

BASES TEORICAS Y TECNICAS DE LOS TRATAMIENTOS LASER VASCULARES

Theoretical and technical basis of vascular treatments

Dr Bruno ANASTASIE, Dr. André Celerier *-Dr. Philippe Blanchemaison **

El Láser (Light Amplification of Stimulated Emission of Radiation) debe su existencia al postulado de Einstein: “la emisión de luz por un átomo puede ser estimulada por el mismo rayo”.

La emisión del haz láser necesitará (1,2,3):

- 1) Un **medio amplificador** que puede ser sólido (Rubi, YAG, KTP), líquido (Colorante : rodamina, piridina, comarina) o gaseoso (Helio-neón, Vapor de Cobre...); también puede tratarse de un semi-conductor o de un láser de Diodo; el conjunto se encuentra dentro de una cámara de activación.
- 2) Un **sistema de bombeo** : suministra energía de excitación (electricidad, lámpara Flash (4,5), energía química, otro láser)
- 3) Un **sistema de resonancia** entre dos espejos de los cuales uno es semi-permeable y dejará pasar los fotones después de haber mantenido el número de átomos excitados en un estado superior en relación a los átomos es estado estable.
- 4) Un **sistema conductor** (fibra óptica, tubo hueco, espejos, lentes) que utilicen un sistema de enfriamiento generalmente por aire.

La **excitación de los átomos** conducirá al fenómeno de **absorción energética**, alcanzando una inversión de población; el número de átomos en el estado excitado es superior al de los átomos en estado estable. El átomo excita su electrón con un spin opuesto al del electrón que está en un estado de energía inferior. Estos dos electrones se dicen que están aparejados. El retorno al estado fundamental puede hacerse de tres formas distintas:

- Pérdida de energía por colisión inelástica con otra molécula y transformación en calor.
- En un lapso de tiempo muy corto (picosegundo = 10^{-12} s) estos átomos excitados volverán a un estado de excitación inferior (estado singulet S1). Cuando vuelven de ese estado al estado basal (So), producen, según la ley de conservación de energía, los fotones que constituyen el rayo láser. Ese rayo tan puro, se denomina **monocromático, unidireccional y coherente** (coherente espacial y temporal). Los fotones emitidos poseen las mismas características que los del rayo incidente, su dirección y su energía son constantes. Esa energía $E = h \times \nu$ (ν = frecuencia, h es la constante de Planck es decir $6,62 \cdot 10^{-34}$ Joules.segundo) corresponde a la que separa el nivel inferior de excitación del estado fundamental. Esa emisión luminosa corresponde a la fluorescencia y se efectúa en 10^{-9} segundo.

- Las colisiones con otras moléculas conducen a un estado metaestable (estado triplete) que tiene una duración de vida más larga: 10^{-8} a 100s, lo que va a permitir a la molécula reaccionar químicamente y consumir el exceso de energía.

Se reconoce a los láseres cuatro tipos de efectos siguiendo los parámetros utilizados:

El efecto electromecánico necesita de tiempos de impulsión inferiores a 10^{-6} segundos y por lo tanto unas potencias punta (P_c) muy elevadas.

(por ejemplo en litotricia renal: 0,1 joule/ 10^{-6} s $\Rightarrow P_c = 1$ megawattios!); estos tiempos de impulsión muy cortos necesitan un proceso de desencadenamiento como los sistemas Q-Switch. El campo de longitud de onda es esencialmente el infrarrojo.

(Nd:Yag 1064nm). Estos cortos impulsos generan un plasma; se habla entonces de fotodisrupción y de fotofragmentación.

El efecto foto-ablativo se obtiene en tiempos inferiores a 10^{-7} s y longitudes de onda inferiores a 360nm. Los láseres nanosegundos producen unas potencias punta de varios megawattios. Existe entonces ruptura de uniones moleculares.

El efecto fotoquímico utiliza tiempos de emisión mucho más largos en general superiores a 5 segundos en el campo ultra-violeta y un espectro visible. La energía es absorbida por un agente químico exógeno que, convertido en activo, es capaz de inducir reacciones citotóxicas (fotoquimioterapia).

El efecto térmico para el vascular explota tiempos de emisión más cortos (Laser KTP 10 joules/ $20 \cdot 10^{-3}$ s $\Rightarrow P_c = 500$ wattios) y potencias punta mucho menos elevadas. El campo es el infrarrojo y el visible para exposiciones de 10^{-6} a 5 segundos. La energía luminosa se transforma entonces en calor. Es este efecto el que nos interesa para la aplicación vascular (6).

La longitud de onda (7,8,9,10) y el **tiempo de impulsión** (11,12,13) son por lo tanto dos constantes fundamentales para el tratamiento. Siguiendo el tiempo de impulsión (T_i) y la longitud de onda utilizada, los efectos y por lo tanto las aplicaciones difieren. Unos tiempos de impulsión muy cortos, del orden del nanosegundo, asociado a una longitud de onda corta en el ultravioleta, permitirá la volatilización tisular sin efecto térmico aplicable al tratamiento de la miopía (fotoablación por láser excimer). Un láser Nd-Yag 1064nm podrá ser utilizado para un efecto electromecánico con un T_i del orden del nanosegundo explotable para la disrupción de un cálculo urinario en litotricia; por el contrario, un T_i del orden del milisegundo, abrirá las puertas para un tratamiento vascular explotando **un efecto térmico**; este necesitará tres etapas:

- 1) Conversión de la luz en calor, implicando las leyes de **difusión óptica** de la luz en los tejidos (ley de Beer-Lambert; coeficientes de absorción y de difusión) y de la **reflexión**. El papel de las moléculas diana o **cromóforos** (14) es fundamental.
- 2) Transferencia de calor por la **conductividad y la difusión térmica**,
- 3) Proceso de desnaturalización (Susceptibilidad térmica y energía de activación).

CONVERSIÓN DE LA LUZ EN CALOR

La reflexión óptica : el porcentaje de reflexión óptica de la piel puede ser del orden del 20% a 520nm, varía además con la longitud de onda, con el tipo de tejido a tratar. La reflexión óptica tiende a disminuir considerablemente cuando se **evoluciona hacia el infrarrojo**, a 810nm por ejemplo. Aumenta si la superficie tisular es brillante hasta el 50% o si hay una angulación excesiva de la sonda.

La transformación óptica: es máxima entre 700 y 850 nm y entre 1000 y 110 nm. Esta “ventana” de transmisión explica la eficacia de algunos láseres como el de Diodo de 810nm principalmente para los vasos azules más profundos que para las telangiectasias rojas que están más superficiales.

Los cromóforos (15): son los compuestos biológicos que absorben el rayo láser.

- El agua absorbe intensamente a 10,6 μm (Longitud de onda del láser CO₂, presenta también 2 picos a 2 y 3 μm ; el coeficiente de absorción varía con un factor 1000 entre 1,3 y 10 μm .
- La oxihemoglobina absorbe a 418,5, 542 y 577 nm, es pues la diana del láser KTP 532nm.
- La melanina absorbe más hacia el ultravioleta (10-400nm) que hacia el infrarrojo (800-15000nm), es por ello que las pieles pigmentadas están más sujetas a las hipopigmentaciones y necesitan fluencias menos elevadas.
- Los carotenoides absorben en el ultravioleta y en el espectro visible (400-800 nm). Esta absorción de energía provoca un calentamiento tisular cuyas consecuencias dependen del tiempo de exposición y de la temperatura.
- Las proteínas tienen un pico medio de absorción de 280 nm; el del colágeno es de 340 nm, 350nm para la elastina, 380 y 460 nm para las flavinas.

Los coeficientes ópticos : la energía del fotón de la luz láser, después de la conversión, conducirá la molécula a un nivel de energía vibracional que se transmitirá a otra molécula por colisión inelástica. Se producirá un aumento de energía cinética que se distribuirá entonces espacialmente en función de los parámetros ópticos del láser y también en función de los coeficientes ópticos de los tejidos. Como éstos no son un medio óptico ideal, la difusión se compondrá de las múltiples trayectorias relacionadas con las reflexiones, refracción y difracción. Los dos principales coeficientes ópticos tomados en cuenta son los **coeficientes de absorción ($\mu\alpha$) y de difusión (μd)**, los cuales definen la extinción del haz en función de la profundidad siguiendo la ley matemática mencionada de **Beer-Lambert**.

$I = I_0 (1-R) e^{-\mu\alpha + \mu\text{d}z}$ donde **R** es la **reflexión espacial**, **I₀** es la **irradiación** del interface aire-tejido, y **I** la irradiación medida en el tejido en la **profundidad Z**. La disminución energética está por lo tanto regida por una ley exponencial.

Para longitudes de onda inferiores a 590nm (Vascular), el principal cromóforo es la hemoglobina y es la **absorción predominante** (ExKTP532nm). Cuando es la absorción la que es preponderante, el haz queda colimado (anisotropía) y la luz se propaga atenuándose exponencialmente según la ley de Beer-Lambert.

Por el contrario, en el rojo y el próximo infrarrojo (600 nm – 1200 nm) es la difusión la que contribuye mayoritariamente a la extinción del haz al 90% (Ej. Diode 810 nm).

En razón de este **fenómeno de difusión**, la tasa de fluencia justo por debajo de la superficie del tejido se multiplica por dos o tres; este fenómeno se amplifica en los órganos vacíos como un vaso por ejemplo donde el factor es de 4 a 7. Sucede como si los fotones perdieran progresivamente la “memoria de su dirección inicial” en razón a las difusiones múltiples. El volumen de difusión se acerca a una semi-esfera (isotropía). El efecto biológico está condicionado por el nivel de energía utilizado por la **potencia, la fluencia, y la irradiación (16)**.

- La **potencia (P en Watios)** se evalúa o bien en **potencia media (Pm=Energía en joules E x Frecuencia de impulsión en Hercios Hz)**; corresponde al nivel de potencia equivalente a un láser continuo, que entregará la misma energía durante la misma duración de emisión. La **potencia punta (Pc = Energía en joules E/Tiempo de impulsión en segundos)**; es por lo tanto posible obtener en régimen impulsado unas potencias punta mucho más elevadas que las potencias emitidas en continuo.
- La **Fluencia F** (término inglés) o **exposición energética** se expresa en Joules /cm² y la energía devuelta a la unidad de superficie de irradiación ($F = E / S = P \times T / S$), es el principal parámetro de regulación de los láseres utilizados en las publicaciones. Indica la energía total recibida por el tejido durante el tratamiento.
- La **irradiación I** (término inglés) o **iluminación energética** es la potencia entregada a la unidad de superficie ($I = P / S$). Es un indicador de velocidad a la cual se entrega la energía en el tejido. P es la potencia media en general.

El aumento de fluencia o irradiación tendrá por consecuencia un aumento del efecto térmico en un campo de longitud de onda y de tiempo de impulsión utilizados en vascular (17).

El **tiempo de impulsión** permite clasificar los láseres en:

- **Láseres continuos** : la emisión es constante así como el bombeo y la potencia,
- **Láseres pulsados** : la emisión es corta en el tiempo lo que limita el calentamiento generando un periodo de enfriamiento tisular lo que disminuye el riesgo de quemaduras (18,19,20),
- **Láseres seudo-continuos** : la emisión es a frecuencia elevada del orden del KHZ, lo que permite efectos idénticos al láser continuo pero controlando mejor el efecto térmico, modo habitual del Nd:YAG 1064nm o del KTP 532nm,
- **Láseres Q-Switch** (21): el disparo permite un tiempo de impulsión muy corto (nanosegundos o picosegundos), lo que permite obtener potencias punta muy elevadas (gigawatios) para los efectos de fotodisrupción o fotoablación

El **diamétero del spot** influirá más sobre el volumen tisular interesado que sobre la profundidad (22).

Los láseres más utilizados en vascular son los siguientes y son los resumidos en la Tabla 1:

Laseres	Longitud de onda (nm)	Profundidad (µm)
KTP	532	340
Colorante	585-605	550
Alexandrite	755	1000
Diodo	800-810	1300
Nd:YAG	1064	1400

Las distintas **longitudes de onda** corresponden pues a las distintas profundidades de penetración de la luz en los tejidos (23,24).

El KTP 532 nm (25,26), el láser de colorante (27,28) se adaptan mejor para los vasos rojos esencialmente, más superficiales. El Alexandrite 755 nm (29), el láser de diodo 810 nm y el Nd:YAG se adaptan mejor a los **vasos azules**, más profundos. En efecto, su profundidad de penetración es superior (Tabla II).

<i>Longitud de onda (nm)</i>	<i>Profundidad de penetración (µm)</i>
350	60
400	90
450	150
500	230
600	550
700	750
800	1200
1000	1400

TRANSFERENCIA DEL CALOR

Permitirá la creación de un gradiente de temperatura en el tejido (30). Esto puede hacerse por **convección** que necesita un transporte de masa o por **conducción** que se efectúa sin transporte de masa. En los vasos sanguíneos, la convección se reduce a escala microscópica. Lo esencial del transporte de calor se hará por conducción que se hace por interacción de las partículas tisulares. La capacidad de conducción se caracteriza por un estado estacionario denominado **conductividad térmica** y por un estado transitorio o difusión térmica. Esta última noción introduce la del **tiempo de relajación térmica** (T_r) que es el tiempo necesario para el enfriamiento de la diana al 50% de la temperatura máxima conseguida cuando se dispara el láser. Esa transferencia de calor se hace hacia los tejidos adyacentes a la diana. La forma y las dimensiones de la diana entran en línea de cuenta (Tabla III).

Se puede calcular ese tiempo según la fórmula siguiente : $Tr = D^2 / C \times K$

D es el diámetro de la diana

K es la difusión térmica $1,3 \cdot 10^{-3} \text{ cm}^2\text{-s}^{-1}$ para una célula, $1,7 \cdot 10^{-3} \text{ cm}^2$ para la sangre.

C es un coeficiente que varía con la geometría de la diana:

Esfera -27, cilindro -16, plano -4. Ej.: para un vaso de $20 \mu\text{m}$: $Tr = 0,144 \text{ ms}$

El efecto biológico dependerá pues de la expansión de esta fuente de calor. El enfriamiento de la diana puede disminuir los efectos tisulares periféricos conservando el efecto biológico en el tejido diana. En tratamientos vasculares, es interesante para longitudes de onda de penetración más importante (31,32).

La relación entre **el tiempo de impulsión** (T_i) del láser y Tr define el efecto biológico.

1. El tiempo de impulsión T_i es muy inferior al Tr ($T_i/Tr > 19$): la energía no se puede difundir y la temperatura aumenta rápidamente, la presión aumenta rápidamente al volumen tisular constante. Existe exposición tisular y es el efecto termomecánico. (Litotricia, fotodisrupción, eliminación de tatuajes, fototermolisis selectiva...)
2. $T_i \pm Tr$: en este caso, el volumen afectado por el proceso térmico es de dos a tres veces más grande que el de la fuente de calor. Este es el efecto térmico modulado por la intensidad de la fuente láser y por lo tanto la fluencia. (Aplicación vascular, fotocoagulación selectiva, volatización tisular...)
3. $T_i / Tr > 10$: la selectividad óptica está perdida, hay transferencia de calor a distancia explotable para el calentamiento tisular. (Fotoquimioterapia dinámica, tratamiento de la hipertrófia prostática...)

Estructura biológica	Medida Media	Tiempo de relajación (Tr)
Partícula de carbono/Melanosoma	$1 \mu\text{m}$	$1 \mu\text{s}-10 \mu\text{s}$
Célula	$10 \mu\text{m}$	$10 \mu\text{s}-100 \mu\text{s}$
Folículo pilo / Vaso	$100 \mu\text{m}$	$1 \text{ms}-10 \text{ms}$
Vaso / Angioma	$50 \mu\text{m}$	1ms
//	$100 \mu\text{m}$	4ms
//	$200 \mu\text{m}$	15ms
//	$500 \mu\text{m}$	100ms
//	1mm	400ms
//	2mm	$1,5 \text{s}$

La frecuencia : permite afinar la herramienta. El tiempo entre cada impulsión debe ser superior al tiempo de relajación térmica. Una frecuencia de 10 Hz permite 100 ms entre cada pulso que corresponde al tiempo de relajación térmica de un vaso de $500 \mu\text{m}$. Será necesario disminuirlo para los vasos más pequeños, sino podría existir riesgo de quemaduras. Por el contrario, para los vasos gruesos, es suficiente a la misma potencia, ralentizar la velocidad de paso de la sonda para obtener un blanqueamiento inmediato.

Secuencias de impulsión: Se trata de un proceso reciente que permite, como el Döppler pulsado, estimular varios pasos de ondas sucesivos con un intervalo de tiempo del orden de 100 a 150 ms . La primera impulsión es inferior a una impulsión

clásica; los caminos de onda siguientes son, al 20% de la energía del primer disparo, lo que permite mantener la temperatura óptima de la diana a un valor estable limitando al mismo tiempo los daños térmicos tisulares periféricos. Hay una acumulación progresiva del calor al nivel de la diana. Se observa menos modificaciones de las propiedades ópticas de difusión tisular, relacionadas al aumento de temperatura de la diana comparativamente a un proceso donde la impulsión es única con modificaciones importantes de las características ópticas del tejido diana. Además, el tiempo de tratamiento es más reducido ya que no es necesario esperar la disminución entre cada impulsión.

PROCESO DE DESNATURALIZACION

La longitud de onda va dirigida a la absorción de la hemoglobina contenida en los globulos rojos, la duración del pulso se adapta a la medida del vaso y al efecto terapeutico deseado. Es necesario también que sea poco absorbida por la epidermis y por la dermis. Las curvas de absorción de la hemoglobina, de la dermis y de la epidermis se sitúan dentro de una zona de longitud de onda entre 490 y 590 nm (33) donde la luz es mejor absorbida por la hemoglobina que por la dermis.

La absorción de la hemoglobina a 542 y 577 nm define una profundidad de penetración de 0,365 a 0,665 mm. La ausencia de competencia con los otros cromóforos y la profundidad conseguida hacen los 577 nm la longitud de onda ideal para la aplicación vascular: a 585 nm, la especificación vascular es menos buena, pero la profundidad de penetración en la dermis es superior.

Para las angiodisplasias son aplicables dos técnicas de tratamiento: la fototermolisis selectiva o la fotocoagulación selectiva.

FOTOTERMOLISIS SELECTIVA

Fue introducida en 1983 por Anderson de Parrish (34,35). Utiliza un láser muy intenso (Láser de colorante pulsado, Nd-Yag, Q-Switch) que introducirá un calentamiento superior a 100°C durante un periodo de tiempo más corto que el tiempo de relajación térmica del vaso, lo que limitará el calentamiento de la dermis. La fluencia se sitúa en general entre 6 y 8 joules/Cm². Existe vaporización de los globulos rojos cuya expansión provoca la ruptura vascular con micro-hemorragia (36) y púrpura. Cuanto más importante es el diámetro vascular, más importante debe ser la potencia y larga la duración del pulso. Un pulso demasiado corto sobre un vaso demasiado grueso inducirá una simple lesión parietal que cicatrizará en un segundo tiempo. El PhotoDerm Vasculight^o emite una luz de gran energía mediante una lámpara flash (4,5), actuando sobre los vasos rojos o azules, utilizando filtros de 515, 550 y 590 nm se puede llegar a vasos a distintas profundidades. Permite trabajar sobre una superficie más larga (2,8 Cm²) que los láseres de colorante pulsados explotando unos spots de pequeño diámetro. No se puede, hablando en propiedad, clasificarlo entre los láseres.

FOTOCOAGULACION SELECTIVA

La acción térmica está limitada y produce una coagulación de la pared vascular gracias a la desnaturalización del colágeno (temperatura de 75°C). La luz es absorbida por la hemoglobina, induciendo así una elevación de temperatura de la pared del vaso ligada a una transferencia térmica que necesita un tiempo de exposición suficiente. El tiempo de impulsión debe ser más largo que el tiempo de relajación, de 3 a 5 veces. Los tiempos de impulsión demasiado largo estimulan una alteración importante de la dermis. La fluencia es del orden de 8 a 14 J/cm² y es más elevada que para la fototermolisis selectiva. Para un vaso de diámetro 150 µm, la duración de impulsión debe ser de 50 ms que es 100 veces más larga que para la fototermolisis selectiva; la energía puesta en juego sigue globalmente equivalente, la irradiación será mucho más débil. Este procedimiento es técnicamente más cómodo y puede realizarse con distintos láseres. Los estudios histológicos muestran que la coagulación de la pared vascular se reduce a una zona restringida (20 a 30 µm) alrededor del impacto. La dermis queda preservada lo mismo que las glándulas suprarrenales, los folículos pilosos y las glándulas sebáceas. Se observa clínicamente, un eritema y algunas veces un aspecto grisáceo debido a la “cocción” de los vasos. Esta técnica se demuestra extremadamente fiable utilizando piezas de mano que tratan de forma reproducible y homogénea por medio de un scanner (Láser AURA KTP con pieza de mano automática tipo SMARTSCAN).

Los tejidos tienen una sensibilidad diferente a la elevación de la temperatura. La velocidad de desnaturalización tisular de la estructura molecular de los tejidos a transformarse. Existen modelos matemáticos que permiten definir las **curvas de isodammages** (37) explotables para estudios de correlación histológica. (En abscisa el tiempo T_i , en ordenada la temperatura) Estas curvas permiten definir una zona de reversibilidad (por debajo de la curva) lesiones tisulares y irreversibilidad de estas lesiones (por encima de la curva).

Fig. 1 : curva de isodaños.

Estos cálculos muestran que, por ejemplo, para la piel, 20 minutos a 45°C estimularán las lesiones reversibles como un segundo a 90°C. El daño térmico se dobla si aumentamos la temperatura a un grado.

Ello nos permite definir una escala de lesiones térmicas.

45°C: Vasodilatación, daño endotelial conduciendo a la muerte celular

50°C: Pérdida de la actividad enzimática celular

60°C : Desorganización de las membranas celulares, desnaturalización de ciertas proteínas.

70°C: Desnaturalización del colágeno, aumento de la permeabilidad de la membrana

80°C: Contracción del colágeno y necrosis de coagulación

100°C: Vaporización del líquido intersticial y deshidratación total.

Más allá de los 100°C: Volatilización de los constituyentes tisulares

150°C: Desaparición del agua y fragmentación molecular

200°C: Carbonización

300°C: Aumado

500-600°C: incandescencia (pirolisis)

CONCLUSION

La práctica del láser aplicada a las telangiectasias, necesita conocimientos fundamentales en el campo de la óptica y de la difusión tisular de la luz. Entre los cuatro efectos biológicos reconocidos a los láseres médicos (foto-ablativo, electromecánico, fotoquímico y térmico), es el efecto térmico el explotado para tratamientos vasculares. La excitación de los átomos genera una vuelta al estado dicho estable con emisión de una luz coherente, unidireccional y monocromática. La longitud de onda utilizada, el nivel de energía entregado (fluencia) y el tiempo de impulsión son los principales parámetros (37) de regulación de disparo láser que van a condicionar el efecto biológico. La conversión de la luz necesita tres etapas sucesivas; en principio la conversión de la luz en calor que implica las leyes de difusión óptica, la reflexión óptica y la absorción de esta luz por un cromóforo. En un segundo tiempo, hay una transferencia de calor integrando las nociones de conductividad y de difusión térmica y finalmente un proceso de desnaturalización tisular. La fototermólisis selectiva se opone en estos mecanismos a la fotocoagulación selectiva menos traumatizante para el vaso. Pueden utilizarse distintas longitudes de onda, algunas se reservan a los vasos rojos como el KTP532nm o el láser de colorante 585-605 nm, otros a los vasos profundos y azules como el Alexandrita 755 nm, el láser de diodo 810 nm o el Nd:YAG 1064 nm. La vandeja técnica ideal deberá integrar estos dos tipos de láser sabiendo que son complementarios. Es indispensable de todas formas la esclerosis previa (38).

*CMCO D'EVRY
2-4 Av du mousseau
91035 Evry Cedex
** 113 Av Victor Hugo
75116 Paris

<i>Longitud de onda (nm)</i>	<i>Profundidad de penetración (μm)</i>
350	60
400	90
450	150
500	230
600	550
700	750
800	1200
1000	1400

Tabla 1: Variación de la profundidad de penetración en función de la longitud de onda.

Laseres	Longitud de onda (nm)	Profundidad (μm)
KTP	532	340
Colorante	585-605	550
Alexandrite	755	1000
Diodo	800-810	1300
Nd:YAG	1064	1400

Tabla II: Láseres aplicados a la patología vascular

Estructura biológica	Medida Media	Tiempo de relajación (T_r)
Partícula de carbono/Melanosoma	1 μm	1 μs -10 μs
Célula	10 μm	10 μs -100 μs
Folículo pilo / Vaso	100 μm	1ms-10ms
Vaso / Angioma	50 μm	1 ms
//	100 μm	4 ms
//	200 μm	15 ms
//	500 μm	100 ms
//	1 mm	400 ms
//	2 mm	1,5 s

Tabla III: Tiempo de relajación térmica según el tipo de diana.

INTRODUCCION

Los láseres vasculares vienen siendo explotados desde los años 80; presentan una alternativa interesante para el injerto cutáneo para el tratamiento de angiomas planos incluidos los de los miembros inferiores. Desde hace unos años se aplican al tratamiento de las telangiectasias de los miembros inferiores son más o menos asociados a la escleroterapia clásica. Este tratamiento sigue siendo un complemento de la esclerosis que sigue indispensable, lo mismo que para la flebología. Su eficacia es interesante sobretodo para los vasos inaccesibles a la aguja de 0,3mm es decir 300 μ m de diámetro. Estos vasos constituían antes el hogar de las recaídas posteriores. El KTP 532 está particularmente adaptado a los vasos rojos, mientras que otras longitudes de onda, como el Diodo 810 nm y el Nd:YAG 1064 están más adaptados a los vasos azules. El láser se caracteriza en comparación a otros métodos por su carácter selectivo.

RESUMEN

Este artículo detalla las diferentes etapas entre la irradiación por una luz láser y la desnaturalización tisular que conduce a la foto-coagulación del vaso. Otros mecanismos pueden estar implicados como la fototermolisis selectiva o la fototrombosis. El comienzo es una inversión de población en la cámara de activación del láser hasta la desnaturalización tisular que conduce a la esclerosis del vaso. La conversión de la luz en calor implica la absorción de la luz por un cromóforo como la hemoglobina. La manipulación de esta herramienta exige conocimientos concernientes a la difusión

PALABRAS CLAVE

LASER – TELANGIECTASIAS – FOTOCOAGULACION – OPTICA TISULAR