

## **LASER**

M. Martínez Morillo y F. Sendra Portero

### **CONCEPTO E INTRODUCCIÓN**

La palabra láser es un acrónimo de las palabras inglesas: Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, es decir, amplificación de luz mediante emisión estimulada de radiación.

Realmente representa el nombre de un dispositivo cuántico, que sirve para generar ondas electromagnéticas de la gama óptica. Tiene un antecedente inmediato en el acrónimo máser, correspondiente a Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation, con el que, en 1950, Townes, Gordon y Zeigev designaron el primer oscilador en la gama milimétrica construido por ellos.

El láser proporciona una forma de emisión de radiación luminosa de características especiales. La radiación láser es monocromática (una sola longitud de onda), posee una gran direccionalidad (escasa divergencia) y puede concentrar un elevado número de fotones en fase en áreas muy pequeñas. Estas características han permitido una gran diversidad de aplicaciones en el campo de la tecnología actual y, en concreto, en la medicina.

Las primeras aplicaciones médicas del láser correspondieron a la cirugía. Comenzó empleándose en la fotocoagulación de tumores de la retina; pronto se aprovecharon las propiedades fototérmicas y fotoablativas de la elevada concentración energética en áreas muy pequeñas para la utilización reglada del «láser quirúrgico» en cirugía.

A partir de experiencias realizadas a principios de los setenta, se comenzó a observar que la irradiación láser de bajo nivel energético, sin llegar a producir efecto térmico, podía tener una acción estimulante sobre ciertos procesos biológicos, como la cicatrización o la resolución del edema y la inflamación. Esta modalidad «atérmica» de tratamiento constituye la laserterapia de baja intensidad o de baja potencia, de especial interés en medicina física, a la que se dedicará principalmente este capítulo.

### **CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DE LA EMISIÓN LÁSER**

Para la emisión de luz visible a partir de un foco, debe comunicarse a éste una energía (térmica, eléctrica, química, etc.) que excite sus átomos. Generalmente se producirá una desexcitación inmediata con emisión continua de radiaciones, que: a) son heterocromáticas (de distinta longitud de onda), b) no son coherentes (no se encuentran en fase), y c) se propagan en todas las direcciones del espacio.

La radiación láser posee todas las propiedades de la luz; sin embargo, se caracteriza por ser: monocromática (todos sus fotones tienen igual longitud de onda), coherente (todos los fotones se encuentran en fase temporal y espacial) y direccional (el haz de radiación presenta escasa divergencia, fruto de las dos características anteriores). La principal utilidad práctica de la radiación láser reside en que concentra un gran número de fotones por unidad de superficie (fig. 20.1).

#### **Monocromaticidad**

La buena definición de la frecuencia de la luz emitida, esto es, la monocromaticidad, es una de las principales características de la radiación láser. Permite aprovechar las características físicas y biológicas que posee la radiación de una longitud de onda determinada. Actualmente, existen láseres que emiten en el visible, infrarrojo, ultravioleta e, incluso, en

la banda espectral de los rayos X. Algunos láseres, como los de colorantes, permiten sintonizar la emisión dentro de una gama de frecuencias.

### **Coherencia**

En contraposición a la radiación luminosa convencional, de componentes desorganizados o incoherente, la radiación coherente es aquella en la que todos sus fotones están en fase. Al coincidir en una misma dirección de propagación, los estados vibracionales se suman. El resultado es un efecto de amplificación en la intensidad luminosa emitida, característica de la radiación láser (fig. 20.2).

Antes del advenimiento del láser, para obtener una luz coherente se utilizaban haces estrechamente colimados, mediante aperturas diminutas denominadas pin-hole, de una luz lo más monocromática posible. Generalmente se utilizaban lámparas de sodio, que emiten un doblete de longitudes de onda casi idénticas (589,0 y 589,6 nanómetros), con el inconveniente de que la colimación mediante pin-hole limita seriamente la potencia de salida del haz. Sin embargo, esta restricción no tiene lugar con el láser, cuya intensidad se encuentra amplificada, lo que le proporciona su brillantez característica.

### **Direccionalidad**

La disposición de una cavidad resonante, uno de los más importantes requisitos técnicos en la construcción de los sistemas láser, proporciona otra de las características de esta radiación, su escasa divergencia. Dado que sólo se amplifican los fotones emitidos en el sentido de un eje del material emisor, la radiación resultante posee una marcada direccionalidad de emisión, lo cual la hace idónea para diversas aplicaciones prácticas, en las que se requiere precisión en la iluminación.

## **EMISIÓN ESTIMULADA DE RADIACIÓN**

Toda vez que se conocía la naturaleza de la luz y su mecanismo íntimo de producción desde los esquemas teóricos desarrollados en el marco de la mecánica cuántica, una nueva posibilidad teórica, la emisión estimulada de radiación, dio un nuevo impulso a las investigaciones en el terreno de las ondas electromagnéticas.

Para que se produzca una emisión coherente, es necesario que los electrones corticales del material emisor se desexciten al mismo tiempo y siempre entre los mismos niveles. El fenómeno por el que puede alcanzarse esta situación fue descrito por Einstein en 1917, quien lo denominó «emisión estimulada de radiación». Esta teoría para explicar el equilibrio térmico de un gas, que simultáneamente estuviera absorbiendo y emitiendo energía radiante, sugiere que sería necesario admitir la existencia de una cierta emisión de radiación inducida, por lo que en el experimento estarían implicados tres procesos: absorción, emisión espontánea y emisión estimulada. Walter Heitter recogió los resultados de sus estudios sobre emisión estimulada, a la que denominó «emisión inducida», en su libro *The Quantum Theory of Radiation*, publicado en 1954. La emisión estimulada es un proceso en el que, al interactuar con un átomo excitado un fotón cuya energía es idéntica a la que este átomo emitiría al desexcitarse espontáneamente, se induce la inmediata desexcitación y, con ello, la emisión de un fotón absolutamente idéntico al primero en frecuencia, fase y dirección.

La creación del primer máser, a partir de las teorías de emisión estimulada de Einstein, se consiguió gracias a los trabajos llevados a cabo simultáneamente por Townes, Gordon y Zeiger, en Estados Unidos, y Basov y Prokhorov en la antigua Unión Soviética. En 1954, éstos propusieron nuevos métodos para la generación y amplificación de las ondas de

radiofrecuencia (microondas), y se diseñó el primer máser que funcionaba utilizando la radiación inducida de un haz de moléculas de amoníaco emitiendo microondas en una sola frecuencia, con muy bajo factor de ruido y muy alta sensibilidad. En 1964, Basov y Prokhorov, junto con Townes, consiguieron el premio Nobel.

Los máseres, gracias a sus características, se utilizan principalmente en radio, comunicaciones espaciales, astronomía por radar, etc. Sin embargo, pese al gran avance científico que supuso su desarrollo, no permitían obtener emisión estimulada en la región del espectro electromagnético situada entre las microondas y el infrarrojo. Townes planteó, entonces, la posibilidad de estudiar esa región de frecuencias desde la luz visible. Él y sus colaboradores propusieron, en 1958, construir máseres capaces de trabajar en la región óptica, utilizando cavidades reflectoras como resonadores.

En julio de 1960, Maimann, de la Hughes Aircraft Co., observó, al iluminar intensamente un rubí especialmente tallado, que éste emitía un haz casi paralelo de luz roja muy intensa y casi perfectamente monocromática. Se trataba del primer sistema de emisión láser.

El láser de rubí diseñado por Maimann contiene un medio activo sólido (el cristal de rubí) y proporciona una emisión pulsátil de color rojo. En 1961, Javan, Bennett y Herriot, trabajando en la Bell Telephone Laboratories, consiguieron una emisión láser de forma continua, al excitar una mezcla de gases (helio y neón) mediante un campo de alta frecuencia. Posteriormente, se ha conseguido una gran variedad de sistemas de emisión láser, en cuanto a sus componentes (medio activo, sistema de bombeo, etc.) y a las características de la radiación emitida.

## **PRODUCCIÓN DE RADIACIÓN LÁSER**

Un sistema de emisión láser debe constar, necesariamente, de un medio activo, un sistema de bombeo y una cavidad resonante. Al desexcitarse los átomos del medio activo, se genera radiación monocromática de longitud de onda característica, fenómeno que se estimula en presencia de otra radiación de igual longitud de onda. El sistema de bombeo debe aportar la energía necesaria para producir la excitación de los átomos. Por último, la cavidad resonante, constituida por dos paredes reflectantes paralelas, consigue un gran flujo de fotones en la misma dirección. Uno de los espejos de la cavidad resonante, parcialmente reflectante, permite la emisión de un haz de radiación con escasa divergencia. Al mismo tiempo, los fotones que se encuentran «en resonancia», a su paso por el medio activo, estimulan la emisión de más radiación (fig. 20.3).

### **Medio activo**

Toda unidad productora de radiación láser está constituida por un medio activo, en cuyo seno tiene lugar la emisión estimulada. Para que ello sea posible, es indispensable que una radiación, cuya frecuencia esté en resonancia con la correspondiente a la transición entre dos niveles del medio activo, incida en él. El resultado de la emisión estimulada será una serie de fotones, todos de idéntica frecuencia, que a su vez provocarán más emisión de radiación, de forma que se origina una especie de «reacción en cadena» de producción de fotones. Las ondas resultantes de estas transiciones inducidas poseen idéntica frecuencia, fase, dirección de propagación y estado de polarización que la radiación inicial que provocó dichas transiciones. La emisión láser es posible cuando en el material del medio activo se implican sólo dos niveles energéticos, uno estable y otro de excitación, aunque es frecuente que se utilicen materiales con un nivel metaestable, al que los electrones llegan por emisión

espontánea desde el nivel de excitación, y desde el cual se producirá la emisión estimulada. Algunos emisores láser implican cuatro o más niveles energéticos (fig 20.4).

Desde la construcción del primer láser de rubí, se ha desarrollado un gran número de sistemas láser utilizando medios sólidos, incluidos los semiconductores, líquidos y gaseosos. El material que constituye el medio activo es, básicamente, el elemento que determina la longitud de onda de la emisión.

Hay que tener presente que, para obtener un proceso de emisión láser, es necesario alcanzar las condiciones umbrales de funcionamiento que permitan la reacción en cadena de fotones estimulados. Debe conseguirse que haya mayor número de electrones en el nivel energético de excitación que en el nivel de energía estable. Este fenómeno se conoce como «inversión de población».

### **Sistema de bombeo**

Los emisores de radiación láser emplean sistemas de bombeo para elevar los electrones a niveles energéticos superiores. Estos sistemas aportan energía externa para aumentar el número de átomos excitados y así garantizar la inversión de población.

Existen diversos sistemas de bombeo. De forma simplificada, pueden dividirse en:

- Bombeo óptico (p. ej., láser de rubí), en el que se emplea una fuente luminosa, del tipo de lámpara de flash de xenón u otro láser, generalmente de menor longitud de onda.
- Bombeo eléctrico, cuyo fundamento consiste en hacer pasar una corriente eléctrica a través del material activo, habitualmente un gas (láser de He-Ne, p. ej.), o a través de la unión PN de un semiconductor (p. ej., láser de As-Ga).
- Bombeo químico, basado en la energía liberada en la creación y ruptura de enlaces químicos (p. ej., láser de flúor-hidrógeno).

### **Cavidad resonante**

Una vez creada y mantenida la inversión de población en el medio activo, el hecho que completa el proceso de producción láser es el empleo de una cavidad resonante, compuesta por dos espejos perfectamente paralelos, uno en cada extremo del material activo. El láser está construido de forma que el haz de radiación, al reflejarse, pase sucesivas veces por el medio activo; de este modo, el número de fotones emitidos se amplifica a cada paso. Uno de los dos espejos es parcialmente reflectante y permite que parte del haz salga fuera de la cavidad.

La cavidad resonante permite alcanzar tres objetivos esenciales:

- Aprovechar al máximo la inversión de población.
- Realizar la amplificación en una única dirección.
- Lograr la predominante monocromaticidad de la emisión.

Cuando la inversión de población ha producido la caída espontánea de unos cuantos electrones al nivel estable origina los fotones, con la frecuencia adecuada para iniciar la reacción en cadena de emisión estimulada, en un medio que siempre mantiene un nivel de población invertida –gracias al sistema de bombeo- y en el que constantemente hay fotones de idéntica frecuencia pasando a su través, manteniendo la emisión estimulada hasta que cese el bombeo energético.

## **APLICACIONES DEL LÁSER EN MEDICINA Y BIOLOGÍA**

Las aplicaciones del láser en medicina se iniciaron poco después del descubrimiento de

Maimann. En 1961, en el Hospital Presbiteriano de Nueva York, se practicó con éxito la primera intervención quirúrgica con un láser de rubí. Se trataba de la extirpación de un pequeño tumor retiniano, que impedía la visión.

El empleo de la radiación láser con fines quirúrgicos aprovecha una elevada concentración de energía en una pequeña superficie, para destruir o volatilizar los tejidos. El efecto térmico de la radiación láser de elevada potencia, la coherencia, precisión en diámetro y tiempos de impacto del haz emitido, así como la posibilidad de transmisión por fibras ópticas y sistemas microscópicos, son los fundamentos técnicos de gran parte de las aplicaciones del láser en medicina. En la actualidad, existen indicaciones de su uso perfectamente establecidas en oftalmología, ginecología, cirugía general, etc.

A mediados de los sesenta, se observaron efectos muy interesantes al utilizar radiación láser a energías muy inferiores, que ni siquiera producen aumento de temperatura. En 1967, el profesor Inyushin, de la Universidad de Alma Atta, dirigió los primeros estudios sobre «efectos biológicos del láser» en animales. En la década siguiente, Mester, en Budapest, practicó una serie de experiencias que ponen de manifiesto los efectos estimulantes del láser de baja potencia, tanto en el ámbito clínico como celular.

Actualmente existen láseres que cubren desde el infrarrojo al ultravioleta, con una gran variedad en potencia de salida y grado de monocromaticidad. Algunos tienen la posibilidad de generar impulsos de duración inferior al picosegundo. Otros, como los de colorantes y los de centros de color, permiten obtener una luz cuya longitud de onda puede variarse a voluntad del experimentador. Esta diversidad de prestaciones ofrece la posibilidad de seleccionar el equipo adecuado a cada uso, quirúrgico y no quirúrgico.

### **Láseres de alta potencia**

El efecto térmico de la radiación láser de elevada potencia, del orden de vatios, sobre los tejidos es la base del denominado «láser quirúrgico». Los requisitos básicos de un láser quirúrgico son: potencia elevada, emisión continua o alta tasa de impulsos y una longitud de onda que facilite una buena absorción tisular.

Las ventajas del láser quirúrgico sobre otras técnicas quirúrgicas convencionales consisten en la obtención de un mayor grado de hemostasia y asepsia, así como la tendencia a la curación y cicatrización de las heridas de forma más rápida y estética, con reducción —por lo tanto— del riesgo de trombosis vasculares. A su vez, el láser acelera la resolución de los edemas y cataliza reacciones químicas, que intervienen en la transmisión de calor y en la liberación de determinadas sustancias. Los principales tipos de láser empleados en cirugía son: el láser de rubí, el de dióxido de carbono, el de argón y el de neodimio-YAG.

#### **LÁSER DE RUBÍ**

Su longitud de onda es de 694 nm, lo que le confiere el color rojo característico a su radiación. En los primeros estudios sobre el láser como fotocoagulador oftalmológico, se utilizaron láseres de rubí, con resultados muy satisfactorios en el tratamiento del desprendimiento de retina. Más tarde fue sustituido por el Láser de argón, de forma que en la actualidad su uso es muy reducido.

#### **LÁSER DE DIÓXIDO DE CARBONO (CO<sub>2</sub>)**

El láser de CO<sub>2</sub> es uno de los láseres quirúrgicos «por excelencia», ya que posee una alta precisión y consigue que las pérdidas sanguíneas sean mínimas, en comparación con otros instrumentos de corte. Emite una radiación infrarroja con una longitud de onda de 10.600 nm.

Una característica fundamental de este tipo de láser es el mínimo daño residual que produce sobre el tejido en que actúa, por lo que reduce considerablemente la formación de tejido cicatricial. Sus aplicaciones más importantes se desarrollan en el campo de la cirugía general, cirugía plástica, ginecología y neurocirugía donde se emplean potencias que van desde los 4 a los 35 W

#### LÁSER DE ARGÓN

La aparición del láser de argón ha desplazado el láser de rubí en el área oftalmológica, pues su radiación de color verde (414 nm de longitud de onda) presenta mayor absorción intravascular.

Los láseres de argón utilizados actualmente en oftalmología permiten impactos de 10 a 100  $\mu$ m de diámetro, en tiempos de exposición de 1/10 a 1/100 s. Sus aplicaciones más importantes se desarrollan, además de en oftalmología, en dermatología, gastroenterología, neurocirugía y otorrinolaringología.

Tanto la irradiación del láser de argón (414 nm) como la del láser de CO<sub>2</sub> (10 600 nm) interaccionan con los tejidos en condiciones óptimas. Aunque el láser de CO<sub>2</sub> (5-50 W) tiene, por lo general, mayor potencia de salida que el de argón (1-15 W), ambos se emplean como hemos citado anteriormente en diversas aplicaciones quirúrgicas.

#### LÁSER DE NEODIMIO-YAG

El láser de neodimio-YAG (Ytrio-Aluminio-Granate), si bien presenta una menor absorción tisular que los anteriores, posee una potencia de salida mucho mayor (20-120 W). Emite en el infrarrojo proximal, con una longitud de onda de 1.060 nm. Su radiación puede transmitirse por fibra óptica con escasa pérdida de potencia, lo que lo hace idóneo para cirugía endoscópica. Sus aplicaciones, por tanto, se desarrollan en cirugía endobronquial, gastroenterología, urología y neurocirugía.

#### **Láseres de baja potencia**

Estos láseres trabajan a potencias inferiores a las de los quirúrgicos, del orden de miliwatios, y no elevan la temperatura tisular, sino que su acción se basa, principalmente, en efectos fotoquímicos. La terminología para designar este tipo de láseres ha sido muy variada; se utilizan expresiones como: soft-láser o mid-láser, «láser frío» o «láser atérmico», al hacer referencia a sus características. Incluso se han empleado términos que se prestan a confusión, como «láser médico» o «láser terapéutico», para distinguirlos del quirúrgico. Actualmente suelen emplearse términos más adecuados para referirse al tratamiento con estos láseres, como laserterapia de «bajo nivel», de «baja energía» o de «baja potencia», o laserterapia trófica y/o bioestimulativa.

Los principales láseres de este tipo son: el láser de helio-neón (He-Ne), el láser de arseniuro de galio (As-Ga) y el láser de CO<sub>2</sub> desfocalizado.

#### LÁSER DE He-Ne

Se trata del primer láser de funcionamiento continuo y aún sigue siendo uno de los sistemas láser más empleados en la actualidad. De las líneas que es capaz de emitir, la línea roja continua de 632,8 nm es, probablemente, la que ha sido más utilizada, y tiene gran importancia en laserterapia bioestimulativa.

El plasma de He-Ne, que constituye el medio activo, está compuesto de una mezcla de ambos gases nobles, con predominio del helio (85-90%) sobre el neón (10-15%), contenida en un tubo de características especiales (fig. 20.5). La emisión de una descarga eléctrica en el interior del gas provoca que muchos átomos de helio se sitúen en niveles metaestables. Estos niveles pierden la excitación por colisión con otros átomos, principalmente. En la mezcla de gases, tienen lugar colisiones entre los átomos de helio en estado metaestable y

los de neón en estado fundamental, por lo que se produce entre ellos una transferencia de energía. Posteriormente, la desexcitación de los átomos de neón puede producir una serie de emisiones; la de 632,8 nm es la más intensa. La tensión de alimentación del tubo en los láseres de He-Ne que se construyen actualmente es de 1500-2000V y la corriente es de algunas decenas de mA.

De todas las radiaciones emitidas, sólo una pequeña parte tomará una dirección paralela al capilar central instalado en el tubo, la cual deberá ser amplificada por una cavidad óptica o «resonador óptico». La cavidad óptica está formada por espejos cóncavos ajustables y la geometría del tubo está dispuesta de manera que pueda eliminar las pérdidas por reflexión. Los espejos deben ser altamente reflectantes, pues el medio posee poca ganancia (2% por metro de longitud) y se ajustan para el tiempo de vida del tubo, con lo que se consigue una emisión de algunos mw.

#### **LÁSER DE ARSENIURO DE GALIO**

En 1978, apareció un nuevo concepto en la laserterapia médica con la creación del láser de infrarrojos por semiconductores. La comercialización de estos láseres en el entorno médico fue tan profusa que motivó que se les denominara, comúnmente, «láseres de infrarrojos».

Se entiende por semiconductor aquella sustancia que, sin ser aislante, posee una conductividad inferior a la de los metales. Los más empleados son el de silicio y el de germanio. Al combinar el galio con el arsénico, obtenemos un cristal de características eléctricas similares. Para construir un diodo semiconductor, es preciso unir dos cristales del mismo semiconductor: uno de ellos con exceso de electrones en la banda de valencia (tipo N); el otro con defecto de electrones o, lo que es lo mismo, exceso de huecos (tipo P). Al aplicar una corriente, se producen sucesivas recombinaciones electrón-hueco, acompañadas de emisión de radiación electromagnética.

Aunque existen diversos semiconductores de As-Ga, el más común de ellos sólo funciona de forma pulsátil, a temperatura ambiente; consigue potencias medias de algunos mW con una emisión de 904,6 nm de longitud de onda.

La forma típica de un diodo láser de As-Ga es un paralelepípedo rectangular de aproximadamente 0,1 x 0,1 x 1 mm, cuyas caras planas están perfectamente pulidas, por lo que tienden a reflejar hacia el interior la luz coherente que se produce durante la recombinación. La corriente debe aplicarse de forma que incida perpendicularmente sobre la unión de los cristales (fig. 20.6).

#### **LÁSER DE CO<sub>2</sub> DESFOCALIZADO**

Anteriormente hemos descrito el láser de CO<sub>2</sub> quirúrgico, que trabaja a potencias elevadas (vatios). Sin embargo, este tipo de láser también puede actuar a potencias inferiores (miliwatios),

si se desfocaliza el haz; de este modo se obtiene su efecto terapéutico y bioestimulante. La principal ventaja que presenta es que consigue dosis superiores que las de los equipos de As-Ga y He-Ne. Sarlak, Seifert y Kim, entre otros, utilizan este láser a potencias medias, que oscilan entre los 80-110 mW. El inconveniente es el elevado coste de estos equipos.

### **LÁSERES DE BAJA POTENCIA: INTERACCIÓN CON LOS TEJIDOS**

La interacción con la materia de las radiaciones electromagnéticas, en general, y de la radiación láser, en particular, se realiza en las interfases, mediante los fenómenos de reflexión y refracción, y en el interior del medio, donde tiene lugar la transmisión, hecho que depende principalmente de los fenómenos de absorción y dispersión.

La absorción y transmisión de la radiación láser depende, fundamentalmente, de dos factores: la longitud de onda de la radiación y la naturaleza del absorbente. La atenuación de radiación visible o infrarroja en cualquier medio homogéneo viene expresada por la ley de Lambert-Beer, mediante la función exponencial:

$I = I_0 \times e^{-\mu x}$  donde  $I$  es la intensidad de la radiación tras atravesar el medio,  $I_0$  la intensidad inicial,  $x$  el espesor de tejido y  $\mu$  el coeficiente de atenuación. Desde esta aproximación simple, pero eficaz a efectos comparativos, hemos determinado los coeficientes de atenuación para algunos modelos de tejido biológico (tabla 20.1) al irradiarlos con tres emisores: láser de He-Ne, láser de As-Ga y una lámpara de infrarrojos colimada (IRC). Puede apreciarse cómo la radiación roja del He-Ne presenta mayor absorción que la del As-Ga e IRC (ambas infrarrojas), que además mostraron valores de  $\mu$  similares. Tabla 20.1

Tabla 20.1 Coeficientes de atenuación. $\mu$ (mm <sup>-1</sup> )			
	He-Ne	As-Ga	IRC
Tejido blando	0.535	0.263	0.256
Grasa	0.304	0.224	0.224
Músculo	0.356	0.286	0.250
Sangre	2.006	1.342	1.239

El dispositivo experimental y algunas curvas de atenuación se presentan en la figura 20.7. La composición del tejido tiene mucha influencia en la atenuación de la radiación. Así, la sangre, por ejemplo, presenta mayor atenuación que otros tejidos, tanto con la radiación de He-Ne como con la de As-Ga. Los resultados no son extrapolables a la situación de irradiación in vivo; no obstante, dan idea de cómo puede influir la mayor o menor concentración de tejidos diversos.

Hay que tener en cuenta que se mide la intensidad de radiación en el eje central del haz, interponiendo piezas de tejido con dos caras paralelas y espesor sucesivamente mayor, y no está considerándose la contribución de la retrodispersión en cada punto.

En cualquier caso, como observación de índole general, hay que remarcar que a 1 cm de profundidad la transmisión es inferior al 10%. De hecho, se extingue entre 1-2 cm para la radiación de He-Ne y entre 2-3cm para la de As-Ga. Ello no justifica efectos observables a más profundidad, como se analizará más adelante, pero plantea otra consideración: si la acción en profundidad del láser de baja potencia está mediada por una acción primaria superficial, que tiene lugar en un volumen donde los fotones se absorben, ¿cómo de grande es ese volumen superficial? En este sentido, la dispersión, y concretamente la laterodispersión, desempeña un papel importante. En una experiencia similar a la anterior, se ha fotografiado el haz emergente por la cara opuesta (fig. 20.8), empleando películas sensibles al IR. Aunque hay que hacer las mismas consideraciones al método, se ha comprobado que la laterodispersión en los primeros milímetros de tejido es muy importante; se han obtenido diámetros de algunos centímetros. Este fenómeno es más acusado en tejidos con inhomogeneidades, como el músculo ( $\phi = 3$ cm), frente a otros más homogéneos, como la grasa ( $\phi = 4$  cm). Resumiendo, en las aplicaciones habituales de láseres de baja potencia, parte del haz se refleja en la piel (con la contribución de la retrodispersión de los primeros milímetros) y el resto se absorbe en la superficie, y se dispersa en un radio de varios centímetros. Hay que aclarar que la potencia de emisión no contribuye a que la radiación se transmita mejor a tejidos más profundos; su importancia radica en el menor tiempo necesario para aportar cierta energía.



Como se ha señalado anteriormente, la atenuación depende de dos componentes: absorción y dispersión., la contribución de éstos en la difusión luminosa en los tejidos es compleja de calcular pero está suficientemente claro que ambos dependen de la longitud de onda de la radiación. La composición de los tejidos y la concentración de determinados pigmentos determina una mayor absorción selectiva hacia ciertas longitudes de onda, mientras que la heterogeneidad y abundancia en interfases favorece una mayor dispersión.

Es un hecho físico constatado que el color de una sustancia corresponde al tipo de radiaciones que refleja (y que, por tanto, no absorbe). Para los colores complementarios, en cambio, la absorción del color opuesto es máxima. Así, el rojo absorbe intensamente la radiación verde y el verde la radiación roja. La melanina, presente en la epidermis, atenúa la transmisión de radiaciones de longitud de onda entre 300 y 600 nm. La hemoglobina absorbe totalmente las radiaciones inferiores a 580 nm. Así, el láser de argón (de color verde) se absorbe intensamente por la hemoglobina, pero muy poco por el agua. Otros láseres de emisión en el IR, como el de CO<sub>2</sub> (10.600 nm) o el de Nd-YAG (1.060 nm), presentan menor absorción con la hemoglobina y más con el agua.

En la gama de emisión de los láseres utilizados en la serterapia de baja potencia (He-Ne y As- Ga), que va del rojo al infrarrojo cercano (632,8 y 904 nm), la absorción por la hemoglobina y el agua disminuye drásticamente, por lo que su penetración es mayor (fig. 20.9).

## **EFFECTOS BIOLÓGICOS DE LOS LÁSERES DE BAJA POTENCIA**

La laserterapia de baja potencia es un área de la ciencia relativamente reciente, en la que predominan ciertos efectos terapéuticos observados clínicamente (de forma empírica), como la analgesia en la zona irradiada, una acción antiedematosa y antiinflamatoria, o la cicatrización de heridas de difícil evolución o traumatismos en tejidos diversos. Parte de estos fenómenos terapéuticos no tienen un fundamento biológico claramente establecido. No obstante, existen autores que han desarrollado y buscado explicación a las aplicaciones clínicas. Otros han estudiado en profundidad los efectos en las células, y han propuesto el término «biorregulación» o «bioestimulación».

### **Acción directa e indirecta**

Los efectos de la radiación láser sobre los tejidos dependen de la absorción de su energía y de la transformación de ésta en determinados procesos biológicos. Tanto la longitud de onda de la radiación como las características ópticas del tejido considerado forman parte de los fenómenos que rigen la absorción, pero el efecto sobre la estructura viva depende principalmente de la cantidad de energía depositada y del tiempo en que ésta ha sido absorbida. Es decir, la potencia del láser desempeña un papel fundamental.

La absorción de la radiación láser se produce en los primeros milímetros de tejido, por lo que determinados efectos observables a mayor profundidad, incluso a nivel sistémico, no estarían justificados por una acción directa de la energía absorbida. Por ello, para describir el efecto biológico de la radiación láser, es habitual seguir un esquema según el cual la energía depositada en los tejidos produce una acción primaria o directa, con efectos locales de tipo: fototérmico, fotoquímico y fotoeléctrico o bioeléctrico. Estos efectos locales provocan otros, los cuales constituyen la acción indirecta (estímulo de la microcirculación y aumento del trofismo), que repercutirá en una acción regional o sistémica (fig. 20.10).

### **EFFECTO FOTOTÉRMICO**

En los láseres de alta potencia, el efecto fototérmico es el responsable directo y principal de la acción de corte del láser quirúrgico, algunas de cuyas implicaciones bioquímicas han sido estudiadas. Los láseres de baja potencia, en cambio, no causan un aumento significativo de temperatura en el tejido irradiado. Estas potencias suelen ser del orden de varias decenas de mW y la mayoría de los autores coinciden en que las condiciones habituales de su uso no hacen suponer que la temperatura desempeñe un papel importante en la acción biológica.

¿Cuál es, entonces, la frontera en términos de potencia del efecto fototérmico? En este sentido, Matsushita, en experiencias con Nd-YAG desfocalizado, señala que la irradiación a 100 mW no produce aumento de temperatura mensurable, mientras que a 300 mW se aprecian incrementos de 3°C y a 500 mW, en torno a la decena de grados. Aun sin tener todos los datos para calcular la densidad de energía, puede entenderse que en laserterapia de baja potencia se está por debajo de esos niveles. Existen teorías interesantes (y controvertidas), que señalan la posibilidad de que tan bajos niveles de energía constituyan una forma de «mensajes» o energía utilizable por la propia célula, para la normalización de las funciones alteradas. Se trataría de un efecto fotoenergético o bioenergético.

#### **EFECTO FOTOQUÍMICO**

La interacción de la radiación láser de baja potencia con los tejidos produce numerosos fenómenos bioquímicos. Localmente, tienen lugar algunos, como la liberación de sustancias autacoides (histamina, serotonina y bradicinina), así como el aumento de producción de ATP intracelular y el estímulo de la síntesis de ADN, síntesis proteica y enzimática.

#### **EFECTO FOTOELÉCTRICO**

Se produce normalización del potencial de membrana en las células irradiadas por dos mecanismos: actuando, de forma directa, sobre la movilidad iónica y, de forma indirecta, al incrementar el ATP producido por la célula, necesario para hacer funcionar la bomba sodiopotasio.

#### **ESTÍMULO DE LA MICROCIRCULACIÓN**

La radiación láser, debido a su efecto fotoquímico, tiene una acción directa sobre el esfínter precapilar. Las sustancias vasoactivas lo paralizan y producen vasodilatación capilar y arteriolar, con dos consecuencias:

- El aumento de nutrientes y oxígeno, que, junto a la eliminación de catabolitos, contribuye a mejorar el trofismo de la zona.
- El incremento de aporte de elementos defensivos, tanto humorales como celulares.

#### **AUMENTO DEL TROFISMO Y LA REPARACIÓN**

El estímulo de la microcirculación, junto a otros fenómenos producidos en las células, favorece que se produzcan los procesos de reparación, lo que contribuye a la regeneración y cicatrización de pérdidas de sustancia. Por otra parte, otros fenómenos celulares, como el aumento de la producción de ATP celular, la síntesis proteica y la modulación de la síntesis enzimática, junto a la activación de la multiplicación celular, favorecen la velocidad y calidad de los fenómenos reparativos.

### **INSTRUMENTACIÓN Y EQUIPOS**

Los equipos empleados principalmente en laserterapia de baja potencia son el láser de He-Ne y el de semiconductores (As-Ga). Ambos se fabrican en unidades aisladas o combinadas, en tamaño pequeño (portátil o consola) y tipo cañón.

Las unidades de He-Ne emiten una radiación roja (632,8 nm), que sale del equipo en forma de un haz prácticamente lineal, con muy poca divergencia. La parte fundamental es el tubo presurizado, en el que se encuentra la mezcla gaseosa de helio y neón. La potencia de salida es fija, dependiente de la dimensión del tubo y de la densidad de gas utilizada. En las unidades de consola oscila entre 1 y 15 mW. En las unidades tipo cañón, que permiten emplear tubos más grandes, la potencia de salida puede superar los 30 mW. La radiación láser sale al exterior del aparato por un orificio que suele tener acoplamiento para fibra óptica.

Por lo general, estos equipos de He-Ne emiten de forma continua, aunque mediante un simple dispositivo puede interrumpirse el haz para aplicarlo a impulsos con la frecuencia deseada. Las unidades deben disponer de un temporizador para desconectar automáticamente tras un tiempo prefijado.

En los equipos portátiles y consolas, la radiación se transmite por una fibra óptica que se acopla al orificio de salida de la radiación láser y conduce ésta hacia el extremo opuesto, que se utiliza como aplicador. Las fibras ópticas están constituidas por dos cuerpos cilíndricos (interior y exterior) de cuarzo o plástico, transparentes, aunque de distinto índice de refracción. Mediante una serie de reflexiones interiores, la luz que incide por un extremo llega al otro, aunque con una pérdida de intensidad del 20% aproximadamente, con las modernas fibras ópticas. Hay que tener la precaución de no doblar excesivamente la fibra óptica ni su ensamblaje, pues ambos son frágiles. Asimismo, es preciso limpiar su extremo periódicamente. La utilización de fibra óptica permite aplicaciones puntuales, colocando su extremo en contacto con la piel.

Los equipos de He-Ne de mayor potencia se fabrican en forma de cañón. En estas unidades, el tubo se dispone en el interior de una carcasa alargada, que se articula a una consola con una base rodante, para facilitar su desplazamiento. La radiación láser se emite por un extremo y puede aplicarse directamente o mediante fibra óptica. Algunos de estos equipos llevan, en la salida, un dispositivo de espejos, que se desplazan mediante un pequeño motor eléctrico, en sentido longitudinal y transversal, de forma que puedan realizarse barridos diversos sobre la zona que hay que tratar. Uno de los espejos tiene una vibración entre 30 y 50 Hz y hace que el haz describa un recorrido lineal. Esta línea es recogida por un segundo espejo, que vibra a una frecuencia de 1 a 10 Hz y desplaza el trazado lineal cubriendo una zona rectangular. Mediante unos dispositivos de control, puede modificarse la longitud de la línea y su recorrido. También puede realizarse la irradiación de una zona mediante barrido puntual, programando la distancia entre cada punto y entre las líneas de puntos que hay que aplicar así como la irradiación en cada punto. El mecanismo es similar al anterior, con la diferencia de que los espejos van a saltos. En las unidades de As-Ga, la emisión de la radiación se produce desde el diodo, que está compuesto por dos capas semiconductoras, cortadas con precisión. Al aplicar corriente eléctrica a cada lado, la radiación láser se genera en la unión entre las dos capas (unión P-N). Estos láseres producen un haz de forma elíptica, con una divergencia de 10 a 35 grados.

El diodo de As-Ga más comúnmente usado produce una radiación de 904 nm emitida a impulsos. La alta intensidad que debe atravesar el diodo produce una gran cantidad de calor mediante efecto Joule, lo que obliga a que el láser deba funcionar durante cortos períodos de tiempo, seguido de largos períodos de enfriamiento (ciclo de trabajo muy corto). De hecho, lo que controla la emisión es el ciclo de trabajo (duty cycle) que es el porcentaje de tiempo que puede estar funcionando el diodo durante un período. Normalmente se emplean valores del 0,1%. Hoy día se prefiere utilizar potencias de pico no muy elevadas, pero que

puedan trabajar con un ciclo de trabajo alto. Se dispone de diodos que pueden ofrecer potencias medias elevadas (hasta 200 mw), y algunos de los cuales con la posibilidad de emisión continua (con potencias de 100 mw) a temperatura ambiente. Igualmente, la posibilidad de emplear As-Ga dopado con diferentes materiales permite obtener diversas longitudes de onda (635, 780, 810, 830 y 904 nm).

En las consolas y equipos portátiles (fig. 20.11), el diodo se encuentra situado en el extremo del aplicador, pieza de metal o de plástico resistente en forma de cilindro alargado, que se conecta a la consola mediante los cables que conducen la energía eléctrica hacia el diodo. En el extremo del aplicador, suele colocarse una lente para corregir la divergencia de salida, especialmente si la potencia media no es muy elevada. Es importante que el fabricante aporte la superficie de depósito del aplicador. En cualquier caso, puede realizarse la estimación del área de depósito mediante un visor de infrarrojos (aunque es caro y debe efectuarse por personal experto).

Existen equipos mixtos, de consola o portátiles, que tienen la posibilidad de producir tanto láser de He-Ne como de diodos. Igualmente, existen unidades tipo cañón para la aplicación de un haz central de He-Ne y una corona de entre 4 y 6 diodos (fig. 20.12).

## DOSIMETRÍA

La aplicación del láser de baja potencia es relativamente simple, pero deben conocerse ciertos principios de dosimetría para determinar la dosis depositada en cada tratamiento. Ésta es la única forma de realizar estudios serios y poder comparar resultados con equipos diferentes, tanto experimental como clínicamente.

Todo generador láser emitirá más o menos fotones por unidad de tiempo según cuál sea su potencia de emisión. De esta forma, la energía es el producto de la potencia por el tiempo que dura la aplicación:

$$E (J) = P \times t (W \times s)$$

Se denomina densidad de potencia a la relación entre la potencia de emisión y la superficie de irradiación:  $j_w = P/S (W/cm^2)$

En las radiaciones ópticas, recibe el nombre de irradiancia y representa la concentración de fotones sobre el punto o superficie irradiada por unidad de tiempo.

La densidad de energía (fluence energy), también denominada exposición radiante, representa la densidad de potencia o irradiancia durante el tiempo de aplicación:

$$j^? = j_w \times t (W \times s/cm^2) = (J/cm^2)$$

En laserterapia se acostumbra establecer la dosis que hay que aplicar en términos de densidades de energía, expresándola en  $(J/cm^2)$ . En todos los equipos, debe considerarse para su cálculo la potencia de salida y el tipo de emisión: continua o pulsada.

### **Emisión continua**

En este caso (láser de He-Ne y algunos láseres de semiconductores), la potencia de salida coincide con la de emisión (fig. 20.13). Conociendo la superficie que abarca el haz y la densidad de energía ( $j^?$ ) que quiere alcanzarse, puede calcularse el tiempo de duración del tratamiento, según la expresión:

$$t = j^? / j_w = (j^? \times S) / P$$

### **Emisión pulsada**

En este caso, la potencia de salida o potencia de pico no coincide con la potencia real de emisión (potencia media). Este tipo de emisión es característica del láser de As-Ga y se necesitan tres parámetros para definirla: a) potencia pico; b) duración del pulso, y c)

frecuencia de pulsos (fig. 20.14). La potencia media puede calcularse de la siguiente manera:

Energía de un impulso  $E_i = P_p \times t_i$

Potencia media  $P_m = E_i / (t_i + t_r)$

Donde  $P_p$  es la potencia de pico,  $t_i$  es el tiempo de duración del pulso y  $t_r$  es el tiempo de reposo. Puesto que la frecuencia  $F$  es el número de veces que se repite un ciclo ( $t_i + t_r$ ) por segundo, la potencia media será:

$P_m = P_p \times t_i \times F$

## **APLICACIONES TERAPÉUTICAS GENERALES**

Aunque se han publicado pocos ensayos clínicos, parece haber evidencia suficiente de que el láser de baja potencia produce reducción del dolor y la inflamación, y acelera la reparación de heridas y quemaduras. El mecanismo íntimo de estos efectos aún no está del todo aclarado, pero son cada vez más numerosos los grupos de investigación que abordan estas cuestiones desde aspectos básicos (bioquímicos, histológicos, etc.) y clínicos, tanto en experimentación animal como en seres humanos.

### **Cicatrización de heridas**

Las primeras evidencias de la capacidad del láser de baja potencia para contribuir a la cicatrización de heridas provienen de experiencias in vitro, en las que se demostró la proliferación de fibroblastos de características normales en cultivos irradiados. Estos estudios fueron realizados por los equipos de Mester, con láseres de rubí (694,3 nm) y He-Ne (632,8 nm). Abergel, empleando He-Ne y As-Ga (904 nm), demostró el aumento de fibroblastos y la síntesis de procolágeno en cultivos. Además, descubrió que el efecto era mayor a dosis bajas, del orden de  $1 \text{ J/cm}^2$  de As-Ga y entre 0,05 y  $1,5 \text{ J/cm}^2$  de He-Ne, aplicadas en 3-4 sesiones diarias.

Posteriormente, confirmó que el aumento en la síntesis de procolágeno se debe al incremento de ARN mensajero en las células irradiadas.

Se han realizado múltiples estudios en animales para evaluar la cicatrización de heridas y quemaduras provocadas experimentalmente con resultados dispares. Mester y sus colaboradores, aun sin encontrar cambios histológicos, objetivaron mejoría clínica en reparación de heridas irradiadas con láser de rubí ( $1 \text{ J/cm}^2$ ), especialmente si se aplicaban varias sesiones. Se han descrito experimentos en los que el grupo irradiado no presentaba mejoría aparente y otros en los que la cicatrización se producía mucho más rápido que en el grupo control.

La variabilidad de resultados hace pensar en la mediación de algún efecto sistémico. En este sentido, Mester ha descrito heridas que cicatrizaban con rapidez sin irradiarlas totalmente y Kana describió aumentos de cicatrización de segundas heridas irradiadas presentes en el mismo animal durante irradiación de una primera. Algunos de los trabajos que presentaban ausencia de resultados positivos utilizaban como control heridas en el mismo animal irradiado, lo que podría atribuirse al efecto sistémico de forma similar a la experiencia de Kana.

La experiencia clínica de la laserterapia de baja potencia en el tratamiento de heridas y úlceras de cicatrización lenta comenzó a mediados de los años sesenta. Mester y sus colaboradores cuentan con una amplia serie de pacientes con úlceras de difícil evolución, habitualmente en extremidades inferiores, a las que trataron con láser de argón

desfocalizado (488 nm) y de He-Ne (632,8 nm), a dosis de hasta 4 J/cm<sup>2</sup>; obtuvieron el 78% de curaciones, el 14% de mejorías y el 8% de ausencia de respuesta. Otros autores, como Trelles y Gogia, han demostrado empíricamente la eficacia de láseres de He-Ne y As-Ga en úlceras tórpidas, fracturas no consolidadas, heridas de difícil cicatrización y lesiones herpéticas. Han aportado múltiples ideas y recomendaciones prácticas sobre las medidas de limpieza e higiene y otros aspectos coadyuvantes al tratamiento con láser.

Nuestro equipo realizó un minucioso trabajo, también en el ámbito clínico, en el que se estudió la aplicación del láser de He-Ne en odontoestomatología, concretamente en la cicatrización tras las exodoncias. Se irradió la zona de extracción dentaria inmediatamente después de la extracción

(fig. 20.15), en un grupo de 100 pacientes seleccionados aleatoriamente frente a otros 100, que se utilizaron como control. El grado de dificultad de las extracciones fue similar en ambos grupos; se encontraron diferencias significativas en el tiempo de cicatrización y en el porcentaje de pacientes que presentaron hemorragia postexodoncia: 3,38 días de media y 89% en el grupo control, frente a 1,97 días y 12% en el grupo irradiado. Se utilizaron dosis de 5.7 y 8.9 J/cm<sup>2</sup>, y no se encontraron diferencias entre ambas.

Los estudios sobre la calidad de la cicatriz en heridas irradiadas han demostrado histológicamente mayor epitelización y menor cantidad de tejido exudativo. En general, el examen macroscópico ha presentado mejor aspecto cosmético y menor tejido cicatricial. Trelles ha constatado, en quemaduras experimentales en ratones, aumento de la vasculatura neoformada en el centro de la herida y menor retracción en las lesiones irradiadas, lo que sugiere la utilidad clínica del láser en el tratamiento de quemaduras o heridas en la mano o cuello.

Al irradiar nervios de rata seccionados y posteriormente suturados, con láser de As-Ga y He-Ne, se aprecia igualmente menor presencia de tejido fibroso y mayor tendencia a la regeneración nerviosa, lo que sugiere la indicación en el tratamiento posquirúrgico de accidentes que afecten a los nervios. En este sentido, Rockind y sus colaboradores han demostrado que, tras realizar heridas contusas en el nervio ciático de ratas e irradiarlas con láser de He-Ne (10 J/cm<sup>2</sup>) durante 20 días, el potencial de acción era el 43% mayor al final del tratamiento y estaba completamente restablecido al año, mientras que los grupos control, dejados a su evolución natural, no alcanzaron niveles normales ni al cabo de un año.

### **Dolor**

El dolor de tipo crónico ha sido tratado con láser de He-Ne y As-Ga con resultados positivos, tanto en la práctica como en la investigación clínica. Numerosos estudios informan de mejorías de la sintomatología dolorosa; la mayoría de ellos son revisiones de series de pacientes tratados con resultados diversos. No existen muchos trabajos prospectivos diseñados minuciosamente. Walker dirigió un estudio a doble ciego en el que se trataban pacientes con dolor crónico con láser de He-Ne, comparado con un tratamiento simulado. Cuando las zonas superficiales dolorosas se irradiaban con láser se producía una disminución significativa del dolor, así como una menor necesidad de analgésicos, frente al tratamiento placebo. Curiosamente, Palmgreen ha descrito en un estudio aleatorizado en pacientes con artritis reumatoide, en los que se comparaba un grupo irradiado frente a otro con falsa irradiación, mejoría del dolor en ambos grupos, superior en el grupo irradiado, pero presente en el que la irradiación sólo actuaba como placebo.

En el estudio citado anteriormente sobre irradiación con láser de He-Ne en las extracciones dentarias, se encontró una diferencia importante en el porcentaje de pacientes que sentían

dolor posteriormente a la extracción: 81% en el grupo control y 8% en el grupo irradiado. Los resultados fueron ligeramente superiores al emplear dosis de 8,9 J/cm<sup>2</sup> que cuando se irradió con 5,7 J/cm<sup>2</sup>.

Moore realizó un ensayo en 20 pacientes con neuralgia postherpética, empleando láser de As-Ga-Al (830 nm), en el que todos los pacientes demostraron reducción en la intensidad del dolor entre el 40 y el 90 %, y reducción del área dolorosa entre el 49 y el 84%.

Aunque se tienen evidencias del efecto analgésico del láser de baja potencia, es difícil medir objetivamente la modulación del dolor y el mecanismo interno de actuación no es muy bien conocido. Se piensa que puede deberse a:

1. Fenómenos locales, que favorecen la reabsorción de sustancias algógenas, al mejorar la microcirculación local, y elevan el umbral del dolor en los nervios periféricos, al interferir el mensaje eléctrico durante la transmisión del estímulo.
2. Fenómenos sistémicos, que estimulan la producción de opiáceos endógenos del tipo de las betaendorfinas.

Se ha observado que la irradiación láser tiene actividad sobre los nervios periféricos: por ejemplo, en las experiencias de Nissan Rockind y sus colaboradores, sobre el restablecimiento del

potencial de acción en nervios dañados. En seres humanos se ha demostrado, en un estudio a doble ciego, que la exposición del nervio radial superficial a dosis bajas de láser producía una disminución de la velocidad de conducción nerviosa. Esta disminución podría estar en relación con el mecanismo de analgesia inducida por la radiación láser, la cual ayudaría a mantener el potencial de membrana, lo que dificultaría la transmisión dolorosa focal.

Benedicenti atribuye la acción analgésica inmediata y de poca duración, principalmente, a efectos sobre la polarización de la membrana de la terminación nerviosa, mientras que la analgesia de aparición más tardía, pero más duradera, se debe a un aumento de las endorfinas.

Ciertamente, una de las hipótesis que se emplean para justificar el efecto antiálgico de la radiación láser de baja potencia es la posibilidad de que ésta produzca un aumento de los niveles séricos de betaendorfinas (NSBE). En este sentido, se comentan, a continuación, algunos estudios de nuestro grupo de investigación, que demuestran la inducción de modificaciones de dichos niveles en experimentación animal, así como la dependencia de la dosis y el tipo de láser empleado.

Los primeros estudios se realizaron en conejo vulgar; se irradió la pata delantera derecha y se extrajo sangre para las determinaciones a los 15, 30 y 60 minutos (fig. 20.16). En ausencia de estímulo doloroso, se observó un aumento significativo de los NSBE al irradiar con He-Ne (1,8 J/cm<sup>2</sup>), mientras que con As-Ga (2,3 J/cm<sup>2</sup>) los niveles séricos sólo experimentaron un ligero incremento. Posteriormente, se estudió un grupo de animales sometido a estímulo doloroso, mediante pinzamiento de la pata derecha delantera, sin que se obtuvieran resultados significativos, frente a un grupo sometido a estímulo doloroso más irradiación con He-Ne. Este grupo experimentó un aumento de los NSBE entre 3 y 4 veces superior al nivel basal. Tras estas primeras experiencias, se comprobó el efecto del láser de As-Ga a dosis superiores y la reproductibilidad del método en otro animal de experimentación, la rata Wistar. Se emplearon densidades de energía de 2,3 J/cm<sup>2</sup>, 4,7 J/cm<sup>2</sup> y 7 J/cm<sup>2</sup>, y tiempos de extracción sanguínea de 10, 20, 30 y 60 minutos. Los resultados, tanto en condiciones basales como con estímulo doloroso, solamente mostraron respuesta significativa con dosis de 7 J/cm<sup>2</sup>, que presentan un aumento de los NSBE del orden de 12 veces los valores basales (fig. 20.17).

## **Inflamación**

Durante la inflamación, las prostaglandinas producen vasodilatación, lo que contribuye a la salida de plasma en el espacio intersticial y a la formación del edema. Tras examinar biopsias de heridas experimentales en animales, se ha comprobado que la producción de prostaglandinas se altera por la irradiación con láser de He-Ne a 1 J/cm<sup>2</sup>. Concretamente la PG E<sub>2</sub> y la PG E<sub>2</sub> aumentan, con una duración de respuesta de 4 y más de 8 días, respectivamente. Este fenómeno, junto al estímulo de la microcirculación, se ha interpretado como parte de las causas que favorecen la resolución del proceso inflamatorio agudo.

La eliminación de la éstasis local contribuye a la resolución de la reacción inflamatoria más rápidamente de lo que el organismo haría por sus propios medios. Manhoffer en un estudio controlado sobre tres modelos experimentales de inflamación, evaluó el efecto del láser de He-Ne frente a luz difusa roja de longitud de onda comparable; concluyó que, aunque en algunos casos hubo cambios respecto al grupo control, el efecto del láser y la luz roja resultaron comparables.

Estos resultados subrayan la importancia de la luz de determinada longitud de onda como factor desencadenante de efectos terapéuticos, aunque sería deseable un estudio en profundidad de aspectos dosimétricos y espectrales de las observaciones de Manhoffer, para evaluar adecuadamente los resultados.

## **LASERTERAPIA DE BAJA POTENCIA EN PROCESOS OSTEOARTICULARES**

El pronóstico de procesos crónicos osteoarticulares, como la artrosis o la artritis reumatoide, no es muy alentador. Los síntomas pueden aliviarse, pero con facilidad aparecen efectos colaterales de tratamientos prolongados (corticoides, AINE, etc), que acaban por complicar la situación. Por ello, constantemente están buscándose nuevas formas de tratamiento con efectos secundarios mínimos. En este sentido, la laserterapia de baja potencia ofrece ventajas, al ser un tratamiento atraumático, no doloroso, que presenta riesgos mínimos, es fácilmente aplicable y seguro, y puede usarse junto con otras terapias.

El problema que se plantea radica en que se ha empleado indiscriminadamente y de forma empírica, y no hay suficientes estudios protocolizados y aleatorizados, por lo que se generan dudas, como: qué esquemas de tratamiento emplear, qué longitud de onda es la idónea, qué dosis poseción es adecuada, etc. No obstante, se exponen a continuación algunos de los estudios más importantes realizados en este sentido.

Goldman y sus colaboradores realizaron un estudio en 30 pacientes con artritis reumatoide, empleando un láser de Nd-YAG (1.060 nm), aplicando 13 sesiones de 15J/cm<sup>2</sup>, en pulsos de 30 ns cada 5 minutos. Se irradió en las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas proximales, y en la otra mano se empleó falsa irradiación. En total, 21 pacientes notaron mejoría en ambas manos, disminución del eritema y el dolor (más acentuada en la mano irradiada); sólo hubo diferencias en la fuerza de prensión en la mano, irradiada y no se objetivaron cambios radiológicos ni en la analítica sanguínea.

Palmgreen y sus colaboradores realizaron un minucioso ensayo aleatorizado, en el que trataron 35 pacientes con artritis reumatoide con láser (820 nm, 3.58 J/cm<sup>2</sup>) y falsa irradiación durante 4 semanas, sobre varias articulaciones de la mano. Encontraron mejorías en el grupo irradiado en la inflamación articular, la fuerza de prensión, la rigidez matutina, la amplitud de movimiento articular (distancia del pulpejo de los dedos a la palma de la mano) y el dolor. En el grupo placebo no hubo respuesta, salvo en el dolor, donde



encontraron disminución significativa de éste. Basford realizó un estudio en el que trató pacientes con artrosis del pulgar aplicando láser de He- Ne de 0,9 mW, durante 15 s, 3 sesiones semanales, sin encontrar diferencias entre el grupo control y el tratado, por lo que concluyó que el tratamiento no es efectivo para la artrosis del pulgar.

Este ejemplo ilustra perfectamente la necesidad de homogeneizar los tratamientos en términos de dosis empleada. Si analizamos los datos que aporta (un láser de 0,9 mW en emisión continua durante 15 s), retomando los cálculos expuestos en el apartado de dosimetría, supondría una energía de 0,0135 J:  $E = P \times t = 0,0009 \text{ W} \times 15 \text{ s} = 0,0135 \text{ J}$

Si se considera un haz de 2 mm de diámetro ( $S = \pi \times 0,01 \text{ cm}^2$ ), la densidad de energía sería 4,5 J/cm<sup>2</sup>; en cambio, si el haz tuviera 4 mm de diámetro ( $S = \pi \times 0,04 \text{ cm}^2$ ), se obtendrían 0,1 J/cm<sup>2</sup>. En todo caso, debería concluirse que el tratamiento no es efectivo bajo las condiciones descritas.

Otros estudios informan sobre series de pacientes tratados de afecciones diversas, como lumbociáticas, cervicobraquialgias, epicondilitis, periartrosis escapulohumeral, etc., con resultados variables.

## **LASERTERAPIA EN MEDICINA DEL DEPORTE**

El deporte ocupa un lugar cada vez más importante en nuestra sociedad, orientada hacia el desarrollo del ocio y el tiempo libre, el culto a la estética corporal o la alta competición. Una parte importante de la patología del deporte tiene como protagonistas los músculos y tendones, y es consecuencia directa de traumatismos accidentales o microtraumatismos, impuestos por la actividad forzada y repetida, que pueden verse favorecidos por la existencia de un terreno predispuesto y por las secuelas de eventuales lesiones físicas. La patología deportiva, por tanto, se centra en el dolor y la inflamación producidos, fundamentalmente, por estímulos suprafuncionales, sobresolicitación o sobrecarga. Otro problema diferente es el traumatismo o accidente deportivo.

Generalmente, el tratamiento se realiza en tres períodos: cese de la actividad, reeducación funcional y readaptación al entrenamiento. El dolor constituye una señal de alarma, que en ocasiones es soportable y permite la práctica deportiva, lo que agrava y aumenta la sobresolicitación; ello provoca un aumento del dolor. Los agentes físicos desempeñan su papel más importante en el primer período, esencialmente para control del dolor y de la respuesta inflamatoria.

La verdadera eficacia del láser en medicina deportiva aún no está claramente establecida, aunque parece centrarse en lesiones de partes blandas (tendinosas, insercionales, musculares), buscando los efectos analgésicos, antiinflamatorios y tróficos. Entre sus aplicaciones se incluye favorecer la cicatrización de heridas y laceraciones, así como el tratamiento de síndromes dolorosos que acompañan a diferentes patologías (síndrome del dolor miofascial, radiculalgias, condromalacia rotuliana, fascitis plantar, bursitis). Sin embargo, el láser por sí solo no es suficiente; es un medio más que debe utilizarse racionalmente junto a otros tratamientos, dentro de un correcto plan terapéutico.

Una vez más, aunque muchos hallazgos clínicos muestran resultados prometedores, es necesaria la realización de más estudios controlados para determinar los tipos de láser y las dosis necesarias para obtener resultados reproducibles. Su empleo indiscriminado, sin un diagnóstico adecuado, en manos de personas no cualificadas hace que deje de ser un

método científico y caiga en el desprestigio que éste y otros agentes tienen para muchos médicos.

## **METODOLOGÍA DE APLICACIÓN**

Definiremos como aplicación el acto de irradiar un solo punto o una zona concreta del organismo. Denominaremos sesión al conjunto de aplicaciones que se realizan en un acto de tratamiento. Así, por ejemplo, si irradiamos una zona mediante cuatro depósitos puntuales que la rodeen, habremos efectuado cuatro aplicaciones, pero constituirán en conjunto una sesión. El número total de sesiones que se realizan constituyen un ciclo de tratamiento.

En laserterapia de baja potencia, las modalidades fundamentales de aplicación son la puntual y la zonal.

### **APLICACIÓN PUNTUAL**

Consiste en la aplicación del haz láser sobre diversos puntos anatómicos de la zona. En el caso del He-Ne, puede efectuarse a distancia y directamente desde el equipo, o mediante fibra óptica, en contacto con la zona. En el caso del láser de IR (As-Ga), el tratamiento se realiza con el puntal en contacto con la zona (fig. 20. 18).

Se recomienda respetar una distancia entre puntos de 1 a 3 cm y que el aplicador esté en contacto con la piel y perpendicular a la zona, para aprovechar al máximo el rendimiento del haz.

Mediante este método, también se realiza la irradiación de puntos gatillo o de acupuntura («láserpuntura»). La aplicación puntual no debe realizarse cuando la zona es muy dolorosa o se requiere una técnica aséptica, como ocurre en las heridas abiertas. En estos casos, es necesario situar el puntal o la fibra a 0.5-1 cm de la superficie.

Cuando se trate de superficies irregulares, como una articulación, debe procurarse que ésta quede abierta para permitir una mayor transmisión de energía a las zonas intrarticulares.

Los puntales y los extremos de las fibras deben limpiarse y desinfectarse, introduciéndolos en desinfectantes no abrasivos el tiempo adecuado; hay que tener la precaución de lavarlos posteriormente con suero fisiológico. Como medida adicional, los puntales pueden protegerse con plástico o con un tubo de pirex ajustable a la boca del puntal.

### **APLICACIÓN ZONAL**

En este caso, la zona se abarca de forma más amplia, no por puntos. La terapia zonal puede hacerse con láser de He-Ne, adaptando lentes divergentes para incluir áreas determinadas.

También pueden utilizarse láseres de cañón, en cuyo extremo suele haber varios diodos de As-Ga. Estos diodos están dispuestos de forma circular y próximos entre sí, de modo que, a una pequeña distancia, se produce un área circular completa de irradiación. El mejor método para estimar la superficie de irradiación es mediante un visor de infrarrojos o fotografía infrarroja.

Estos láseres permiten la emisión de una irradiancia considerable, con tiempos de aplicación más bajos. Por otro lado, presentan la ventaja de no tener que permanecer sosteniendo el puntal sobre la zona durante todo el tratamiento (fig. 20.19).

Para estimar la superficie de tratamiento, lo más práctico es hacer una silueta de la zona en papel milimetrado. No deben dibujarse líneas o puntos sobre la piel, ya que pueden absorber parte de la energía luminosa. En caso de que vayan a tratarse zonas con heridas abiertas, puede colocarse una sábana esterilizada o plástico transparente sobre la herida.

Conviene diferenciar la técnica zonal de la de barrido, en la que el láser se aplica de forma oscilante, manual o automática, barriendo una zona rectangular (fig. 20.20). El problema que presenta esta técnica es que resulta difícil calcular la dosis.

Por último, recordemos que la zona que hay que irradiar debe estar completamente desnuda y limpia, con ausencia de sustancias reflectantes (cremas, pomadas, linimentos, etc.).

### **Consideraciones respecto a la dosis**

La respuesta obtenida con diferentes tipos de láser y distintas dosis varía considerablemente de unos estudios a otros. Aunque por el momento no se dispone de una dosificación precisa y específica para cada tipo de proceso, la gama de densidades de energía utilizada oscila entre menos de 1 y 30 J/cm<sup>2</sup>; entre 1 y 12 J/cm<sup>2</sup> es la gama que más se cita en los estudios al respecto.

En las afecciones de partes blandas, que interesan especialmente en traumatología y medicina deportiva, los estudios actuales vienen preconizando en procesos agudos (dentro de las 72-96 horas de producido el daño) densidades de energía bajas, del orden de 4-6 J/cm<sup>2</sup> por sesión, en 1- 2 sesiones diarias. En afecciones crónicas o conforme el proceso agudo va resolviéndose, la recomendación es elevar las densidades energéticas; incluso puede llegarse a 30 J/cm<sup>2</sup> y puede reducirse el número de sesiones a una sesión diaria o sesiones a días alternos.

En general, los tratamientos de principios de los ochenta solían indicarse con dosis por sesión inferiores a la decena de J/cm<sup>2</sup>. Actualmente, lo habitual es que la superen. Ello puede estar en relación con la obtención de láseres de He-Ne con más potencia media, láseres de diodos que soportan potencias de pico y frecuencias elevadas, incluso el trabajo en modo continuo, y –sobre todo- el empleo de láseres de alta potencia desfocalizados (aunque siguen siendo equipos costosos).

Algunos aspectos poco estudiados, en los que merecería la pena profundizar, pues no hay datos concluyentes, son: la longitud de onda más eficaz para cada proceso, la eficacia terapéutica de tratamientos a impulsos o continuos y la importancia de la frecuencia de los pulsos.

Otro factor que debe considerarse a fin de mejorar la eficacia terapéutica es el tipo de piel del paciente, sus características fisiológicas y su grosor. Esta importante variable, no estudiada en la clínica, debe ser objeto de atención, para optimizar las dosis y disponer de factores correctivos en función de la piel del paciente.

### **CONTRAINDICACIONES Y PRECAUCIONES**

Una de las cuestiones que suelen plantearse es la capacidad del láser de inducir la aparición de cáncer. Es conveniente diferenciar entre dos fenómenos distintos, la oncogénesis (producción de cáncer) y la estimulación de un cáncer ya existente en su crecimiento.

Aunque se trata de radiaciones sin capacidad ionizante, que no han demostrado efectos mutagénicos ni transformaciones neoplásicas, sin embargo, existen estudios en los que se ha observado la proliferación de células neoplásicas cuando son estimuladas. No obstante, hemos podido comprobar que no se observan modificaciones en las fases del ciclo de

células tumorales (de adenocarcinoma de colon humano) irradiadas in vitro con láser de He-Ne, con dosis únicas entre 0.042 y 1.68 J/cm<sup>2</sup>, aunque dejamos la puerta abierta a investigaciones con dosis más elevadas e irradiaciones con dosis múltiples. En cualquier caso, como medida preventiva, no debe utilizarse el láser de baja potencia, agente potencialmente bioestimulativo, sobre pacientes con carcinoma activo o sobre ciertas lesiones con potencial malignidad (leucoplasia, ciertos nevos, etc).

Debe evitarse la exposición directa en los ojos, por la posibilidad de daño en la retina. Este es el mayor riesgo de la irradiación con este tipo de láseres. La retina es una estructura muy sensible a la luz, sobre la que el cristalino focaliza y concentra aún más la energía. El láser puede producir lesiones iniciales reversibles o, si la intensidad es suficiente y la exposición continuada, una lesión más o menos definitiva. Por ello deben utilizarse gafas protectoras, tanto para el paciente como para el terapeuta.

Aunque no se han publicado reacciones teratógenas, teniendo en cuenta que de forma natural aparece cierto número de malformaciones en recién nacidos, no se recomienda la irradiación sobre el abdomen de embarazadas, especialmente en el primer trimestre, como medida de prudencia (al igual que en otras modalidades de electroterapia).

Una contraindicación formal es la irradiación en zonas con tendencia a la hemorragia (p.ej., en pacientes hemofílicos), debido a la posibilidad de que el láser induzca una vasodilatación de la zona.

Dentro de las precauciones, se incluyen las siguientes:

1. Parece ser que el láser puede estimular algunos agentes infecciosos, como E. coli, por lo que es aconsejable tener cuidado en la aplicación de laserterapia de baja potencia en tejidos infectados (p. ej., heridas abiertas infectadas).
2. La irradiación sobre el cuello y región precordial en pacientes con cardiopatía podría producir modificaciones de la función cardíaca. En este sentido, se recomienda no irradiar el tiroides. En estudios bioquímicos y de microscopía electrónica, se ha comprobado que el láser ocasiona ligeros efectos degenerativos sobre las células foliculares, aunque no lo suficientemente importantes como para generar sintomatología.
3. La irradiación sobre zonas fotosensibles, en pacientes fotosensibles o procesos que cursan con fotosensibilidad, puede hacer aconsejable una pequeña exposición de prueba, aunque hay autores que consideran estas situaciones como una contraindicación formal.