

# *Láser*

Carlos RIOJA SANZ, Carlos ALLEPUZ LOSA  
y Luis RIOJA SANZ  
Servicio de Urología  
Hospital Miguel Servet. Zaragoza

La palabra **láser** es un acrónimo de Ligh Amplification by Stimulated Emission of Radiation, un proceso por el cual la energía eléctrica es convertida en energía lumínica. El concepto de emisión estimulada fue elaborado, en primer lugar por Albert Einstein en 1917, pero no fué hasta 1954 cuando Charles Townes demostró prácticamente dicho principio. En 1960 un cristal de Rubí fue estimulado por Maiman para producir luz láser, siendo utilizado inicialmente en medicina dentro del campo de la oftalmología (1).

## PRINCIPIOS TÉCNICOS DEL LASER

El láser es una energía lumínica originada por la excitación de los átomos de un material láser disparándose así la emisión espontánea de fotones. El medio láser se dispone entre dos espejos de resonancia en paralelo, de modo que la radiación se refleje de tal forma que pase una y otra vez a través del medio láser. Este efecto de «bola de nieve» sirve para amplificar la radiación. La energía láser que realmente puede ser usada, es decir, el rayo láser se obtiene haciendo parcialmente transparente a la luz láser uno de los dos espejos de resonancia (1) (Fig. 1).

Existen diferentes tipos de medios activo, ya sea sólidos (Rubí, Neodymiun-Yag, Alexandrita...), líquidos (colorantes, líquidos ionizados...) o gaseosos (Helio, Neón, Argón, CO<sub>2</sub>...) (2).

La luz láser tiene unas características físicas comunes a todos los tipo de láser (1):

- **Monocromatismo:** todos los fotones emitidos tienen la misma longitud de onda produciéndose un sólo color lumínico (Fig. 2).
- **Coherencia:** todas las ondas se disponen en una misma fase, tanto en el tiempo como en el espacio (Fig. 3).
- **Colimación:** escasa divergencia del rayo de luz (Fig. 4).

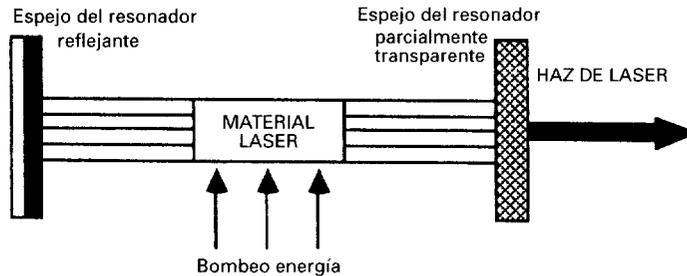


Fig. 1.—Esquema de un generador de láser.

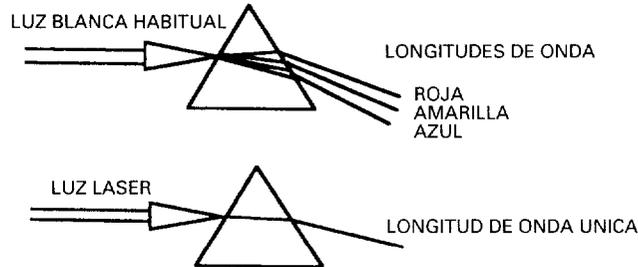


Fig. 2.—Características físicas del rayo láser: monocromatismo.

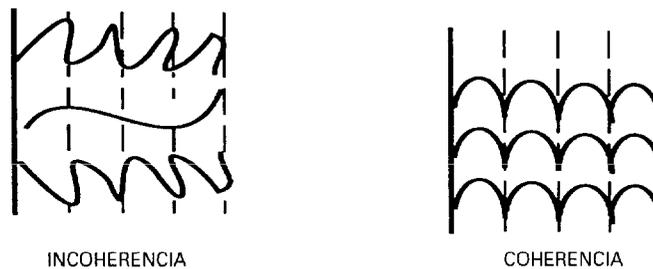


Fig. 3.—Características físicas del rayo láser: coherencia.

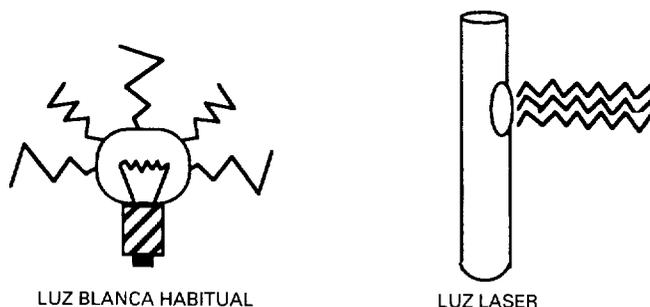


Fig. 4.— Características físicas del rayo láser: colimación.

Asimismo, según la cadencia de emisión del rayo láser, éste podrá ser (1):

- Continuo: cuando el disparo láser es continuo desde su principio hasta su fin.
- Pulsado simple: cuando el disparo emite luz de forma continua, pero sólo durante un tiempo preprogramado.
- Pulsado repetido: cuando el disparo consiste en una cadena de pulsos de duración previamente determinada. Esta forma libera mayor energía que el modo continuo.
- O-Switching: ocurre cuando uno de los espejos resonadores se hace no reflexivo durante un instante.
- En bombeo: ocurre cuando el espejo se hace repentinamente altamente reflexivo, resultando un gran almacenamiento de energía que es liberada como una explosión de luz en una billonésima de segundo.
- Super pulso: consiste en la rápida emisión de pulsos con un pico de energía por pulso mayor que el máximo obtenible en el modo continuo.

Cualquier que sea el tipo de láser y la forma de su emisión, la base de los efectos del láser sobre los tejidos es la conversión de la energía lumínica en energía térmica en su seno calentándolo y produciendo lesiones que dependerán de la temperatura alcanzada (Tabla I). Este hecho va a depender tanto de las características del haz láser administrado como de las características del tejido sobre el que actúe.

Dentro de las características del haz láser se destacan:

- *Densidad de potencia (DP)*: Es la magnitud de concentración de energía (potencia por unidad de área del rayo láser). Determina la tasa de penetración en el tejido y el grado de vaporización o coagulación tisular, de forma que alta DP produciría vaporización y baja DP produciría coagulación.

- *Longitud de onda*: de modo que diferentes longitudes de onda tendrán diferentes características de absorción de la energía por el tejido.
- *Diámetro del haz*: ya que como hemos visto a mayor diámetro del punto focal menor es la densidad de potencia.
- *Tiempo de irradiación*: a mayor tiempo de exposición se va a producir mayores cambios tisulares.

TABLA 1

**Alteraciones tisulares  
según diferentes temperaturas**

• Entre los 40-70°:	denaturación.
• Entre los 70-85°:	coagulación.
• Entre los 85-100°:	vacuolización.
• A los 100°:	vaporización.

Dentro de las características del tejido hay que mencionar:

- *Contenido en agua*: los tejidos bien hidratados conducen más eficientemente el calor.
- *Pigmentación*: la energía lumínica se absorbe más por los tejidos más pigmentados.
- *Vascularización*: La mayor vascularización (arterial, venosa o linfática) de los tejidos aumenta la difusión del calor, dificultando la penetración y efecto térmico.

## TIPOS DE LASER

La administración del láser, independientemente de la patología tratada, va a precisar de: 1) un **generador de láser**, que producirá un rayo láser, de diferentes características según el medio láser contenido; 2) de la **fibra óptica** que transporte el rayo láser hasta el lugar de la aplicación y que terminará en una punta que libere la energía láser de la manera idónea para producir el efecto deseado para el tratamiento de cada patología (vaporización, coagulación, fragmentación litiásica...). Los tipos de fuentes de energía láser más comúnmente usados en urología hoy en día son:

### Láser de CO<sub>2</sub>

Se caracteriza por emitir en una longitud de onda de 10,6 micras en el espectro infrarrojo. Utiliza una mezcla de gases de 4,5 % de CO<sub>2</sub>, 13,5 % de N<sub>2</sub> y 82 % de He, ocurriendo los fenómenos energéticos a nivel de la molécula de CO<sub>2</sub> (3). En principio el daño tisular puede ser limitado a una profundidad de 30 micras. La **vaporización** tisular cuando se aplica una suficiente densidad de potencia es extremadamente rápida, minimizando el daño marginal y los efectos de necrosis. La rápida vaporización permite la correcta visualización del efecto producido sobre el tejido, permitiendo su uso como bisturí de precisión.

Se ha usado frecuentemente en el tratamiento de lesiones de genitales externos y en la actualidad se está desarrollando su uso dentro de la cirugía laparoscópica.

### Láser de argón

Es una onda de láser que opera a 0,48 micras en la región azul del espectro visible. Se caracteriza por ser fuertemente absorbido por la hemoglobina y tejidos pigmentados, lo que le hace ser muy eficaz cuando se usa para hacer hemostasia, a través de la irradiación de la zona sangrante, si bien estas características de absorción por los tejidos origina la existencia de una pequeña penetración del rayo y por tanto una destrucción superficial de los tejidos de alrededor de 1 mm. (3). Además su corta longitud de onda permite aplicarlo a zonas 20 veces más pequeñas que con el láser de CO<sub>2</sub>. Su capacidad hemostática se sitúa entre la del láser de CO<sub>2</sub> y la del Nd-Yag. En la actualidad también se está desarrollando su uso dentro de la laparoscopia.

### Láser de Nd-Yag

Consiste en una onda láser que opera a 1,06 micras del espectro infrarrojo. El medio láser es una solución diluida de iones de neodimio en un cristal de yttrium-aluminium-garnet (Yag) (1).

El gran avance respecto a los anteriores consiste en permitir el tratamiento de mayores volúmenes de tejido, pudiendo producir efectos de **coagulación**, carbonización y vaporización a profundidades entre 5 y 10 mm., con gran capacidad para la **hemostasia**. Su aplicación se realiza mediante fibras con distintas terminaciones. Es el tipo de láser más utilizado en la actualidad en urología, para el tratamiento de lesiones venéreas de genitales externos, la hipertrofia benigna de próstata, tumores de urotelio, estenosis uretrales, litotricia...

### Láser KTP-532

Posee como medio un cristal de potasio-titanil-fosfato, que produce un rayo con una longitud de onda de 532 nm., que produce un efecto en los tejidos similares a los del láser de argón pero con una mayor potencia de salida. Produce mayor vaporización y menos coagulación que el láser de Nd-Yag (4). Tanto este láser como el de Nd-Yag se están usando en cirugía laparoscópica (5).

### Láser colorante pulsado

Empieza un medio activo de cumarina verde. La punta de la fibra es colocada en contacto con la litiasis, de modo que ésta absorbe la energía láser, formándose una burbuja de plasma en la superficie del cálculo que se expande rápidamente. El efecto mecánico de la expansión del plasma ocasiona la fragmentación litiasica a lo largo de las líneas de «stress» con mínimos efectos térmicos (4).

### Láser de alexandrita

El láser de alexandrita produce un rayo con una longitud de onda de 750 nm. Pulsos cortos de rayo láser ocasionarán la fragmentación de la litiasis. Si bien en la litotricia es eficiente, se han observado en ocasiones efectos térmicos indeseados (1).

## OTRAS FUENTES DE LASER

Recientemente se han comunicado las primeras experiencias con **láser de Ho-YAG** (6, 7) y **DIODE-LASER** (8, 9) para el tratamiento de variadas patologías urológicas, estando la valoración de su verdadera eficacia sujeta a posteriores estudios.

Las primeras **fibras de láser** presentaban una punta desnuda que liberaba la energía directamente sobre el tejido, pero la ampliación de indicaciones y el desarrollo tecnológico ha hecho posible la aparición de nuevas fibras con puntas intercambiables o integradas adaptadas a indicaciones concretas. A continuación vamos a hacer una breve descripción de las más conocidas (1).

1. *BARD (Urolase)*: es una fibra de 600 micras con una punta angulada en aleación de oro y plata que refleja el rayo en un ángulo de 90° con una divergencia en arco de 35°. El rayo visualizador es claramente visible.

2. *The Myriadlase (Sidefire)*: es muy parecido a la fibra anterior, pero posee una punta sólida de oro con un espejo altamente reflexivo, con un ángulo de reflexión de 105°, un ángulo de divergencia en arco de 35°.

3. *Xintec (Rotolase)*: es muy parecida a la anterior, teniendo en su final un espejo reflector de aleación oro-plata, con un ángulo de reflexión de 90°, un ángulo de divergencia en arco de 18-22°.

4. *Cytocare (Prolase II)*: consiste en una fibra de 1.000 micras que libera una densidad de potencia por área menor que otras fibras. La punta en ángulo recto está recubierta por metal, que refleja el rayo láser en un ángulo mayor de 45°, siendo fácilmente visualizado. La divergencia de 35° de arco que posee, hace que esta fibra esté indicada para coagular extensas superficies (similar a la fibra Bard Urolase). Con esta fibra también se pueden producir lesiones de vaporización, para lo cual se debe colocar la punta muy cerca del contacto y así tener suficiente densidad de potencia.

5. *Laserscope (Angled Delivery Device)*: usa una fibra de 400 micras con una punta en aleación de oro-plata, con un ángulo de reflexión de 70°, un ángulo de divergencia en arco de 7-15°. Esta compañía fabrica también el láser KTP de 532 nm de arco de longitud de onda incorporado, dando al cirujano la posibilidad de escoger entre una vaporización poco profunda de tejido obstructivo seguida de coagulación con Nd-Yag.

6. *Lasersonic (Ultraline)*: consiste en una fibra de cuarzo de 600 micras con una punta de 6 Fr angulada para reflejar el rayo en 80° con un arco de divergencia de 20°, y una emisión de la energía láser siempre hacia delante. La punta de la fibra puede operar vaporizando en contacto estando encapsulada por un cristal cilíndrico que la protege y evita la adherencia del tejido y/o sangre. Es capaz de liberar grandes densidades de potencia sin quemarse, siendo posible la ablación en profundidad.

7. *Laser Peripherals*: es muy similar a la de Lasersonic Ultraline, con un ángulo de reflexión de 78-90°.

8. *Dornier (sideFocus)*: es una fibra muy parecida a la Lasersonic Ultraline, de 600 micras, con emisión en ángulo recto y con una punta que puede usarse en contacto.

9. *Surgical Laser Technologies (Contact Laser)*: presenta fibras de 600 micras con puntas intercambiables adaptables para diferentes aplicaciones de láser contacto que originan distintas densidades de potencia y por lo tanto diferentes efectos de corte o coagulación (Fig. 5). También posee fibras de no contacto y terminación para dirección manual.

10. *Transurethral ultrasound-guided laser induced prostatectomy (TULIP) de Intra-Sonix*, es una técnica de haz de láser móvil diseñada para el tratamiento de la hipertrofia benigna de próstata.

Técnicamente consiste en una sonda de 20 F a la que se acopló una fibra láser con la terminación en un prisma de zafiro de emisión lateral y unos transductores ecográficos uretrales de tamaño miniatura. El prisma óptico de la ventana láser (90°) se fusiona a una fibra láser de 600  $\mu\text{m}$ , que recorre la totalidad de la sonda, pudiendo ser conectada a cualquier láser de onda continua/pulsada de Nd-Yag. Los transductores de ultrasonidos de 7,5 MHz alojan la ventana de salida láser y proporcionan un sector de exploración de 90° que coincide con la dirección del haz de láser, se forma que permite el

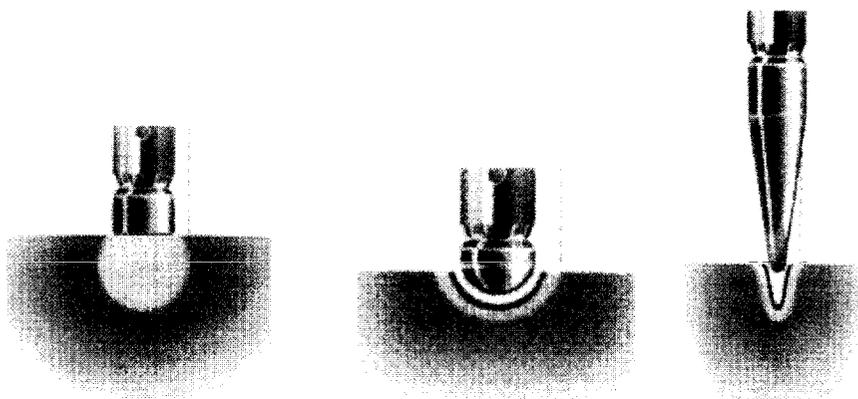


Fig. 5.—Diversas puntas de fibra de contacto, que producen diferentes efectos tisulares (SLT®).

control ecográfico preciso de la aplicación del láser. La sonda puede ser rotada 360° y permite que el haz de láser pueda acceder a la totalidad de la uretra prostática. La sonda se introduce en una vaina de 22 F, transparente al láser, con punta acodada, y con un balón de 36 o 48 ch. de 5 cm de longitud, y con una distancia entre el prisma y la superficie del balón presurizado de 5 mm., que permite un punto focal efectivo en el tejido de 2,8 mm. El láser puede ser movilizado en los 360° y a lo largo de los 5 cm de longitud del balón. El balón se presuriza mediante agua destilada estéril a 1-2 atmósferas de presión, lo que no sólo sirve para fijar la sonda a la uretra prostática, sino también para comprimir los lóbulos prostáticos, sin llegar a dilatar la próstata, de modo que esta compresión reduce el flujo sanguíneo mejorando la penetración del haz de láser. Además el balón proporciona una distancia láser constante y protege la ventana de emisión de láser. Produce una coagulación del tejido prostático uniforme y de aspecto cónico divergente inferiormente a la superficie.

11. *RadioGold Fibers (Candela)*: son fibras adaptadas para la lásertricia, existiendo una fibra de 200 micras, de gran flexibilidad que en conjunto con la fuente de láser Candela es capaz de liberar 67 KW de pico de potencia y 80 mJ de energía, y otra fibra de 320 micras que libera más de 117 kW de picos de potencia y 140 mJ de energía especializada en la fragmentación de litiasis más gruesas.

A excepción del sistema TULIP, el resto de las fibras descritas anteriormente podrán ser colocadas endoscópicamente en la zona de tratamiento a través de los canales de trabajo de los endoscopios utilizados en la práctica a la aparición de instrumentos quirúrgicos especializados en el manejo y vehiculización de las distintas fibras de láser a la zona de trabajo.

A pesar de la gran variedad de material presentado, deberemos permane-

cer atentos a la aparición de nuevos modelos y tecnologías láser en los próximos años, cuyo uso dentro de la cirugía urológica se encuentra en estos momentos en plena expansión.

## BIBLIOGRAFIA

1. Childs, Stacy J.: *Laser-assisted transurethral of the prostate (TURP)*, Ed. Williams & Wilkins, Baltimor, Maryland (U.S.A.), 1993, p. 81.
2. Ruiz Marcellán, F. J.; Ibarz, J.; Ramón, M.: «Tratamiento de la litiasis uretral con láser». *Arch. Esp. Urol.*, 44,5:557-561, 1991.
3. Frank, F.: «El láser en medicina y cirugía». *Láser Brief*, núm. 4, pp. 2-3.
4. Smith, J. A.: «Urology Laser Surgery», en Walsh, P. C.; Retik, A. B.; Stamey, T. A.; Darracot Vaughan, E.; Campbell's: *Urology*, 6th ed., vol. 3. Philadelphia (EE.UU.). Ed. Saunders Company, 1992, pp. 2923-2941.
5. Blas, M.; Rioja, C.; Mínguez, J. M.; Rioja, L.: «Instrumental en cirugía laparoscópica». *Arch. Esp. Urol.*, 46(7):545-557, 1993.
6. Matsuoka, K.; Shimada, A.; Mihara, T.; Nakanami, M.; Noguchi, M.; Nodas, s.: «Holium:YAG (Ho:YAG) laser for endoscopic lithotripsy». *J. Urol.*, 5, 249A, 1994.
7. Watson, G.; Shorff, S.; Thomas, R.; Kellet, M.; Rickards, D.: «Holium:yag laser. Multifuncional use in urology». *J. Urol.*, 5, 372A, 1994.
8. Motamedi, M.; Lahaye, M.; Pow-Sang, M.; Orihuela, E.; Cowan, D.; Warren, M.: «Effect of diode laser in a canine prostate: Anew compact, inexpensive laser for the treatment of benign prostatic hyperplasia». *J. Urol.*, 5, 334A, 1994.
9. Anson, K.; Miller, R.; Watson, G.: «The mutiplicity of uses of semiconductor diode lasers in urology». *J. Urol.*, 5, 334A, 1994.