

Laser v endourologii

MUDr. Jan Pokorný¹, MUDr. Oto Köhler, CSc.¹, prof. MUDr. Tomáš Hanuš, DrSc.²

¹Urologické oddělení ÚVN Praha

²Urologická klinika 1. LF UK a VFN

Použití laseru v medicíně a zejména v urologii představuje efektivní alternativu klasicky používaných přístupů. Laser lze s výhodou použít i při minimálně invazivní léčbě afekcí urogenitálního traktu. Přínos pro intrakorporální litotripsii je nesporný, stejnou efektivitu vykazuje při ablacii, resekci a incizi měkkých tkání při celkově menším riziku perioperační morbidit. V současné době se zdá pro kombinované použití v urologii nejlepší Ho:YAG laser, perspektivní se jeví použití Er:YAG a Tm:YAG laseru. Autoři v článku přináší přehled současných laserových aplikací v endourologii.

Klíčová slova: laser, endourologie, Nd:YAG laser, KTP laser, Ho:YAG laser, Er:YAG laser, laserová litotripse, HoLEP, HoLRP, TURP, VLAP, LITT, fotodynamická terapie.

Laser in endourology

The laser surgery is superior to conventional treatment of more and more medical disorders. It is very suitable for minimal invasive equipment use. The intracorporal laser lithotripsy is commonly used as a treatment of urinary calculi. The urothelial and prostate tissue incision, resection and ablation are effective and less risky. The Ho:YAG laser can be considered as the most adapted world wide equipment in urology. The Er:YAG laser is a somewhat recent addition, Tm:YAG is under research.

Key words: laser, endourology, Nd:YAG laser, KTP laser, Ho:YAG laser, Er:YAG laser, laser lithotripsy, HoLEP, HoLRP, TUR-P, VLAP, LITT, photodynamic therapy.

Endoskopie, 2008; 17(3–4): 74–79

Úvod

Laser je neodmyslitelnou součástí technologií současnosti, medicínu nevyjímá. Snaha o minimalizaci chirurgických přístupů vede k nutnosti používání efektivního a vysoce účinného instrumentária. Zavedení laseru do léčby umožnilo posun ve prospěch minimálně invazivních přístupů, dále zvýšení efektivity a bezpečnosti stávajících endoskopických procedur. Po zavedení vysokovýkonných KTP a Ho:YAG laserů do komerční výroby geometricky stoupá počet center, která se věnují laserové endourologii.

Historie

Základní teorii „Stimulované emise záření“ patentoval již v roce 1916 Albert Einstein. Prokázal, že zacílením světelného záření, jehož fotony mají dostatečnou energii umožňující přesun elektronů, na atom v excitovaném stavu bude to tento atom stimulovat k přechodu do stavu s nižší energií a tím dojde ke stimulované emisi fotonů. První funkční laser v historii na bázi rubínového krystalu byl sestaven roku 1960 Maimanem v USA. V následujících letech byly sestaveny soupravy argonového, Nd:YAG a polovodičových laserů. Průkopníkem využití laseru v medicíně byl L'Esperance, který roku 1963 začal používat rubínový laser u pacientů s diabetickou retinopatií. Roku 1966 byl Parsonsem

poprvé experimentálně použil rubínový laser na psím měchýři.

Princip laseru

Laser je zkratka z anglického „Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation“, přeloženo do češtiny „zesílení světelného paprsku stimulovanou emisí záření“. Principiálně se jedná o úzký světelný svazek koherentního a monochromatického elektromagnetického vlnění, opticky vnímaného jako světelný paprsek. Laser je tvořen výbojkou, aktivním médiem a rezonátorem. Výbojka dodává energii do aktivního média, kde energeticky vybudí elektrony atomů ze své základní energetické hladiny do vyšší energetické hladiny, čímž dojde k tzv. excitaci. Při opětovném přestupu elektronů na svou základní energetickou hladinu dochází k emisi kvanta energie ve formě fotonů. Tyto fotony dále stimulují další přestupy elektronů atomů aktivního média a dochází k řetězové reakci a spuštění tzv. stimulované emise fotonů se stejnou frekvencí a fází. Rezonátor, ve kterém je umístěno aktivní médium, je zjednodušeně řečeno tvořen dvěma zrcadly, z nichž jedno je nepropustné, plně odrazové a druhé polopropustné. Opakovaným odrazem paprsků v rezonátoru a jejich opakovaným průchodem aktivním médiem dochází k další emisi fotonu a exponenciálnímu zesilování paprsku. Ten opouští rezonátor průchodem přes

polopropustné zrcadlo jako úzký světelný svazek o vysoké energii. Existují různé typy aktivního média, kterým je u plynových laserů plyn nebo směs plynů, u pevnolátkových monokrystaly, u diodových laserů polovodiče. Dále jím mohou být organická barviva, případně volné elektrony. Každý typ laseru emituje fotony o jiné vlnové délce, která dává danému paprsku specifické vlastnosti.

Patofyziologie účinku laseru

Účinek laseru na tkáň je dán kombinací specifických vlastností laserového paprsku, které

Obrázek 1. Konstrukce laseru



jsou definovány jeho vlnovou délkou a vlastními vlastnostmi tkáně, jako je její hustota, obsah vody a pigmentů. Každá molekula absorbuje záření o specifické vlnové délce, např. hemoglobin 600 nm, voda 2950 nm. Průnik laserového záření do tkáně by byl v indiferentních podmínkách přímo úměrný vlnové délce, v praxi však bývá výrazně modifikován právě vlastnostmi tkáně a jeho absorpcí ve vodě. Interakční mechanismus s ozařovanou tkání může být následující: fotochemický, fototermální, fotoablativní a fotoplazmatiký.

Fotochemický mechanismus účinku se uplatňuje u laserového záření s nízkou hustotou výkonu $0,1\text{--}10\text{ W/cm}^2$. Dochází zde k chemickým reakcím na makromolekulární úrovni. Využití nachází při fotodynamické terapii. Efekt lze zvýšit dodáním specifickému markeru do tkáně, např. proteinu, který po interakci s patologickou afekcí absorbuje záření pouze o určité vlnové délce. Tímto způsobem pak dochází k cílené destrukci předem označené tkáně.

Fototermický mechanismus je typický pro lasery o hustotách výkonu v rozsahu $10^1\text{--}10^6\text{ W/cm}^2$. Principiálně dochází k tomu, že se absorbovaná světelná energie přemění na energii tepelnou. Denaturace bílkovin nastává při 42°C , koagulace cévy při 70°C , buněčná dehydratace a koagulace při 100°C , karbonizace tkáně při 250°C a vaporizace při 300°C .

Fotoablativní mechanismus je proces, při kterém dochází k přímému rozpadu molekulárních vazeb pomocí vysoce energetických fotonů. Plošné hustoty výkonů se pohybují v řádech $10^7\text{--}10^{10}\text{ W/cm}^2$. Takový laser může být použit k incisi a ablací tkáně.

Fotoplazmatiký mechanismus se uplatňuje při hustotách výkonu nad 10^{11} W/cm^2 . Dopadem vysoce energetických fotonů na povrch tkáně dochází k uvolnění velkého množství elektronů, čímž vzniká plazma, která přímým kontaktem s tkání vytváří rázovou vlnu, jejíž absorpcí dochází k disrupci tkáně. Tento mechanismus se uplatňuje hlavně při účinku na tkáně o velké hustotě, jako jsou např. močové konkrementy a prakticky zejména při litotripsi.

Některé typy laserů při různém nastavení výkonu a frekvence záření kombinují více interakčních mechanismů. Takové přístroje jsou pak použitelné na měkkou tkáň i litiasu.

Typy laserů

Lasery lze rozdělit dle skupenství aktivního média na pevnolátkové, kapalně, plynové a polovodičové.

Rubínový laser

Rubínový laser byl první funkční laser v historii a také první laser, který se dočkal klinického použití v medicíně, konkrétně v oftalmologii. Léta byl také jediným typem laseru používaným v chirurgii a ostatních operačních oborech včetně urologie. Jedná se o pevnolátkový laser, kde aktivním prostředím je krystal rubínu (Al_2O_3). Přístroj generuje záření v červené části spektra viditelného světla o vlnové délce 695 nm, které je vysoce absorbováno melaninem. Klinicky je tento laser použitelný při litotripsi a ablací měkkých tkání. Je ale méně efektivní než jiné dnes dostupné lasery. Používá se stále k odstraňování kožních lézí.

CO_2 laser

Tento laserový systém byl sestaven v roce 1964 a stále patří mezi nejrozšířenější. Jedná se o plynový laser, kde je aktivním prostředím oxid uhličitý, často v kombinaci s Neonem a Heliem v různém poměru, který emituje záření v ultrafialové části spektra o vlnové délce 10,6 nm. Jeho záření je vysoce absorbováno vodou, proniká do hloubky menší než 1 mm. V chirurgii ho lze použít ke koagulaci cév do průměru 0,5 mm. Jeho nevýhodou je tvorba povrchové karbonizované vrstvy, která brání účinku na hlouběji ležící tkáň. Klinicky ho lze využít při laparoskopické koagulaci tkáně. Dnes se používá převážně v korektivní dermatologii.

Argonový laser

Patří také mezi nejstarší laserové systémy, používá se od roku 1964. Největšího rozšíření doznal v léčbě diabetické retinopatie. Tento plynový laser s aktivním prostředím kationu Argonu, emituje záření v modro-zelené části spektra o vlnové délce 488 až 514 nm. Snadno penetruje tkáň do hloubky 1–2 mm, lze ho použít k endoskopické vaporizaci a koagulaci měkkých tkání. Jeho výhodou je možnost flexibilního vlnovodu a tedy použití i u flexibilních přístrojů. Použití v urologii je limitované.

Nd: YAG laser

První demonstrován roku 1964, dnes v medicíně nejrozšířenější laser, používá se zejména v oftalmologii, stomatologii, korektivní dermatologii a plastické chirurgii. V urologii je na ústupu. Tento pevnolátkový laser, kde je aktivním prostředím krystal Yttrium-Aluminium-Garnetu, což je syntetická náhražka diamantu s vysokou lomivostí, se zdrojovým prvkem Neodymem, generuje paprsek blízký infračervené části spektra o vlnové délce 1064 nm. Jeho záření je málo absorbováno

vodou, krví a tkáňovými proteiny, má tedy poměrně vysoký průnik do tkání (3–5 mm), dobře koaguluje cévy do průměru 5 mm. Jeho hlavním použitím v urologii je intrakorporální litropse, i když byly publikovány práce, které ukazují jeho limitovaný efekt na cystinovou litíazu. Nevýhodou je méně cílené a precizní použití na měkké tkáně s termickou alterací okolních struktur. Výhodou jsou nízké pořizovací náklady.

KTP laser

Nejvíce používaný laser v urologii co do počtu provedených výkonů. Je známý také jako „Zelený laser“. Jedná se o pevnolátkový laser, který emituje záření o vlnové délce 532 nm. Aktivním prostředím je zde také Nd:YAG krystal, jehož paprsek je modifikován dalším průchodem přes Kalium-Titanyl-Fosfátový krystal, který vlnovou délku zkracuje na polovinu a zdvojnásobuje jeho frekvenci. Díky kratší vlnové délce a větší absorpci hemoglobinem je jeho průnik do tkání zhruba poloviční (1–2 mm). Endoskopické využití je možné při incisi, resekci, ablací, koagulaci a vaporizaci měkkých tkání. Nevýhodou je tvorba karbonizované vrstvy.

Barvivové lasery

Aktivní prostředí je zde kapalně, používají se různá barviva, v medicíně nejčastěji Kumarin. Emituje paprsek v zelené části spektra o vlnové délce 504 nm. Jeho výhodou je možná změna vlastností výměnou barviva aktivního prostředí. Lze ho použít k intrakorporální litotripsi, ablací cévních lézí nebo fotodynamické léčbě.

Alexandritový laser

Jedná se o pevnolátkový laser s krystalem Alexandritu (BeAl_2O_4) emitující záření o vlnové délce 700–830 nm. Jeho záření je absorbováno melaninem, proto je jeho eventuelní použití limitováno pouze na endoskopickou litotripsi pigmentových konkrementů. Klinicky se používá hlavně v dermatologii k depilaci.

Polovodičové (diodové) lasery

Technologicky také jeden z nejstarších typů laserů, používaný od roku 1962. Používá se zejména v průmyslových technologiích, v medicíně ve stomatologii a dermatologii. Jeho paprsek vzniká emisí z LED diod (Light-Emitting Diodes) a dále jeho odrazem mezi zrcadly rezonátoru. Vlastnosti dané vlnovou délkou jsou variabilní s ohledem na použitý polovodič. V klinické medicínské praxi se nejčastěji používá polovodič o složení GaAlAs, který emituje záření o vlnové délce 805 nm. Takový laser způsobuje hyper-

termii tkáně a denaturaci bílkovin. V urologii lze využít jeho termický účinek na tkáň prostaty, kdy dochází ke zmenšení objemu žlázy při intersticiálním zavedení. Výhodou jsou nízké pořizovací náklady.

Dusíkový laser

Plynový laser emitující záření o vlnové délce v ultrafialové části spektra 337 nm, který je experimentálně využíván k diagnostice uroteliálních karcinomů a jiných slizničních tumorů díky jejich autofluorescenci při ozáření. Terapeutické použití je limitované.

Ho:YAG laser

V současné době zlatý standard v urologii, ale i v dalších chirurgických oborech. Jedná se o pevnolátkový laser s aktivním prostředím na bázi krystalu Yttrium-Aluminium-Garnetu dopovaný Holmiem. Obdobně jako Nd:YAG laser může být klinicky využíván k intrakorporální litotripsi všech druhů konkrementů, při vyšší frekvenci a výkonu k řezu, ablací a vaporizaci měkkých tkání. Jeho paprsek v infračervené oblasti spektra o vlnové délce 2 150 nm je vysoce absorbován ve vodě. Výhodou je minimální destrukce a nekróza okolních tkání termickým efektem, kam zasahuje pouze v řádu mikrometrů. Další výhodou je možnost přenosu záření flexibilním vodičem, což z něj dělá ideální laser pro kombinované použití v endourologii. Při experimentu prokázal fragmentaci konkrementů na menší úlomky než Nd:YAG laser. Jedinou nevýhodou dnes představují relativně vy-

soké pořizovací náklady. Ty lze snížit zakoupením méně výkonného přístroje použitelného pouze pro litotripsi.

Er:YAG laser

Laser nejnovější generace, klinicky používán pouze experimentálně s očekávaným perspektivním využitím zejména v urologii, stomatologii a ortopedii. Je dalším ze skupiny pevnolátkových laserů s aktivním prostředím na základě YAG krystalu se zdrojovým prvkem Erbium. Emituje infračervené záření o vlnové délce 2 940 nm, které je maximálně absorbováno vodou. Díky minimálnímu průniku do okolních struktur pouze v řádu nanometrů umožňuje více precizní řez než Ho:YAG laser. Dle nejnovějších analýz vykazuje i vyšší účinnost pro litotripsi při stejné energii, zejména calcium-oxalátových konkrementů. Jediným limitem je stále omezená flexibilita vlnovodu a vysoké pořizovací náklady. Po dořešení technických problémů a zahájení komerční výroby je možné očekávat jeho rozšíření.

Tm:YAG laser

Recentně patentovaný pevnolátkový YAG laser se zdrojovým prvkem Thuliem generuje záření o vlnové délce 2 020 nm. V současné době je experimentálně testován, předpokládají se obdobné a lepší vlastnosti než u Er:YAG laseru a tedy i stejné použití.

Klinické využití laseru v endourologii

Diagnostické použití

Laserem indukovaná autofluorescence uroteliálních tumorů a dalších epiteliálních afekcí je v současné době studována a testována jako více senzitivní diagnostická metoda než klasická fotodynamická endoskopie. Principem je navo-

zení excitace atomů tkáně přestupem elektronů do hladin vyšší energie a následnou deexcitací provázenou emisí fotonů a fluorescencí. V takové aplikaci je experimentálně používán dusíkový laser. Fluorescenci lze dále zvýraznit za použití markerů, např. proteinů, které po adhezi na patologickou tkáň absorbují ve větší míře monochromatické záření o určité předem známé vlnové délce. Dle typu markeru lze použít různé typy laserů. Nejčastěji se využívá ultrafialové a modro-zelené záření. Zvýšením energie lze docílit i cílené destrukce předem označené patologické tkáně.

Laserová litotripse

Laserová intrakorporální litotripse je celosvětově nejvíce rozšířenou chirurgickou léčbou urolitiázy. V kombinaci s extrakorporální litotripsí snížila provádění otevřených procedur na minimum. Laserovou energii je možné aplikovat díky flexibilním vlnovodům retrogradně i antegradně. Uplatňuje se zde fotoplazmatický mechanismus účinku. Po dopadu záření na konkrement vznikají bublinky plazmy, která tvorbou rázové vlny desintegruje matrix konkrementu. Laserová litotripse se ukázala jako účinnější než elektrohydraulická a ultrazvuková litotripse.

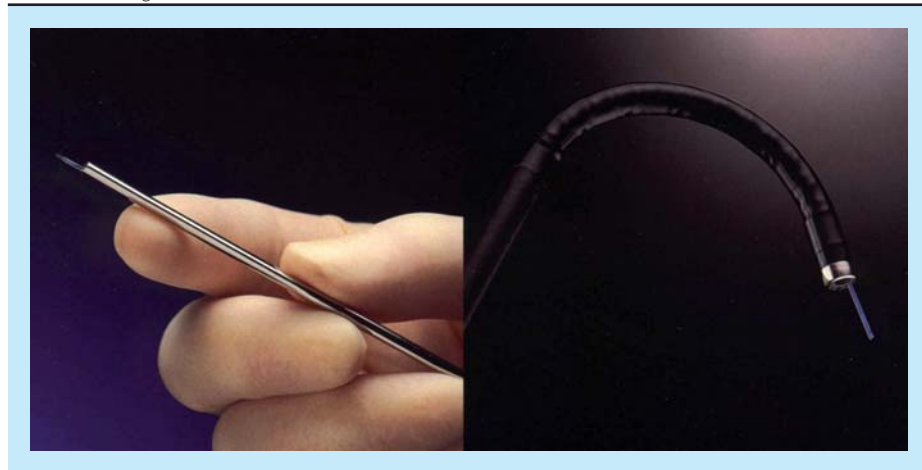
První publikovaná intrakorporální laserová litotripse byla provedena roku 1980 v USA za použití Kumarinového laseru přímým kontaktem optického vlákna vedeného endoskopem a konkrementu. Barvivové lasery je možné použít k desintegraci všech druhů litiázy mimo cystinové, která neabsorbuje jejich záření. Použití rubínového laseru se ukázalo jako nepraktické pro malou účinnost a termický efekt na okolní struktury.

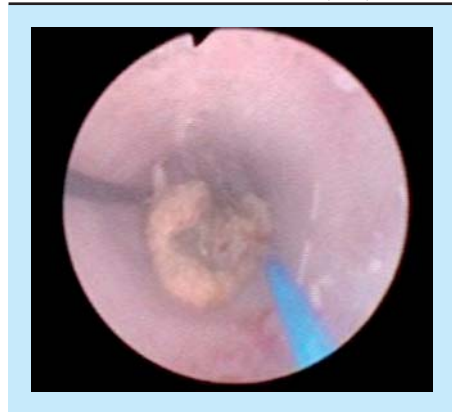
Alexandritový laser, poprvé klinicky prezentován v roce 1991, byl úspěšně použit při fragmentaci pigmentovaných konkrementů.

Obrázek 2. Ho:YAG Laser Coherent Versa Pulse PowerSuite



Obrázek 3. Rigidní a flexibilní laserové vlákno



Obrázek 4. Ho:YAG laserová litotripse při URS

Vyazuje však pouze omezený efekt na nepigmentovanou litiázu.

V devadesátých letech minulého století se k litotripsii začal používat Nd:YAG laser. Jeho výhodou je možné flexibilní vedení paprsku. Je efektivní pro desintegraci všech druhů kalkulů, některé práce však poukazují na jeho omezený efekt na cystinovou litiázu. Nd:YAG laser byl překonán zavedením Ho:YAG laseru. Srovnávací studie prokázaly vyšší efektivitu Ho:YAG laseru, zejména na kalcium-oxalátovou litiázu, dále fragmentaci na menší partikule. Anihilace záření ve vodě vede k minimálnímu riziku poškození okolních orgánů perforací. Výhodou je možné zavedení flexibilním endoskopem. Recentně provedené in vitro analýzy ukazují vyšší účinnost Er:YAG laseru při litotripsii než Ho:YAG laseru při stejném výkonu s tvorbou menších fragmentů. Dnes je dále předmětem zájmu zkoumání efektivita Tm:YAG laseru, přesná data zatím nejsou k dispozici. Předpokládá se obdobná účinnost jako u Er:YAG laseru. Pro Er:YAG a Tm:YAG laser neexistují v současnosti komerční soupravy registrované pro klinické použití.

Laserová léčba BPH

Léčba benigní hyperplazie prostaty i s ohledem na její stoupající incidenci v EU i USA prošla v posledním desetiletí revolucí. Snaha o větší efektivnost terapie a snížení perioperační morbididy přinesla pokusy o zavedení laseru. Mechanismus účinku laseru na tkáň prostaty je termický a ablativní. Koagulace tkáně nastává při 100 °C, vaporizace při 300 °C.

Nd:YAG laser byl první široce nabízený laser pro ablaci prostaty od počátku devadesátých let minulého století. Metoda vizuální laserové ablace prostaty (VLAP) spočívá v ablaci prostaty na čísle 2, 4, 8 a 10 přiložením laserového vlákna a bezkontaktní aplikací 60 W po dobu 60 sekund. Jiní autoři doporučovali ablaci na č. 3, 6, 9 a 12. Zpočátku optimistické výsledky ve zlepšení

Obrázek 5. Experimentální litotripse

pooperačního IPSS skóre a uroflow parametrů ve srovnání s TURP nebyly při dlouhodobém sledování potvrzeny. Po výkonu byla zaznamenána vyšší přítomnost iritativních symptomů a prolongované pooperační retence. Výhodou metody byla nižší perioperační morbidita, zejména hematurie. Rizikem může být poškození okolních struktur při nesprávné aplikaci paprsku s ohledem na relativně velký průnik energie do tkání.

Použití KTP laseru pro vaporizaci prostaty při BPH vykazuje signifikantně nižší procento závažné hematurie a nutnosti pooperačních krevních převodů než při TURP, dále možnost použití šetrnější anestezie, kratší dobu katetrizace a kratší dobu hospitalizace. Nevýhodou představuje cena přístroje a nemožnost odběru tkáně na histologické vyšetření a tedy vyšší potřebu předoperačních biopsií prostaty. Někteří oponenti také poukazují na menší objem odstraněné tkáně ve srovnání s TURP. Zlepšení IPSS a uroflow parametrů vychází srovnatelně s TURP. Publikováno bylo odstranění až 136 ml objemu žlázy během 99 minut.

Komerční zavedení Ho:YAG laseru znamenalo průlom do léčby BPH. Výhodou je vedení precizní incise za pomoci vodícího paprsku, minimální termické poškození okolních tkání při výrazně lepší koagulaci. Použití Ho:YAG laseru umožňuje provedení transuretrální incise (Ho-TUI), resekce (HoLPR) a enukleace prostaty (HoLEP) bez limitu objemem žlázy. Enukleace se provádí postupně po lalocích. Prostaty o objemu větším než 80–100 ml je možné tímto způsobem enukleovat bez nutnosti suprapubického řezu a vesikotomie. Dlouhodobé výsledky jsou srovnatelné s TURP. Výhodou oproti předchozím laserovým metodám je získání materiálu na histologické vyšetření, nevýhodou HoLEP je nutnost následné morcelace laloků prostaty intravezikálně, což zvyšuje riziko perforace močového měchýře.

Použití Er:YAG a Tm:YAG laseru u resekce a enukleace prostaty je předmětem bádání, experimentálně bylo prokázáno, že použitím těch-

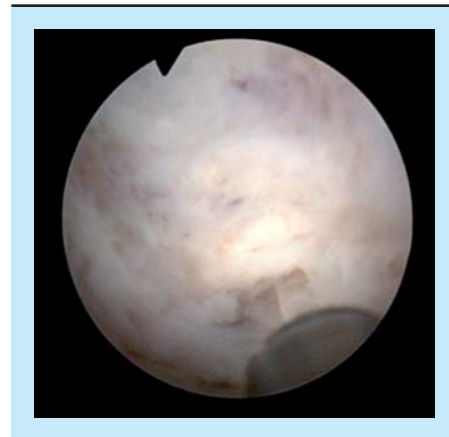
to laserů lze provést více precizní řez s řádově menší alterací okolních tkání.

Úhrnem lze říci, že laserové prostatektomie mají stejná indikační kritéria a stejné dlouhodobé funkční výsledky jako TURP či klasická transvezikální prostatektomie. Výhodou je neomezení objemem prostaty v případě endoskopické operace, nižší riziko TUR syndromu, menší nutnost analgezie a nižší riziko závažné hematurie. Některé práce dokonce uvádějí, že chronické užívání antikoagulantů není kontraindikací pro laserovou terapii. Nevýhodou je absence histologického preparátu u některých typů výkonů, vyšší pořizovací náklady, u HoLEP nutnost morcelace tkáně a dlouhá perioda zácvičku a vyšší riziko prolongované pooperační močové retence u VLAP.

Specifickou laserovou léčbou je intersticiální léčba BPH diodovým laserem. Transuretrálně nebo transperineálně je zavedeno laserové vlákno do intersticia prostaty. Působením laseru termickým mechanismem dochází k denaturaci bílkovin a vzniku koagulační nekrozy a tím k fokusovému zmenšení žlázy. Tato metoda je vhodná pro polymorbidní pacienty, provedení je možné v lokální anestezii.

Léčba uroteliálních malignit

K minimálně invazivní ablaci tumorů horních cest močových a močového měchýře přispělo zlepšení endoskopického instrumentária a ta-

Obrázek 6. HoLEP

Obrázek 7. Ho:YAG laserová resekce a vaporizace uroteliálního tumoru močového měchýře



ké zavedení laseru. V této indikaci je možné k ablaci tumorů použít Nd:YAG a Ho:YAG laser. Ho:YAG je více cílený, méně poškozuje okolní tkáň termickým efektem a minimalizuje riziko perforace orgánu. Má ale menší koagulační efekt ve srovnání s Nd:YAG. Obdobné vlastnosti v experimentu na tkáni ureteru vykazuje Er:YAG a Tm:YAG s menším průnikem energie do okolí. Použitím flexibilních endoskopů je možné ošetření i tumorů kalikopánvičkového systému. Větší a papilární tumory je možné resekovat, menší a plošné vaporizovat. S ohledem na minimální možnost radikálního ošetření afekce je vhodné tuto metodu rezervovat pro povrchové tumory o nízkém grade. Rekurence tumorů horních cest močových je popisována v rozmezí 30–35 %, u tumorů močového měchýře je procento stejné jako klasické transuretrální resekce. Případy komplikace výkonu perforací ureteru nebo měchýře byly publikovány, ojediněle i perforace střeva při ablaci tumoru ve vertexu močového měchýře. Riziko perforace močového měchýře je celkově signifikantně nižší než při klasické TUR. Ablaci uroteliálních tumorů lze kombinovat s fotodynamickou laserovou léčbou.

Laserová laparoskopická parciální nefrektomie

Ho:YAG laserem je možné při nastavení vyššího výkonu a frekvence alternativně provést laparoskopickou parciální nefrektomii jako orgán zachovný výkon pro tumor ledviny. Vláknem se zavádí dutým nástrojem přes trokar. Ho:YAG laserem je možné provést precizní incizi tkáně ledviny a zároveň lepší koagulaci spodiny než při použití klasické elektrokoagulace. Nd:YAG laserem je možné provést následnou koagulaci resekční plochy po provedení resekce elektrokoagulací. Předmětem zkoumání je účinek Er:YAG a Tm:YAG laseru. Zde lze predikovat lepší řez, ale horší koagulační vlastnosti.

Intersticiální ablace renálního karcinomu (LITT)

U pacientů s tumorem ledviny kontraindikovaných k chirurgickému výkonu je možné provést perkutánní laserovou intersticiální ablací jako alternativu radiofrekvenční ablaci (RFA) nebo kryoablaci. Jedná se o CT/MRI navigovanou metodu s možným peroperačním posouzením efektu. Stejným způsobem byla publikována i destrukce jaterních metastáz. Rizikem zůstává neúplné zničení ložiska a progresse onemocnění, proto ji nelze považovat za onkologicky radikální. K této léčbě lze použít diodové lasery, mechanismus účinku je shodný jako u intersticiální léčby prostaty denaturací bílkovin a koagulační nekrozou přímým termickým efektem.

Laserová terapie striktury uretry

K endoskopické léčbě striktury uretry a zadní chlopně uretry lze jako alternativu klasických metod použít i incisi nebo ablaci striktury Nd:YAG, KTP a Ho:YAG laserem. Nejvýhodnější se jeví použití Ho:YAG laseru s ohledem na minimální alteraci okolních tkání. Procento restriktury je identické jako v případě použití studeného nože. K definitivnímu zhodnocení bude třeba vyčkat dalších srovnání, publikované soubory zahrnují malé množství nemocných a krátký čas sledování. S ohledem na řádově nižší průnik energie do hlubších vrstev tkáně se jeví jako perspektivní použití Er:YAG laseru. Tm:YAG laser nebyl v této indikaci zatím zkoušen.

Laserová endoskopická léčba uroteliální striktury

Léčba striktur močovodu představuje frustrující téma pro všechny urology s ohledem na vysoké procento neúspěchu. Alternativou klasické resekce nebo incise striktury je la-

serová incise Nd:YAG nebo Ho:YAG laserem. Dlouhodobě dobré funkční výsledky byly publikovány u 50–60 % nemocných po tomii striktury Ho:YAG laserem. V případě retrográdní nebo antegrádní endopyelotomie Ho:YAG laserem pro obstrukci ureteropelvickejunkce je dosahováno při dlouhodobém sledování funkčního zlepšení u 60–73 % nemocných, u 10–15 % dochází k paradoxnímu zhoršení, způsobenému fibrózou tkáně po ozáření. Nepříznivý faktor pro dobrý funkční výsledek je křížící céva. Výhodou oproti řezu studeným nožem je současná koagulace incidované tkáně. Perspektivní se zdá použití Er:YAG laseru, Nd:YAG laser je méně vhodný.

Souhrnem lze konstatovat, že pro incisi měkkých tkání lze použít Ho:YAG, Nd:YAG a KTP laser, experimentálně Er:YAG a Tm:YAG laser. Resekci a ablaci měkkých tkání (prostata, uroteliální tumor) lze provést Ho:YAG, Nd:YAG, KTP, CO₂ a diodovým laserem. Pro litotripsi je vhodný Ho:YAG, Nd:YAG, barvivový a alexandritový laser, experimentálně lepších výsledků bylo dosaženo Er:YAG laserem. K intersticiální léčbě se používá diodových laserů, pro autofluorescenci dusíkový laser. Komerční přístroje pro intrakorporální použití Er:YAG a Tm:YAG laseru zatím nejsou k dispozici. Rubínový laser je v dnešní době již obsolentní.

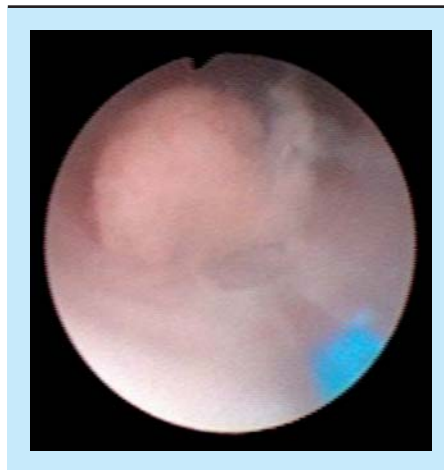
Závěr

Laserová terapie urologických afekcí přináší nové a zejména méně invazivní možnosti léčby. Použití laseru vykazuje stejnou a v některých aplikacích vyšší efektivitu než konvenční metody, snižuje riziko perioperační a v některých případech i pooperační morbidit. Nevýhodou je vysoká cena některých přístrojů a u některých zákroků relativně dlouhá perioda zácvičku. Celkově nejvhodnějším a univerzálním pro klinické použití v urologii se jeví Ho:YAG laser. Po dořešení technických problémů s vlnovodem a zahájení komerční výroby lze předpokládat širší zavedení Er:YAG přístrojů.

Literatura

1. Grasso M. Lasers in Urology, E-medicine, 2008.
2. Manyk MJ, Warner JW. Lasers in Urologic Surgery, Glenn's Urologic Surgery, 2004.
3. Pokorný J, Köhler O, Koranda P, Jelínková H, Němec M, Fibrich M. Perspektivy endoskopické laserové litotripse v urologii, Czech Urol 2008; 2.
4. Fried NM. Potential applications of the erbium: YAG laser in endourology, J Endourol. 2001; 15(9): 889–894.
5. Di Grazia E, Nicolosi D. Ureteroscopic Laser Endopyelotomy in Secondary UPJ Obstruction after Pyeloplasty Failure, Urol Int 2005; 75: 333–336.
6. Matin SF, Yost A, Strem SB. Ureteroscopic Laser Endopyelotomy, Journal of Endourology, 2003; 17(6): 401–404.

Obrázek 8. HoYAG laserová resekce tumoru ureteru



7. Gdor Y, Gabr AH, Faerber GJ, Roberts WW, Wolf JS. Success of Laser Endoureterotomy of Ureteral Strictures Associated with Ureteral Stones Is Related to Stone Impaction, Journal of Endourology, 2008; 22(11): 2507–2512.
8. Cowles RS. VLAP: Results immediately post-op, Lasers in Surgery 1995; 5: 309–315.
9. Dvořáček J, Babjuk M. Onkourologie. Praha: Galén, 2005.
10. Matsuoka K, Lida S, Inoue M, Yoshii S, Arai K, Tomiyasu K, Noda S. Endoscopic lithotripsy with the holmium:YAG laser, Lasers Surg Med. 1999; 25(5): 389–395.
11. Lee H, Kang HW, Teichman JM, Oh J, Welch AJ. Urinary calculus fragmentation during Ho:YAG and Er:YAG lithotripsy, Lasers Surg Med. 2006; 38(1): 39–51.
12. Teichman JM, Chan KF, Cecconi PP, Corbin NS, Kamerer AD, Glickman RD, Welch AJ. Erbium:YAG versus Holmium:YAG lithotripsy, J. Urol. 2001; 165(3), 876–879.
13. Marguet CG, Sung JC, Springhart WP, L'Esperance JQ, Zhou S, Zhong P, et al. In vitro comparison of stone retropulsion and fragmentation of the frequency doubled, double pulse Nd:YAG laser and the holmium:YAG laser. J Urol. May 2005; 173(5): 1797–1800.
14. Razvi HA, Denstedt JD, Chun SS, Sales JL. Intracorporeal lithotripsy with the holmium:YAG laser. J Urol. Sep 1996; 156(3): 912–914.
15. Perkas I. Ablation of urethral strictures using contact chisel crystal firing neodymium:YAG laser. J Urol. Mar 1997; 157(3): 809–813.
16. Malek RS, Kuntzman RS, Barrett DM. Photoselective potassium-titanyl-phosphate laser vaporization of the benign obstructive prostate: observations on long-term outcomes. J Urol. Oct 2005; 174(4 Pt 1): 1344–1348.
17. Pierre SA, Albala DM. The future of lasers in urology, World J Urol. 2007; 25(3): 275–283.
18. Marks AJ, Teichman JM. Lasers in clinical urology: state of the art and new horizons. World J Urol. 2007; 25(3): 227–233.
19. Fried NM. Theraoeutic applications of lasers in urology: an update. Expert Rev Med Devices. 2006; 3(1): 81–94.
20. <http://cs.wikipedia.org/wiki/Laser>.

MUDr. Jan Pokorný
Urologické oddělení ÚVN
U vojenské nemocnice 1200,
169 00 Praha 6
jan.pokorny@uvn.cz

