



CES Medicina

ISSN: 0120-8705

revistamedica@ces.edu.co

Universidad CES

Colombia

VILLA ESCOBAR, ANA MARÍA; ZULUAGA DE CADENA, ANGELA INÉS

Láseres en dermatología

CES Medicina, vol. 21, núm. 1, enero-junio, 2007, pp. 95-109

Universidad CES

Medellín, Colombia

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=261120984010>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org

Sistema de Información Científica

Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal

Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso abierto

Láseres en dermatología

Lasers in dermatology

ANA MARÍA VILLA ESCOBAR¹, ANGELA INÉS ZULUAGA DE CADENA²
Forma de citar: Villa A, Zuluaga A. Láseres en dermatología. Rev CES Med 2007; 21 (1): 95-109

RESUMEN

Los avances en la tecnología del láser han progresado tan rápidamente durante la década pasada, que se ha logrado el tratamiento exitoso de muchas enfermedades cutáneas y defectos congénitos, incluyendo lesiones vasculares y pigmentadas, tatuajes y cicatrices y pelo no deseado. La demanda de la cirugía láser se ha incrementado sustancialmente tanto para los pacientes como para los dermatólogos, debido a la facilidad que tiene para remover muchas lesiones, combinada con una baja incidencia de secuelas postoperatorias adversas.

En esta revisión se muestran los láseres que hay disponibles y sus aplicaciones cutáneas, haciendo énfasis en los recientes avances y modificaciones en la tecnología láser, que han incrementado el arsenal quirúrgico y mejorado la eficacia y seguridad de los tratamientos.

PALABRAS CLAVE

Láser

Cromóforo

Fototermólisis selectiva

Lesiones pigmentadas y vasculares

¹ Médica- Residente de segundo año de dermatología. E-mail: jvilla@une.net.co

² Especialista en Dermatología. Profesora dermatología CES. Grupo dermatología.

Recibido: 14 diciembre / 2006. Revisado: 12 febrero / 2007. Aceptado: 24 abril / 2007

Depilación

Rejuvenecimiento

ABSTRACT

Advances in laser technology have progressed so rapidly during the past decade that successful treatment of many cutaneous concerns and congenital defects, including vascular and pigmented lesions, tattoos, scars, and unwanted hair can be achieved. The demand for laser surgery has increased substantially by patients and dermatologists alike as a result of the relative ease with which many of these lesions can be removed, combined with a low incidence of adverse postoperative sequelae. In this review, the currently available laser systems with cutaneous applications are outlined, with primary focus placed on recent advancements and modifications in laser technology that have greatly expanded the cutaneous laser surgeon's armamentarium and improved overall treatment efficacy and safety.

KEY WORDS

Laser

Chromophore

Selective photothermolysis

Pigmented and vascular lesions

Hair removal

Resurfacing

INTRODUCCIÓN

El término láser es un acrónimo para amplificación de luz por emisión estimulada de radiación (1). Aunque el primer láser fue desarrollado por Maiman en 1959 usando un cristal de rubí para producir luz roja con una longitud de onda de 694nm, el concepto de emisión de luz estimulada fue inicialmente

introducido por Einstein en 1917, quien propuso que un fotón de energía electromagnética podía estimular la emisión de otro fotón idéntico desde átomos o moléculas que se encuentran en un estado excitado. Según la ley de Planck, fotones de longitud de onda larga cargan menos energía que los de longitud de onda corta.

La radiación electromagnética incluye las ondas de radio, microondas, radiación infrarroja, luz visible, radiación ultravioleta y rayos X (1,2).

Unidades en la cual es medida la radiación electromagnética

La energía es medida en Joules (J). La cantidad de energía liberada por unidad de área es la fluencia que se mide en J/cm². La rata a la cual la energía es liberada se llama el poder medido en watts (W) y un watt es igual a 1J/seg. La rata de energía liberada por unidad de área de superficie de piel es la irradiancia dada en W/cm². La duración de la exposición láser o ancho de pulso para láseres pulsados es el tiempo sobre el que se libera la energía. La exposición al láser se mide de segundos a nanosegundos (1,2).

En 1963, el Doctor Leon Goldman fue pionero en el uso de los láseres para aplicación cutánea al promover el tratamiento con láser de rubí para una amplia variedad de enfermedades de la piel (1-4). El desarrollo de los láseres de argón y de dióxido de carbono (CO₂) un poco después, fue foco de investigación en las dos décadas siguientes. El láser de argón produjo luz azul-verde a los 488/514 nm que fue primero usada para tratar lesiones vasculares benignas de la infancia como hemangiomas y angiomas en vino de oporto (1). En 1980 con la introducción de la teoría de la fototermólisis selectiva por Anderson y Parrish, se permitió actuar sobre objetivos cutáneos específicos con mínimo daño tisular no deseado con láseres pulsados absorbidos selectivamente (1-3,5).

Durante la década pasada, el gran entendimiento de la interacción compleja entre láser y tejido con

extensos avances en la tecnología láser ha refinado la cirugía de láser cutáneo, al punto que ahora es considerada un tratamiento de primera línea para muchas condiciones cutáneas congénitas y adquiridas (1,2,4).

PRINCIPIOS DEL LÁSER

Todos los sistemas láser tienen cuatro componentes esenciales (1):

1. Un medio líquido, gaseoso ó sólido que puede despidir luz láser por emisión estimulada
2. Una fuente de energía para excitar el medio
3. Espejos al final del láser, que forman la cavidad
4. Un sistema de distribución.

La luz láser tiene muchas propiedades que son difíciles o imposibles de obtener con otras fuentes de luz. La monocromía hace referencia a la emisión de un solo color o longitud de onda de banda muy estrecha. La coherencia describe las ondas de luz que viajan en la misma fase en tiempo y en espacio. Las ondas no divergen y discurren paralelas entre sí. La coherencia también permite que el láser sea focalizado a un tamaño del punto tan pequeño como la propia longitud de onda. El haz de láser puede viajar a grandes distancias sin pérdida significativa de intensidad (1,2,4).

ÓPTICA CUTÁNEA

Cuando la luz del láser llega a la piel, tiene cuatro posibles interacciones: puede ser reflejada, absorbida, dispersada o transmitida. El efecto en los tejidos sólo se da cuando la luz se absorbe (1,2,4).

Como la luz choca con la superficie cutánea, se refleja en un 4 a 7 %, debido a la diferencia en el índice de refracción entre el aire ($n = 0$) y la capa córnea ($n = 1,45$), ésto se denomina reflectancia de Fresne (1). El 93-96 % de la luz restante entra

atravesando la piel, donde se dispersa y se absorbe. El coeficiente de absorción se define como la probabilidad de que un fotón de una particular longitud de onda se pueda absorber y depende de la concentración de cromóforos presentes (moléculas absorbentes) (1,2).

Cuando se produce la absorción, el fotón cede su energía a un átomo denominado cromóforo, el cual queda excitado (2). Los tres principales cromóforos en la piel son el agua, la hemoglobina y la melanina. Los cromóforos tienen bandas características de absorción a determinadas longitudes de onda, que son los que permiten la acción del láser (4).

El espectro de absorción de la melanina es amplio, por el contrario, la oxihemoglobina absorbe bien la luz pero no así la hemoglobina, con lo que hay bandas verdes, azules y amarillas (3). En la epidermis pigmentada, la absorción se produce en el espectro de los 200 a los 10 000 nm. (1). En la dermis, las bandas de colágeno que constituyen un 70 % de ésta, dispersan la radiación (1).

A mayor longitud de onda, mayor profundidad de penetración y menor dispersión. En longitudes de onda menores de 300 nm, hay una abundante absorción por las proteínas, el ácido urocánico y el ADN (1). Hacia los 1 300 nm, la penetración disminuye debido a la absorción de la luz por el agua (1). Longitudes de onda más penetrantes están en 650 a 1 200 nm en la región de infrarrojo más próxima y las menos penetrantes se hallan en las regiones lejanas de infrarrojo y ultravioleta (1).

INTERACCIONES TÉRMICAS

La mayoría de las interacciones con el láser producen calor, ya que la temperatura se eleva y muchas de las estructuras esenciales de la célula se desnaturalizan incluyendo el ADN, ARN y las membranas celulares. La coagulación térmica produce necrosis celular y quemadura si es amplia. En la mayoría de

los organismos y células, la exposición a temperaturas elevadas produce una reacción fisiológica denominada respuesta al choque térmico. Esta respuesta se caracteriza por inhibición de la síntesis proteica y la inducción de las proteínas del choque de calor, las cuales ofrecen cierta resistencia a los daños térmicos. El grado de desnaturalización está exponencialmente relacionado con la temperatura y de manera proporcional con el tiempo (2,4).

En la dermis, el colágeno desempeña un papel predominante en la coagulación. La elastina puede soportar la ebullición sin daño aparente. El colágeno tipo I de la dermis tiene definido su punto de transición a la forma fibrilar entre 60 - 70 °C. Por encima de este intervalo de temperaturas es probable una cicatrización anómala. A mayor extensión de tejido expuesto al láser, mayor extensión de energía en tejidos circundantes. Para limitar el tiempo de exposición a un determinado flujo energético, deberá incrementarse la potencia del láser. Una vez que el láser es absorbido por los tejidos, la energía es inmediatamente convertida en calor, y por conducción se calientan los tejidos circundantes (1).

FOTOTERMÓLISIS SELECTIVA

Con la selección de una apropiada longitud de onda de absorción y su distribución con los apropiados pulsos de duración y flujo energético, pueden destruirse regiones específicas al tiempo que se limita el daño a tejidos circundantes. El calor selectivo es obtenido por una combinación de absorción selectiva de luz y una duración del curso más corta o igual al tiempo de relajación térmica de la célula destinataria. Para lograr esto son mejores los láseres pulsados que continuos, por el corto tiempo de relajación térmica de vasos y células pigmentadas. El tiempo de relajación térmica (TRT) del objetivo es proporcional al cuadrado de su tamaño. El TRT de los vasos sanguíneos depende del diámetro de

los mismos. Así, para los capilares es decenas de microsegundos; para las venas de los miembros inferiores es centenas de milisegundos y para las grandes vénulas de las manchas en vino de Oporto, de decenas de milisegundos. Para un determinado grosor, las superficies esféricas se enfrían más fácilmente que las cilíndricas, y a su vez, estas últimas más rápidamente que las planas. Pequeñas lesiones pigmentadas como el nevus de Ota, se tratan con pulsos cortos, mientras que objetivos de mayor tamaño, como los folículos pilosos por su gran TRT, se tratan con pulsos largos (1-4).

EFFECTOS FOTOMECAÑICOS

El calentamiento rápido causa una expansión térmica que produce ondas de estrés, incluidas ondas de choque y acústicas. Éstas dañan la permeabilidad de las membranas celulares. Otra forma de daño mecánico es la formación de cavidades. Cuando se combinan temperatura y presión, el agua se evapora, aparece una burbuja de vapor que se expande y se rompe violentamente. Este es el mecanismo por el cual se rompen los vasos con láseres de colorante pulsado en pulsos de menos de 20 milisegundos (1-4).

INTERACCIONES LÁSER – TEJIDO

Determinados parámetros controlan los efectos del láser en los tejidos, como son la longitud de onda, la irradiancia, la fluencia, el tamaño de la mancha y el tiempo de exposición del tejido a la luz láser. Con manchas de pequeño tamaño, la luz se disipa más fácilmente de la trayectoria por dispersión que en las de mayor tamaño. Para tener una penetración más eficaz se deben combinar manchas de mayor tamaño y longitud de onda penetrantes (600-1300 nm) (1,2,4).

ENFRIAMIENTO DE LA PIEL

La refrigeración de la piel disminuye el daño epidérmico, lo cual es muy importante en el tratamiento de fototipos muy pigmentados. Los productos empleados para esto pueden ser gases, líquidos y sólidos. Si empleamos refrigeración con gas, el líquido actúa como agente refrigerante que se evapora. En la refrigeración con sólidos el agente refrigerante es un cuerpo sólido con alta capacidad térmica y conductividad. Con un gel frío se produce una refrigeración pasiva.

Hay tres formas de refrigerar la piel: pre-refrigeración, refrigeración simultánea y post-refrigeración. La pre-refrigeración hace que disminuya la temperatura de la piel antes de que llegue el pulso láser, útil en pulsos menores de cinco milisegundos, tales como los obtenidos con el láser Q-switched y se pueden usar pulverizadores de nitrógeno líquido. La refrigeración simultánea es eficaz en pulsos grandes, mayores de 5 a 10 milisegundos. La post-refrigeración es útil para minimizar el dolor y el eritema. (1,2,4,7)

TIPOS DE LÁSER:

Contínuos: Ejemplificados por el láser de CO₂ y el de argón, los cuales emiten un constante rayo de luz con largas duraciones de exposición lo cual resulta en daño tisular no selectivo (5).

Casi contínuos: Incluyen el fosfato titanil potasio (KTP), vapor de cobre, bromuro de cobre, criptón, láser colorante pulsado bombeado por argón. Estos, al pulsar el rayo contínuo en segmentos cortos, producen emisión interrumpida de energía constante (5).

Láseres pulsados: Emiten luz láser de alta energía con pulsos ultracortos y largos períodos entre cada pulso (0,1 a 1 segundo). Pueden ser pulsados

largos (450-1 500 Mseg, o pulsados cortos (50-100 nseg), como el láser de Ruby Q switched, Alexandrita, o Neodymium:

Yttrium- Aluminum – Garnet (Nd: YAG). Los Q switched tienen pulsado foto óptico que permite la liberación de energía almacenada dentro de la cavidad láser en explosiones cortas de alta energía. Los láseres pulsados son mejor adaptados para tratar lesiones de piel de acuerdo a los principios de fototermolisis selectiva, ya que los tiempos de relajación de la mayoría de los cromóforos cutáneos son muy cortos (1,5,7,8).

LÁSERES PARA LESIONES PIGMENTADAS

El cromóforo en el tratamiento de lesiones pigmentadas es la melanina; ésta absorbe la radiación en un amplio rango que va desde la luz ultravioleta a la infrarroja. Para tratar estas lesiones se han desarrollado láseres específicos de pigmento, entre los cuales se encuentran: el láser Ruby Q-switched (694 nm), el Alexandrita Q-switched (755 nm), el Neodymium:Yttrium-Aluminum-Garnet (1 064 nm y 532 nm), láser colorante pulsado (510 nm), láser vapor de cobre (578 nm) (ver tabla 1) (1,2,4,9).

Tabla 1. LÁSERES PARA LESIONES PIGMENTADAS

Tipo de Láser	Longitud de onda	Duración de pulso
Ruby Q-switched	694 nm	20-40 nseg
Alexandrita Q-switched	755 nm	50-100 nseg
Nd: YAG Q-switched	1064 nm	10-20 nseg
Nd: YAG Q-switched	532 nm	10-20 nseg
Láser de colorante pulsado	510 nm	400 nseg

Láser Ruby Q-switched (694nm)

El láser de Ruby Q-switched emite pulsos cortos de luz roja de 20-40 nseg, dentro de la porción

visible del espectro electromagnético. Puede ser usado para erradicar una variedad de lesiones pigmentadas epidérmicas y dérmicas (10). Lesiones pigmentadas superficiales (epidérmicas) como léntigos solares y efélides pueden aclararse e incluso eliminarse con 1-2 sesiones de tratamiento, mientras que las lesiones pigmentadas profundas (dérmicas) tales como nevus de Ota, nevus azules y otros nevus necesitan un mayor número de sesiones. Las lesiones melanocíticas con componente mixto tales como maculas café con leche, nevus de Becker y nevus de Spilus son más difíciles de erradicar y tienen una alta tasa de recurrencia. Inmediatamente después de la irradiación, el tejido toma un color blanco grisáceo con edema, el cual es evidente durante aproximadamente 30 a 60 minutos después del tratamiento. La curación es completa dentro de 7 a 14 días. Ya que la melanina absorbe muy fuertemente la energía, se presentan alteraciones de pigmentación posinflamatoria tipo hipo o hiperpigmentación, que pueden persistir por muchos meses después del procedimiento. Afortunadamente la despigmentación permanente y las cicatrices hipértrofas son raras (11,12).

Láser Alexandrita Q-switched (755nm)

Emite luz roja a 755nm con duraciones de pulso que va de 50 a 100 nanosegundos. Puede selectivamente remover la pigmentación epidérmica y dérmica, por lo cual es ideal para el tratamiento de lesiones profundas como nevus intradérmico y nevus de Ota. Su longitud de onda larga es poco absorbida por la melanina, reduciendo el riesgo de hipopigmentación postratamiento. Este láser destruye la melanina folicular produciendo a largo plazo disminución de la densidad de los folículos pilosos (13).

Láser Neodymium: Yttrium-Aluminum-Garnet (Nd: YAG) (1064 nm y 532 nm)

Emite luz infra roja a 1064 nm, puede ser doblada su frecuencia usando un cristal de difosfato potásico para producir luz verde visible con longitud de onda de 532 nm. La mayoría de estos láseres tienen duraciones de pulso que van desde 10-20 nanose-

gundos, tamaño de la mancha de 1,5 a 4 mm, tasa de repeticiones de 1 a 10 Hz. A una longitud de onda de 532 nm, se destruye efectivamente la melanina epidérmica superficial por lo que este láser es de gran utilidad para léntigos solares y efélides. A 532 nm hay absorción concomitante por la oxihemoglobina dentro de la dermis superficial y puede haber púrpura franca, producto de la destrucción de capilares superficiales, la cual puede durar de 10-14 días. El Nd: YAG de 1064 nm penetra la piel de manera más profunda, por lo cual es más efectivo para pigmentación dérmica. Es ideal para fototipos oscuros por su poca interacción con la melanina epidérmica, reduciendo el riesgo de alteración pigmentaria posoperatoria (14).

Láser de colorante pulsado

Emite luz verde, es ideal en lesiones epidérmicas superficiales como léntigos solares, efélides y maculas café con leche. Para los dos primeros son necesarias 2 sesiones, mientras que las máculas café con leche requieren seis sesiones en promedio. Luego del procedimiento puede haber decoloración gris y formación de costra delgada que se resuelve en 1 a 2 semanas, igualmente puede producirse púrpura transitoria por la absorción por la oxihemoglobina (15). Actualmente no es muy usado.

Láser de vapor de cobre (578 nm)

Emite luz verde a 510 nm y luz amarilla a 578 nm. La luz amarilla es útil para angiomas en vino oporto, telangiectasias y malformaciones venosas, mientras que la luz verde es útil en léntigos y efélides, este láser por ser de onda casi continua puede producir cicatrices hipertróficas y alteraciones pigmentarias importantes (16).

LÁSERES PARA REMOCIÓN DE TATUAJES:

Los métodos tradicionales para la remoción de tatuajes como son la escisión quirúrgica, derma-

bración, criocirugía y peeling químicos, pueden producir cicatrices hipertróficas y alteraciones permanentes en la pigmentación de la piel (1,16,17). Goldman en 1960 experimentó con los láseres de rubí (694 nm) y argón (488 a 514 nm) y más tarde con láseres de CO₂ para este propósito, pero se produjeron múltiples cicatrices hipertróficas pues una excesiva cantidad de energía se depositaba dentro de los tejidos. En 1990 fueron creados los láseres Q-switched dentro del espectro del rojo e infrarrojo, los cuales pueden emitir densidades de alta energía con duración de pulso ultracorto (nanosegundos) para destruir el pigmento. Las partículas de tinta son fragmentadas por la luz del láser y removidas del área por fagocitosis, transporte linfático, eliminación transepidermica. Para una óptima remoción del pigmento, la selección del láser se basa en el espectro de absorción de los colores de las tintas presentes dentro del tatuaje. El pigmento negro absorbe la luz roja e infrarroja y para estos tatuajes son útiles, con efectos semejantes, los láseres Q switched ruby de 694 nm, Alexandrita de 755 nm y Nd: YAG de 1064 nm, con fluencias en el rango de los 6-8 J/cm². La coloración gris blanca del tejido después del procedimiento significa que la energía usada fue suficiente pero no excesiva. El Nd: YAG de 1064 nm es una alternativa segura cuando se tratan pacientes con piel oscura, pues su larga longitud de onda tiene mínima interacción con el pigmento epidérmico. La tinta azul y verde absorbe mejor los láseres que se encuentran en el rango de los 600-800 nm como el Alexandrita y el rubí. Tatuajes amarillos, naranjados y rojos absorben la luz verde, y para éstos son útiles el Nd: YAG de 532 nm o el colorante pulsado de 510 nm. Usualmente se requieren 2 a 4 sesiones para aclaración significativa de los colores de la tinta (ver tabla 2)

Los tatuajes profesionales son mas resistentes, pues la tinta está localizada profundamente dentro de la dermis, son multicolores en su mayoría y las partículas de pigmento están densamente empaquetadas, por lo cual requieren 8 a 10 sesiones. Los tatuajes aficionados requieren menos sesiones, usualmente de cuatro a seis, debido a que las tintas basadas en carbono están más esparcidas y mas superficiales dentro de la piel. En general estos trata-

mientos son bien tolerados, pero se pueden ver efectos adversos tales como hipo e hiperpigmentación principalmente con el láser de rubí. Para evitar esto las sesiones deben hacerse cada ocho semanas, dando tiempo para que la piel cicatrice (8,18,19,20). Otros efectos son las reacciones alérgicas sistémicas, oscurecimiento de la tinta por reducción de óxido férrico a óxido ferroso y reacciones granulomatosas localizadas (8).

Tabla 2. LÁSERES PARA ELIMINAR TATUAJES

Color de la tinta del tatuaje	Láser
Azul/negra	Rubí 694 nm, Alexandrita 755 nm, Nd: YAG 1064 nm
Verde	Rubí 694 nm, Alexandrita 755 nm
Rojo/Naranja /Púrpura	Nd: YAG 532 nm, colorante pulsado 510 nm
Amarilla	Colorante pulsado 510 nm

LÁSERES PARA LESIONES VASCULARES

Ahora existen una amplia variedad de láseres para tratar angiomas en vino de oporto, hemangiomas, telangiectasias faciales, poiquilodermia, angiomas cereza, lagunas venosas, venas en piernas. Cuando tratamos estas lesiones el cromóforo es la oxihemoglobina. Esta tiene tres picos de absorción a los 418, 542 y 577 nm. La absorción de energía por este cromóforo produce daño térmico local. Ya que el pico de absorción por la oxihemoglobina ocurre dentro del espectro del amarillo, láseres de colorante pulsado bombeado por argón a 577,585 nm, KTP de 532 nm, vapor y bromuro de cobre de 578 nm, Kriptón de 568 nm son los mas comúnmente usados (21-23). (Ver tabla 3).

Láseres continuos y casi continuos

Láseres de colorante pulsado bombeado por argón a 577-585 nm, KTP-532 nm, vapor y bromuro de

cobre -578 nm, Kriptón-568 nm, liberan pulsos tan cortos como de 20 mseg para tratar telangiectasias faciales y angiomas en vino oporto, pero producen cicatrices hipertróficas y cambios de textura; requieren 3 a 4 sesiones a diferencia del láser colorante pulsado que necesita 1 ó 2 sesiones para tratar estas mismas lesiones (24,25).

Láser colorante pulsado bombeado por flash (585 nm)

Su blanco es la oxihemoglobina intravascular y es considerado el láser de elección para la mayoría de lesiones vasculares benignas tanto congénitas como adquiridas, por su eficacia clínica y bajos riesgos. Ha sido empleado con éxito en angiomas en vino de oporto, hemangiomas superficiales, telangiectasias, eritema facial difuso, granulomas piogénicos, estrías eritematosas y cicatrices hipertróficas. Con duración de pulso extendido de 1,5 milisegundos y diámetro del rayo grande, este láser es capaz de penetrar los tejidos profundamente y mantener su especificidad vascular. Se ha visto mejoría del 80 % en angiomas vino oporto en un promedio de 8 a 10 sesiones. Para mejorar hemangiomas, telangiectasias y cicatrices hipertróficas son necesarias menos sesiones. En casos resistentes, el uso de longitudes de onda largas de 595 nm y duraciones de pulso de 3 milisegundos provee penetración profunda tisular y coagulación de vasos adicionales, resultando en mejor aclaración de la lesión (5,26). Los efectos adversos más comunes del tratamiento con láser colorante pulsado son edema postoperatorio y púrpura, mientras que la formación de costras y vesículas son raras. Las alteraciones pigmentarias transitorias son más comunes en pacientes de piel oscura por la interacción con la melanina epidérmica. El uso de dispositivos de enfriamiento protege la epidermis del sobrecalentamiento, permite el tratamiento con altas fluencias y reduce el riesgo de despigmentación (5,26).

Luz no coherente pulsada intensa

Emite luz no coherente entre 500-1200 nm, tiene intervalos y duración de pulso variables, se usa en

poiquilodermia, telangiectasias faciales y en piernas, angiomas vino oporto y hemangiomas. Para tratar lesiones vasculares se utilizan filtros que varían dentro del espectro de los 515-590 nm. El dispositivo genera diversas fluencias hasta de 80 J/cm², en pulsos sencillos, dobles o triples, en el rango que va entre 2 y 10 milisegundos. La luz se aplica mediante una fibra a través de una abertura de 8 x 15 mm o de 8 x 35 mm, que permite el tratamiento de grandes áreas (27-29). Las lesiones con vasos de pequeño calibre son tratadas con filtros cortos entre 515 a 550 nm y se deben utilizar en pieles blancas por la interacción con la melanina epidérmica a esta longitud de onda, mientras que para las lesiones con vasos de gran calibre se deben usar filtros altos entre 570 o 590 nm. Con duraciones de pulso mayores de 50 milisegundos, se calientan más lentamente los vasos más profundos, mejorando la eficacia del tratamiento y disminuyendo el riesgo de púrpura postoperatoria e hiperpigmentación (27-29).

Neodymium:Yttrium-Aluminum-Garnet (Nd:YAG 532 nm)

Da longitudes de onda verdes cercanas al pico de la oxihemoglobina, difieren en el tamaño del "spot" (pieza de mano) de 0,5 a 4 mm. Su fluencia va de 8 a 12 J/cm². El calor es depositado de forma menos uniforme, con menor efectividad y mayor riesgo de cicatrización. Se usa en telangiectasias faciales y venas reticulares y angiomas en vino oporto. Puede producir púrpura como efecto adverso y cambios de pigmentación por su absorción por la melanina epidérmica (30).

Nd:YAG 1064 nm

Requiere fluencias en rangos entre 70 - 150 J/cm², con pulsos aproximados de 16 mseg. Algunos trabajos lo han usado en telangiectasias de la cara en fototipos del I al IV, con fluencias entre 25 y 150 J/cm² con mejoría del 97 % de los pacientes. Se ha usado en venas reticulares de las piernas y entre los efectos adversos reportados están: dolor, lesiones urticariales transitorias post-tratamiento,

lesiones purpúricas, con rápida resolución. Debe tenerse cuidado en lesiones peri orbitarias ya que tiene alta penetración (0,75 mm) (31,32).

Tabla 3. LÁSERES PARA LESIONES VASCULARES

Tipo de Láser	Longitud de onda	Duración de pulso
Colorante pulsado	585 nm	1,5 mseg
Alejadrita pulso largo	755 nm	3-20 mseg
Diodo	800-810, 930 nm	1-1000 mseg
Nd:Yag pulso largo y corto	1064 nm(IR)	
532nm	1-500 mseg	
Fuente luz pulsada	515-1200 nm	0.5 - 20 mseg

LÁSERES PARA DEPILACIÓN

Desde que en 1996 se aprobó el láser para depilación se han creado nuevos sistemas cada vez más eficaces y seguros con este objetivo (33). La depilación permanente del pelo necesita el daño a las células madre foliculares en la vaina epitelial externa y/o papila dérmica, en la base del folículo piloso (8,33). Los láseres y fuentes de luz pulsada intensa con longitudes de onda entre los 600 y 1200 nm son los más utilizados para depilación pues su blanco es la melanina dentro del tallo, epitelio folicular y matriz pigmentada. Con estos láseres hay miniaturización de folículos terminales, a los 20 milisegundos se produce degeneración y fibrosis del folículo. Hay que tener en cuenta que ningún láser de depilación sirve para pelo blanco o rubio y la mejoría que se logra es sólo de un 90 %. La presencia de la melanina dentro de la epidermis representa un sitio competitivo para la absorción de la energía del láser, el enfriamiento activo de la piel ayuda a minimizar el daño epidérmico no deseado, factor crítico cuando se tratan pacientes con fototipos oscuros. Para limitar el daño térmico, la duración de pulso debe ser mas corta o igual al tiempo de relajación térmica del folículo piloso, estimada en

10 a 100 mseg, dependiendo del diámetro del folículo (33). Estudios preliminares demostraron que el calentamiento del folículo con una duración de pulso mayor de 100 milisegundos ha resultado en reducción del pelo a largo plazo sin secuelas (8).

Los sistemas láser y las fuentes de luz pulsada aprobadas por la Food and Drug Administration (FDA) para la reducción de pelo incluye el láser de rubí de 694 nm, Alexandrita de 755nm, diodo 800nm, Nd: YAG de 1064 nm y fuente de luz pulsada de 590- 1200 nm. (34-36). La longitud de onda de 755 nm emitido por el láser Alexandrita, penetra más profundamente dentro de la dermis y se absorbe menos por la melanina epidérmica que el rubí de 694nm, haciéndolo más seguro en pacientes de pieles oscuras. (34-36). El láser de diodo emite energía dentro del espectro de los 800 a los 810 nm. Esta longitud de onda larga es suficientemente absorbida por la melanina pero no tanto como el rubí y el Alexandrita, lo que lo hace seguro en individuos con fototipos oscuros (8,35). El Nd: YAG de 1064 nm es absorbido menos eficientemente por la melanina endógena y produce menos púrpura, ampollas, costras y despigmentación, es útil en pieles oscuras y se ha visto su gran utilidad en pseudo foliculitis de la barba pues disminuye el pelo y la aparición de pápulas (36,37).

Las fuentes de luz intensa pulsada emiten longitudes de onda que van desde los 550 a 1200 nm y se usan para la reducción del pelo. Estas longitudes se escogen teniendo en cuenta el tipo y el color de piel de cada individuo. Con 3 ó 4 sesiones de tratamiento se han visto reducciones de pelo hasta de 75 % luego de 6 meses de seguimiento (38).

LÁSERES PARA RENOVACIÓN CUTÁNEA

Láseres ablativos

El láser de CO₂ pulsado o escaneado es considerado el estándar de oro para renovación cutánea y desde que se comenzó a usar en 1990 ha revolucionado la tecnología. Para controlar la profundi-

Tabla 4. LÁSERES PARA DEPILACIÓN

Láser	Longitud de onda	Duración del pulso	Refrigeración
Rubí	694 nm	1.2-3 mseg	Gel, refrigeración por contacto, refrigeración con zafiro
Alexandrita	755 nm	2-40 mseg	Gel, spray criogénico, flujo de aire frío
Diodo	800 nm	5-30 mseg	Contacto con zafiro
Nd:YAG pulso largo	1064 nm	10-100mseg	Refrigeración por contacto
Fuente de luz pulsada	550-1200 nm	Variable	Dispositivo de refrigeración circulante

dad del daño térmico en el tejido, la duración del pulso debe ser menor de 1 mseg. El láser de CO₂ emite una longitud de onda de 10 600 nm que es absorbida por el agua de los tejidos, y con pulsos menores de 1 milisegundo penetra sólo 20 µm en el tejido. El daño térmico residual puede limitarse a una fina capa de 100- 150 µm y la fluencia necesaria para obtener una ablación superficial de la piel es 5J/cm². Es muy efectivo en mejorar la piel foto-dañada, ritides fotoinducidas, discromias y cicatrices atróficas a través de la descarga de pulsos de alta energía para alcanzar la vaporización de los tejidos sin necrosis térmica excesiva de la piel residual. Se debe hacer una sola pasada para eliminar la epidermis, pero se requieren pasadas adicionales para contraer y remodelar el colágeno que es lo que lleva a mejoría en la textura y apariencia clínica e histológica de la piel. El tono de la piel y la profundidad de las cicatrices mejoran en más de un 50 % después del tratamiento.

Entre los efectos adversos potenciales y complicaciones se incluyen el eritema prolongado, acné o formación de quistes de milio, infecciones de heridas, hiperpigmentación postinflamatoria, hipopigmentación retardada, reactivación del herpes simples virus, cicatrices hipertróficas y formación de ectropión. Aunque se ve mejoría dramática en piel con daño actínico y con cicatrices, causa mucha morbilidad (39,40).

El Erbium:YAG de 2940 nm produce modesta mejoría en la piel foto-dañada con menos efectos adversos que el láser de CO₂, tales como menor edema, eritema, daño térmico y con curación más

rápida. Este láser con una menor longitud de onda y un alto coeficiente de absorción por el agua de los tejidos produce una ablación más fina y precisa. Su profundidad de penetración es de 3 µm de tejido por cada J/cm². Por su efecto térmico limitado produce menos coagulación vascular, hemostasis, contracción y remodelación del colágeno comparado con el láser de CO₂. Actualmente se ha introducido el láser Er:YAG de pulso variable, con amplitudes de pulso entre 10 y 50 mseg que produce una inmediata retracción del tejido y un grado de curación intermedio entre los de los láseres Er: YAG de pulso corto y los de CO₂ (41-42). Algunas complicaciones que pueden presentarse con estos láseres ablativos son edema, eritema, exudación, costras, cicatrices atróficas, hipertróficas, queloides, quistes de milium, acné, dermatitis de contacto alérgica, discromía e infecciones (41,42).

Láseres no ablativos

Estos emiten luz dentro de la porción infrarroja del espectro electromagnético (1000-1500 nm). A estas longitudes de onda, la absorción por el agua contenida en los tejidos es débil afectando la penetración profunda; inducen remodelación del colágeno al causar herida dérmica sin disrupción de la epidermis, pero para asegurar la preservación de la epidermis también se usan dispositivos de enfriamiento (3,8). Aunque los resultados son mucho mejores con los láseres ablativos, con estos sistemas láser se ha visto mejoría de leve a moderada en cicatrices atróficas y ritides sin heridas externas, siendo ideal para pacientes que no toleran procedimientos dolorosos ni tan intensivos. Estu-

dios clínicos han demostrado la habilidad del láser colorante pulsado de 585 y 595 nm para reducir ritides faciales leves con mínimos efectos adversos, los cuales incluyen edema leve, púrpura e hiperpigmentación posinflamatoria transitoria (5). Al parecer estos láseres mejoran las arrugas pues la luz amarilla, libera mediadores que estimulan los fibroblastos a producir nuevas fibras de colágeno (5).

Los sistemas infrarrojos que han sido usados para remodelación cutánea no ablativa son: El Nd:YAG de 1 064 y de 1 320 nm, el diodo de 1 450 nm y el Er:glass de 1 540 nm y el fraxel de 1515 nm (3,5,8,43).

El Nd : YAG QS de 1064 nm ha sido usado exitosamente para efectuar remodelación dérmica no ablativa a pesar de su especificidad por el pigmento y relativa carencia de absorción por el agua contenida en los tejidos. Su longitud de onda larga es capaz de penetrar profundamente en los tejidos lo suficiente para causar herida en la papila dérmica y su breve duración de pulso (nanosegundos) limita la difusión térmica. Algunos efectos adversos de este láser incluyen sangrado puntual, eritema transitorio, edema e hiperpigmentación postinflamatoria. Pacientes con eritema prolongado han mostrado mucha mejoría de las ritides (3,5,8).

El Nd:YAG de 1 320 nm fue el primer sistema láser desarrollado para remodelación cutánea no ablativo. Tiene 3 piezas: una es el rayo mismo, otra es un sensor térmico y otro es un spray criogeno. Cuando la temperatura de la piel es mantenida a 40-45 grados centígrados durante la irradiación con el láser, la dermis alcanza 60 a 65 grados centígrados produciéndose la contracción y la formación de nuevo colágeno (44). La temperatura epidérmica debe ser mantenida por debajo de 50 grados centígrados para prevenir la formación de vesículas o la cicatrización (44).

Muchos estudios han documentado una mejoría de leve a moderada de las ritides faciales después

de algunas series mensuales de tratamiento con Nd:YAG de 1320 nm. También se ha usado el láser de diodo de 1450 nm para mejorar ritides faciales, líneas transversas del cuello y cicatrices faciales atróficas. Los efectos adversos de este tratamiento son edema leve y transitorio, eritema e hiperpigmentación posinflamatoria. Los resultados clínicos e histológicos se ven en 6 meses (44-46).

El Er: glass de 1540 nm es absorbido en menor grado por la melanina de los tejidos, lo que lo hace útil en individuos de piel oscura. Con este láser se ha visto más mejoría de las ritides peri-orbitarias que de las peri-orales y aumento de la fibroplasia dérmica (3).

Fototermolisis fraccionada

Produce heridas microscópicas por calor (MTZ): zonas de tratamiento micro térmico, con zonas necróticas rodeadas por zonas de tejido viable, en patrones geométricos que no dependen de la distribución del cromóforo. Los parámetros del láser son ajustados, produciendo varias profundidades y diferentes distancias en micras entre los puntos; la recuperación es más rápida, porque hay tejido sano entre los puntos de disparo. Es bien tolerado con rápida reparación dermo-epidérmica. En este grupo están el Fraxel con longitudes de onda de 1 550 nm, el Píxel que es un Erbium fraccionado y el CO₂ fraccionado. Estos láseres están diseñados para actuar en la piel envejecida creando heridas microscópicas dentro de las áreas objetivo, produciendo de esta forma nuevo colágeno y una renovación de las células de la piel. Ofrecen una rápida curación a los pacientes con buenos resultados. El fraxel que en este momento esta siendo muy utilizado en nuestro medio, ha sido aprobado por la FDA para tratar cicatrices de acné, melasma, arrugas periorculares y lentigos solares (47-49).

Pese a los avances, ninguno de estos láseres ha mostrado ser superior a los láseres ablativos para rejuvenecimiento cutáneo (47).

LÁSERES PARA OTRAS ENFERMEDADES CUTÁNEAS

Cicatrices hipertróficas, atróficas y queloides

Los primeros láseres utilizados para tratar cicatrices fueron los de CO₂, el de argón, y Nd:YAG. Sin embargo, éstos producen una ablación no selectiva con recidivas o empeoramiento a los pocos años del tratamiento. El láser colorante pulsado de 585 nm es ahora considerado tratamiento de primera línea para cicatrices hipertróficas y queloides, reduciendo el eritema y mejorando su textura. Es también efectivo en reducir prurito o disestesia. Dos o más sesiones separadas por seis a ocho semanas son requeridas para las cicatrices. Los queloides requieren terapia combinada con corticoesteroides o excisión quirúrgica. Los efectos adversos de este láser incluyen púrpura transitoria e hipo o hiperpigmentación que se resuelven espontáneamente (50,51).

Estrías

Para esta patología se ha visto un poco de mejoría clínica, con el uso del láser colorante pulsado de 585 nm. Los análisis histológicos demostraron un incremento en el contenido de elastina en las lesiones tratadas. Se ha demostrado que responden mejor las estrías pequeñas que las grandes, y que la localización y edad de las mismas no afecta la tasa de respuesta. Además se ha visto que los láseres de luz visible a fluencias bajas estimulan el aumento de la elastina y la proliferación de fibroblastos (3,4,8).

Verrugas y condilomas acuminados

El láser de CO₂ en modo continuo se ha utilizado para el tratamiento de las verrugas plantares y periungueales y para los condilomas acuminados destruyendo selectivamente el tejido y haciendo

hemostasia. Estas lesiones también han sido tratadas con láser colorante pulsado de 585 nm, provocando la coagulación de los vasos que lleva a disminución de su suministro nutricional y regresión eventual de estas lesiones (8).

Psoriasis y otras

Para placas aisladas y recalcitrantes se ha demostrado beneficio con el uso del láser excimer de 308 nm, el cual emite una longitud de onda en el espectro de eficacia de la luz ultravioleta de banda estrecha de 305-311 nm produciendo mejoría de las lesiones y evitando la exposición de la piel no afectada a la radiación. En un estudio multicéntrico de 124 pacientes, el 72 % consiguieron al menos un 75 % de resolución después de 10 o más sesiones de tratamiento. Otras enfermedades que han respondido a este láser son el vitiligo, la micosis fungoides y la dermatitis atópica (8).

SEGURIDAD EN EL USO DEL LÁSER

Algunas complicaciones que se pueden presentar con el láser son quemaduras térmicas y daños oculares como quemadura retiniana y daño visual que ocurren cuando el láser está activado (4,8). Se ha observado que el ADN viral, está presente en el humo durante la radiación con el láser de CO₂, por eso la transmisión de infecciones por virus como el herpes simple, la hepatitis B y VIH a través de la pluma o del humo del láser representan un peligro potencial serio. Para evitar estas complicaciones todo el personal debe usar gafas, mascarar, batas y guantes apropiados y extractores de humo en las salas (4,8).

PERSPECTIVAS FUTURAS

Aunque se han realizado muchos avances en la cirugía cutánea con láser, hay todavía muchas apli-

caciones potenciales. La comprensión de los efectos del láser en la piel y el uso de este conocimiento para fabricar nuevos y más sofisticados equipos nos proporcionará nuevos enfoques para el tratamiento de diversos trastornos cutáneos. En el futuro los láseres se podrán emplear para dirigirlos selectivamente a estructuras específicas de la piel como grasa, glándulas sebáceas, glándulas sudoríparas y células inflamatorias (8).

REFERENCIAS

1. Hirsch RJ, Anderson RR. Principles of laser-skin interactions. In: Bologna JL, Jorizzo JL, Rapini R, Horn TD, Mascaró JM, Mancini AJ, Salasche SJ, Saurat JH, Stingl G, editors. *Dermatology*. Spain: Mosby; 2003. p. 2143-2151.
2. Carroll L, Humphreys TR. LASER-tissue interactions. *Clin Dermatol*. 2006;24(1):2-7.
3. Tanzi EL, Lupton JR, Alster TS. Lasers in dermatology: four decades of progress. *J Am Acad Dermatol*. 2003;49(1):1-31;quiz 31-4.
4. Graeme ML, Anderson RR. Lasers in Dermatology. In: Freedberg I, Eisen A, Wolff K, Austen KF, Goldsmith L, Katz S, Fitzpatrick T, editors. *Dermatology in General Medicine*. Sixth edition. McGraw-Hill; 2003. p. 2493-2515.
5. Alster TS, Lupton JR. Lasers in dermatology. An overview of types and indications. *Am J Clin Dermatol*. 2001;2(5):291-303.
6. Lui H. Advances in dermatologic lasers. *Dermatol Clin*. 1998;16(2):261-268.
7. Alora MB, Anderson RR. Recent developments in cutaneous lasers. *Lasers Surg Med*. 2000;26(2):108-118.
8. Stratigos A, Dover J, Arndt K. Laser therapy. In: Bologna JL, Jorizzo JL, Rapini R, Horn TD, Mascaró JM, Mancini AJ, Salasche SJ, Saurat JH, Stingl G, editors. *Dermatology*. Spain: Mosby; 2003. p. 2153-2175.
9. Massey RA, Marrero G, Goel-Bansal M, Gmyrek R, Katz BE. Lasers in dermatology: a review. *Cutis*. 2001;67(6):477-484.
10. Morelli JG. Use of lasers in pediatric dermatology. *Dermatol Clin*. 1998;16(3):489-495.
11. Kono T, Manstein D, Chan HH, Nozaki M, Anderson RR. Q-switched ruby versus long-pulsed dye laser delivered with compression for treatment of facial lentigines in Asians. *Lasers Surg Med*. 2006;38(2):94-97.
12. Grevelink JM, Gonzalez S, Bonoan R, Vibnagool C, Gonzalez E. Treatment of nevus spilus with the Q-switched ruby laser. *Dermatol Surg*. 1997;23(5):365-369.
13. Citron BS. Laser treatment of pigmented lesions. *Clin Plast Surg*. 2000;27(2):193-198.
14. Downs AM, Rickard A, Palmer J. Laser treatment of benign pigmented lesions in children: effective long-term benefits of the Q-switched frequency-doubled Nd:YAG and long-pulsed alexandrite lasers. *Pediatr Dermatol*. 2004;21(1):88-90.
15. Chan HH, Kono T. The use of lasers and intense pulsed light sources for the treatment of pigmentary lesions. *Skin Therapy Lett*. 2004;9(8):5-7.
16. Stratigos AJ, Dover JS, Arndt KA. Laser treatment of pigmented lesions—2000: how far have we gone?. *Arch Dermatol*. 2000;136(7):915-921.
17. Kilmer SL. Laser eradication of pigmented lesions and tattoos. *Dermatol Clin*. 2002;20(1):37-53.
18. Goldberg DJ. Laser treatment of pigmented lesions. *Dermatol Clin*. 1997;15(3):397-407.
19. Hamilton MM. Laser treatment of pigmented and vascular lesions in the office. *Facial Plast Surg*. 2004;20(1):63-69.
20. Goldman L. Future of laser dermatology. *Lasers Surg Med*. 1998;22(1):3-8.

21. Landthaler M, Hohenleufner U. Laser therapy of vascular lesions. *Photodermatology, Photoimmunology & Photomedicine*. 2006;22(6):324-332.
22. Astner S, Anderson RR. Treating vascular lesions. *Dermatologic therapy*. 2005;18(3):267-281.
23. Dover JS. New approaches to the laser treatment of vascular lesions. *Australasian Journal of Dermatology*. 2000;41(1):14-18.
24. Goldberg DJ. Laser removal of pigmented and vascular lesions. *J Cosmet Dermatol*. 2006;5(3):204-209.
25. Schmults CD. Laser treatment of vascular lesions. *Dermatol Clin*. 2005;23(4):744-755.
26. Alam M, Dover JS, Arndt KA. Treatment of facial telangiectasia with variable-pulse high-fluence pulsed-dye laser: comparison of efficacy with fluences immediately above and below the purpura threshold. *Dermatol Surg*. 2003;29(7):681-684; discussion 685.
27. Ross EV, Smirnov M, Pankratov M, Altshuler G. Intense pulsed light and laser treatment of facial telangiectasias and dyspigmentation: some theoretical and practical comparisons. *Dermatol Surg*. 2005;31(9 Pt 2):1188-1198.
28. Hamzavi I, Lui H. Using light in dermatology: an update on lasers, ultraviolet phototherapy, and photodynamic therapy. *Dermatol Clin*. 2005;23(2):199-207.
29. Goldman MP. Treatment of Leg Veins with lasers and intense pulsed Light. *Dermatologic clinics*. 2001;19(3): 467-473.
30. Chan HH, Chan E, Kono T, Ying SY, Wai-Sun H. The use of variable pulse width frequency doubled Nd:YAG 532 nm laser in the treatment of port-wine stain in Chinese patients. *Dermatologic Surgery*. 2000;26(7):657-661.
31. Adrian RM. Treatment of leg telangiectases using a long-pulse frequency-doubled Neodymium:YAG Laser at 532nm. *Dermatol Surg*. 1998;24(1):19-23.
32. Hercogova J, Brazzini B, Hautmann G, Gherse-tich I, Lotti T. Laser treatment of cutaneous vascular lesions: face and leg telangiectases. *J Eur Acad Dermatol Venereol*. 2002;16(1):12-18.
33. Haedersdal M, Wulf HC. Evidence-based review of hair removal using lasers and light sources. *J Eur Acad Dermatol Venereol*. 2006;20(1):9-20.
34. Williams RM, Christian MM, Moy RL. Hair removal using the long-pulsed ruby laser. *Dermatol Clin*. 1999;17(2):367-372.
35. Wanner M. Laser hair removal. *Dermatol Ther*. 2005;18(3):209-216.
36. Ross EV, Cooke LM, Timko AL. Treatment of pseudofolliculitis barbae in skin types IV, V, and VI with a long-pulsed neodymium:yttrium aluminum garnet laser. *J Am Acad Dermatol*. 2002;47(2):263-270.
37. Kelly AP. Pseudofolliculitis barbae and acne keloidalis nuchae. *Dermatol Clin*. 2003;21(4):645-653.
38. El Bedewi AF. Hair removal with intense pulsed light. *Lasers Med Sci*. 2004;19(1):48-51. Epub 2004 Jul 1.
39. Fitzpatrick RE. CO2 Laser resurfacing. *Dermatol Clin*. 2001;19(3):443-449.
40. Kilmer SI, Chotzen VA, Silva SK, McClaren ML. Safe and effective carbon dioxide laser skin resurfacing of the neck. *Lasers Surg Med*. 2006;38(7):653-657.
41. Pozner JN, Goldberg DJ. Superficial erbium:YAG laser resurfacing of photodamaged skin. *J Cosmet Laser Ther*. 2006;8(2):89-91.
42. Alster TS, Lupton JR. Erbium:YAG cutaneous laser resurfacing. *Dermatol Clin*. 2001;19(3):453-463.

43. Papadavid E, Katsambas A. Lasers for facial rejuvenation: a review. *Int J Dermatol.* 2003;42(6):480-487.
44. Bhatia AC, Dover JS, Arndt KA, Stewart B, Alam M. Patient satisfaction and reported long-term therapeutic efficacy associated with 1,320 nm Nd:YAG laser treatment of acne scarring and photoaging. *Dermatol Surg.* 2006;32(3):346-352.
45. Dal Canton M, Modolo E. Objective and subjective clinical effects of a Nd:YAG 532-nm frequency-doubled long-pulsed diode pumped laser system on photoaging of the face: a retrospective study on color signs, texture and rhytids. *J Cosmet Laser Ther.* 2004;6(4):209-215.
46. Nelson JS. In this issue. *Dermatologic laser surgery.* *Lasers Surg Med.* 2000;26(2):105-107.
47. Manstein D, Herron GS, Sink RK, Tanner H, Anderson RR. Fractional photothermolysis: a new concept for cutaneous remodeling using microscopic patterns of thermal injury. *Lasers Surg Med.* 2004;34(5):426-438.
48. Kokhsar CK, Fitzpatrick RE. The treatment of melasma with fractional photothermolysis: a pilot study. *Dermatol Surg.* 2005;31(12):1645-1650.
49. Hasegawa T, Matsukura T, Mizuno Y, Suga Y, Ogawa H, Ikeda S. Clinical trial of a laser device called fractional photothermolysis system for acne scars. *J Dermatol.* 2006;33(9):623-627.
50. Lupton JR, Alster TS. Laser scar revision. *Dermatol Clin.* 2002;20(1):55-65.
51. Bradley DT, Park SS. Scar revision via resurfacing. *Facial Plast Surg.* 2001;17(4):253-262.
52. Passeron T, Orttone JP. Use of the 308-nm excimer laser for psoriasis and vitiligo. *Clin Dermatol.* 2006;24(1):33-42.

