

UNA MIRADA AL EMPLEO DE LÁSERES EN UROLOGÍA

A LOOK AT THE USE OF LASERS IN UROLOGY

V. FAJER^{a†}, L. PONCE^b

a) Center of Technological Applications and Nuclear Development (CEADEN), 11300 Havana, Cuba; victorfajer@gmail.com[†]

b) Saint Petersburg Electrotechnical University, Professora Popova St 5, 197376 St. Petersburg, Russia; luisvponce@ontekollc.com

† autor para la correspondencia

Recibido 28/4/2022; Aceptado 20/11/2022

La cirugía láser acumula décadas de experiencia clínica, que han sido suficientes para mostrar su impacto en la medicina, particularmente en urología. Durante ese tiempo las aplicaciones quirúrgicas fueron cubiertas fundamentalmente por los láseres de Nd:YAG, favorecidos por su capacidad para acoplarse con fibras ópticas. Más recientemente, han irrumpido con fuerza láseres de estado sólido, que emiten en la zona media infrarroja del espectro en base a elementos como Ho, Tm y Er, cuya fuerte absorción por los tejidos o por el agua, combinada con una alta eficiencia y mayor robustez, los han convertido en los candidatos más prometedores para la urología. Aquí se presentan los láseres más usados en esta especialidad, con hincapié en los de holmio, y su amplia aplicación en urología hace más de 20 años, así como en los láseres de fibra óptica de tulio, por sus relevantes características e importancia estratégica.

Laser surgery has accumulated decades of clinical experience, showing its impact on medicine, particularly in the field of urology. During that time, laser surgical applications were dominated by Nd:YAG lasers, because of their ability to be coupled to optical fibers. More recently, solid state and fiber-based lasers have burst into the scene. These are capable of emitting in the mid-infrared range of the spectrum thanks to elements such as Ho, Tm and Er, whose strong absorption by tissues or water, combined with high efficiency and greater robustness, have made them the most promising candidates for urology. Here we present the most employed lasers in urology, emphasizing the holmium ones and their wide applications for more than 20 years, and the thulium fiber lasers, because of their outstanding characteristics and strategic importance.

PACS: Light-emitting devices (dispositivos emisores de luz), 85.60.-q.Jb; Optical methods (métodos ópticos), 83.85.-c; Fiber-optic instruments (instrumentos con fibra óptica), 07.60.Vg.

I. INTRODUCCIÓN

El funcionamiento de los departamentos de urología modernos y el alto nivel de servicio que brindan es posible, entre otras cosas, por el uso de modernas técnicas láser. Dependiendo de la longitud de onda, la absorción por el agua y la hemoglobina, y la profundidad de penetración de su radiación, los láseres se pueden utilizar para la coagulación, vaporización y extirpación. En muchos centros, una vez agotadas todas las posibilidades del tratamiento farmacológico, el láser se utiliza como tratamiento primario para los pacientes con oclusión benigna de próstata (BPO), con resultados terapéuticos mejores que los obtenidos mediante operaciones abiertas o endoscópicas. El uso de láseres en el tratamiento de urolitiasis, obstrucciones urinarias y tumores de vejiga ha hecho que el tratamiento de pacientes mayores con múltiples comorbilidades sea seguro, sin necesidad adicional de modificar el tratamiento farmacológico anticoagulante. Los procedimientos con láser son, además, menos invasivos, reducen el tiempo de hospitalización y permiten un tiempo de cateterismo vesicular más corto, a veces incluso eliminando por completo la necesidad de cateterismo. Estos procedimientos también se caracterizan por resultados más estables y un menor número de reoperaciones [1].

En las últimas dos décadas, las técnicas láser se han convertido en un método de tratamiento cada vez más popular para pacientes con hiperplasia prostática benigna, tumores de

vejiga, presencia de cálculos urinarios, estrechamiento del tracto urinario o lesiones de los genitales externos. El aumento de la accesibilidad al equipo apropiado, la curva de aprendizaje relativamente corta y los efectos terapéuticos prometedores han provocado un interés creciente en los métodos operatorios que emplean láseres. Son muchas las ventajas de los procedimientos con láser sobre las cirugías tradicionales. Primero, hay una mayor precisión y exactitud. En segundo lugar, los procedimientos con láser son menos invasivos, la energía del láser sella con calor los vasos sanguíneos y, como resultado, hay menos sangramiento, inflamación, dolor o cicatrices. En tercer lugar, los procedimientos con láser son una buena alternativa para los pacientes con alta comorbilidad que no son aptos para operaciones abiertas. Además, el tiempo de hospitalización y operación del láser puede ser más corto, y se pueden realizar más procedimientos en entornos ambulatorios. Por otro lado, también deben tenerse en cuenta algunas desventajas de las operaciones con láser. En primer lugar, no muchos médicos están capacitados para usar láseres. Además, el equipo láser es caro y difícil de manejar, y también debe recordarse que se deben seguir estrictas precauciones de seguridad en la sala de operaciones cuando se utilizan láseres [1–3].

En este trabajo se incluye una breve descripción de la interacción del haz láser con los tejidos, que se complementa con las características del haz del láser de los diferentes tipos de láseres que influyen de forma significativa en la interacción de la radiación. En la descripción específica de los láseres, se

refuerza la explicación de la interacción con tejidos biológicos [1–4].

Existe una variedad de láseres que se han utilizado y mantienen su empleo en urología, entre ellos se encuentran los láseres de CO₂, de Nd: YAG, los de holmio, los de tulio y, más recientemente, los conocidos como de fibra óptica con distintos dopantes que constituyen un salto tecnológico. Se hará hincapié en la descripción de los láseres de holmio y su amplia aplicación en urología hace más de 20 años y se abordarán también con cierta profundidad los láseres de fibra óptica de tulio por su importancia estratégica. En ambos casos, se incluyen los esquemas de bombeo de los respectivos láseres. Se describirán otros láseres que se han utilizado y utilizan en urología [5–7].

II. INTERACCIÓN ENTRE EL HAZ LÁSER Y EL TEJIDO

La interacción entre el haz láser y el tejido depende de fenómenos físicos, como la reflexión, la dispersión y la absorción. Obviamente, se refleja una parte de la radiación láser que es inútil para fines quirúrgicos. Además, la luz reflejada puede causar daños térmicos no deseados en las áreas circundantes. Desde una perspectiva médica, el fenómeno más importante es la absorción de la luz láser por el cromóforo, que consiste en una región molecular del tejido donde la diferencia de energía entre dos orbitales moleculares cae dentro del rango del espectro visible. En el cromóforo, la luz láser se convierte en energía térmica. La luz es absorbida en los tejidos por la hemoglobina, el agua o la melanina. Dependiendo de la temperatura a la que se caliente el tejido, el mismo sufre coagulación o vaporización. En el caso de un coeficiente de absorción de tejido bajo, el haz láser penetra más profundamente, mientras que un coeficiente de absorción alto da como resultado una penetración poco profunda. Sin embargo, el efecto no solo depende del medio. La longitud de onda del láser también juega un papel importante. Para los láseres que emiten longitudes de onda más cortas, una mayor cantidad de energía se convierte en calor [6].

Otras características de significativa influencia en la interacción láser-tejido son el perfil del haz luminoso, la energía del pulso y la tasa de repetición del pulso láser.

III. LÁSERES DE HOLMIO

El láser Ho: YAG trabaja a la longitud de onda de 2100 nm, empleando agua como cromóforo. Se ha introducido en múltiples técnicas quirúrgicas, que incluyen ablación, resección y extirpación. La extirpación (HoLEP) es un campo de aplicación para el láser Ho: YAG en BPO (oclusión benigna de la próstata). Usando la liberación de energía pulsada, el láser se puede usar como un cincel para extirpar tejido prostático, agrandado en la capa de la pseudocápsula quirúrgica. En general, la extirpación es imitada por todos los referidos procedimientos recientemente introducidos y modificado de acuerdo con las propiedades del láser en particular. La extirpación con láser Ho: YAG ha demostrado ser eficaz y segura en múltiples ensayos y representa el método de

referencia para todos los procedimientos de extirpación con láser recientemente introducidos [8–17].

En la Fig. 1 se muestra el esquema de niveles de energía que indican la posibilidad de bombeo a la longitud de onda de 1940 nm y la emisión de la radiación del láser de Ho a 2050 nm.

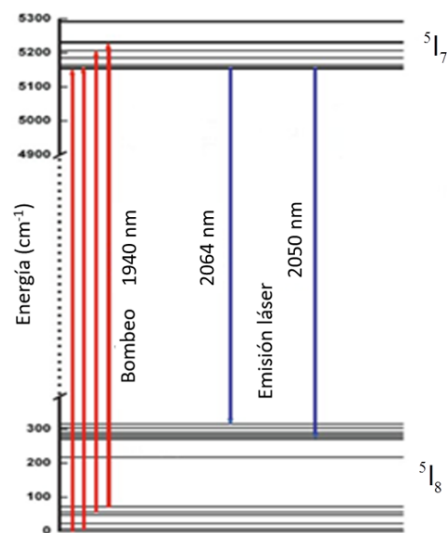


Figura 1. Esquema de los niveles de energía de interés para el bombeo del láser de Ho:YAG.

El láser Ho:YAG es el más utilizado en cirugía urológica. Está disponible en versiones de baja potencia (20 W) y alta potencia (60-100W) para su uso en láser litotricia y tratamiento de la BPO, respectivamente. Generalmente, dispone de un intervalo de duración de pulso de 250 a 350 μ s. El coeficiente de absorción óptica para el agua a 2100 nm es de aproximadamente 40 cm^{-1} , por lo que es fuertemente absorbido por el agua en el tejido superficial. Esta propiedad permite que el láser realice un corte superficial. La disipación de calor con un láser de alta potencia puede provocar la vaporización del tejido. La zona de lesión térmica asociada con la ablación con láser varía de 0.5 a 1 mm y garantiza una hemostasia adecuada durante la ablación (o sea, la constancia relativa de los parámetros biológicos normales) incluso para vasos con un diámetro superior a 1 mm. La duración del pulso del láser Ho:YAG es lo suficientemente corta como para que la difusión de la energía térmica de los láseres de baja potencia sea mínima (se estima que el tiempo de relajación térmica para los tejidos blandos es de 310 ms). También se transmite fácilmente de manera eficiente por fibras de sílice que varían de 150 a 940 μ m de diámetro, una característica que permite su uso en procedimientos endoscópicos.

En la Fig. 2 se muestra el esquema de bombeo del láser de Ho con un láser de Tm de estado sólido que emite a la longitud de onda de 1.9 μ m para obtener la emisión del láser de Ho a 2.5 μ m.

La ablación de holmio ha disminuido en popularidad, pero el concepto sigue siendo válido y ha sido adoptado por tecnologías más recientes, incluida la fotovaporización de la próstata (PVP) con láseres de tulio y de holmio de mayor potencia (100 y 120 W). La siguiente iteración de la aplicación

del láser de holmio en BPO fue HoLRP, desarrollada para reducir los tiempos operativos. HoLRP se basa en el uso de un láser Ho:YAG para cortar piezas de tejido prostático, pieza por pieza, hasta exponer la cápsula quirúrgica en lugar de extirpar capas de tejido de medio milímetro.

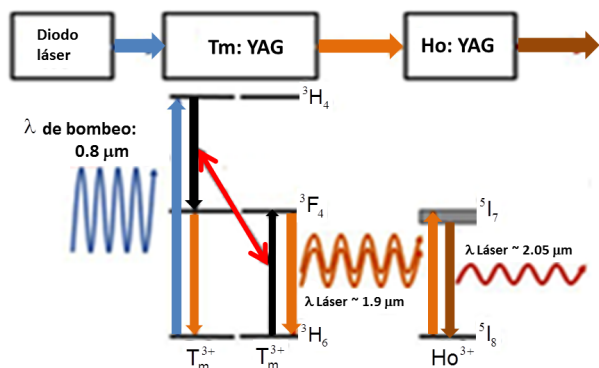


Figura 2. Esquema de bombeo para un láser de Ho bombeado con láser de Tm.

El láser de holmio es un compromiso entre el láser ultrapreciso de erbio:YAG, que utiliza una longitud de onda de 2940 nm para la ablación e incisión de tejidos y el calentamiento volumétrico profundo proporcionado por el láser de Nd:YAG, que utiliza una longitud de onda de 1064 nm para la coagulación térmica y hemostasia [9]. El láser de holmio se puede usar para una variedad de aplicaciones, lo cual es deseable para los urólogos que buscan un solo sistema láser para tratar diversas indicaciones, como cálculos urinarios y BPO. En segundo lugar, la longitud de onda del láser permite conducir el haz a través de fibras ópticas convencionales de sílice con bajo contenido de hidroxilo (OH). Las fibras de sílice son robustas con propiedades térmicas, mecánicas y químicas deseables, lo que permite la transmisión de alta potencia láser para la ablación de cálculos, radios de curvatura cortos para usar dentro del canal de trabajo de ureteroscopios flexibles, esterilización para uso médico y resistencia a la corrosión en el fluido medio ambiente del tracto urinario. La sílice también es un material biocompatible, haciéndolo seguro para uso biomédico. Además, las fibras de sílice se producen en masa para su uso en telecomunicaciones y aplicaciones industriales, por lo que resulta asequible como un sistema desechable, de un solo uso, de administración médica de fibra óptica.

Otro aspecto a considerar consiste en que el esquema de bombeo de la lámpara flash para el láser holmio:YAG es económico en comparación con otros sistemas láser bombeados por diodos, lo que hace que el láser sea rentable para la cirugía. Aunque el costo del capital inicial de un láser de holmio de baja potencia es relativamente bajo para los estándares de dispositivos médicos, la necesidad de una fuente de alimentación de alto voltaje, un sistema interno de enfriamiento de agua, lámparas de repuesto y el amplio uso de componentes ópticas hace que el aparato láser sea bastante complejo y potencialmente costoso de mantener durante su vida útil. La tecnología láser de holmio ha estado disponible durante más de dos décadas, pero las mejoras modestas en la tecnología han tomado dos direcciones diferentes. En

una dirección, se han desarrollado módulos láser de mesa de holmio más pequeños, de menor potencia (20 W), más compactos, dedicados específicamente a la litotricia láser para ahorrar espacio en la sala de operaciones y para la integración directa con otros componentes del ureteroscopio, como monitores, iluminación y sistemas de imágenes, en una sola consola. En la otra dirección, los láseres de holmio más grandes, más potentes y más caros con potencias de salida de láser progresivamente más altas (desde 30 W originalmente y ahora hasta 120 W) se han desarrollado gradualmente, principalmente para su uso en la extirpación láser de la próstata durante el tratamiento de BPO [18–20].

IV. LÁSERES DE FIBRA, LÁSERES DE FIBRA DE TULIO

La principal ventaja de los láseres de fibra es, en general, su capacidad de entregar una salida de alta potencia desde un núcleo de fibra pequeño, lo que resulta en alta intensidad o brillo. Los láseres de fibra más comunes están hechos de fibras de sílice dopadas con iterbio, erbio y tulio, que emiten a longitudes de onda de 1075 nm, 1550 nm y 1940 nm, respectivamente [21–23].

Las longitudes de onda del láser de fibra infrarroja media son especialmente útiles para aplicaciones de ablación con láser en cirugía como la litotricia, ya que estas longitudes de onda apuntan a los picos de absorción de agua en el tejido, proporcionando así un aumento rápido de temperatura dentro de una profundidad de tejido pequeña, suficiente para una ablación de tejido eficiente y precisa. Los estudios experimentales iniciales de los láseres de fibra infrarroja media en cirugía se limitaron a los láseres de muy baja potencia (solo unos pocos vatios) que emiten en modo de onda continua o pulso corto (nanosegundos) a longitudes de onda cercanas a 1940 nm y 2940 nm de absorción de agua, picos de ablación y coagulación de tejidos [24–26].

La salida de potencia limitada y el modo de operación de onda continua fueron sub-óptimos para la mayoría de las aplicaciones quirúrgicas porque las intensidades altas y la operación pulsada son necesarias para el confinamiento térmico de la energía y la ablación de tejido eficiente. Además, el uso de una longitud de onda de 2940 nm estaba limitado por la incapacidad de usar fibras estándares de sílice con bajo contenido de OH, como también es el caso en los láseres de erbio:YAG.

Sin embargo, se han hecho progresos considerables en el desarrollo de láseres de fibra de tulio de alta potencia (TFL), que operan cerca de un pico de absorción de agua en el tejido a 1940 nm. Esta longitud de onda se puede administrar a través de fibras de sílice estándar, similares a las que se usan actualmente con láser de holmio:YAG ($\lambda = 2120$ nm) y tulio:YAG ($\lambda = 2010$ nm) en urología. El primer uso experimental de TFL de alta potencia en urología se realizó en la ablación de tejidos blandos y cálculos urinarios a 40 W y 110 W [6]. Desde entonces han aparecido estudios de TFL para aplicaciones de hígado, cerebro, piel, dental, endobronquial y litotricia. TFL es una de las nuevas tecnologías láser más prometedoras para la litotricia y podría ofrecer varias ventajas

potenciales en comparación con el láser de holmio, estándar de oro actual.

V. LÁSER DE FIBRA DE TULIO. IMPORTANCIA DE LA LONGITUD DE ONDA DEL LÁSER

Las longitudes de onda comunes del láser de infrarrojo medio incluyen el láser de fibra de tulio a 1908 y 1940 nm, tulio:itrio-aluminio-granate (YAG) a 2010 nm, holmio:YAG a 2100 nm y erbio:YAG a 2940 nm [6].

El láser de fibra de tulio es uno de los láseres de fibra con más utilización y perspectivas en aplicaciones urológicas debido a la longitud de onda del haz emitido. En la Fig. 3 se muestra de forma comparativa la absorción de la radiación atendiendo a la longitud de onda.

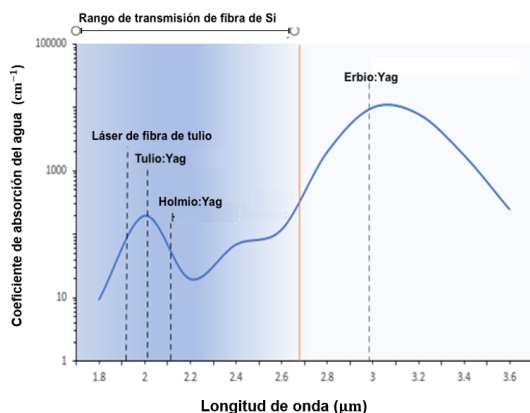


Figura 3. Coeficiente de absorción de agua en función de la longitud de onda del láser en el espectro infrarrojo medio.

El TFL funciona con longitudes de onda de emisión primarias de 1908 nm y 1940 nm, que coinciden más estrechamente con un pico de absorción de agua que el correspondiente al láser de holmio a 2100 nm. Se cree que la absorción de energía infrarroja por el agua tiene un papel importante en la ablación de los cálculos, además de la absorción directa de la energía láser por el material de los cálculos, ya que los espectros de absorción del infrarrojo cercano por los cálculos secos son similares para diferentes composiciones. El coeficiente de absorción de agua es $\mu_a=120 \text{ cm}^{-1}$ para el TFL, $\mu_a=60 \text{ cm}^{-1}$ para el tulio:YAG, y $\mu_a=25 \text{ cm}^{-1}$ para el holmio:YAG. Estos valores dan como resultado una absorción de energía TFL que es el doble que la de los láseres de tulio:YAG y de cuatro a cinco veces mayor que los láseres de holmio:YAG.

Esta mayor absorción de energía del agua para TFL se traduce directamente en umbrales de ablación de tejido más bajos. Se ha informado que los umbrales de ablación de TFL para las composiciones de cálculos más comunes que se encuentran en la clínica (el monohidrato de oxalato de calcio y el ácido úrico), son cuatro veces más bajos para TFL que para el holmio:YAG. Por lo tanto, se puede usar una energía de pulso TFL más baja para una ablación de piedra equivalente, o se puede usar energía de pulso equivalente para una ablación de piedra más eficiente. Esta eficiencia mejorada es notable porque la energía y/o potencia del láser de holmio no puede aumentarse para

compensar su eficiencia reducida sin traducirse también en una mayor retropropulsión de cálculos, lo que puede hacer que el urólogo pierda el tiempo persiguiendo el cálculo a través del tracto urinario y las complicaciones asociadas.

Por ejemplo, el daño inducido por TFL en las cestas de piedra de nitinol que se usan con frecuencia durante los procedimientos de litotricia con láser ureteroscópico, se ha informado a distancias de trabajo de hasta 1.0 mm desde la punta de la fibra, mientras que el daño inducido por láser de holmio se ha observado a distancias de trabajo de hasta 5 mm, lo que significa que el TFL tiene un mejor perfil de seguridad de cuatro a cinco veces mayor que los láseres de holmio:YAG [27,28].

VI. PERFIL DEL HAZ LUMINOSO

La principal ventaja de los láseres de fibra es la capacidad de lograr alta intensidad o alto brillo porque la luz se origina dentro del núcleo pequeño (18-25 μm) de la fibra óptica de sílice dopada con tulio, cuyo haz es aproximadamente 100 veces más pequeño en diámetro que el correspondiente a un láser de estado sólido holmio:YAG. Esta propiedad del TFL proporciona un perfil de haz espacial gaussiano casi mono-modal, que es más uniforme y simétrico que el haz multi-modal producido típicamente por el láser holmio:YAG. El perfil de haz multi-modo del láser de holmio prohíbe el acoplamiento de alta potencia láser en fibras de núcleo pequeño (<200 μm) sin riesgo de sobrellenado del núcleo de fibra de entrada y lanzamiento de energía en el revestimiento de la fibra, lo que puede dañar directamente el extremo próximo a la fibra. Los haces de los láseres de holmio generalmente poseen diámetros grandes (275-500 μm), que son sub-óptimos para la mayor flexibilidad y flujo de irrigación necesarios para los procedimientos complejos de ureteroscopia.

Un estudio in vitro sobre la litotricia de holmio:YAG, con ajustes de láseres iguales de holmio:YAG, merece especial atención. El tamaño más pequeño de fragmentos de piedra se ha logrado con la fibra más pequeña disponible (núcleo de 272 μm diámetro). Esta observación es válida tanto para cálculos de monohidrato de oxalato (COM) y ácido úrico (UA) evaluado para todos los niveles de energía de pulso evaluados (0.5, 1.0 y 1.5 J). Una explicación puede ser que las fibras más pequeñas permiten la irradiación láser de un área más pequeña en la superficie de la piedra, disminuyendo así la probabilidad de que fragmentos grandes se desprendan de piedras iniciales. Teniendo en cuenta la observación anterior, un tamaño de fibra tan pequeño como sea posible, sería deseable para la litotricia con láser. Esta es precisamente una limitación de los láseres holmio:YAG; los generadores solo pueden aceptar fibras de forma segura con un diámetro de núcleo $\geq 200 \mu\text{m}$. Comparativamente, el láser de fibra de tulio, genera una forma mucho más uniforme y enfocada del haz láser, que puede transmitirse a las fibras con diámetros de núcleo más pequeños (50-150) μm [29-32].

VII. ENERGÍA DEL PULSO

Una limitación conocida durante el uso de fibras más pequeñas es el riesgo de degradación de la punta de la fibra a altos niveles de energía de pulso. Cuando el diámetro del núcleo se divide entre dos, la densidad de energía se incrementa en cuatro. Por lo tanto, como regla, la energía del pulso debe dividirse por cuatro cuando el diámetro del núcleo de fibra se divide por dos. Mayor duración del pulso también puede contribuir a la prevención de la degradación de la punta de la fibra.

VIII. TASA DE REPETICIÓN DEL PULSO LÁSER

El TFL con bombeo de diodo permite una mayor flexibilidad en la elección de los parámetros de funcionamiento del láser que los láseres de estado sólido bombeados por lámparas de flash convencionales. Por ejemplo, el láser de holmio:YAG de baja potencia se limita al funcionamiento a frecuencias de pulso <30 Hz debido al sobrecalentamiento potencial y al daño térmico catastrófico de la barra láser. La gran mayoría de la luz blanca de la lámpara de flash utilizada para bombear el cristal láser no contribuye al funcionamiento del láser, sino que se desperdicia en forma de calor, lo que requiere sistemas de enfriamiento de agua voluminosos y costosos para evitar daños inducidos térmicamente en la barra láser. Como resultado de este esquema de bombeo, la eficiencia energética de los láseres de holmio:YAG es típicamente <1-2% (con un 98-99% de energía desperdiciada como calor). Aunque láseres de holmio:YAG de alta potencia son capaces de funcionar en régimen de pulsos, ahora están disponibles a frecuencias de hasta 80 Hz, la mayor potencia se genera mediante la implementación y el empaquetado de múltiples barras y cavidades láser dentro del sistema láser con una complejidad y gasto adicionales sustanciales, en lugar de un gran avance en la tecnología del holmio láser. Por el contrario, el TFL bombeado por diodos es eficiente, con una eficiencia energética de ~ 12%, lo que permite la refrigeración por aire y el funcionamiento del láser a frecuencias de pulso de hasta 2000 Hz. Es probable que tales altas frecuencias de pulso sean innecesarias, y los estudios de litotricia TFL han reportado frecuencias de pulso de hasta 500 Hz [28, 29].

IX. CONCLUSIONES

El láser de holmio:itrio-aluminio-granate (YAG) es actualmente el estándar de oro para la litotricia láser durante la ureteroscopia flexible, porque se puede utilizar para tratar eficazmente todas las composiciones de cálculos. También se usa en la oclusión benigna de próstata con resultados satisfactorios. Su precio en el mercado resulta adecuado si lo comparamos con otros equipos médicos.

Por su parte, el láser de fibra de tulio (TFL) es la alternativa más prometedora del holmio para la litotricia debido al uso de una longitud de onda TFL más adecuada, fibras más pequeñas y el potencial para usar un sistema láser más pequeño y menos costoso. Sin embargo, se necesitan estudios clínicos adicionales para evaluar esta nueva tecnología.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos el valioso apoyo brindado por el M.C. Omar Morales y la dirección del CEADEN para la realización de este trabajo.

REFERENCIAS

- [1] L. Dolowy, W. Krajewski, J. Dembowski and A. Kolodziej. *Cent. Europ. J. Urol.* **68**, 175 (2015).
- [2] S. Korn, N. Hübner, C. Seitz, S. Shariat and H. Fajkovic, *Photochem & Photobiol. Sci* **18**, 295 (2019).
- [3] Iremashvili V. and Marcovich R, (Lasers in dermatology and medicine: Laser applications in urology. Springer, 2018).
- [4] P. Rice and B. Somani, *Res. Rep. Urol.* **13**, 519 (2021).
- [5] Giuseppe Morgia and Giorgio Ivan Russo, (Lower Urinary Tract Symptoms and Benign Prostatic Hyperplasia, Research to Bedside, 2018) pp. 257.
- [6] N. M. Fried and P. B. Irby, *Nat. Rev. Urol.* **15**, 563 (2018).
- [7] S. P. Dretler, G. Watson, J. A. Parrish and S. Murray, *J. Urol.* **137**, 386 (1987).
- [8] J. P. Johnson, M. C. Oz and R. S. Chuck, *Surg. Endosc.* **3**, 7 (1989).
- [9] M. L. Spindel et al., *Lasers Surg. Med.* **12**, 482 (1992).
- [10] D. Bagley and M. Erhard, *Tech. Urol.* **1**, 25 (1995).
- [11] B. R. Matlaga, *J. Urol.* **181**, 2152 (2009).
- [12] C. D. Scales et al., *J. Urol.* **186**, 146 (2011).
- [13] K. F. Chan et al., *Lasers Surg. Med.* **25**, 22 (1999).
- [14] A. Roggan, U. Bindig, W. Wäsche and F. Zgoda, *Action mechanisms of laser radiation in biological tissues* (Springer, Berlín, 2003) pp. 73.
- [15] H. H. Razvi, S. S. Chun, J. D. Denstedt and J. L. Sales, *J. Endourol.* **9**, 387 (1995).
- [16] J. A. Harrington, *Infrared Fibers and their Applications* (SPIE, Bellingham, 2004).
- [17] K. Scholle, S. Lamrini, P. Koopmann and P. Fuhrber, *Frontiers in guided wave optics and optoelectronics* (IntechOpen, 2010) pp. 471.
- [18] C. A. Dauw et al., *J. Endourol.* **29**, (2015).
- [19] W. R. Molina et al. *J. Endourol.* **29**, 235 (2015).
- [20] S. Buttice et al. *J. Endourol.* **30**, 574 (2016).
- [21] Fried, N. M. *Lasers Surg. Med.* **36**, 52 (2005).
- [22] N. M. Fried and K. E. Murray, *Endourol.* **19**, 25 (2005).
- [23] N. M. Fried, *Lasers Surg. Med.* **37**, 53 (2005).
- [24] G. M. Hale and R. M. Querry, *Appl. Opt.* **12**, 555 (1973).
- [25] E. D. Jansen, T. G. van Leeuwen, M. Motamedi, C. Borst, and A. J. Welch, *Lasers Surg. Med.* **14**, 258 (1994).
- [26] B. I. Lange, T. Brendel and G. Huttmann, *Appl. Opt.* **41**, 5797 (2002).
- [27] J. Cordes, B. Lange, D. Jocham and J. Kausch, *Endourol.* **25**, 1359 (2011).
- [28] J. Cordes, F. Nguyen, B. Lange, R. Brinkmann and D. Jocham, *Adv. Urol.*, **1** (2013).
- [29] N. J. Scott, C. M. Cilip, and N. M. Fried, *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.* **15**, 435 (2009).
- [30] R. L. Blackmon, P. B. Irby and N. M. Fried, *Lasers Surg. Med.* **42**, 45 (2010).

[31] R. L. Blackmon et al., Opt. Eng. **54**, 011004 (2015).

IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron. **20**, 138 (2014).

[32] L. A. Hardy, C. R. Wilson, P. B. Irby and N. M. Fried,

This work is licensed under the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0, <http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) license.

