesta excelente.

tección. Los tratamientos se repiten en intervalos de 8-12 semanas y suelen ser necesarias múltiples sesiones (entre 3-15)⁹.

Cada paciente, individualmente, parece beneficiarse de variaciones en las distintas opciones, cambiando la longitud de onda, la amplitud del pulso, aumentando la energía, pero no existen evidencias basadas en estudios grandes, sino que todos son pequeños y con variables no controladas, resultando difícil establecer qué modificación ha contribuido a la mejoría en el resultado.

Aunque el PDL ha revolucionado el tratamiento de las PWS, no todas las lesiones responden. En la mayoría de los casos, se precisan entre 4-8 sesiones para obtener respuestas satisfactorias y solamente en algunos pacientes (menos del 10 %) se consigue eliminar por completo la malformación⁷ (fig. 1). En general,



Fig. 2.—Respuesta variable.

aproximadamente el 50-60 % de los pacientes presenta un aclaramiento del 75 % o más. Mejorías del 50-75 % ocurren en un 70-80 % de los pacientes⁴ (figs. 2 y 3). Hasta un tercio de los pacientes presenta una pobre respuesta (menos del 50 % aclaramiento) a pesar de múltiples sesiones. Parece que la escasa penetrabilidad del láser (0,5-1 mm) puede justificar parte de esta falta de respuesta, ya que no se pueden tratar vasos situados a una mayor profundidad. Se han estudiado distintos factores para poder determinar qué pacientes van a responder de una manera más efectiva. En cuanto a la localización, responden mejor las lesiones localizadas en el cuello, los párpados y los laterales de la cara, existiendo peor respues-



Fig. 3.—Respuesta buena.

ta en extremidades y región centrofacial^{18,19}. Respecto al color, algunos autores obtienen mejores resultados en lesiones rosadas, otros en lesiones rojizas y otros no encuentran diferencias significativas. El factor pronóstico más determinante es la profundidad. Existen estudios histológicos realizados antes de la aplicación del láser, donde se observa una respuesta más eficaz en aquellos pacientes cuyos vasos se encuentran localizados más superficialmente en la dermis⁷. Otros factores que influyen en la respuesta son: el diámetro del vaso, el grosor de la pared, la proporción de glóbulos rojos intravasculares, el número de vasos o el grado de fibrosis dérmica. Se están ensayando distintas técnicas de imagen no invasivas^{20,21}, así como modelos matemáticos para predecir la respuesta de un individuo. Entre éstas se encuentran el examen de la piel afectada mediante epiluminiscencia, la videomicroscopía, que podría aportar datos sobre la respuesta al tratamiento en relación con la profundidad de los vasos²²; técnicas de tomografía doppler²³ y el SIAscope (análisis espectrofotométrico intracutáneo, Clínica Astron, Cambridge, Reino Unido), que interpreta parámetros de reflectancia espectral con una sonda percutánea. Esta técnica se ha utilizado para observar cambios en PWS después del tratamiento¹⁴ y está pendiente redefinir algoritmos que permitan calcular el tamaño y la profundidad de los vasos sanguíneos, en cuyo caso sería posible determinar los parámetros óptimos de tratamiento para cada paciente individualizado según las características de sus vasos³.

Tratamiento de las recidivas

Otro aspecto a tener en cuenta es la posibilidad de recidiva o de empeoramiento de la PWS, una vez concluido el tratamiento, incluso después de haber obtenido resultados satisfactorios, hecho que se puede ver hasta en un 15 % de los casos⁷ (fig. 4). Orlen et al fueron los primeros en presentar un estudio en el que se observaba un 3,1 % de recurrencias de la lesión un año después del tratamiento, llegando hasta un 40 % tras 3-4 años de seguimiento. Posteriormente se han publicado otros estudios que presentan tasas de recurrencia de entre un 11-16,3 %. Entre los factores que podrían influir en la tasa de recurrencias no se han encontrado diferencias en cuanto al sexo, localización de la lesión ni parámetros del láser utilizados. Sin embargo, algunos estudios sí demuestran diferencias en el color de las lesiones, recurriendo más aquellas más oscuras (rojizas o moradas), que las rosadas. En cuanto a la edad de comienzo del tratamiento, aunque no está totalmente demostrado, parece que la tasa de recurrencias es menor en el grupo tratado por primera vez con menos de 10 años. La patogénesis de la recurrencia postratamiento no se conoce todavía^{24,25}. Se sabe que la evolución natural de estas lesiones es hacia un oscurecimiento e hipertrofia de las mismas, debido a un engrosamiento de los vasos. Una razón que explicaría la recurrencia sería la incapacidad del láser para evitar la progresión natural de la lesión, aunque la rápida recurrencia en algunos casos tras el tratamiento hace improbable que sea ésta la razón de la recidiva²⁶. Por otro lado, estudios histoquímicos demuestran un defecto en la inervación de la vasculatura dérmica en estas lesiones. Debido a la falta de penetración del láser de PDL, los vasos más profundos que persisten tras el tratamiento serían capaces de dilatarse e incluso quizás de multiplicarse mediante angiogénesis, repoblando zonas más superficiales y aumentando así el flujo sanguíneo de las lesiones. Esta teoría explicaría que las lesiones más oscuras, cuyos vasos se localizan a más profundidad, tienen más tendencia a la recurrencia^{24,25}. Sin embargo, aunque puedan existir otros láser que actúen más profundamente disminuyendo seguramente las tasas de recurrencia, el de PDL se sigue considerando la mejor opción de tratamiento de las PWS.

Tratamiento de lesiones grandes

Las lesiones gruesas, aquellas mayores de 20 cm², o las localizadas en manos y piernas, responden bastante peor, por lo que resultan muy problemáticas (fig. 5). La irradiación con múltiples pases de láser parece una modalidad de tratamiento eficaz para erradicar lesiones hipertróficas. Consiste en realizar 2 pases con el PDL en cada sesión (primer pase: 590-600 nm, 1,5 ms; segundo pase: 585 nm, 0,45 ms). El primer pase actuaría «hipotéticamente» sobre vasos más profundos y el segun-



Fig. 4.—Mancha en vino de Oporto resistente a láser de colorante pulso después de 20 sesiones de tratamiento y 10 años de evolución.



Fig. 5.—Eliminación de tuberósidades con láser CO₂.

do sobre vasos más superficiales, más pequeños y por tanto con un tiempo menor de relajación térmica. Usando esta técnica se consiguió erradicar PWS hipertrófico en 4 pacientes después de 5 sesiones. El tratamiento fue bien tolerado sin aparición de efectos secundarios significativos²⁷. Nuestros estudios histológicos confirman la utilidad del multipase en pacientes seleccionados. Sin embargo, los resultados de este método deben confirmarse con series de pacientes más grandes. La utilización de múltiples pases de un láser (por ejemplo el PDL) o combinando varios láser (PDL a 585 nm y 595 nm, o PDL y láser Nd:YAG) parecen opciones prometedoras con las que podemos aumentar la eficacia de la respuesta, pero la ventana terapéutica será menor y el riesgo de efectos secundarios aumenta. Así, tenemos que considerar diversos factores en esta técnica de aplicación: por un lado del propio láser (longitud de onda, pulso, fluencia, diámetro del haz, tipo y cantidad de enfriamiento epidérmico y tiempo entre pulsos) y por otro lado habrá que tener en cuenta los factores individuales de cada paciente (profundidad vascular, tamaños del vaso y densidad vascu-



Fig. 6.—Lesiones hipertróficas tratadas con láser CO₂ o Nd: YAG.

lar, cantidad de hemoglobina intravascular, grosor epidérmico y pigmentación epidérmica, entre otros)²⁸.

Nuevos láser PDL

Las nuevas generaciones de láser PDL que han aparecido en 2006 (V-Beam Perfecta y Platinum [Candela®] y Synergy [Cynosure®]) permiten administrar mayores fluencias (hasta 20 J/cm²), con una nueva tecnología de varios (de 6 a 8) minipulsos en cada pulso (para disminuir el grado de púrpura) y con aplicadores de hasta 12 mm de diámetro del haz. Recientemente ha salido al mercado un láser (Synergy con multiplex [Cynosure®]) que combina dos longitudes de onda en un mismo equipo para tratar de cubrir de forma más completa el mayor espectro de lesiones vasculares. El sistema multiplex permite disparar consecutivamente un pulso de láser PDL seguido de un pulso de láser Nd: YAG a 1064 nm. Los parámetros adecuados todavía no se conocen con precisión. El cambio betacromático y la formación de metemoglobina tras el primer impacto láser mejoraría la absorción de un segundo pulso a 1064 nm²⁹. De igual forma los nuevos modelos de PDL son capaces de administrar fluencias mayores.

Láser KTP

Diversos láser KTP pulsados se están empleando en el tratamiento de lesiones vasculares. El láser KTP utiliza una fuente de radiación de neodimio: YAG de 1.064 nm, cuya frecuencia es desdoblada por un cristal KTP, para producir una luz verde de 532 nm. El láser KTP permite ajustar fluencias en un rango de 5-50 J/cm² y pulsos entre 1-50 ms. La longitud de onda de 532 nm, coincide con el pico de absorción de la oxihemoglobina de 542 nm; esto, unido a sus altas fluencias y la posibilidad de ajustar la duración del pulso al tiempo de relajación térmica de la estructura a destruir, disminuyendo así la púrpura postratamiento, hace que sea un láser bastante específico para lesiones vasculares y bien aceptado cosméticamente por parte de los pacientes^{30,31}. Se ha utilizado para el tratamiento de PWS resistentes (< 50 % de aclaramiento) a diversos tratamientos con PDL, obteniéndose resultados satisfactorios (> 50 % de mejoría) en un 17 % de los pacientes. Las mejores respuestas se observaron con fluencias entre 18-24 J/cm² y pulsos de 9-14 ms. No se encontró ninguna correlación de la respuesta con el color de la lesión ni con el número de sesiones de PDL realizadas anteriormente. Se observaron un 20 % de efectos secundarios, siendo los más frecuentes la hiperpigmentación, en un 10 % de los casos, la cual se explica fácilmente por la mayor competencia con la absorción por la melanina en esas longitudes de onda y las cicatrices que aparecen en un 7 % de los pacientes³⁰. Aunque sería necesario realizar más estudios, se puede concluir que aunque el PDL es mejor opción para el tratamiento de los PWS por su eficacia y menor tasa de efectos secundarios, el láser KTP podría ser útil como coadyuvante en el tratamiento de lesiones resistentes al PDL.

Láser Nd: YAG

Como hemos visto, el PDL es eficaz para el tratamiento de lesiones vasculares superficiales, pero no lo es para lesiones más profundas. Con el descubrimiento de láser con mayores longitudes de onda y duración del pulso, se pueden tratar vasos más profundos con más eficacia, menos púrpura y menos sesiones³². El láser de Nd: YAG, con una longitud de onda de 1.064 nm, con duraciones de pulso entre 0,1-300 ms, permite coagular vasos con una profundidad de entre 5-6 mm, obteniéndose resultados en PWS de un 9 % de casos con aclaramiento casi total de las lesiones, 31 % de mejorías entre un 50-99 % y 21 % de mejorías entre un 0-49 %. La mayoría de los pacientes requiere únicamente una sesión de tratamiento, las lesiones más oscuras generalmente responden mejor y las PWS con componente nodular e hipertrófico también obtienen mejores resultados que las planas (fig. 6). En cuanto a los parámetros necesarios se sabe que a mayor tamaño y profundidad del vaso, mayor

duración de pulso, de fluencias y mayor tamaño del haz hay que utilizar³².

Los efectos secundarios son más frecuentes que con el PDL, destacando entre ellos edema postratamiento, hiperpigmentación postinflamatoria y cicatrices³³.

Luz pulsada intensa

Otro sistema utilizado en el tratamiento de las PWS es la luz pulsada intensa (*intense pulsed light* [IPL]), la cual no es propiamente un láser, ya que se basa en la generación de una fuente de luz policromática, no coherente de alta intensidad. El espectro de luz que emite, se delimita entre 515-1.200 nm, siendo posible la colocación de filtros a distintos niveles (515 nm, 550 nm, 570 nm, 590 nm) según la patología que deseamos tratar. La luz se libera en trenes de uno, dos o tres pulsos de 2-25 ms de duración con intervalos entre ellos de 10-500 ms. Los vasos de menor calibre responden mejor usando filtros de 515 o 550 nm y los más profundos requieren mayores longitudes de onda para aumentar la penetración tisular. Los pequeños vasos se tratan con pulsos únicos de 2,5-5 ms y fluencias de 25-45 J/cm², mientras que fluencias superiores de 50-75 J/cm², liberadas en trenes de pulsos de 40-60 ms se reservan para vasos de mayor tamaño. Normalmente se combinan distintos filtros en los diferentes tratamientos realizados^{7,34}. Existen escasos estudios realizados con IPL, en los que se obtienen mejorías de entre un 70-100 % en un 70 % de los casos. El número de sesiones necesarias era de una media de 4 para lesiones rosadas, 1,5 para las rojas y 4,2 para las moradas. Los parámetros utilizados fueron filtros de 515 y 550 nm, pulsos entre 2,5-5 ms y fluencias de 24-60 J/cm². Los efectos secundarios incluyeron púrpura en un 76 %, ampollas en un 8 % y alteraciones de la pigmentación en un 10,8 %³⁵. Concluimos por tanto, que la IPL podría plantearse como alternativa en aquellos pacientes que no responden al tratamiento convencional con PDL, teniendo en cuenta la necesidad de un mayor período de entrenamiento por parte del operador y la obtención de mayor variabilidad en los resultados.

Terapia fotodinámica

La terapia fotodinámica (TFD) ha sido otro método utilizado en el tratamiento de las lesiones vasculares. La TFD se basa en una reacción fotoquímica que consiste en la administración, retención y activación en las estructuras vasculares de sustancias fotosensibilizantes, seguidas de la aplicación de una luz con la longitud de onda adecuada para su absorción por las mismas³⁶. Como sustancia fotosensibilizante se aplica ácido 5 aminolevulínico (5-ALA), derivado de las porfirinas que en las células endoteliales se transforma en protoporfirina IX (PpIX). La PpIX tiene varios picos en su espectro de absorción, uno de ellos a 576 nm, por lo que la aplica-

ción de una fuente de luz de aproximadamente dicha longitud de onda, daría lugar a su activación generando una serie de respuestas fisiológicas locales como agregación plaquetaria, liberación de sustancias vasoactivas y aumento de la permeabilidad vascular, que llevan al colapso y destrucción vascular^{36,37}. Existen estudios realizados con fotosensibilizantes intravenosos seguidos de la aplicación de una luz roja no coherente en los que se obtienen resultados excelentes en PWS, sobre todo en lesiones moradas con gran proliferación vascular³⁸. Recientemente se ha comparado la eficacia del PDL aislado con la de TFD asociada a PDL tras la aplicación de 5-ALA en PWS. En este caso no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos. Posiblemente se necesiten más estudios para establecer los parámetros adecuados del PDL y la dosis necesaria de 5-ALA para su correcto funcionamiento como cromóforo³⁷.

Otros

Otros láser con mayor longitud de onda como el de alejandrita (755 nm) y el de diodo en el rango de los milisegundos, podrían ser eficaces en el tratamiento de PWS voluminosas, que característicamente son más resistentes al PDL, debido a la abundancia de vasos de mayor calibre y más profundos^{3,39}. Para las tuberidades que desarrollan con la edad algunos pacientes con PWS, también puede utilizarse con gran eficacia el láser de CO₂⁴⁰.

Para aumentar la eficacia del láser (PDL) en PWS resistentes, como las lesiones rosadas de extremidades, se han utilizado métodos ingeniosos como una cámara hipobárica con sistemas de succión para dilatar los vasos y aumentar la cantidad de cromóforo. Aguilar estudió la mayor eficacia del tratamiento aplicando una presión negativa (cámara hipobárica) mejorando el tratamiento de vasos de menor diámetro (PWS rosadas) y mejorando la evaporación de criógeno, con mayor protección epidérmica^{41,42}.

Svaasand propuso la utilización de manguitos de presión en las extremidades para incrementar la cantidad de cromóforo en PWS rosadas. Así, al aumentar el volumen de sangre en dermis, bajo presión de un manguito en el brazo a 80-100 mmHg durante 5 minutos, se vio un aumento del flujo sanguíneo por 3 en el antebrazo y por 6 en la mano, con una disminución en un 40 % de la fluencia necesaria para producir púrpura tras el tratamiento con PDL⁴³.

Evans trató 8 pacientes con TFD y PDL sin encontrar diferencias significativas en la respuesta, es decir, sin aumentar la eficacia³⁷.

A pesar de la gran mejoría y la indudable buena respuesta en estos pacientes con escasísimos efectos secundarios⁴⁴ todavía existe un amplio grupo de pacientes donde la respuesta dista de ser ideal y requiere de nuestro entusiasmo en la investigación de las posibles mejoras terapéuticas.

Declaración de conflicto de intereses

Declaramos no tener ningún conflicto de intereses.

BIBLIOGRAFÍA

1. Anderson RR, Parrish JA. Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation. *Science*. 1983;220:524-7.
2. Alora MB, Anderson RR. Recent developments in cutaneous lasers. *Lasers Surg Med*. 2000;26:108-18.
3. Lanigan SW, Taibjee SM. Recent advances in laser treatment of port-wine stains. *Br J Dermatol*. 2004;151:527-33.
4. Schmults CD. Laser treatment of vascular lesions. *Dermatol Clin*. 2005;23:745-55.
5. Waldorf HA, Alster TS. Effect of dynamic cooling on 585 nm pulse dye laser treatment of port wine stain birthmarks. *Dermatol Surg*. 1997;23:657-62.
6. Chang CJ, Nelson JS. Cryogen spray cooling and higher fluence pulsed dye laser treatment improve port wine stain clearance while minimising epidermal damage. *Dermatol Surg*. 1999;25:767-72.
7. Ashinoff R, Geronemus RG. Flashlamp-pumped pulsed dye laser for port-wine stains in infancy: earlier versus later treatment. *J Am Acad Dermatol*. 1991;24:467-72.
8. Sánchez Carpintero I, Mihm MC, Waner M. Laser and intense pulsed light in the treatment of infantile haemangiomas and vascular malformations. *An Sist Sanit Navar*. 2004;27 Suppl 1:103-15.
9. Kelly KM, Choi B, McFarlane S, Motosue A, Jung B, Khan MH, et al. Description and analysis of treatments for port-wine stain birthmarks. *Arch Facial Plast Surg*. 2005;7:287-94.
10. Boixeda P, Pérez A, Fernández M, Arrazola JM. Advances in skin laser. *Actas Dermosifiliogr*. 2003;94:199-231.
11. Dai T, Diagaradjane P, Yaseen MA, Pikkula BM, Thomsen S, Anvari B. Laser-induced thermal injury to dermal blood vessels: Analysis of wavelength (585 nm vs 595 nm), cryogen spray cooling, and wound healing effects. *Lasers Surg Med*. 2005;37:210-8.
12. Geronemus RG, Quintana AT, Lou WW, Kauvar AN. High-fluence modified pulsed dye laser photocoagulation with dynamic cooling of port-wine stains in infancy. *Arch Dermatol*. 2000;136:942-3.
13. Greve B, Raulin C. Prospective study of port wine stain treatment with dye laser: comparison of two wavelengths (585 nm vs. 595 nm) and two pulse durations (0,5 milliseconds vs 20 milliseconds). *Lasers Surg Med*. 2004;34:168-73.
14. Laube S, Taibjee S, Lanigan SW. Treatment of resistant port wine stains with the V Beam pulsed dye laser. *Lasers Surg Med*. 2003;33:282-7.
15. Yung A, Sheehan-Dare R. A comparative study of a 595-nm with a 585-nm pulsed dye laser in refractory port wine stains. *Br J Dermatol*. 2005;153:601-6.
16. Bernstein EF, Brown DB. Efficacy of the 1,5 millisecond pulse-duration, 585 nm, pulsed-dye laser for treating port-wine stains. *Lasers Surg Med*. 2005;36:341-6.
17. Lou WW, Geronemus RG. Treatment of port wine stains by variable pulsed with pulsed dye laser with cryogen spray: a preliminary study *Dermatol Surg*. 2001;27:963-5.
18. Katugampola GA, Lanigan SW. Five years' experience of treating port wine stains with the flashlamp-pumped pulsed dye laser. *Br J Dermatol*. 1997;137:750-4.
19. Fitzpatrick RE, Lowe NJ, Goldman MP, Borden H, Behr KL, Ruiz-Esparza J. Flashlamp-pumped pulsed dye laser treatment of port-wine stains. *J Dermatol Surg Oncol*. 1994;20:743-8.
20. Jung B, Kim CS, Choi B, Kelly KM, Nelson JS. Use of erythema index imaging for systematic analysis of port wine stain skin response to laser therapy. *Lasers Surg Med*. 2005;37:186-91.
21. Jung B, Choi B, Durkin AJ, Kelly KM, Nelson JS. Characterization of port wine stain skin erythema and melanin content using cross-polarized diffuse reflectance imaging. *Lasers Surg Med*. 2004;34:174-81.
22. Sevilla A, Nagore E, Botella-Estrada R, Sanmartín O, Requena C, Serra-Guillén C, et al. Videomicroscopy of venular malformations (port-wine stain type): prediction of response to pulsed dye laser. *Pediatr Dermatol*. 2004;21:589-96.
23. Nelson JS, Kelly KM. Imaging blood flow in Human port wine stain in situ and in real time using optical Doppler tomography. *Arch Dermatol*. 2001;137:741-4.
24. Michel S, Landthaler M, Hohenleutner U. Recurrence of port-wine stains after treatment with the flashlamp-pumped pulsed dye laser. *Br J Dermatol*. 2000;143:1230-4.
25. Lanigan SW. Port-wine stains unresponsive to pulsed dye laser: explanations and solutions. *Br J Dermatol*. 1998;139:173-7.
26. Barsky SH, Rosen S, Geer DE, Noe JM. The nature and evolution of port wine stains: a computer-assisted study. *J Invest Dermatol*. 1980;74:154-7.
27. Bencini PL. The multilayer technique: A new and fast approach for flashlamp-pumped pulsed (FLPP) dye laser treatment of port-wine stains (preliminary reports). *Dermatol Surg*. 1999;25:786-9.
28. Boixeda P. Treatment with millisecond domain lasers of port wine stains and facial telangiectasia. «Controversies and Conversations in cutaneous laser surgery». *AMA press*; 2002. p. 125-43.
29. Pikkula BM, Chang DW, Nelson JS, Anvari B. Comparison of 585 and 595 nm laser-induced vascular response of normal in vivo human skin. *Lasers Surg Med*. 2005;36:117-23.
30. Chowdhury MM, Harris S. Potassium titanyl phosphate laser treatment of resistant port wine stains. *Br J Dermatol*. 2001;144:814-7.
31. Clark C, Cameron H, Moseley H, Ferguson J, Ibbotson SH. Treatment of superficial cutaneous vascular lesions: experience with the KTP 532 nm laser. *Lasers Med Sci*. 2004;19:1-5. (Epub 2004 Apr 14).
32. Groot D, Rao J, Johnston P, Nakatsui T. Algorithm for using a long-pulsed Nd:YAG laser in the treatment of deep cutaneous vascular lesions. *Lasers Med Sci*. 2004;19:1-5.
33. Black JF, Wade N, Barton JK. Mechanistic comparison of blood undergoing laser photocoagulation at 532 and 1,064 nm. *Lasers Surg Med*. 2005;36:155-65.
34. Angermeier MC. Treatment of facial vascular lesions with intense pulsed light. *J Cutan Laser Ther*. 1999;1:95-100.

35. Raulin C, Schroeter CA, Weiss RA, Keiner M, Werner S. Treatment of port-wine stains with a noncoherent pulsed light source: a retrospective study. *Arch Dermatol.* 1999;135:679-83.
36. Krammer B. Vascular effects of photodynamic therapy. *Anticancer Res.* 2001;21:4271-7.
37. Evans AV, Robson A, Barlow RJ, Kurwa HA. Treatment of port wine stains with photodynamic therapy, using pulsed dye laser as a light source, compared with pulsed dye laser alone: a pilot study. *Lasers Surg Med.* 2005;36:266-9.
38. Ouyang T, Cheng Y, Xing X. Clinical application of photodynamic therapy combined with non-coherent light (red light) for treatment of port-wine stains. *Zhonghua Zheng Xing Shao Shang Wai Ke Za Zhi.* 1998;14:163-5.
39. No D, Dierickx C. Pulsed Alexandrita treatment of bulky vascular malformations. *Laser Surg Med.* 2003;15 Suppl 26 (Abstr.).
40. Del Pozo J, Fonseca E. Port wine stain nodules in the adult: report of 20 cases treated by CO₂ laser vaporization. *Dermatol Surg.* 2001;27:699-702.
41. Aguilar G, Franco W, Liu J, Svaasand LO, Nelson JS. Effects of hypobaric pressure on human skin: implications for cryogen spray cooling (part II). *Lasers Surg Med.* 2005;36:130-5.
42. Aguilar G, Svaasand LO, Nelson JS. Effects of hypobaric pressure on human skin: feasibility study for port wine stain laser therapy (part I). *Lasers Surg Med.* 2005;36:124-9.
43. Svaasand LO, Aguilar G, Viator JA, Randeberg LL, Kimel S, Nelson JS. Increase of dermal blood volume fraction reduces the threshold for laser-induced purpura: implications for port wine stain laser treatment. *Lasers Surg Med.* 2004;34:182-8.
44. Boixeda P, Núñez M, Pérez B, de las Heras ME, Hilara Y, Ledo A. Complications of 585 nm pulsed dye laser therapy. *Int J Dermatol.* 1997;36:393-7.