

Lézerbeállítások a kősebészetben: gyakorlati szempontok ureterorenoszkópia során

Törzsök Péter dr., PhD, MSc

Urológiai Osztály, Petz Aladár Egyetemi Oktatókórház, Győr;
Egészség- és Sporttudományi Kar, Széchenyi István Egyetem, Győr



Levelező szerző: Dr. Törzsök Péter, e-mail: torzsok.peter@gmail.com

ÖSSZEFOGLALÁS

A húgyúti kövesség kezelésében a flexibilis ureterorenoszkópia és a lézeres kődezintegráció az elmúlt években jelentős fejlődésen ment keresztül. A holmium:YAG, túlium:YAG és thulium fiber laser technológiák eltérő fizikai tulajdonságaik révén különböző kőzúzási stratégiákat tesznek lehetővé. A megfelelő lézerbeállítás kiválasztásakor figyelembe kell venni a kő összetételét, méretét, anatómiai elhelyezkedését, valamint az alkalmazott lézer és eszköz sajátosságait. A fragmentáció során általában magasabb energia és alacsonyabb frekvencia, míg dusting esetén alacsonyabb energia és magasabb frekvencia alkalmazása javasolt. A popcorning és pop-dusting technikák a fragmentumok további aprítását és eltávolítását segíthetik. Különös jelentősége van a lézerenergia és az irrigáció megfelelő egyensúlyának a hőkárosodás és az intrarenalis nyomás emelkedésének elkerülésében. A kőösszetétel és az anatómiai viszonyok alapján személyre szabott lézerstratégia alkalmazása hozzájárulhat a hatékonyabb és biztonságosabb endoszkópos kőkezeléshez.

KULCSSZAVAK

FLEXIBILIS URETERORENOSZKÓPIA, LÉZERES KŐDEZINTEGRÁCIÓ, LÉZER, DUSTING, FRAGMENTÁCIÓ

Laser settings in stone surgery: practical considerations in ureterorenoscopy

SUMMARY

The management of urinary stone disease has evolved substantially with the development of flexible ureterorenoscopy and advanced laser lithotripsy technologies. Holmium:YAG, Thulium:YAG, and thulium fiber lasers have different physical characteristics, enabling a wide range of stone treatment strategies. Appropriate laser settings should be selected according to stone composition, size, anatomical location, as well as the characteristics of the laser system and endoscopic equipment used. In general, fragmentation is performed using higher pulse energy and lower frequency, whereas dusting relies on lower energy and higher frequency. Popcorning and pop-dusting techniques can facilitate further fragmentation and clearance of residual stone fragments. Particular attention should be paid to the balance between laser power and irrigation in order to minimize thermal injury and excessive intrarenal pressure. Stone composition and anatomical conditions may substantially influence the effectiveness of laser lithotripsy. Individualized selection of laser parameters and treatment strategy based on stone characteristics, anatomy, and available technology may improve the efficacy and safety of endoscopic stone treatment.

KEYWORDS

FLEXIBLE URETERORENOSCOPY, LASER LITHOTRIPSY, LASER, DUSTING, FRAGMENTATION

Bevezetés

Magyarországon a vesekövesség prevalenciája 3–10% között mozog, és az elmúlt időszakban emelkedő tendenciát mutat; hasonlóan az európai adatokhoz (1). Az endoszkópok méretének csökkenése, valamint az egyszer használatos eszközök

térnyerése az urológiai kősebészetben is elősegítette a minimálisan invazív technikák elterjedését. Az eszközök kisebb méretének köszönhetően a lézeres kődezintegráció nagy szerepet kapott a hagyományos kőzúzási technikákkal szemben (2). Az újabb lézertechnikáknak köszönhetően számos beállítási lehetőség jelent meg, ami tovább bonyolítja a lézerek használatát a kőzúzás során.

Lézerek a kösebészetben

Az urológiai kösebészetben leginkább elterjedt lézerek a holmium:YAG (Ho:YAG), a túlium:YAG (Tm:YAG) és a thulium fiber laser (TFL) (3). Az yttrium-alumínium-gránát (YAG) típusú lézerek szilárdtestlézerek, míg a TFL ún. „fiber laser”. Mindhárom lézere magas vízabszorpció jellemző, ami a túliumlézerek esetén még kifejezettebb: a TFL a Ho:YAG-hoz viszonyítva négyszer magasabb vízabszorpcióval rendelkezik (4). A Ho:YAG lézer 2120 nm-es, a Tm:YAG (Thulio) 2013 nm-es, míg a TFL 1940 nm-es hullámhosszal rendelkezik (5). A minimális impulzusenergia Ho:YAG esetében 0,2 J; Tm:YAG esetében 0,05–0,1 J; míg TFL-nél 0,025 J. A maximális frekvencia Ho:YAG esetében 20–120 Hz, Tm:YAG-nál 100–200 Hz (rendszerfüggő), míg TFL esetében akár >1000 Hz is lehet (2, 4, 6, 7). A lézerek fizikai adottságából következően a Ho:YAG univerzálisan alkalmazható; a Tm:YAG mind fragmentációra, mind dusting céljára alkalmas; a TFL pedig elsősorban dustingra használható (7–14). A túliumlézerek alacsonyabb retropulsióval rendelkeznek a holmiumhoz viszonyítva. A legtöbb klinikai tapasztalat egyelőre a Ho:YAG rendszerrel kapcsolatos, mivel ez a régebb óta használt technológia. A Tm:YAG előnye a jó energiaátadás és a precíz impulzuskontroll, míg a TFL extrém finom porlasztást tesz lehetővé, valamint egy kisebb rendszert képvisel a szilárdtest típusúakhoz viszonyítva (5, 7). Nem elhanyagolható a zajterhelés, amelyet a lézerek okoznak a műtőben (15). A Ho:YAG fő limitációja a relatív alacsonyabb frekvencia, a Tm:YAG esetében a korlátozott klinikai tapasztalat, míg a TFL esetében a nagy teljesítménnyel járó extrém hőtermelés menedzselése. *Quara és munkatársai* a három lézertechnika kísérleti összehasonlítása során a TFL-et találták a leghatékonyabbnak a kőzúzás tekintetében (3). Több munka is a TFL-et találta valamivel hatékonyabbnak a Ho:YAG lézerhez viszonyítva (6, 16).

A Moses-technológia során a lézer először kettéválasztja a vizet (Mózes-effektus), majd ezek után juttatja az energiát a kőhöz. Ezt a lézer pulzusmodulációjával és speciális lézerszálak használatával érik el (17). Gyakorlatilag két alpuzlust használ; ebből az első alpulzus egy gőzbuborékot hoz létre, majd a második ezen a buborékon keresztül jut el a kőhöz (18). Ezen technológia segítségével csökken a retropulsio és nő a hatékonyság. A Moses-módszer használatának is van két különböző beállítási lehetősége: A-módban, azaz kontakt módban a lézerszál végét 1 mm-re kell tartani a kőtől. Ekkor a lézer fragmentációra és dustingra használható. B-módban 2 mm-re kell tartani a lézerszálát a célterülettől: így popcorning céljára használható (17). A Moses 2.0 a fentebb leírt technika továbbfejlesztett változata, amelyben a pulzusmodulációt tovább finomították, lehetővé téve akár 120 Hz frekvencia használatát is, növelve így a kőzúzás hatékonyságát (18). A Moses 2.0 nem egyértelműen jobb a Moses 1.0-hoz viszonyítva, amíg szignifikánsan több energiát használ azonos kőmentességi ráta elérése mellett (19).

A retropulsio csökkenése figyelhető meg mind a Tm:YAG, mind a TFL esetében. Ezt az alacsonyabb csúcsergiával és az egysegű pulzusprofil segítségével érik el (3). A retropulsio Ho:YAG esetében alacsonyabb, ha „hosszú pulzus” módban használjuk a lézert (20). A kő visszalökődése azonban számos más faktortól is függhet, ilyen például a lézerszál és a kő távolsága, a lézerszál mozgatási sebessége, a kőösszetétel vagy az irrigáció (11).

Lézerszálak a flexibilis ureterorenoszkópiában

A flexibilis URS (fURS) során általában 200–270 µm-es lézerszálakat használunk, ami lehet egyszer vagy többször használatos is. Ennél vékonyabb szál használatára is van lehetőség túliumlézer

1. TÁBLÁZAT: KÖSEBÉSZETI LÉZERBEÁLLÍTÁSOK AZ URETERORENOSZKÓPIÁBAN

Technika	Cél	Ho:YAG (9, 10, 12, 14)	Tm:YAG (13)	TFL (11, 12)	Klinikai megjegyzés (9–14)
Fragmentáció	Nagyobb, eltávolítható fragmentumok képzése	0,8–2,0 J / 5–15 Hz	0,5–1,5 J / 5–20 Hz	0,5–1,0 J / 10–30 Hz	Kemény, nagyobb vagy impaktált kövek esetén előnyös
Dusting	<1 mm részecskék létrehozása, porítás	0,2–0,6 J / 10–70 Hz, hosszú pulzus	0,1–0,5 J / 25–100 Hz, hosszú pulzus	0,025–0,3 J / 50–200+ Hz	A túliumlézerek kifejezetten alkalmasak dustingra; TFL-nél kisebb részecskék és magasabb ablációs hatékonyság érhető el <i>in vitro</i>
Magas frekvenciás dusting	Maximális porlasztás, minimális retropulsióval	0,1–0,3 J / 80–120 Hz	0,1 J /100 Hz	0,05–0,1 J / 200–1000+ Hz	TFL esetén érhető el a legmagasabb frekvencia, de 200 Hz felett a látás romolhat a „snowstorm” jelenség miatt
Popcorning	Fragmentumok egymással történő ütköztetésével, valamint a lézerszállal történő aprítás	1–1,5 J / 15–40 Hz	0,8–1,5 J / 10–30 Hz	0,5–1 J / 20–50 Hz	Főleg nagyobb reziduális fragmentumoknál; Ho:YAG esetében jól vizsgált technika
Pop-dusting	Fragmentáció + dusting kombinációja	0,2–0,5 J / 50–80 Hz	0,3–0,5 J / 50–100 Hz	0,1–0,2 J / 100–300 Hz	Nagyobb kőterhelésnél vagy residuális fragmentumoknál lehet hasznos; az optimális beállítás erősen lézer- és kőfüggő

Ho:YAG: holmium:YAG lézer; Hz: Herz; J: Joule; TFL: thulium fiber laser; Tm:YAG: túlium:YAG lézer; YAG: yttrium-alumínium-gránát

esetében (50–150 μm) (4), de ott a lézerszál bevezetése problémás lehet annak vékonysága miatt (50 μm -es szál esetében). A Moses-technológia során különleges lézerszálak használatára van szükség (18).

Lézerbeállítások

A felső üregrendszeri kövek endoszkópos eltávolítása során különböző taktikát követhetünk a lézerünk segítségével. Ha a köveket nagyobb darabokra szeretnénk darabolni, fragmentálni, akkor viszonylag alacsony frekvencia (5–15 Hz) mellett magas energiára van szükségünk (0,8–2 J) (8). Természetesen ez a használt lézertől is függ (lásd: 1. táblázat). Ha azonban a követ nem feldarabolni, hanem porítani szeretnénk, akkor magas frekvencia mellett (20–100 Hz) alacsony energiára (0,025–0,5 J) van szükségünk: dusting (4, 8). Ha a fragmentumokat szeretnénk egymással, illetve a lézerszál végével ütköztetni (popcorning), akkor közepes frekvencia mellett (10–20 Hz, TFL esetén 20–50 Hz) közepes energiára (0,5–1,5 J) van szükségünk (9). Ha a popcorning és a dusting kombinálása a cél, akkor szintén közepes energiát (0,5–0,8 J) és közepes frekvenciát (50–100 Hz) kell használnunk (14). Ho:YAG esetében azonos teljesítménynél az alacsony frekvencia/magas energia jobb közúzást eredményezett a magas frekvencia/alacsony energia beállítással szemben (21).

Alapvető szabály, hogy az üréterben 10 W (pl. 10 Hz; 1 J vagy 0,4 J; 25 Hz), a vesében 20 W (pl.: 20 Hz; 1 J vagy 0,4 J; 50 Hz) feletti teljesítményt lehetőleg ne használjunk. A lézerhasználat során egyrészt drasztikusan megemelkedhet a hőmérséklet, másrészt pedig az intrapyelaris nyomás is megnőhet, aminek következtében a folyadék visszaáramolhat a szövetek közé: ez 40 Hgmm fölött következik be (22, 23). Az új, aktív szívásos sheatek és a miniaturizált eszközök (7,5 és már 6,3 Ch-s fURS-ek) sokkal jobb öblítést tesznek lehetővé a felső üregrendszerben, mint a passzív verziók (24). A flexibilis végű sheat felvezethető a vesébe, rá lehet vele fordulni a kőre, és adott esetben a sheat belsejében akár 40 W teljesítménnyel is dolgozhatunk (25). Így meg tudjuk kímélni a vesét, a fragmentumokat a sheat belsejében tudjuk törni, porítani és egyben leszívni is. A sheat belső és külső átmérője, valamint az eszközünk külső átmérője egy további nagyon fontos tényező, amit figyelembe kell vennünk. A fURS-ek munkacsatornájának átmérőjében (3,6 Ch) nincs érdemi különbség a különböző elérhető, egyszer használatos eszközök között, azaz a munkacsatorna egy 6,3 Ch-s és egy 7,5 Ch-s eszköz esetében is hasonló méretű. Azonban

a 6,3-as eszköz esetében az öblítés alacsonyabb hatásfokúnak bizonyult egy *in vitro* kutatás során (26, 27).

A kezelési algoritmus megválasztása során a kezelt kövek típusát, keménységét is célszerű figyelembe venni. Kemény kövek esetén (kalcium-oxalát-monohidrát, kalcium-hidrogén-foszfát [brushit], magas Hounsfield-érték) esetén a fragmentálás utáni pop-dusting ajánlott magasabb energia és alacsonyabb frekvencia mellett: 1,0–1,5 J $\times$ 6–10 Hz, illetve 0,5 J $\times$ 40–80 Hz (28, 29). Puha kövek (húgysav, struvit [magnézium-ammónium-foszfát]) esetében porítás (dusting), vagyis alacsony energia és magas frekvencia ajánlott: 0,5–0,5 J $\times$ 40–70 Hz (28, 30). Nagy méretű vesekövek (>15–20 mm) kezelése céljából pop-dusting megfontolandó közepes energiával és magas frekvenciával: 0,2–0,5 J $\times$ 40–50 Hz, illetve 0,5–0,6 J $\times$ 20–40 Hz (9). Gisztinkövek esetében a kemény kövekhez hasonlóan célszerű eljárni (29). Maga a kőösszetétel is befolyásolja a lézeres kőműtét hatékonyságát (31).

Az egyes lézerbeállítások esetében az anatómiai lokalizációt is figyelembe kell vennünk. Egy impaktált üréterkő esetében figyelniük kell arra, hogy lehetőleg minimális retropulsióval dolgozzunk: 0,8–1,2 J $\times$ 6–10 Hz kiindulásként (28, 30). Továbbá ebben az esetben kerülnünk kell a nagy teljesítmény használatát az esetleges ürétersérülések elkerülése érdekében. Egy kifejezetten tág kehelyben a popcorning sem fog ugyanúgy működni, mint egy szűkebb kehelyben, ahol a fragmentumok könnyebben ütköztethetőek egymással (8).

Összefoglalás

A lézertechnológia fejlődésével a kősebészet ártrendeződése is bekövetkezett. A fURS nagyobb teret nyert az egyéb kőeltávolítási módszerekkel szemben. Nem elegendő azonban az új technikát használni; annak lehetőségeit is ismernünk kell. Tisztában kell lennünk a különböző lézerbeállítási lehetőségekkel ahhoz, hogy még jobb eredményeket tudjunk felmutatni veseköves betegek kezelése során. Alapvetően alacsony energia és magas frekvencia mellett a köveket porítjuk (dusting), magas energia és alacsony frekvencia segítségével pedig daraboljuk (fragmentálás). A kettő közötti beállításokat használva pedig a kődarabokat egymásnak is tudjuk ütköztetni (popcorning), ezzel gyorsítva a közúzást. A lézerbeállításokon túl a használt eszköznek és az anatómiai szituációnak is döntő szerepe van a kőműtét sikerességében.

Rövidítések

Ch: Charrière (1 Ch = 0,33 mm); fURS: flexibilis ureterorenoszkópia; Ho:YAG: holmium:YAG (lézer); Hz: Herz; J: Joule; URS: ureterorenoszkópia; TFL: thulium fiber laser; Tm:YAG: túlium:YAG (lézer); YAG: yttrium-alumínium-gránát; W: Watt

Irodalom

1. Collaborators GBDU. The global, regional, and national burden of urolithiasis in 204 countries and territories, 2000–2021: a systematic ana-

lysis for the Global Burden of Disease Study 2021. *EClinicalMedicine* 2024; 78: 102924.

2. Pearle MS, Matlaga BR, Antonelli JA, Chi T, Hsi RS, Kim SK, et al. Surgical Management of Kidney and Ureteral Stones: AUA Guideline (2026). Part III: Treatment of Patients With Kidney and/or Ureteral Stones and Future Directions. *J Urol* 2026; 215(2): 132–41.
3. Quara A, Bravo-Balado A, Moretto S, Madden A, Zorzi F, Jannello LMI, et al. In vitro ablation rates of Ho:YAG, p-Tm:YAG and TFL lasers. *World J Urol* 2025; 43(1): 685.
4. Traxer O, Keller EX. Thulium fiber laser: the new player for kidney stone treatment? A comparison with Holmium:YAG laser. *World J Urol* 2020; 38(8): 1883–94.
5. Khusid JA, Khargi R, Seiden B, Sadiq AS, Atallah WM, Gupta M. Thulium fiber laser utilization in urological surgery: A narrative review. *Investig Clin Urol* 2021; 62(2): 136–47.
6. Bhardwaj M, Singhal A, Bhardwaj G, Sultan L, Darrad M. Thulium Fiber Laser Versus Pulse-Modulated Holmium:Yttrium Aluminum Garnet (Ho:YAG) Laser for Endoscopic Lithotripsy: A Systematic Review of Clinical Outcomes, Efficiency, and Safety. *Cureus* 2025; 17(11): e97030.
7. Kallidonis P, Spinos T, Guven S, Tatanis V, Peteiniris A, Liatsikos E, et al. Pulsed Thulium: YAG laser for the management of Urolithiasis: a systematic review from the EAU section of endourology. *World J Urol* 2025; 43(1): 118.
8. Aldoukhi AH, Roberts WW, Hall TL, Ghani KR. Holmium Laser Lithotripsy in the New Stone Age: Dust or Bust? *Front Surg* 2017; 4: 57.
9. Aldoukhi AH, Roberts WW, Hall TL, Teichman JMH, Ghani KR. Understanding the Popcorn Effect During Holmium Laser Lithotripsy for Dusting. *Urology* 2018; 122: 52–7.
10. Chen S, Fu N, Cui W, Zhao Z, Luo X. Comparison of stone dusting efficiency when using different energy settings of Holmium: YAG laser for flexible ureteroscopic lithotripsy in the treatment of upper urinary tract calculi. *Urol J* 2019; 17(3): 224–7.
11. Denstedt J, Gabrigna Berto FC. Thulium fiber laser lithotripsy: Is it living up to the hype? *Asian J Urol* 2023; 10(3): 289–97.
12. Hardy LA, Vinnichenko V, Fried NM. High power holmium:YAG versus thulium fiber laser treatment of kidney stones in dusting mode: ablation rate and fragment size studies. *Lasers Surg Med* 2019; 51(6): 522–30.
13. Kwok JL, Ventimiglia E, De Coninck V, Corrales M, Sierra A, Panthier F, et al. Pulsed thulium:YAG laser-ready to dust all urinary stone composition types? Results from a PEARLS analysis. *World J Urol* 2023; 41(10): 2823–31.
14. Tzelves L, Somani B, Berdempes M, Markopoulos T, Skolarikos A. Basic and advanced technological evolution of laser lithotripsy over the past decade: An educational review by the European Society of Urotechnology Section of the European Association of Urology. *Turk J Urol* 2021; 47(3): 183–92.
15. Moretto S, Quara A, Madden A, Cabrera J, Zorzi F, Bravo-Balado A, et al. Evaluating Noise Emissions of Endourological Lasers: A Comparative Analysis of Ho:YAG, Tm:YAG, and Thulium Fiber Laser Systems. *Urology* 2025.
16. Chew BH, Koo KC, Halawani A, Lundeen CJ, Knudsen BE, Molina WR. Comparing dusting and fragmenting efficiency using the new Super-Pulsed thulium fiber laser versus a 120 W Holmium:YAG laser. *Investig Clin Urol* 2023; 64(3): 265–71.
17. Elhilali MM, Badaan S, Ibrahim A, Andonian S. Use of the Moses Technology to Improve Holmium Laser Lithotripsy Outcomes: A Preclinical Study. *J Endourol* 2017; 31(6): 598–604.
18. Yu S, Liu L, Li Y, Zhou L, Chen J, Li H, et al. Flexible ureteroscopic treatment of kidney stones: How do the new laser systems change our concepts? *Asian J Urol* 2024; 11(2): 156–68.
19. Corrales M, Sierra A, Traxer O. Moses and Moses 2.0 for Laser Lithotripsy: Expectations vs. Reality. *J Clin Med* 2022; 11(16): 4828.
20. Sroka R, Pongratz T, Scheib G, Khoder W, Stief CG, Herrmann T, et al. Impact of pulse duration on Ho:YAG laser lithotripsy: treatment aspects on the single-pulse level. *World J Urol* 2015; 33(4): 479–85.
21. Kronenberg P, Traxer O. In vitro fragmentation efficiency of holmium: yttrium-aluminum-garnet (YAG) laser lithotripsy—a comprehensive study encompassing different frequencies, pulse energies, total power levels and laser fibre diameters. *BJU Int* 2014; 114(2): 261–7.
22. Jung H, Osther PJ. Intraluminal pressure profiles during flexible ureterorenoscopy. *Springerplus* 2015; 4: 373.
23. Gupta K, Connors C, Savin Z, Lundon D, Khargi R, Durbhakula V, et al. Laser Lithotripsy Induces Dose-Dependent Temperature Elevation During Retrograde Intrarenal Surgery. *J Endourol* 2026; 40(1): 17–25.
24. Sathish V. The Role of Suction in Ureteroscopy: A Narrative Review. *Cureus* 2025; 17(11): e98074.
25. Peteiniris A, Pagonis K, Vagionis A, Adamou C, Tsaturyan A, Ballesta Martinez B, et al. What is the impact of pulse modulation technology, laser settings and intraoperative irrigation conditions on the irrigation fluid temperature during flexible ureteroscopy? An in vivo experiment using artificial stones. *World J Urol* 2022; 40(7): 1853–8.
26. Vaccaro C, Lorusso V, Palmisano F, Rosso M, Nicola M, Granata AM, et al. Single-Use Flexible Ureteroscopes: How Difficult Is It Today to Stay Up to Date? A Pictorial Review of Instruments Available in Europe in 2023. *J Clin Med* 2023; 12(24): 7648.
27. Tsaturyan A, Musayelyan A, Grigoryan H, Fanarjyan S, Grabsky A, Muradyan A, et al. Size matters: not all scopes are created equal! A flow rate reality check for single-use flexible ureteroscopes. *World J Urol* 2026; 44(1): 332.
28. Matlaga BR, Chew B, Eisner B, Humphreys M, Knudsen B, Krambeck A, et al. Ureteroscopic Laser Lithotripsy: A Review of Dusting vs Fragmentation with Extraction. *J Endourol* 2018; 32(1): 1–6.
29. Zeinelabden KM, El-Shazly M, Elsheerif E, Kandeel H, Aziz M. The optimal Holmium laser settings for disintegration of cystine and calcium oxalate monohydrate stones: In vitro study. *Arab J Urol* 2024; 22(3): 138–44.
30. Li R, Ruckle D, Keheila M, Maldonado J, Lightfoot M, Alsyouf M, et al. High-Frequency Dusting Versus Conventional Holmium Laser Lithotripsy for Intrarenal and Ureteral Calculi. *J Endourol* 2017; 31(3): 272–7.
31. Otsuki H, Yoshioka T, Shimizu T, Nakanishi Y, Fujio K, Murao W, et al. Calcium Phosphate Composition Affects Ureteroscopic Laser Lithotripsy. *Acta Med Okayama* 2016; 70(1): 25–9.