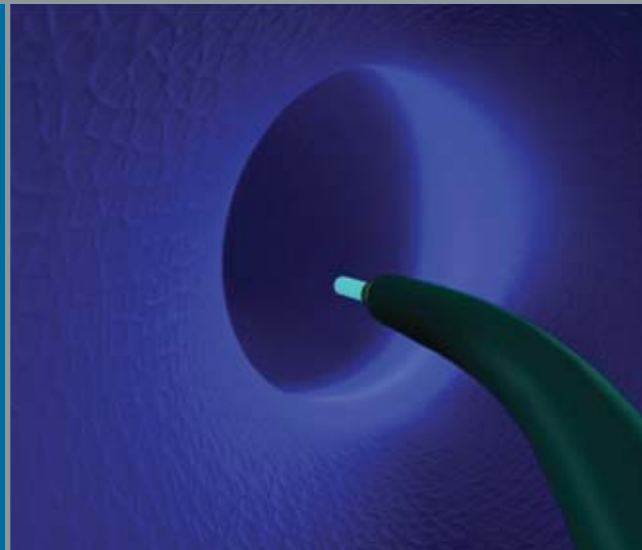


LÁSER ENDOVENOSO

Grupo GLEVE
Grupo Láser Endovenoso Español

Vicente Ibáñez Esquembre
Jesús Alós Villacrosa
Carlos Boné Salat
Carlos Miquel Abbad
Gerardo Pastor Mena



Principios físicos de la luz láser

Javier Arcusa Villacampa, Mailin Franco Lissott y Carlos Hernández Mañas

Bases físicas de la luz láser en aplicaciones endovenosas

a. Principio de la aplicación endovenosa del láser

La aplicación endovenosa del láser consiste en introducir una fibra óptica que transporta una luz producida por un generador láser dentro del eje venoso. La energía luminosa es absorbida por una diana que está en la hemoglobina y que es principalmente oxihemoglobina, desoxihemoglobina y, obviamente, H_2O .

A continuación se produce la transformación de esta energía en calor. El contacto de la fibra óptica con la pared del vaso y la temperatura interna del vaso alrededor de los $70\text{ }^\circ\text{C}$ implica una fotocoagulación térmica, una contracción de los tejidos orgánicos y una destrucción de los elementos constitutivos de la pared (colágeno). El resultado final deseado es la oclusión y/o la destrucción de los ejes venosos tratados.

Se pueden utilizar diferentes longitudes de onda: 810 nm, 940 nm o 980 nm, cada una de las cuales tiene un objetivo específico.

Sin embargo, después de haber realizado nuestros estudios con 810 nm y 940 nm, nos decantamos por la onda de 980 nm, ya que presenta el mejor pico de absorción por la desoxihemoglobina y el agua. Se está viendo que la fluencia idónea

está comprendida entre 5 y 15 J/cm^2 por pulsación.

b. La luz

La luz es un movimiento ondulatorio y el parámetro más importante que ha de tenerse en cuenta es la longitud de onda. Se define como longitud de onda la distancia que recorre la luz entre dos puntos repetitivos de la ondulación. La velocidad de propagación de la luz es constante, independiente del medio, y Einstein la determinó en 300.000 km/s .

La luz es una pequeña porción del amplio espectro electromagnético, que abarca desde las ondas de radio hasta los rayos cósmicos.

Consideramos luz el intervalo de longitudes de onda comprendidas entre 100 nm y 20.000 nm (1 nm es 10^{-9} m , es decir, la millonésima parte de un milímetro). De ese espectro de luz, el ojo humano sólo es capaz de percibir una estrechísima franja comprendida entre 400 y 750 nm, longitudes de onda que corresponden al violeta y al rojo pardo (fig. 1).

c. Espectro lumínico

El espectro lumínico puede fraccionarse en tres tramos:

- Ultravioleta: 100 a 400 nm.
- Visible: 400 a 750 nm.
- Infrarrojo: 750 a 20.000 nm.

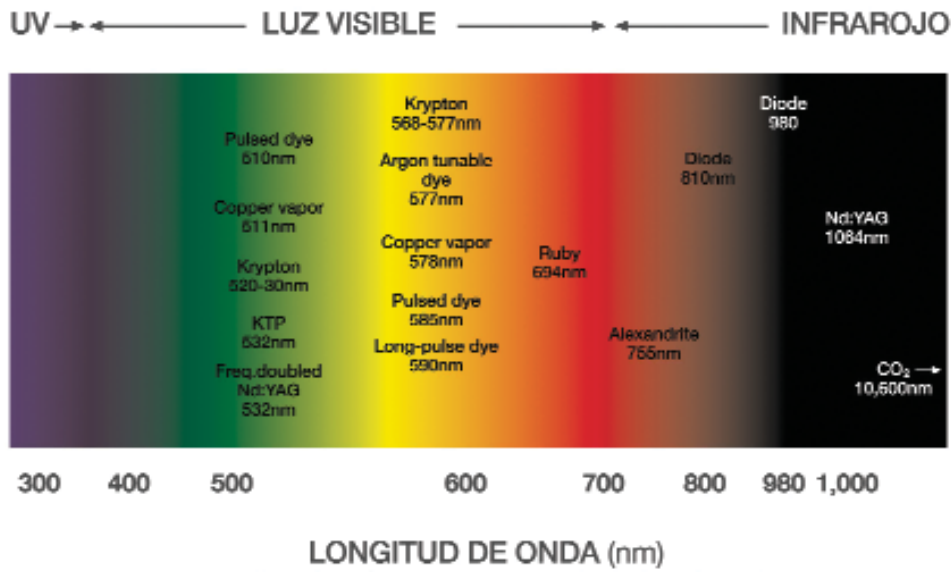


Figura 1.

d. La luz láser

Entre los diversos tipos de luz, hay una muy especial denominada luz láser. La luz láser no existe en la naturaleza (se genera artificialmente) y posee tres propiedades que la caracterizan:

- Haz monocromático: indica que está compuesta por luz de una sola longitud de onda, es decir, de un solo color.

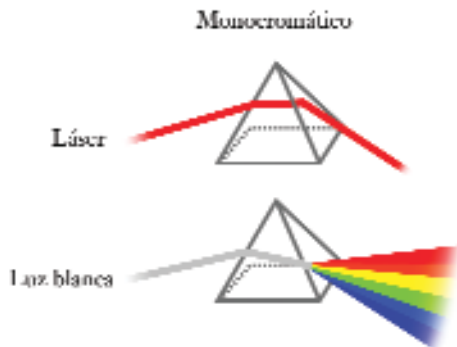


Figura 2. Haz monocromático.

- Coherencia: todas las ondas están en fase, es decir, que todas las crestas y valles del movimiento

ondulatorio que la componen están sincronizadas.

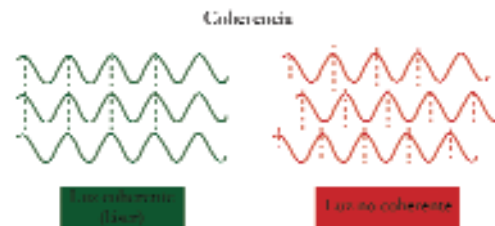


Figura 3. Coherencia.

- Polarización: todas las ondas que componen un haz de luz están ubicadas en planos paralelos.

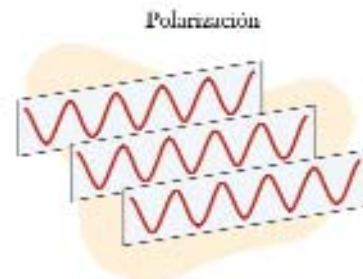


Figura 4. Polarización.

La conjunción de estas tres características permite obtener unos niveles de concentración, imposibles de conseguir con la luz convencional (fig. 5).

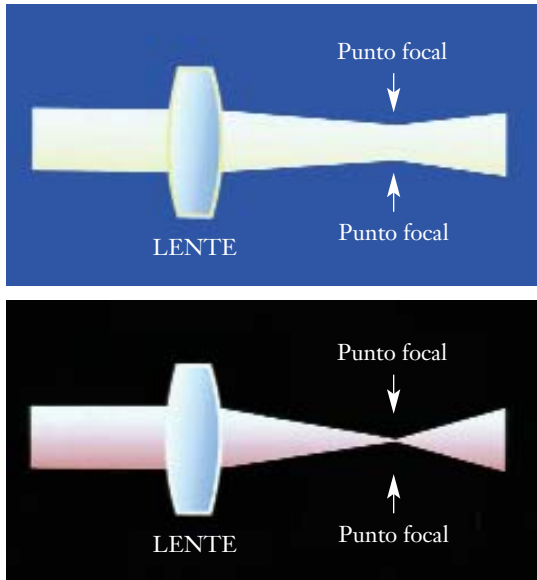


Figura 5. Luz convencional.

Un ejemplo para hacernos una idea de la capacidad de concentración de la luz láser: la radiación del sol en el desierto del Sahara a las 12 del mediodía es de alrededor de $0,1 \text{ W/cm}^2$, la densidad de potencia a la salida de un láser endovenoso puede alcanzar los 100.000 W/cm^2 , es decir, la luz de un láser puede tener una densidad de potencia (brillo) un millón de veces superior a la luz del sol (fig. 6).

Esa enorme densidad de potencia (brillo) que es capaz de desarrollar un láser en el punto de impacto (spot) le confiere utilidades quirúrgicas.

El efecto que tendrá la luz láser sobre el tejido dependerá en gran medida de la absorción que tenga el tejido diana a una longitud de onda determinada.

Por ejemplo, si buscamos un efecto de corte nos interesará un láser que sea muy absorbido por el agua, de modo que la vaporización del agua intracelular y extracelular nos cause el efecto de

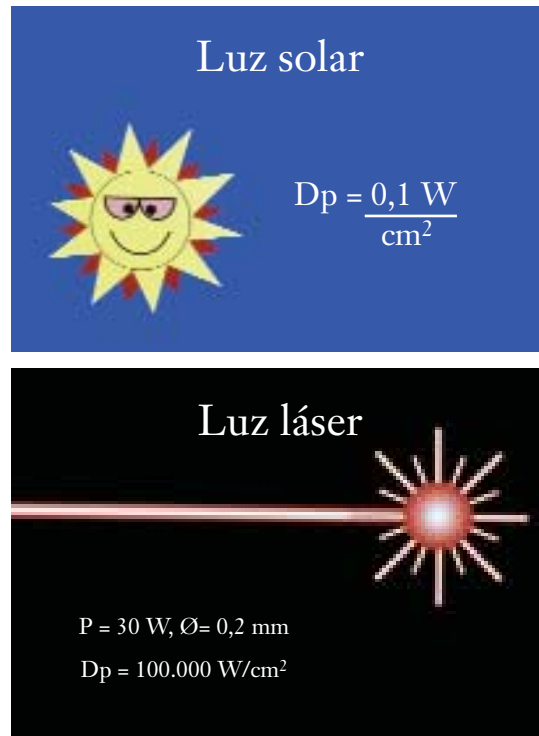


Figura 6. Luz solar/láser.

corte. Un claro ejemplo de láser de corte es el CO_2 .

Si pretendemos eliminar la couperosis precisaremos un láser que sea muy absorbido por la oxihemoglobina (rojo) y en ese caso elegiremos el láser KTP (verde).

e. El láser endovenoso no es cancerígeno

Para que una radiación electromagnética sea potencialmente cancerígena debe tener la energía suficiente para producir algún tipo de alteración a nivel celular. El Bureau of Radiological Health (BRH) de Estados Unidos estableció el umbral de energía potencialmente cancerígeno en 11 eV . La energía de la luz láser de 980 nm empleada en los tratamientos endovenosos de 980 nm tiene una energía de alrededor de $0,5 \text{ eV}$ (20 veces por debajo del umbral considerado potencialmente peligroso).

f. Longitud de onda para procedimientos endovenosos

Para procedimientos endovenosos se debe elegir una longitud de onda que sea bien absorbida por la desoxihemoglobina, el agua y las estructuras proteicas de la íntima y el endotelio. La longitud de onda de 980 nm cumple con esos requisitos, siendo en la actualidad la longitud de onda de elección para procedimientos endovenosos (fig. 7).

Las longitudes de onda comprendidas en el espectro de 300 nm a 1.500 nm son susceptibles de ser transmitidas por fibra óptica.

La fibra óptica es un «cable» conductor de luz basado en un núcleo de sílice y una envoltura de otro material que dispone de un coeficiente de difracción diferente. El cambio de ángulo provocado por esa diferencia de coeficientes de difracción hace que su comportamiento se asemeje a un tubo flexible cuya pared interior es un espejo. Dado que el núcleo de la fibra óptica es de sílice (vidrio), son muy frágiles y, si no se las dota de una envoltura elástica, se romperían con mucha facilidad.

Para conferirles resistencia a la torsión se las recubre de una protección flexible que, a su vez, sea capaz de resistir temperatura de más de 100 °C (poliamida, nailon, acrilato, plástico, etc.).

g. ¡No todas las fibras ópticas son iguales!

En medicina suelen usarse dos tipos de fibras ópticas (fig. 8):

- Sílice/sílice. Soportan altas temperaturas y por lo tanto son autoclavables. La divergencia a la salida es baja, por lo que dispondrán de buena capacidad de corte. Están especialmente indicadas para cirugía. Su precio es elevado.
- Sílice/fluopolímero. No soportan más de 110 °C (no son autoclavables) y su divergencia es muy alta, lo que es de utilidad para una mejor obliteración de la vena. El precio es mucho más económico. Este tipo de fibras es el más habitual para tratamientos endovenosos.

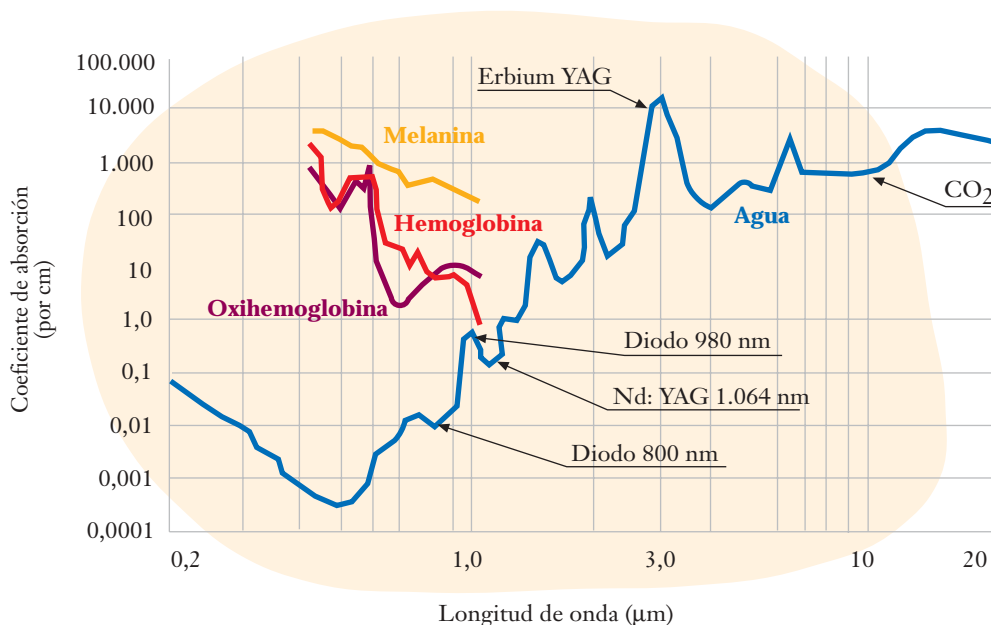


Figura 7. Curvas de absorción.

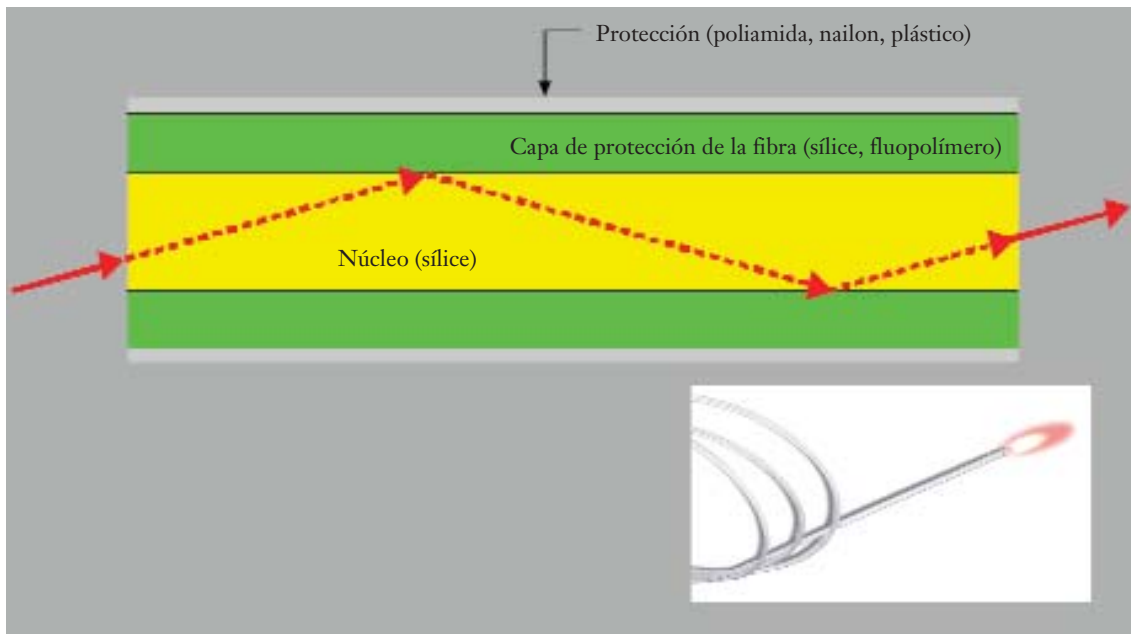


Figura 8. Fibra óptica (estructura).

Si la fibra óptica es de buena calidad y los dos extremos están pulidos, la fibra óptica tendrá unas pérdidas de transmisión que oscilan entre el 8 y 10 % para un tramo de 3 m. Si no tiene los extremos pulidos, las pérdidas pueden duplicarse.

Una vez introducida la fibra óptica estéril en el interior de la vena, al disparar la energía láser, ésta es absorbida por la oxihemoglobina, el agua y las proteínas del endotelio, logrando que el tejido

alcanze temperaturas de más de 80 °C, capaces de desnaturalizar el endotelio y provocar la obliteración de la vena.

Debido a la alta temperatura alcanzada en el extremo distal de la fibra, la punta queda dañada y no es aconsejable reutilizarla. Aunque se corte la parte carbonizada para recuperar la transmisión, al esterilizarla con medios físicos o químicos se alterarán las características de la capa de



Figura 9. Foto de fibra pulida.



Figura 10. Foto de fibra no pulida.

protección y del *cladding* (recubrimiento del corazón de la fibra), aumentando la fragilidad y, en consecuencia, el riesgo de que se quiebre dentro de la vena.

La reesterilización de la fibra hace que se incremente el coeficiente de reflexión a la entrada y, por lo tanto, se incrementa el porcentaje de la energía que «rebota» hacia el generador láser. Si este coeficiente supera el 5 %, puede provocar daños graves al diodo láser (puntos negros en la ventana de salida, destrucción de algún elemento emisor, etc.). Una fibra reesterilizada varias veces se deteriora y se torna peligrosamente frágil, pudiendo alcanzar pérdidas de transmisión del 50 %, y la reflectividad a la entrada supera con creces el umbral del 5 %, lo que conlleva peligrosidad para el paciente y el aparato láser.

Después de una cirugía endovenosa puede apreciarse una pérdida de la energía transmitida por la fibra. Ese fenómeno no debe preocupar excesivamente, ya que se debe a la carbonización de la punta por depósito de oxihemoglobina. La cantidad de calor aplicada a la vena será prácticamente la misma que antes de la carbonización de la punta, ya que la fracción de luz láser que no alcance el endotelio a causa de la carbonización de la fibra, se convertirá en calor que contribuirá en igual modo a la obliteración de la vena.

En la técnica con láser endovenoso es fundamental ejercer una presión para garantizar el contacto físico entre la punta de la fibra y el endotelio: de este modo puede sentirse la crepitación, «end point» (objetivo final) buscado y tener la garantía de que se colapsará.

ISBN 84-7429-240-9



9 788474 292404

gg | EDITORIAL
GLOSA