



- ◆ Trabajo realizado por el equipo de la Biblioteca Digital de la Fundación Universitaria San Pablo-CEU
- ◆ Me comprometo a utilizar esta copia privada sin finalidad lucrativa, para fines de investigación y docencia, de acuerdo con el art. 37 del T.R.L.P.I. (Texto Refundido de la Ley de Propiedad Intelectual del 12 abril 1996)

FUNDAMENTOS DEL LASER Y PRINCIPIOS DE SU APLICACION EN MEDICINA

MARIO A. TRELLES
PILAR BARRADO
KATHRIN TRELLES
LUISA GARCÍA

Desde hace dos décadas vivimos un importante auge del uso de nuevas tecnologías en medicina. Como parte de este avance, el láser ha encontrado variadas indicaciones y hoy observamos una continua expansión de sus aplicaciones en casi todas las especialidades médicas. En nuestra era, el láser ha contribuido a ampliar y extender al máximo las posibilidades de las técnicas de diagnóstico y tratamiento.

Sin embargo, comparado con otros avances tecnológicos, el empleo del láser en medicina es relativamente reciente. Desde hace poco más de 30 años, cuando se hicieron los primeros y tímidos ensayos de aplicación del láser en oftalmología y dermatología, ha pasado a ser hoy, por ejemplo, en la primera especialidad nombrada, un instrumento imprescindible de la práctica cotidiana.

El primer láser fue desarrollado en 1960, pero los fundamentos teóricos no son tan recientes. Los principios de la emisión espontánea y estimulada de radiación fueron propuestos por primera vez a comienzos de este siglo en la *teoría cuántica* de Albert Einstein y, en 1950, Schawlow y Townes, basándose en estos postulados, realizaron un experimento para intensificar un haz de microondas, y consiguieron amplificar la emisión de radiación. Llamaron a este aparato «MASER» empleando el acrónimo que definía

su invento, y propusieron a la comunidad científica internacional la posibilidad de construir un MASER óptico.

Maiman, experimentando con el MASER óptico, fue el primero en amplificar la luz en lugar de las microondas. Sustituyó la *M* por la *L*, para crear un nuevo acrónimo «LASER» que definiera su invención: *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiations*.

Así como en el primer láser se empleó un cristal de rubí que emitía luz en la porción roja del espectro visible, en 1961 Javan usó la mezcla de dos gases, el helio (He) y el neón (Ne) y, el mismo año, Johnson empleó una mezcla de itrio, aluminio y granate dopado con neodimio para desarrollar el láser de Nd:YAG, que emite en el infrarrojo. En 1962, Bennet obtuvo con una nueva mezcla de gases el láser de argón, que emitía un haz de luz azul-verde. Dos años más tarde, los trabajos de Patel dieron como resultado el láser de dióxido de carbono (CO₂).

Esta rápida aparición de diversos láseres y otros más que posteriormente se agregaron a la lista, con nuevas y variadas aplicaciones, no ha desplazado al láser de CO₂ de su condición de láser más empleado en medicina.

La eficacia del láser como herramienta quirúrgica se puso a prueba por primera vez hacia finales de 1960 y pronto se le reconocieron importan-

tes aplicaciones potenciales en medicina. Hoy día los láseres empleados en muchas especialidades son muy diversos, pero el láser de CO₂ es el que más se aplica para destruir por vaporización y para realizar incisiones de tejidos.

El láser de Nd:YAG ha ganado popularidad por sus efectos de coagulación profunda para el tratamiento de grandes lesiones vasculares. Una forma especial de láser de Nd:YAG que emite en pulsos ultracortos denominados *Q-switched* se emplea en oftalmología para cortar las membranas opacas que se forman en la cápsula del cristalino después de la cirugía de cataratas y, más recientemente en dermatología, para eliminar lesiones pigmentadas cutáneas y tatuajes sin deteriorar apenas la textura de la piel.

Hoy día es tan extenso el uso del láser en medicina que sus aplicaciones van desde la cirugía de recanalización de las arterias coronarias a través de catéteres, hasta las aplicaciones no térmicas que incluyen la terapia fotodinámica (PDT) o la terapia láser de baja densidad de energía, para combatir el dolor o estimular la regeneración de tejidos.

Sin embargo, y a pesar de la continua expansión de las aplicaciones de los láseres en medicina y cirugía, aún estamos en las primeras etapas de un conocimiento más profundo y una aplicación más selectiva de esta luz particular. Con la comprensión de los mecanismos intrínsecos de acción del láser en los tejidos, en el futuro se lograrán aplicaciones más eficaces, con el consiguiente progreso terapéutico de la medicina.

FUNCIONAMIENTO DEL LASER

Para entender el láser podemos comenzar explicando cómo funciona una bombilla eléctrica. Su filamento está formado por multitud de átomos que, al dejar pasar una corriente eléctrica, son bombardeados masivamente por electrones. Estos átomos son agitados térmicamente a causa del bombardeo de electrones y van adquiriendo energía y, por tanto, movimientos desordenados que hacen que la bombilla se caliente. Los átomos, al chocar entre sí, intercambian energía, de ahí que se diga que están excitados.

Pero, ¿en qué consiste esta excitación? Para intentar dar una imagen del átomo, en 1911 Rutherford lo describió como un núcleo pequeñísi-

mo con carga eléctrica positiva y una corteza de electrones de carga negativa que giraba alrededor de él. Bohr, en 1913, mejoró este modelo aplicando la *teoría cuántica* (Fig. 4-1). Bohr consideró que, de entre todas las trayectorias de los electrones alrededor del núcleo, sólo algunas eran posibles. Denominó órbitas a estas trayectorias que rodeaban al núcleo y las definió perfectamente en correspondencia con niveles energéticos concretos del átomo.

Cada tipo de átomo está determinado por niveles energéticos característicos. Los electrones pueden saltar de una órbita a otra cambiando entonces el nivel energético del átomo. El salto de un electrón a una órbita más alejada del núcleo requiere un aporte externo de energía al átomo; de este modo, el átomo pasa de un estado fundamental en el que se encuentra normalmente a un nivel de mayor energía, es decir, a un estado excitado (Fig. 4-2). Así pues, se dice que los átomos están excitados cuando algunos de sus electrones han pasado a órbitas más energéticas. Un electrón pasará a una órbita más o menos alejada del núcleo dependiendo de la energía aportada por la colisión que ha sufrido el átomo.

El estado excitado de un átomo, es decir, la posición de un electrón en una órbita más alejada, es inestable. Al cabo de poco tiempo, el electrón vuelve espontáneamente a una órbita libre más cercana al núcleo o a su órbita inicial. En este caso, el átomo regresa a su estado fundamental liberando una energía «E» en forma de cuanto de radiación o fotón $h\nu$. Este fotón es idéntico a la diferencia de energía existente entre los dos estados en los que ha estado el átomo (Fig. 4-3). En consecuencia, la energía emitida por el átomo es característica.

El término radiación, que se utiliza con frecuencia, es otra denominación de las ondas elec-

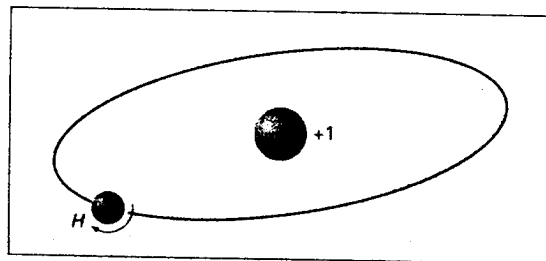


Figura 4-1. Modelo del átomo de hidrógeno según Bohr.

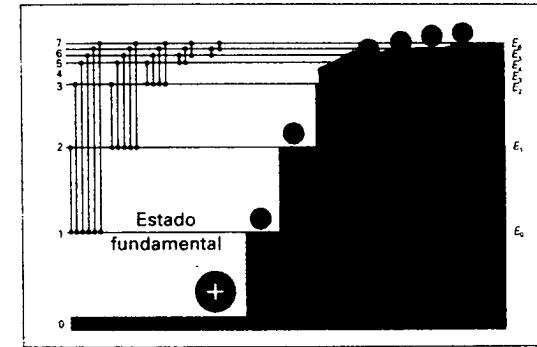


Figura 4-2. Descripción de los distintos «saltos cuánticos» posibles del electrón y los correspondientes niveles energéticos del átomo de hidrógeno.

tromagnéticas. Son ondas de origen eléctrico y magnético que transportan energía y viajan a la velocidad de la luz ($C = 3 \times 10^8$ ms). Así, la luz visible, las ondas de radio y los rayos X son diversos ejemplos de ondas electromagnéticas.

Una onda se caracteriza por su longitud (L) y su frecuencia (ν). La longitud de onda (L) es la distancia entre dos crestas sucesivas, y la frecuencia (ν) es el número de crestas que pasan cada segundo por un punto determinado. La distancia entre crestas sucesivas (L) multiplicada por el número de crestas que pasan en un segundo por un punto dado (ν), ha de ser igual a la velocidad de la onda, por lo cual:

$$\nu \times L = C$$

Se explica la razón por la cual los cuerpos calientes (átomos excitados) son en general luminosos. La agitación de los átomos del filamento causada por la corriente eléctrica se traduce en una excitación desordenada. Los

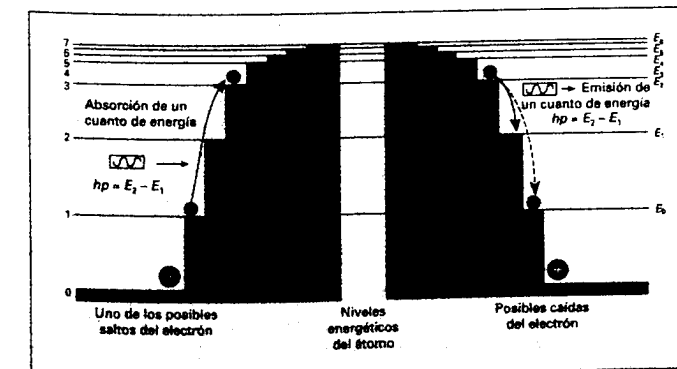


Figura 4-3. El átomo en estado excitado es inestable y regresa a una órbita libre más próxima al núcleo, liberando energía.

átomos emiten cada uno, al azar, un fotón según el estado energético alcanzado. Esta acción la realizan en momentos distintos e independientemente del átomo vecino (Fig. 4-4).

Las ondas electromagnéticas de una bombilla no son emitidas de forma continua, sino en impulsos cortos y en intervalos aleatorios. En general, los átomos y moléculas producen pulsos de onda de unos 10^{-8} segundos de duración y de unos cuantos metros de longitud. No obstante, como hay cuatrillones de átomos que pasan a un estado excitado y luego vuelven a su estado fundamental (emitiendo distintos fotones de diferente energía), hacen que la intensidad de la radiación lumínica producida dependa de la cantidad de átomos excitados. El ojo humano no advierte las irregularidades y la falta de simultaneidad de la radiación, y sólo aprecia una luz blanca continua emitida en todas direcciones, que está compuesta por ondas electromagnéticas de distintas longitudes o frecuencias de rango visible, es decir, luz de distintos colores.

Este desorden de la radiación se denomina *incoherencia*, en tanto que la luz láser es *coherente*. Esta luz es la misma que produciría un solo átomo excitado, pero de una potencia comparable a la de millones de átomos. En el caso del láser, el amplificador actúa con absoluto orden produciendo una emisión coherente, como consecuencia de una emisión estimulada.

Fijémonos en un átomo excitado en el que uno de sus electrones se encuentra en una órbita más elevada que la órbita fundamental. Este átomo en cualquier momento deberá volver a su estado fundamental emitiendo su fotón característico, igual a la diferencia de energía que existe entre las órbitas inicial y final.

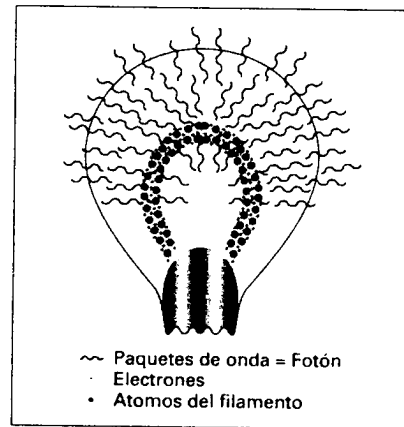


Figura 4-4. Funcionamiento de una bombilla ordinaria. Debido a la corriente eléctrica en el filamento, los átomos se excitan y desexcitan, emitiendo desordenadamente fotones y haciendo que la bombilla brille.

Si el átomo excitado en cuestión es atravesado por un fotón de la misma frecuencia que la que deberá emitir él mismo un poco más tarde, no espera a emitir su fotón y lo libera inmediatamente, con lo que nos encontramos ante una emisión estimulada; es decir, al pasar un fotón se engendra otro idéntico que se propaga en la misma dirección y con la misma fase.

GENERACION DEL LASER

En el láser se consiguen artificialmente gran número de átomos excitados (proceso que se denomina inversión de población). En esta situación, los átomos tienen el electrón en el mismo nivel energético. Al desplazarse el primer fotón en el interior del láser, a su vez, engendra en cada uno un fotón y así progresivamente, con lo que se produce una avalancha de fotones.

Estos fotones, todos exactamente iguales (de la misma frecuencia), son emitidos ordenadamente, es decir, de forma coherente, y con una longitud de onda característica, lo que significa que la luz es de un solo color o *monocromática*.

Pero, ¿cómo se consigue que los átomos excitados tengan todos su electrón en la misma órbita y que no se desexciten hasta que un fotón los atraviese? Si se realiza una descarga eléctrica en una mezcla de dos gases nobles como el helio y el neón, la descarga excita los átomos de helio,

con lo que los electrones pasan a órbitas más elevadas. Mientras que algunos átomos de helio se desexcitan espontáneamente, otros chocan en su estado excitado con los átomos de neón que poseen un nivel energético muy similar, traspasándoles su energía y alcanzando de esta forma el estado fundamental.

De este modo se consigue que los átomos de neón estén casi todos igualmente excitados (Fig. 4-5). No es, pues, necesario crear artificialmente el fotón inicial que origine la avalancha de fotones, ya que siempre hay un átomo de neón que se desexcita espontáneamente emitiendo un fotón o fotón de partida.

Cabría la posibilidad de que hubiese demasiados fotones de partida procedentes de átomos de neón desexcitados espontáneamente de modo desordenado. En este caso, cada uno engendraría, por su cuenta, una avalancha de fotones, con un resultado final casi tan desordenado como la emisión de una bombilla. Esta posibilidad, sin embargo, no se hace efectiva debido a los dos espejos paralelos que se sitúan en los extremos del tubo láser que contiene los átomos excitados. En consecuencia, únicamente permanecen en el medio láser, constituido por la mezcla de gas, los fotones que tienen la dirección de propagación privilegiada determinada por los espejos, haciendo posible que se reflejen muchas veces y que engendren más y más fotones gemelos.

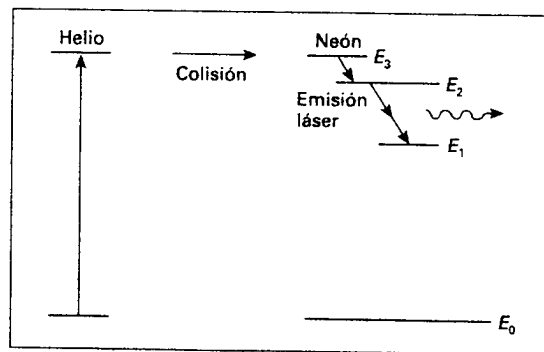


Figura 4-5. Diagrama simplificado de los niveles energéticos de un láser de gas de helio-neón. Por descarga eléctrica, los átomos del helio pasan al estado excitado. Por colisión se traspasa esta energía a los átomos de neón que pasan del estado E_3 rápidamente al estado E_2 . La emisión del fotón estimulado se realiza cuando éste es atravesado por otro fotón, pasando el átomo de neón al nivel E_1 .

La amplificación de la luz de partida (Figuras 4-6, 4-7, 4-8, 4-9 y 4-10) da como consecuencia que todos los fotones tengan la misma frecuencia o longitud de onda (en el caso del láser de helio-neón, la longitud de onda es de 632 m). Por consiguiente, sólo permanecen en el láser los fotones cuya frecuencia y dirección de propagación es permitida por la geometría característica de la cavidad formada por los espejos, con lo cual la luz es *monocromática, direccional, intensa y coherente*.

Por último, ¿cómo conseguir que la luz láser salga del sistema? Para ello existen dos métodos. Uno consiste en suprimir brevemente uno de los dos espejos: la luz escapa y se observa un pulso muy breve (*emisión pulsante*). El segundo método consiste en utilizar un espejo semitransparente, con lo que una pequeñísima parte (entre 0,5 y 1 %) de la luz escapa, observándose un haz continuo (*emisión continua*).

Siguiendo con el ejemplo del láser de helio-neón, la descarga eléctrica sigue excitando continuamente los átomos de helio hasta alcanzar una situación estable en la cual la energía perdida por el haz láser que sale es compensada exactamente por la aportación energética externa.

TIPOS DE LASER

Existen varias clasificaciones del láser según la característica elegida:



Figura 4-6. Los fotones «privilegiados» emitidos por átomos excitados son reflejados por los espejos de un extremo a otro. Estos aumentan cada vez más en número hasta que son tantos como para escapar por uno de los espejos semitransparentes, formando un haz de salida concentrado y muy direccional.

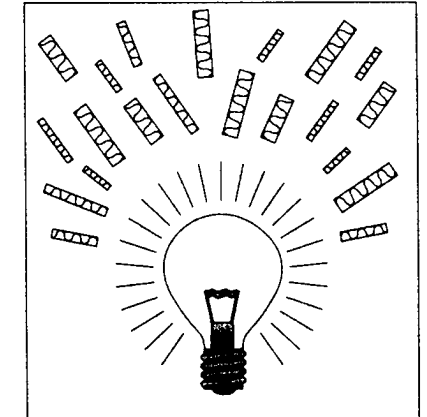


Figura 4-7. En una bombilla, los átomos irradian independientemente produciendo ondas de radiación diferentes.

- *La potencia:* Láser de alta y baja potencia.
- *El medio láser:* Láseres sólidos, líquidos, láser de gas.
- *La parte del espectro en que emiten:* Láser ultravioleta, visible, infrarrojo.
- *La forma de emitir la radiación:* Láser de emisión continua y pulsada.

Hoy día existen láseres en todas las gamas de frecuencias (colores) y no sólo en el espectro visible, sino también en el ultravioleta y el infrarrojo. En principio, un láser únicamente puede funcionar en una sola frecuencia o longitud

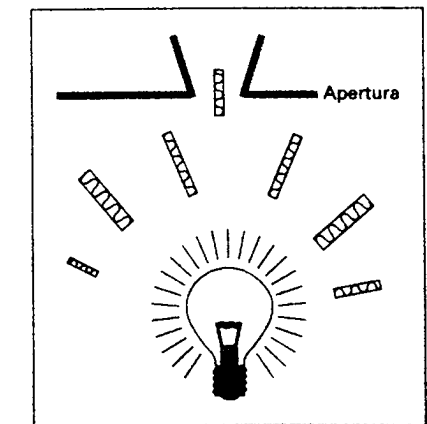


Figura 4-8. Si interponemos un agujero muy pequeño, y siguiendo un conocido principio de óptica ondulatoria, convertimos la bombilla en un emisor de ondas especialmente coherentes. Sin embargo, habremos sacrificado mucho de la energía emitida.

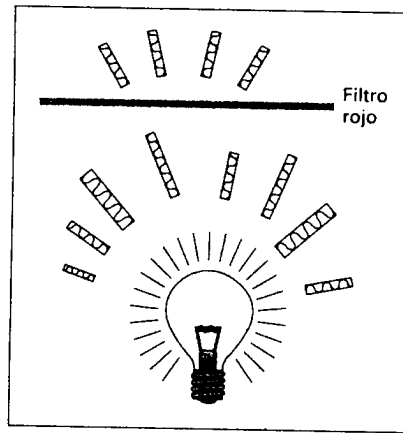


Figura 4-9. Análogamente, podemos interponer un filtro de color y obtener ondas temporalmente coherentes (monocromáticas, es decir, de la misma frecuencia). Nuevamente, las pérdidas en la energía emitida por la lámpara son muy importantes.

de onda, dependiendo de la separación entre la órbita excitada y la órbita más baja del átomo emisor de luz. No obstante, la tecnología ha permitido evolucionar de manera que hoy se cuenta con sistemas que emiten en varias frecuencias a la vez, o incluso que permiten una selección de distintas frecuencias.

Así, por ejemplo, el láser de argón puede emitir simultáneamente en siete frecuencias o bien en una sola, según los deseos del operador.

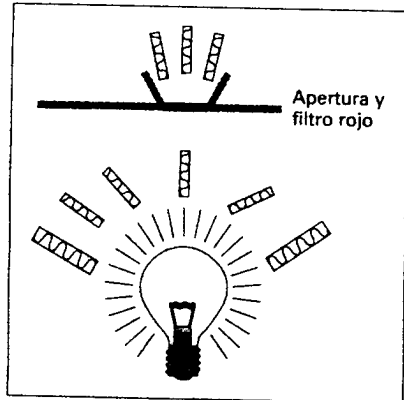


Figura 4-10. Combinando ambos experimentos (Figs. 4-8 y 4-9) obtenemos luz monocromática y coherente, con la salvedad de que el rendimiento es muy bajo, además de que la intensidad es muy pequeña, con respecto a la intensidad original de la lámpara, el haz de luz obtenido, a medida que se aleja de la bombilla, va haciéndose cada vez más ancho (divergente).

Cuando la cavidad está formada por dos espejos de emisión multionda, la salida es una combinación de los siete colores (líneas) que proporcionan luz azul-verdosa, suma de dos tonos verdes, dos azules y tres violáceos.

El láser de ion kriptón puede, en cambio, disponer de ocho líneas principales, que van desde el rojo hasta el violeta, pasando por tonos verdes, amarillos y azules. La emisión conjunta de todos ellos produce un haz láser blanco.

Este tipo de láseres, como el de argón, el de kriptón y el KTP de emisión en 532 nm de longitud de onda, tienen afinidad por los cromóforos de la piel (melanina y hemoglobina), en donde son muy absorbidos. Son láseres poco absorbidos por el agua y su abanico de efectos sobre los tejidos se sitúa entre los del láser de CO₂ y los del láser de Nd:YAG.

Como es de suponer, la investigación sobre la generación del láser ha llevado a encontrar otros medios de producción de emisión estimulada cuyo conjunto de átomos o moléculas de diversos niveles energéticos permiten nuevas transiciones, de acuerdo con la forma de excitación o manera de aportar la energía para iniciar el proceso láser. Los láseres más comunes de emisión en el infrarrojo son los de CO₂ y el de Nd:YAG.

El láser de CO₂ es un sistema muy eficiente (simplificando los términos de física, se habla de gran eficiencia cuando el producto láser resultante es ventajoso en relación con la energía aportada para conseguirlo). La emisión del láser de CO₂ se consigue gracias a la mezcla de los gases CO₂, nitrógeno y helio, excitada también mediante descarga eléctrica. La descarga eléctrica excita las moléculas de nitrógeno, que comunican su energía a las moléculas de CO₂ mediante colisión, pudiendo obtenerse las transiciones láser entre varios niveles moleculares.

El láser de CO₂ es notablemente absorbido por el agua con poca dispersión en los tejidos, y crea pequeñas zonas de necrosis por vaporización y coagulación del tejido, por lo que se emplea como bisturí de luz. Este láser tiene relativamente poca capacidad coaguladora cuando el haz está desenfocado; no obstante, es capaz de coagular vasos de pequeño calibre de alrededor de 0,5 mm de diámetro.

Otros láseres, denominados «de estado sólido», utilizan una barra de material o soporte

cristalino como un granate de itrio y aluminio (YAG), dopado con impurezas de neodimio. El aporte de energía se efectúa en este caso mediante bombeo óptico, es decir, iluminando el medio láser con lámparas de descarga de alta intensidad y, aunque la eficiencia de estos láseres es menor, tienen gran acogida en la industria, porque es técnicamente fácil modular su emisión.

El láser de Nd:YAG puede emplearse de forma efectiva para coagular vasos de hasta 2 a 3 mm de diámetro. La luz de 1.060 nm que emite este láser es poco absorbida por el agua y sufre un importante efecto de dispersión y difusión, por la falta de homogeneidad del tejido, lo que hace que sea un láser de gran penetración en el tejido. Si se irradia con láser de Nd:YAG durante más de 1 milisegundo (ms), puede causarse vaporización, que se acompaña de conducción térmica a los tejidos adyacentes. Los efectos de coagulación y desnaturalización proteica son mucho más importantes que si se emplea el láser de CO₂. Desde la aparición de elementos que conducen la radiación y se disponen en las puntas de las fibras ópticas, el láser de Nd:YAG se ha convertido en una herramienta eficaz para corte y se han reducido los efectos por conducción térmica.

Los láseres de medio líquido emplean una solución de colorante orgánico que permite emitir un amplio abanico de longitudes de onda. En general, las emisiones pueden ir desde 478 nm (azul) hasta 630 nm (rojo), pasando por las líneas verde, amarilla y naranja. Estos sistemas tienen aplicación en dermatología, ya que el tratamiento puede ajustarse selectivamente a los picos de máxima absorción de las lesiones correspondientes. Estos láseres de emisión en continuo tienen la desventaja de ser sistemas poco eficientes, que precisan engorrosos alineamientos y la ayuda de técnicos especializados para mantener su estabilidad de funcionamiento.

Un grupo de láseres que está ganando mucho terreno en las aplicaciones médicas es el de los láseres de diodos. Estos sistemas ofrecen emisiones tanto en el infrarrojo como en espectro visible y basan su utilización en una unión activa P-N (Positivo-Negativo) de semiconductor. En comparación con los láseres descritos anteriormente, no son sistemas complejos y sí

muy eficientes. Sin entrar en detalles sobre los mecanismos que permiten la generación de este láser, digamos que el medio utilizado es un semiconductor y que, al pulir las dos caras de la especie de *sandwich* que conforma el sistema, se consiguen los espejos que definen la cavidad resonante. La luz emitida se encuentra en un plano que coincide con el de la superficie de transición de la energía eléctrica necesaria para activar el medio láser. Hoy día se han conseguido láseres de diodo que emiten potencias de hasta 25 W. Su luz puede transmitirse por fibra óptica, lo que en medicina facilita el camino para la cirugía de contacto, gracias a la maniobrabilidad de la pieza de mano con que se conduce la energía láser.

Los láseres de excímeros emplean como medio activo una mezcla de gases halógenos, generalmente de cloro o flúor, y un gas noble: xenón, kriptón o argón. Emiten en el espectro ultravioleta y en pulsos ultracortos del orden de nanosegundos. Son láseres capaces de producir altas potencias en brevísimos pulsos. Su aplicación en medicina se basa en su limitada penetración en el tejido, estimada en unas pocas micras. La ablación que causan estos láseres con las altísimas densidades de energía que disparan en haces relativamente anchos, producen efectos térmicos destructivos muy limitados, con mínima afectación del tejido circundante. La posibilidad de controlar el efecto de destrucción del tejido con extrema precisión y muy superficialmente ha tenido rápida aceptación en oftalmología para el tratamiento de la miopía y en dermatología y cirugía plástica, para *peelings* o *resurfacings* en la cirugía del rejuvenecimiento cutáneo (Figs. 4-11 y 4-12).

En suma, cada tipo de láser produce diferentes efectos sobre los tejidos biológicos, por lo cual son empleados con distintos propósitos. Los efectos quirúrgicos de cualquiera de los láseres dependen de la manera en que el haz de energía distribuye el calor. La especificidad de acción de los diferentes láseres sobre los tejidos está relacionada con la absorción óptica, de acuerdo con el cromóforo del tejido sobre el que se dispara el láser; o con el tiempo de irradiación del tejido. Si la irradiación se realiza en modo continuo, cualquiera de los láseres pierde de forma significativa la absorción selectiva que la caracteriza.

Independientemente del sistema láser que se emplee con propósitos quirúrgicos, sus efectos pueden clasificarse como sigue (Fig. 4-16):

1. Vaporización.
2. Carbonización.
3. Coagulación.
4. Desnaturalización proteica.
5. Bioestimulación.

La gran mayoría de los láseres empleados en cirugía basan sus efectos en el calor. Las reacciones que produce el calor en los tejidos están en gran medida relacionadas con una *acción específica de la temperatura*. La variedad de reacciones al calor va desde el pequeño calentamiento hasta la desnaturalización proteica que ocurre poco más allá de los 40 °C. Así, el efecto de coagulación ocurre a los 68 °C, la vaporización por encima de los 100 °C y las temperaturas superiores a 500 °C, producen carbonización.

PARAMETROS PRACTICOS EN LA TERAPIA LASER

En todas las aplicaciones médicas y quirúrgicas de los láseres es prioritario conocer la cantidad de energía absorbida por el tejido, con el fin de dar una interpretación precisa y, lo que es más importante, duplicar la respuesta conseguida. Para describir los efectos de la energía irradiada se emplea el término *densidad de energía* o energía por unidad de superficie de tejido, que

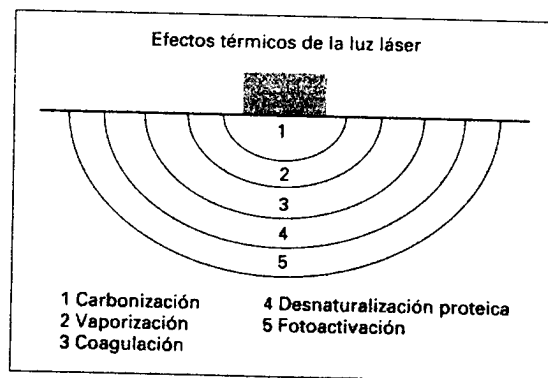


Figura 4-16. En los láseres empleados con propósitos quirúrgicos la selectividad de sus efectos se correlaciona directamente con la longitud de onda en que emiten y la duración del pulso.

corresponde a la potencia del láser multiplicada por el tiempo de exposición y dividida por la superficie del haz láser. Los resultados de esta ecuación se dan en julios/cm². Otro término comúnmente empleado en investigación es la *densidad de potencia* o intensidad, que corresponde a la potencia del láser dividida por la superficie irradiada. Esta información se da en W/cm².

La mayor parte de los láseres poseen un sistema de apertura con control de tiempo predeterminado, para que los tiempos de exposición sean precisos. Igualmente, los aparatos de uso quirúrgico poseen indicadores de la potencia y energía en el panel de mandos que pueden programarse según los deseos del cirujano. Pero es importante señalar que lo que el panel de mandos muestra no refleja la cantidad de energía absorbida por el tejido, sino la cantidad de energía producida por el sistema láser. En consecuencia, uno de los detalles complicados es cómo saber las dimensiones del haz láser, y más aún en aquellos láseres que son invisibles. Estas dificultades son particularmente importantes habida cuenta de que haces de láser de diferentes dimensiones pueden generar distintas densidades de energía y, por tanto, diferentes efectos en el tejido. Si como referencia se toma la medida del láser helio-neón, preparado para que emita un haz coaxial de luz visible que guíe la posición del láser de CO₂, no es una medida fiable, ya que los *spots* de impactos destructivos de láser varían en diámetro a medida que se prolonga el tiempo del pulso (tiempo de exposición). Más aún, el hecho de que la luz del haz guía sea de diferente longitud de onda exige que se materialice sobre el tejido con una dimensión diferente a la del diámetro del haz quirúrgico, que es invisible (infrarrojo).

La potencia del láser puede ser medida con un radiómetro que permite conocer la densidad de potencia y la densidad de energía, lo que ayuda a la documentación en los casos de investigación. Contando con estos medios, el cirujano debe intentar mantener lo más cuidadosamente posible las referencias de dosificación del tratamiento, así como la manera de irradiar y los protocolos que exige el afrontar cada indicación quirúrgica. Es importantísimo acumular experiencia que permita analizar los efectos quirúrgicos del láser y, a través del análisis crítico, mejorar la calidad de los resultados.