

Láser y otras tecnologías en Dermatología

Láser y otras tecnologías en Dermatología

Ricardo Galván García

Dermatólogo.
Presidente de la Sociedad Iberoamericana de Cirugía Dermatológica,
Oncológica y Luz Pulsada AC.
Coordinador del Capítulo de Láser, IPL y Energías Aplicadas
a la Dermatología, CILAD.
Guadalajara, México.

Rubén Del Río Gil

Dermatólogo.
Vocal de la Junta Directiva, CILAD.
Coordinador y profesor de la Diplomatura de Láser, CILAD.
Barcelona, España.

Mariano Vélez González

Dermatólogo.
Médico del Servicio de Dermatología, Hospital del Mar.
Director médico, Centro Médico Ronefor.
Director del máster en Láser en Patología Dermoestética,
Universidad de Barcelona.
Barcelona, España.

Galván García, Ricardo

Láser y otras tecnologías en Dermatología

Ricardo Galván García; Rubén Del Río Gil; Mariano Vélez González.

1ª ed. - Ciudad Autónoma de Buenos Aires: Journal, 2024.

240 p.; 28 x 21,5 cm.

ISBN 978-987-8452-73-9

1. Dermatología. I. Del Río Gil, Rubén. II. Vélez González, Mariano. III. Título.

CDD 616.5075

Copyright © Ediciones Journal, 2024

Viamonte 2146 1 "A" (C1056ABH) CABA, Argentina

ediciones@journal.com.ar | www.edicionesjournal.com

Producción editorial: Ediciones Journal S.A.

Diagramación: Helena Ribero Farfán

Diseño de tapa: Le Voyer

IMPORTANTE: se ha puesto especial cuidado en confirmar la exactitud de la información brindada y en describir las prácticas aceptadas por la mayoría de la comunidad médica. No obstante, los autores, traductores, correctores y editores no son responsables por errores u omisiones ni por las consecuencias que puedan derivar de poner en práctica la información contenida en esta obra y, por lo tanto, no garantizan de ningún modo, ni expresa ni tácitamente, que esta sea vigente, íntegra o exacta. La puesta en práctica de dicha información en situaciones particulares queda bajo la responsabilidad profesional de cada médico.

Los autores, traductores, correctores y editores han hecho todo lo que está a su alcance para asegurarse de que los fármacos recomendados en esta obra, al igual que la pauta posológica de cada uno de ellos, coinciden con las recomendaciones y prácticas vigentes al momento de publicación. Sin embargo, puesto que la investigación sigue en constante avance, las normas gubernamentales cambian y hay un constante flujo de información respecto de tratamientos farmacológicos y reacciones adversas, se insta al lector a verificar el prospecto que acompaña a cada fármaco a fin de cotejar cambios en las indicaciones y la pauta posológica y nuevas advertencias y precauciones. Esta precaución es particularmente importante en los casos de fármacos que se utilizan con muy poca frecuencia o de aquellos de reciente lanzamiento al mercado.

Quedan reservados todos los derechos. No se permite la reproducción parcial o total, el almacenamiento, el alquiler, la transmisión o la transformación de este libro, en cualquier forma o por cualquier medio, sea electrónico o mecánico, mediante fotocopias, digitalización u otros métodos, sin el permiso previo y escrito de Ediciones Journal S.A. Su infracción está penada por las leyes 11.723 y 25.446.

Libro de edición argentina

Impreso en India – Printed in India, 03/2024

Replika Press Pvt Ltd, Haryana, 131028.

Queda hecho el depósito que establece la Ley 11.723

Se imprimieron 1500 ejemplares

A nuestras familias.

A nuestros alumnos y profesores.

Colaboradores

Agüero Zaputovich, Fátima

Dermatóloga. Directora médica, DERMALASER Paraguay. Profesora adjunta de Dermatología, Facultad de Ciencias Médicas, Universidad Nacional de Asunción. Asunción, Paraguay.

Alegre Sánchez, Adrián

Dermatólogo. Director médico, Clínica AB Derma. Coordinador del máster en Láser y Dispositivos Basados en Energía en Medicina Estética. Madrid, España.

Aliaga Salguero, Roald

Dermatólogo. Director médico, Centro Especializado Roald Derma-Esthetic. Jauja, Perú.

Arosemena Sarkissian, Reynaldo

Dermatólogo. Director médico, Clínicas Dermatológicas Arosemena. Jefe de Dermatología y profesor de Dermatología, Hospital Santo Tomás. Panamá, Panamá.

Barco, Didac

Dermatólogo. Corium Dermatology. Barcelona, España.

Boixeda, Pablo

Dermatólogo. Jefe clínico del Servicio de Dermatología, Hospital Ramón y Cajal. Profesor asociado, Universidad Alcalá. Madrid, España.

Cáceres Ríos, Héctor W.

Dermatólogo pediátrico. Director médico, Dermatólogos Asociados. Expresidente de la Sociedad Peruana de Dermatología, de la Sociedad Latinoamericana de Dermatología Pediátrica y del Grupo Peruano de Terapéutica Dermatológica, Estética y Láser (PERUDERM). Lima, Perú.

Carmona Contreras, Flor Patricia

Dermatóloga. Presidenta y fundadora de la Fundación SKIN. Ciudad de México, México.

Chen, In Lu

Dermatóloga. Directora médica, SkinClinics. Profesora de la Diplomatura en Terapia Láser en Dermatología, CILAD. Guadalajara, México.

del Ojo Cordero, Diego

Dermatólogo. Director gerente, Instituto Médico Siglo 21. Coordinador de los delegados, CILAD. Profesor asociado del área de Dermatología, Universidad de Cádiz. Cádiz, España.

Del Río Gil, Rubén

Dermatólogo. Vocal de la Junta Directiva, CILAD. Coordinador y profesor de la Diplomatura de Láser, CILAD. Barcelona, España.

Eichelmann Herrera, Kristian

Dermatólogo. Consultorio privado, DERMACARIBE. Playa del Carmen, México.

Galván García, Ricardo

Dermatólogo. Presidente de la Sociedad Iberoamericana de Cirugía Dermatológica, Oncológica y Luz Pulsada AC. Coordinador del Capítulo de Láser, IPL y Energías Aplicadas a la Dermatología, CILAD. Guadalajara, México.

García Meléndez, Martha Elena

Dermatóloga. Consultorio privado, DERMACARIBE. Playa del Carmen, México.

Guzmán Cubilla, José Antonio

Dermatólogo. Director médico, Dermaclínica. Profesor de Láser y Tecnologías Lumínicas, CILAD. Asunción, Paraguay.

López Estebananz, José Luis

Dermatólogo. Jefe del Servicio de Dermatología, Hospital Universitario Fundación Alcorcón. Profesor de Dermatología, Universidad Rey Juan Carlos. Madrid, España.

Luque Acevedo, Andrés

Dermatólogo. Presidente de la Sociedad Colombiana de Dermatología Láser (SCDL). Docente universitario, Hospital Universitario Centro Dermatológico Federico Lleras Acosta. Bogotá, Colombia.

Marise, Carlos

Dermatólogo. Director médico, Centro de Dermatología y Estética Dr. Carlos Marise. Profesor de la Diplomatura en Terapia Láser, CILAD. Pergamino, Argentina.

Meza Vudoyra, Marco Antonio

Angiólogo y cirujano vascular. Ciudad de México, México.

Misticone, Susana

Dermatóloga. Directora médica, Unidad Dermatológica Misticone. Profesora de Dermatología Cosmética, Hospital Vargas de Caracas, Universidad Central de Venezuela. Caracas, Venezuela.

Ollague Córdova, Kléber

Dermatólogo. Director del Área de Cirugía Dermatológica y Láser, Clínica Dermatológica Ollague. Profesor de posgrado en Dermatología, Universidad Católica de Santiago de Guayaquil. Guayaquil, Ecuador.

Ollague Murillo, Kléber

Dermatólogo. Director médico, Clínica Dermatológica Ollague. Director de posgrado en Dermatología, Universidad Católica de Santiago de Guayaquil. Guayaquil, Ecuador.

Piquero Casals, Jaime

Dermatólogo. Consultorio privado, Clínica Dermik. Barcelona, España.

Rojas Ramírez, Aída Paola

Dermatóloga. Jefa del Servicio del Dermatología Estética y Láser, Centro Dermatológico Federico Lleras Acosta. Docente universitaria, Hospital Universitario Centro Dermatológico Federico Lleras Acosta. Bogotá, Colombia.

Vélez González, Mariano

Dermatólogo. Médico del Servicio de Dermatología, Hospital del Mar. Director médico, Centro Médico Ronefor. Director del máster en Láser en Patología Dermoestética, Universidad de Barcelona. Barcelona, España.

Welsh Hernández, Esperanza

Dermatóloga. Profesora voluntaria del Departamento de Dermatología, Universidad de Miami. Monterrey, México.

Zerbinati, Nicola

Dermatólogo. Profesor en Dermatología, Universidad de Insubria. Coordinador científico y profesor, Escuela Superior Universitaria de Medicina Estética. Pavia, Italia.

Prólogo

En el año de 2017, durante una de las reuniones del *Capítulo de Láser e IPL* del Colegio Ibero-Latinoamericano de Dermatología (CILAD), nació la idea de crear una diplomatura de Terapia Láser y Energías aplicadas en Dermatología. Finalmente, fue en el año 2019 en el que se realizó el primer curso, al que asistieron 60 alumnos. En la actualidad son más de 350 alumnos de Iberoamérica los que cursan la diplomatura para certificarse en esta subespecialidad.

El creciente número de alumnos nos llevó a pensar en la publicación de un libro de referencia para nuestros estudiantes. Nos propusimos que el contenido fuera, además, de interés para la extensa comunidad de dermatólogos que integra el CILAD. Con ese objetivo, convocamos a más de 25 expertos dermatólogos especialistas en la aplicación de las tecnologías láser y luz pulsada a participar en la escritura de los temas. El resultado es un verdadero tratado en el que se ofrece información actualizada, sistematizada y de calidad sobre la aplicación de estas tecnologías.

Nuestro especial agradecimiento a los colegas que han participado en el proyecto; y al CILAD, por el apoyo y el aval, que permitió hacer posible la publicación del libro.

Los autores

Índice

Colaboradores.....	VII
Prólogo.....	IX
1 Generalidades de los láseres	1
Ricardo Galván García	
2 Fundamentos físicos en la emisión	5
Mariano Vélez González	
3 Características técnicas y parámetros	19
Mariano Vélez González	
4 Sistemas láser y otras fuentes	36
Mariano Vélez González	
5 Luz pulsada intensa	51
Ricardo Galván García • Susana Misticone • Jaime Piquero Casals	
6 Láser de colorante pulsado	62
Adrián Alegre Sánchez • Pablo Boixeda	
7 Láser Nd:YAG 1064 nm de pulso largo	70
Ricardo Galván García • Marco Antonio Meza Vudoyra	
8 Láser KTP 532 nm de pulso largo	76
José Antonio Guzmán Cubilla	
9 Láser de dióxido de carbono	85
Rubén Del Río Gil	
10 Láser Er:YAG 2940 nm y Er:Glass 1550 nm	91
Kristian Eichelmann Herrera • Martha Elena García Meléndez	
11 Láser Nd:YAG 1064 nm y Q-Switched 532 nm	96
Carlos Marise	
12 Láser de picosegundos	103
Nicola Zerbinati	
13 Sistemas lumínicos: LED y LLLT	107
Mariano Vélez González	
14 Excímero y UVB de banda estrecha	113
In Lu Chen • Reynaldo Arosemena Sarkissian	
15 Radiofrecuencia	123
Andrés Luque Acevedo • Aída Paola Rojas Ramírez	
16 Ultrasonido microfocalizado	139
Flor Patricia Carmona Contreras	
17 Láseres en depilación	146
Diego del Ojo Cordero • José Luis López Estebanz	
18 Láseres y radiofrecuencia en la inducción transdérmica de fármacos	153
Ricardo Galván García	
19 Láseres subablativos emergentes	
19.1 Clear + Brilliant	156
Roald Aliaga Salguero	
19.2 Fraxel Dual	159
Roald Aliaga Salguero	
20 Láseres vasculares emergentes	165
Roald Aliaga Salguero	

21	Terapia con láser en cicatrices	172
	Didac Barco	
22	Terapia con láser en queloides	175
	Didac Barco	
23	Terapia con láser en cicatrices de acné	181
	Didac Barco	
24	Láser en lesiones pigmentadas benignas superficiales	190
	Carlos Marise	
25	Láser y melasma	196
	Ricardo Galván García	
26	Láser y tatuajes	200
	Kléber Ollague Murillo • Kléber Ollague Córdova	
27	Láser y onicomycosis	208
	Ricardo Galván García	
28	Láser en pediatría	211
	Héctor W. Cáceres Ríos	
29	Cuidados preláser y posláser	222
	Fátima Agüero Zaputovich	
30	Complicaciones en láser	229
	Esperanza Welsh Hernández • Diego del Ojo Cordero • Ricardo Galván García	
	Parámetros y protocolos	235





Figura 6.3 Araña vascular antes (a) y después (b) del tratamiento con LCP. Nótese la total coagulación de la lesión.



Figura 6.4 Granuloma piogénico de labio superior antes del tratamiento (a), justo después del tratamiento (b) y varias semanas tras el tratamiento (c) con varios pases de LCP.

Láser de colorante pulsado en otras malformaciones vasculares

Por su menor penetración, el LCP no constituye una buena alternativa en malformaciones congénitas de tipo venoso que suelen presentar vasos más profundos y de mayor tamaño. Sí puede usarse para tratar el componente más superficial de malformaciones de tipo glomovenoso, en las que la combinación dual secuencial del LCP con el

Nd:YAG de 1064 nm sí supone una excelente alternativa, ya que consigue reducir el grosor de la lesión minimizando el riesgo de cicatrización del Nd:YAG.⁷⁸⁻⁸⁰

En el caso de las malformaciones linfáticas, el LCP constituye una buena herramienta para controlar la hemorragia de las malformaciones más superficiales y localizadas como el linfangioma circunscrito.^{81, 82}

- Sistema de bombeo o fuente de energía.
- Medio activo.
- Sistema de amplificación.

Sistema de bombeo o fuente de energía. Es la fuente de alimentación o generadora de energía. Las hay de varios tipos (aunque las más usuales son la eléctrica y la fotolumínica):

- Eléctrica: descarga eléctrica, oscilación de radiofrecuencia, una pila, etc.
- Fotolumínica: lámpara de emisión continua o pulsada (lámparas de destello) u otro láser, como los Nd:YAG, argón, etc.
- Reacción química y calor.
- Radiación ionizante o por bombeo nuclear.
- Acelerador de electrones.

Medio activo. Es el medio activo básico del que se genera la emisión láser; generalmente, se compone de un conjunto de átomos o moléculas que presentan diversos niveles de energía, que permiten diferentes transiciones energéticas (Figura 2.30). Aunque unos predominan sobre otros, estos últimos (llamados dopantes o impurezas) son necesarios para producir el tipo de emisión láser.

Los tipos de medio activo pueden ser:

- Gas (argón, CO₂, He-Ne, etc.): contiene mezcla de gases (Figura 2.31).
- Sólido (Er:YAG, Nd:YAG, etc.): en el caso del Nd:YAG se utilizan como dopantes el itrio, aluminio y granate, junto con el neodimio (Figura 2.32).
- Líquido (colorantes).
- Semiconductores (diodos-AsGaAl) (Figuras 2.33 y 2.34).

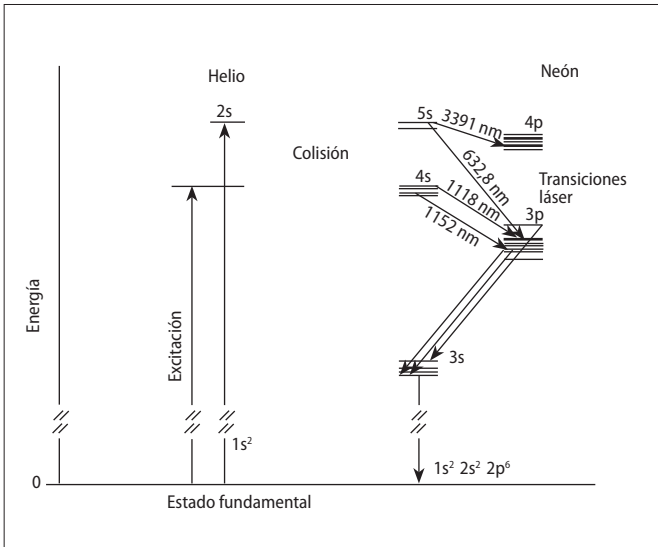


Figura 2.30 Niveles de energía de un láser de He-Ne. Se puede observar, dependiendo de las transiciones existentes que podamos obtener, una longitud de onda u otra.

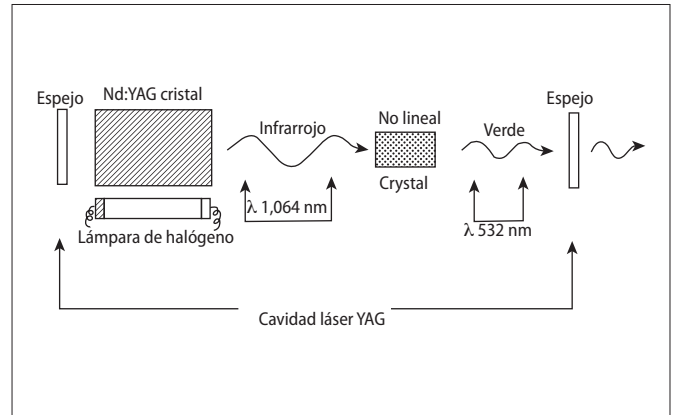


Figura 2.32 Esquema de un láser de tipo sólido como el de Nd:YAG (1064 nm) y uno de KTP (532 nm); este último emite un armónico del Nd:YAG.

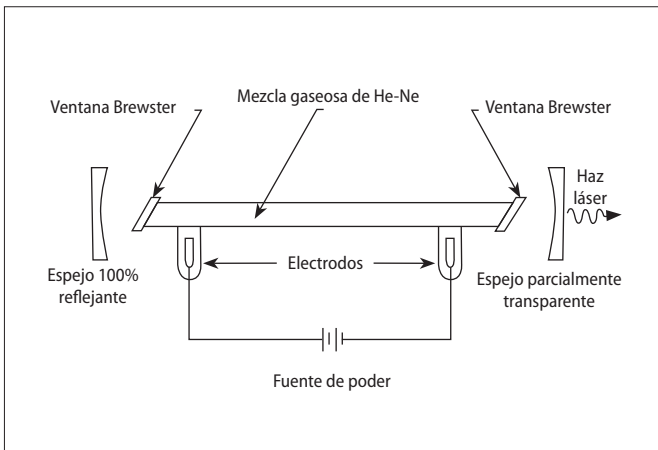


Figura 2.31 Representación esquemática de un láser de gas de CO₂ con sus diferentes componentes.

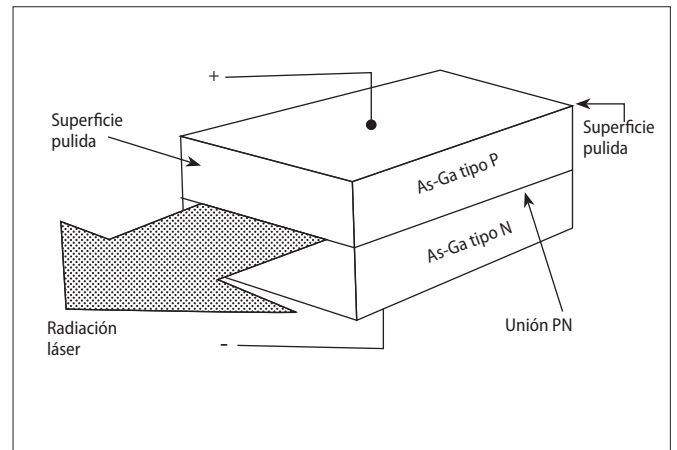


Figura 2.33 Esquema de un láser de diodo con sus componentes.

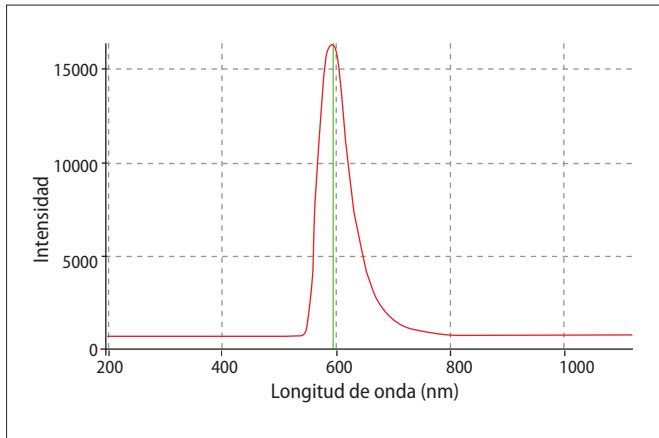


Figura 2.22 Espectro de emisión de un TRASER, que emite a 592 nm utilizando para ello el colorante de rodamina 590 (0,0375 g/L).

Radiación láser

Láser es un acrónimo derivado de *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, es decir, amplificación de la luz por emisión estimulada de una radiación.

Características y propiedades

La emisión láser se caracteriza por tener unas propiedades diferentes a los otros sistemas de emisión lumínica, como la luz convencional y la radiación solar, como lo podemos observar en la Tabla 2.3:

- Monocromática.
- Coherencia.
- Divergencia.
- Alta brillantez o intensidad.

Monocromático

Todas las ondas de luz de un haz láser tienen la misma y única longitud de onda, a diferencia de otras fuentes de luz que son policromáticas (como el sol, la bombilla de

Tabla 2.3 Características de la emisión lumínica del láser vs. la luz convencional

Láser	Luz convencional
Monocromática	Policromática
Coherente	No coherente
Direccional	Polidireccional
Alta brillantez	Baja brillantez

luz, etc.). A través de filtros apropiados podríamos aislar las diferentes longitudes de onda que componen la luz, aunque sin poder conseguir unas bandas del espectro suficientemente cortas (generalmente > 10 nm). En terminología láser, cuando hablamos de la longitud de onda de una luz monocromática nos referimos a la anchura de banda.

La luz blanca está compuesta por un espectro amplio de longitudes de onda que corresponden a toda una banda de colores que va del azul al rojo (Figura 2.23 y v. Figura 2.4). En el caso del láser, sería una longitud de onda y un color muy concreto.

Existen algunos sistemas láser que pueden emitir varias longitudes de onda específicas, que posteriormente se pueden seleccionar.

Coherencia

Es la propiedad en la que se produce una sincronización en el espacio y en el tiempo de las ondas de luz. A partir de ello, tendremos (Figuras 2.24 y 2.25):

- Coherencia espacial: las crestas y los valles de todas las ondas de los diferentes fotones que componen el haz de luz coinciden a lo largo de una línea.
- Coherencia temporal: todas las ondas tienen la misma frecuencia, longitud de onda y velocidad de propagación.

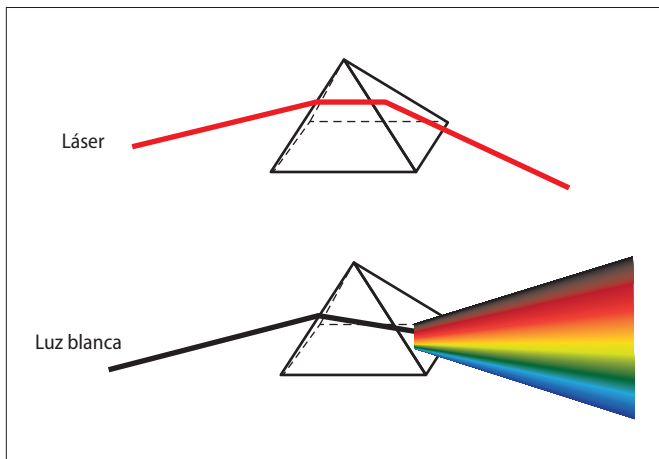


Figura 2.23 Representación de la diferencia entre una luz láser y la luz blanca cuando atraviesa un prisma, mostrándose la característica monocromática del láser.

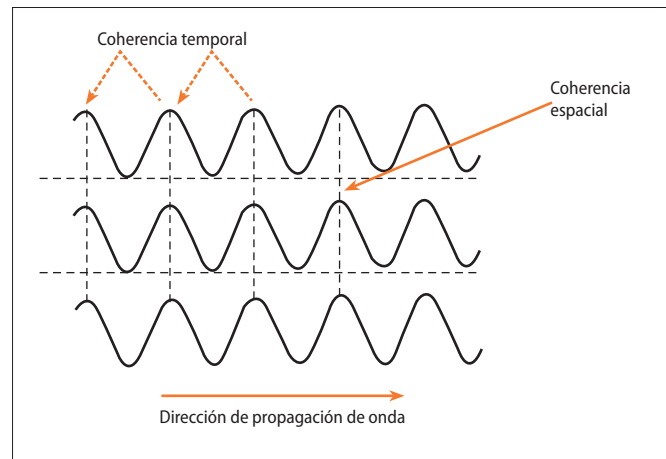


Figura 2.24 Representación de la coherencia de la emisión láser, con su característica temporal y espacial.

La luz pulsada intensa tradicional es uno de los tratamientos para mejorar la calidad de la piel más utilizados en dermatología. En telangiectasias faciales y cuperosis es el tratamiento de elección seguro y con un mínimo tiempo de recuperación o *downtime*. Sin embargo, el amplio rango de 500-1200 nm provoca una menor absorción de la energía por la hemoglobina y esto se traduce en una menor eficacia clínica. Para lograr tratamientos más selectivos, es necesario que la energía lumínica sea absorbida en el cromóforo diana oxihemoglobina (542 nm) y desoxihemoglobina (577 nm) lo más selectivamente posible, para lograr mejores resultados con mínimos efectos secundarios como la púrpura y el edema. De acuerdo al principio de la fototermólisis selectiva, la relativamente alta absorción de la hemoglobina y oxihemoglobina lleva a coagulación térmica y un cierre de pequeños vasos. Es por esto que la luz pulsada de doble filtro tiene una mayor eficacia que la luz pulsada tradicional y menos efectos secundarios que el láser de colorante pulsado DYE (LCP). Los equipos cortan en el espectro de 500-600 nm logrando de una manera selectiva ambos cromóforos diana de la hemoglobina (oxihemoglobina [542 nm] y desoxihemoglobina [577 nm]).

Es importante tener en cuenta parámetros básicos para limitar el daño térmico que queremos realizar. Para esto tenemos que considerar no solo la longitud de onda a la estructura que deseamos tratar y en qué profundidad se encuentra, sino también cuál es la energía o fluencia necesaria y en cuánto tiempo queremos entregar esta energía o duración de pulso.

La duración de pulso debe ser menor al tiempo de relajación térmica (TRT) de la diana. El TRT es el tiempo que requiere un cromóforo específico para perder el 50% de la temperatura alcanzada en el momento de impacto con la luz, y este tiempo varía con cada cromóforo. En líneas

generales, estructuras mayores requieren mayor tiempo para enfriarse.

Además de la fluencia, la longitud de onda y la duración del pulso, hay una serie de factores en la piel que influyen en la susceptibilidad al tratamiento con IPL. En áreas escasas en glándulas sebáceas o con piel más fina (como puede ser el escote, por dar un ejemplo), hay más posibilidades de tener efectos secundarios u ocasionar quemaduras con relación a la cara. En la Tabla 5.2 se resumen estos factores que influyen en la susceptibilidad de la piel.

Ancho de pulso

El ancho del pulso se ha modificado de forma muy importante en estos diseños nuevos de luz pulsada, asociándola a un *software* que nos permite trabajar desde fracciones de milisegundos (0,5 ms) a milisegundos (1, 2, 3 ms), que anteriormente era imposible y nos impedía trabajar en la parte fina vascular de una rosácea eritematosa, un melasma vascular o mixto, por poner algunos ejemplos, ya que ahí es importante la regla de “el ancho del pulso es igual al ancho del vaso”, para poder ser exactos y minimizar los efectos adversos (Figura 5.3).

Tabla 5.2 Factores que influyen en la susceptibilidad de la piel al tratamiento con IPL

- Espesor de la piel
- Resistencia individual de la piel
- Temperatura de la piel
- Perfusión sanguínea
- Frecuencia de glándulas sebáceas
- Presencia de folículos pilosos
- Presencia de tatuajes
- Presencia de nevos melanocíticos
- Bronceado

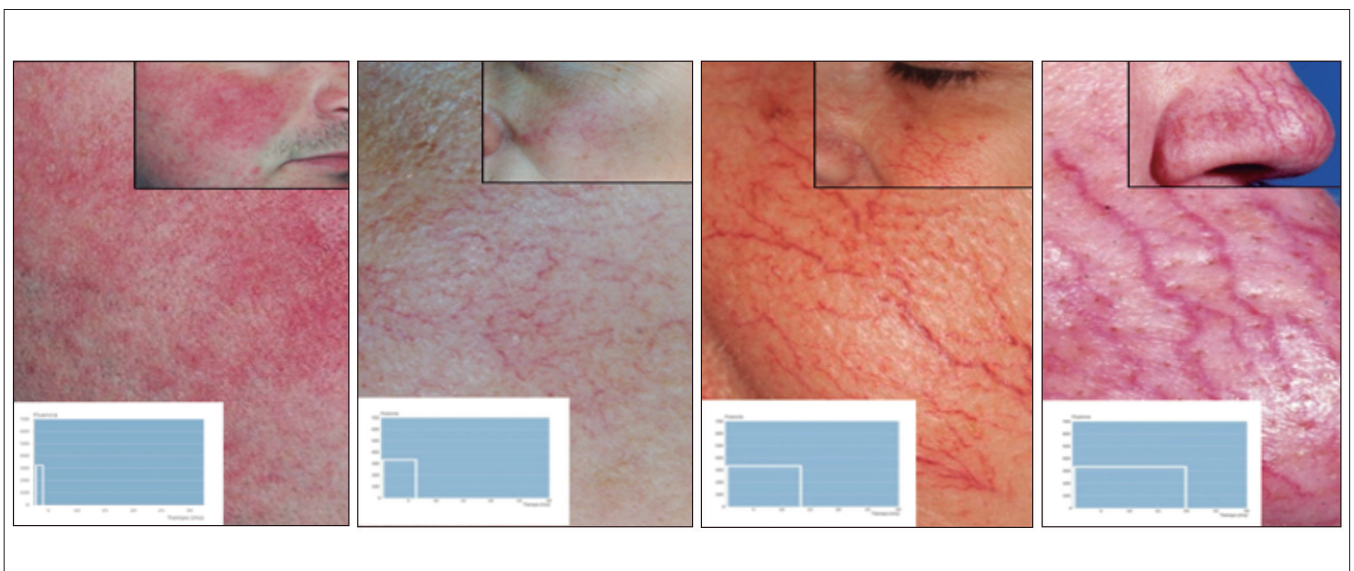


Figura 5.3 Ancho del pulso vs. ancho del vaso.

Tabla 4.1 Relación de láseres en dermatología y dermocosmética: efectos y cromóforos diana más específicos

Tipo de láser	Longitud de onda (nm)	Tipo de emisión	Cromóforos diana	Efectos sobre tejidos
Excímeros	193/ 308	Pulsado	Agua/proteínas/otros	Ablación/fotoquímico
Argón	488-514	Continuo/pulsado	Hemoglobina/melanina	Coagulación
Colorantes	500-630	Continuo/pulsado	Hemoglobina/melanina, cromóforo exógeno (HPD, DHE, etc.)	Coagulación Fototóxico
Kriptón	530 o 568	Continuo/pulsado	Hemoglobina/melanina	Coagulación
Vapor de cobre	511 o 578	Cuasicontinuo	Hemoglobina/melanina	Coagulación
KTP	532	Pulsado	Hemoglobina/melanina, cromóforo exógeno (tatuaje)	Coagulación Fotoacústico
Vapor de oro	628	Pulsado	Cromóforo exógeno (HPD, DHE, etc.)	Fototóxico
He:Ne	632	Continuo	Cromóforos celulares	Fotobiomodulación
Rubí	695	Pulsado	Melanina/cromóforo exógeno (tatuaje)	Fototérmicos Fotoacústico
Alejandrita	755	Pulsado	Melanina/hemoglobina, cromóforo exógeno (tatuaje)	Fototérmicos Fotoacústico
Diodo (tipos)	575-1500	Continuo/pulsado	Melanina/hemoglobina, cromóforo pared celular, agua	Coagulación/corte Fotobiomodulación Fototérmicos
Nd:YAG	1064	Continuo/pulsado	Proteínas, cromóforos exógenos (tatuaje), hemoglobina/cromóforo pared celular	Corte/ coagulación Fotoacústico Fotobiomodulación
Er:Glass	1540, 1565	Pulsado	Agua	Fototérmicos
Nd:YAP	1079, 1340	Pulsado	Proteínas, cromóforos exógenos (tatuaje), hemoglobina/cromóforo pared celular	Fototérmicos/ coagulación Fotoacústico
Thulium (Tm:YAG)	1927	Pulsado	Agua	Fototérmicos
Er:YGSS	2790	Pulsado	Agua	Fototérmicos/ablación
Er:YAG	2940	Pulsado	Agua	Ablación/fototérmicos
CO ₂	10,600	Continuo/pulsado	Agua/cromóforos pared celular	Corte/coagulación Vaporización Fotobiomodulación

**Figura 4.1** Tipos de equipos de láser de CO₂.