

Principios generales de la luz láser en la cirugía cutánea y su interacción tisular

H. Robledo

Cirujano General y del Aparato Digestivo. Doctor en Medicina y Cirugía. Fellow American College of Surgeons. Miembro de la Sociedad Española de Cirugía. Miembro de la Sociedad Española de Flebología y Linfología. Membership of the International Society of Surgery. International Physician Member of the American College of Phlebology. Corresponding Fellow of the European Society for Laser Aesthetic Surgery. Physician Member of the American Society for Laser Medicine and Surgery. Member of the Canadian Laser Aesthetic Surgery Society. Miembro de la Sociedad Española de Cirugía Estética. Director Gerente del Centro Láser Vigo. Pontevedra.

Resumen

La utilización de los diferentes láseres como un instrumento médico es un proceso evolutivo de continuo refinamiento técnico y fundamentalmente basado en el entendimiento de las interacciones tisulares mediadas por el haz de luz láser. La comprensión de estas interacciones es mucho más importante que cualquier otra del aparato láser que se vaya a utilizar. La capacidad de lograr el efecto terapéutico deseado con un láser depende de la buena elección de los parámetros intrínsecos del láser, como longitud de onda, densidad de energía, irradiancia, tamaño del *spot* y anchura de pulso. La evolución continua en este campo proporcionará mejores resultados y aumentará la posibilidad de tratar otras muchas afecciones. Actualmente, la utilización de los láseres es imprescindible en un gran número de aplicaciones clínicas y creemos que debería estar integrada en el aprendizaje médico y fundamentalmente quirúrgico, imprescindible para aquellos médicos que manejen estos instrumentos.

Palabras clave: Láser. Conceptos generales. Fototermólisis selectiva. Interacciones tisulares.

(*Cir Esp* 2001; 69: 486-489)

GENERAL PRINCIPLES OF THE USE OF LASER BEAMS IN SKIN SURGERY AND LASER-TISSUE INTERACTIONS

The use of different lasers as a medical tool is an evolving process with continuous technical refinements, and is fundamentally based on an understanding of the tissue interactions mediated by laser beams. An understanding of these interactions is far more important than the laser instrument to be used. The ability to obtain the desired therapeutic effect with laser depends on the judicious selection of the intrinsic parameters of the laser such as wavelength, energy density, irradiation, spot size and pulse width. Continuous advancement in this field will produce better results and will increase the scope for treating many other diseases. At present lasers are essential in a large number of clinical applications, and we believe that they should be incorporated into medical training. This would be especially important for surgeons and indispensable for those who handle these instruments.

Key words: Laser. General concepts. Selective photothermolysis. Tissue interactions.

Introducción

Con frecuencia, los médicos que se inician en el mundo del láser están saturados y en algunas ocasiones abrumados ante la terminología técnica que se utiliza en las charlas, reuniones, congresos, etc., en relación con potencia/energía, longitud de onda, anchura de pulso, fluencia o densidad de energía, etc.

Es nuestra misión en este artículo tratar de aclarar estos términos, ya que se necesita algún tipo de familiaridad con el lenguaje fundamental para dominar la complejidad de la luz láser y las interacciones de ésta sobre la piel y los tejidos.

Correspondencia: Dr. H. Robledo.
Centro Láser Vigo.
Avda. Camelias, 31. 36202 Vigo. Pontevedra.

Radiometría

Es necesario comprender cuatro definiciones: energía, potencia, fluencia e irradiancia.

La energía es el trabajo y se mide en julios (J). La potencia es el porcentaje en el que la energía se consume, y se mide en vatios (W) (julios \times segundo).

Los julios son una medida conveniente de la energía en un pulso simple de un láser pulsado. Los vatios se deben utilizar para medir la potencia de un láser de onda continua; el ejemplo más claro sería el de un láser de CO₂ en emisión continua de luz láser.

La energía y la potencia cuantifican la luz emitida por un láser. También necesitamos medir la intensidad o luminosidad de la luz que incide sobre la piel, que a su vez depende del área de piel sobre la cual la energía o la potencia es aplicada.

Pongamos un ejemplo para tratar de clarificar estos conceptos:

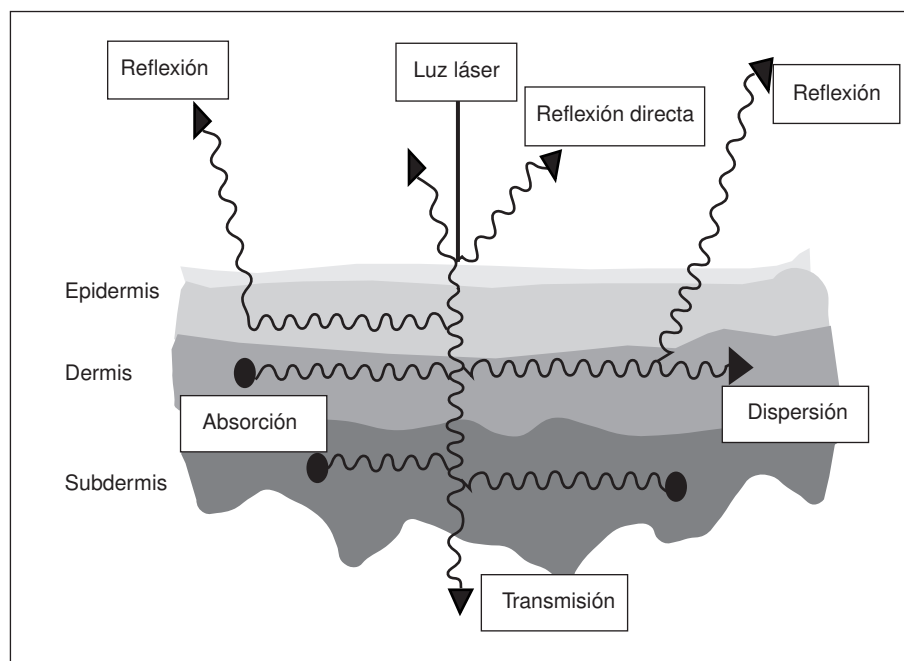


Fig. 1. Cuando una luz láser choca contra la piel hay cuatro posibles interacciones, reflejadas en este diagrama.

Un láser pulsado –el pulso o anchura de pulso es el tiempo durante el cual se emite la luz láser–, con un tamaño de *spot* de 1 cm, se enfoca a un *spot* de un tamaño de 0,5 cm de diámetro (el *spot* es circular, espacio por el que es emitida la radiación lumínica y se mide por su diámetro), la misma energía se está entregando a un área más pequeña y, por tanto, estamos aumentando la densidad de energía. Si enfocamos un láser pulsado con una energía por pulso de 10 J a un *spot* de 1 cm de diámetro (radio = 0,5 cm), el área del *spot* es $\pi r^2 = \pi 0,5^2$. La densidad de energía es igual a la energía entregada, expresada en julios, dividida por πr^2 , por lo que en este caso será igual a $10/\pi 0,5^2 = 12,7 \text{ J/cm}^2$. Si esta misma energía la enfocamos a un *spot* de 0,5 cm, el área del *spot* es $\pi \times 0,25^2$, por lo que la densidad de energía (De) será $10/\pi \times 0,25^2 = 50,9 \text{ J/cm}^2$.

Dividiendo a la mitad el tamaño del *spot*, la densidad de energía aumenta en un factor de 4, ya que la densidad de energía es inversamente proporcional al cuadrado del radio del tamaño del *spot*.

Contrariamente, para obtener la misma densidad de energía con un tamaño de *spot* de la mitad del diámetro, la energía láser entregada tendrá que ser reducida cuatro veces. La fluencia es un término intercambiable con el de densidad de energía.

Irradiancia se refiere a la intensidad de un haz láser de onda continua y se mide en W/cm^2 . Los cálculos son similares a los presentados previamente y demuestran una relación similar entre tamaño del *spot* e intensidad, como entre tamaño del *spot* y fluencia. La intensidad es inversamente proporcional al cuadrado del radio del tamaño del *spot*^{1,2}.

Propiedades ópticas de la piel

Cuando una luz láser choca contra la piel, hay cuatro posibles interacciones (fig. 1):

- Reflexión.
- Dispersión.
- Absorción.
- Transmisión.

La ley de Grothus-Draper afirma que sólo puede haber efecto tisular si la luz es absorbida. Solamente el 4-7% de la luz es reflejada por la piel. Ni la luz reflejada ni la luz transmitida tiene efecto tisular³.

Existen diferentes cromóforos en la piel que absorben longitudes de onda selectivamente. Si conocemos el espectro de absorción de un cromóforo, podemos dirigir la luz láser de una longitud de onda apropiada a este cromóforo para producir el efecto tisular deseado.

Los principales cromóforos de la piel son la hemoglobina, la melanina y el agua. Sus espectros de absorción son conocidos (fig. 2).

Adecuar la longitud de onda al cromóforo específico no es tan fácil como en un principio podría pensarse. Sobre el espectro visible de la radiación electromagnética (REM), la profundidad de penetración está inversamente relacionada con la longitud de onda. Existe una ventana óptica en la piel relativa en la región de los 600-1.300 nm (fig. 3).

Las longitudes de onda por debajo de 300 nm tienen una fuerte absorción por las proteínas, la melanina, el ácido urocánico y el ADN.

Las longitudes de onda mayores de 1.300 nm poseen una penetración superficial a pesar de su gran longitud de onda. Tienen una fuerte absorción por el agua, que es el cromóforo dominante al final del espectro⁴.

Para tener una idea de la dificultad de adecuar la longitud de onda al cromóforo específico, tomemos el ejemplo de la hemoglobina. Como se puede observar en la figura 2, la hemoglobina tiene un pico de absorción a los 420 nm, pero la longitud de onda es demasiado corta para el tratamiento de lesiones vasculares cutáneas; además, la penetración a esta longitud de onda es de sólo 100 μm , que es la región de la unión dermo-epidérmica. Para obtener un efecto biológico en los vasos dérmicos, es necesario penetrar más profundamente con una longitud de onda mayor. El pico de absorción de la hemoglobina a 577 nm es una opción mucho mejor, ya que esta longitud de onda penetra más profundamente y es menos absorbida por la

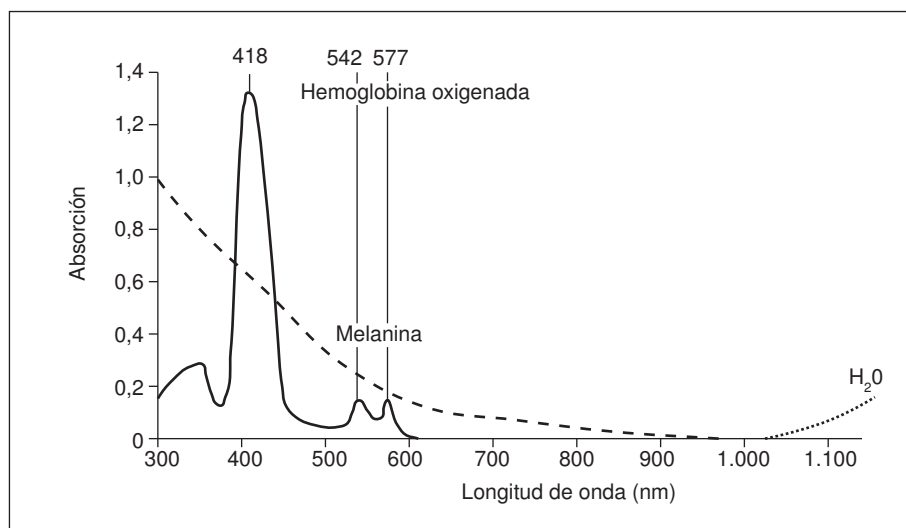


Fig. 2. Curva de absorción de la hemoglobina, relación entre su absorción respecto a la longitud de onda utilizada.

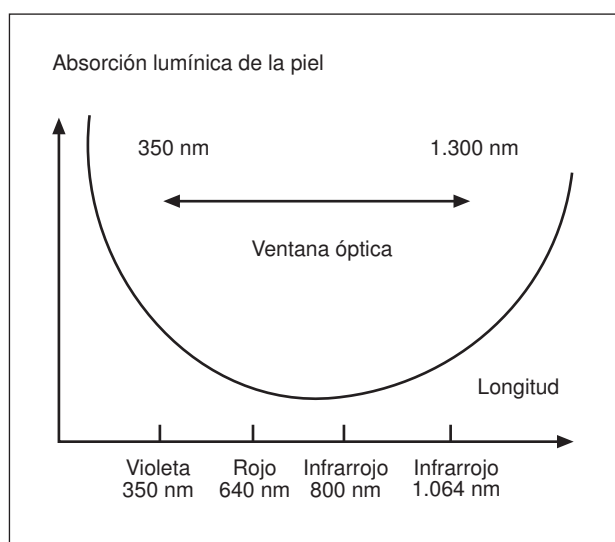


Fig. 3. Diagrama que representa la ventana óptica en la piel existente para las diferentes longitudes de onda.

melanina epidérmica, dando lugar a menos alteraciones de la pigmentación posteriores al tratamiento, observados comúnmente con el láser de argón, el cual tenía una longitud de onda cercana a los 400 nm, aun cuando la absorción de la luz láser por la hemoglobina es sensiblemente menor que el pico a 420 nm.

Interacciones tisulares

Existen dos diferentes efectos tisulares producidos por la luz emitida por un láser a una determinada longitud de onda, el efecto térmico y el efecto mecánico, dependiendo de la anchura de pulso utilizada, es decir, de cuánto tiempo dure la emisión de luz producida por un láser pulsado.

La luz láser sólo puede producir un efecto tisular cuando ésta es absorbida y convertida en energía, principalmente calor. Deberíamos señalar que hoy día se da, con mucho, la utilización

más precisa del calor en toda la historia de la medicina. El efecto biológico está determinado por la temperatura lograda. La lesión celular, con su inflamación subsecuente y reparación, se produce después de incrementos mínimos de 5-10 °C. Temperaturas por debajo de 100 °C producen una desnaturalización de las macromoléculas, rompiendo los enlaces de Van der Waal, enlaces físico-químicos de las proteínas. La mayoría de las proteínas se desnaturalizan a los 60 °C y el ADN a los 70 °C. A los 100 °C el agua intracelular excede su punto de ebullición produciéndose vaporización. El vapor producido aumenta rápidamente la presión dañando las células y los vasos. Con temperaturas superiores a 100 °C se produce una disecación y carbonización de los tejidos. Hoy sabemos que la temperatura necesaria para destruir el folículo piloso es de 70 °C con una duración de 1 ms⁵.

Para estar seguros de qué alteración en los tejidos deseamos efectuar, debemos saber con seguridad el incremento de temperatura y el efecto resultante. Debemos tener en consideración, igualmente, la conducción térmica, es decir, la transmisión del calor a las estructuras adyacentes. Podría suceder que pulsos muy largos o, por el contrario, muy cortos no destruyan la estructura que se pretende y, además, se produzca una lesión en los tejidos vecinos.

Cuando la luz láser es absorbida, la pérdida de calor comienza inmediatamente por la conducción a los tejidos adyacentes; esta pérdida se produce en todas las direcciones y es un proceso conocido como relajación térmica (RT)⁶.

Relajación térmica

La velocidad de relajación térmica varía según el tiempo de relajación térmica (TRT) de cada tejido. El TRT se define como el tiempo que tarda una estructura en enfriarse a la mitad de la temperatura que ha adquirido después de absorber la luz láser⁷. Cada estructura tiene un TRT diferente⁸:

- Epidermis (100 µm): 10 ms.
- Vaina del pelo (dermis medial): 3-5 ms.
- Capa de células basales de la epidermis: 0,1 ms.
- Folículo piloso (dermis medial): 20-30 ms.
- Melanosoma individual: 0,001 ms.
- Bulbo piloso: 20-40 ms.
- Vasos sanguíneos (según el diámetro).

- 50 μm : 1 ms.
- 100 μm : 5 ms.
- 500 μm : 110 ms.
- 1.000 μm : 500 ms.

– Folículo piloso: bulbo –establecido– 30 ms.

- Conductividad grasa 70%/dermis.
- TRT bulbo: 50-100 ms.

Los *spots* muy grandes, aunque no producen un aumento de la dispersión intrínseca, tienen una mayor posibilidad de que los fotones tengan una retrodispersión en el haz incidente colimado, dando lugar, por tanto, a una menor amplitud del haz⁸.

Según un cálculo personal basado en el coeficiente de absorción de los tejidos para diferentes longitudes de onda, el *spot* ideal para una longitud de onda de 800-820 nm debería ser de 5,2 mm de diámetro para que a 3 mm de profundidad mantenga el 37% de la energía depositada.

Los objetos más pequeños se enfrían más rápidamente que los más grandes. Los melanosomas de 0,5-10 μm tienen un TRT más corto que los capilares que miden 10-100 μm (aproximadamente 1 ms).

Por tanto, el efecto tisular está causado por:

1. La influencia de la energía láser calentando un cromóforo determinado.
2. La difusión de ese calor a estructuras vecinas.

La extensión del daño térmico se determina por:

1. La elevación de la temperatura lograda, lo que determina el daño al objetivo al que nos dirigimos.
2. El período de tiempo que esa partícula se calienta, la cual está influida por la conductividad del calor.

Esta extensión del daño tisular dependerá de:

1. La densidad de la energía aplicada por el láser.
2. La duración del pulso.
3. La conductividad del calor a otras estructuras.

El otro efecto tisular producido por la luz emitida por un láser es el efecto mecánico. Debemos saber que los láseres pueden ocasionar también un efecto fotomecánico; esto ocurre cuando la duración del pulso es más corto que el TRT de la estructura diana. En este caso se produce una explosión termo-elástica súbita debida al calor localizado espacialmente, por la diferencia de temperatura entre el objeto que se calienta y lo que le rodea⁹.

Con pulsos muy cortos, el porcentaje de incremento en la temperatura puede ser notable, produciendo un súbito gradiente de temperatura entre el objeto y lo que le rodea. Este efecto se ha documentado con los *dye* láser utilizados en el tratamiento de lesiones vasculares, cuando se tratan vasos con pulsos de 1,5 μs , el incremento de temperatura estimado en los eritrocitos es de 10⁷ °C por segundo; este aumento súbito de temperatura en los vasos puede ser responsable del inicio de ondas de presión que originan la rotura del vaso, el conocido efecto púrpura.

Existen más evidencias del daño fotoacústico producido por los láseres *Q-switched*. Los melanosomas son el objetivo en el tratamiento del pigmento endógeno; se produce un daño mecánico en el núcleo de los melanocitos y la rotura, fragmentos que posteriormente son fagocitados. Además, el daño mecánico producido en los tatuajes mediante láser puede ser el mecanismo primario por el que se remueve el pigmento¹⁰.

Fototermólisis selectiva

El concepto de fototermólisis selectiva se sigue de un entendimiento de las interacciones tisulares desencadenadas por el láser. La absorción específica de esta luz generada por un láser de unas características determinadas es necesaria para lograr un efecto tisular. El objetivo final de la cirugía mediante láser es dirigir la energía precisamente a un cromóforo específico de la piel sin causar daño en los tejidos adyacentes^{2,7}.

Existen tres variables para lograr esta precisión microscópica:

1. La longitud de onda debe ser absorbida con más avidez por el objeto específico que por las estructuras adyacentes.
2. La fluencia debe ser lo suficientemente alta para alterar térmicamente el objeto al que nos dirigimos.
3. La duración de la exposición debe ser menor del tiempo necesario para que el objeto se enfríe.

Si la anchura de pulso es igual o excede el TRT, se produce un daño no específico debido a la difusión de calor a las estructuras adyacentes. Contrariamente, si la anchura de pulso es demasiado corta, puede producirse: *a)* vaporización o daño por ondas de choque, y *b)* en el caso de lesiones vasculares, se produce un daño en la pared del vaso insuficiente para eliminarlo.

Esta es la esencia de la fototermólisis selectiva. Eligiendo la longitud de onda que es absorbida selectivamente por el tejido diana, debería ser posible seleccionar la fluencia y la duración de pulso que dañará térmicamente esa estructura determinada sin lesionar los tejidos adyacentes.

Bibliografía

1. Fisher JC. The power density of a surgical laser beam. *Lasers Surg Med* 1983; 2: 301-315.
2. Herd RM, Dover JS. Basic laser principles. *Dermatol Clin* 1997; 15: 355-371.
3. Anderson RR, Parrish JA. The optics of human skin. *J Invest Dermatol* 1981; 77: 13-19.
4. Parrish JA, Deutsch TF. Laser photomedicine. *IEEE J Quantum Electronics* 1984; 20: 1386-1396.
5. Chernoff W. Selective photothermolysis for hair removal. *Int J Aesthet Restor Surg* 1997; 5: 50.
6. Jacques SL. Laser-tissue interactions. *Surg Clin North Am* 1992; 73: 531-558.
7. Anderson RR, Parrish JA. Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation. *Science* 1983; 220: 524-527.
8. Van Gemert MJ, Jacques SL, Sterenborg HJ, Star WM. Skin optics. *IEEE Trans Biomed Eng* 1989; 36: 1146-1154.
9. Van Gemert MJ, Lucassen GW, Welch AJ. Time constants in thermal laser medicine (II). Distributions of time constants and thermal relaxation of tissue. *Phys Med Biol* 1996; 41: 1381-1399.
10. Taylor CR, Anderson RR, Gange RW, Michaud NA, Flotte TJ. Light and electron microscopic analysis of tattoos treated by Q-switched ruby laser. *J Invest Dermatol* 1991; 97: 131-136.