



Lasery při výkonech v ambulantní a klinické praxi

David Slouka at al.



Kniha vychází pod záštitou Fakultní nemocnice v Plzni
a Lékařské fakulty University Karlovy v Plzni



Lasery při výkonech v ambulantní a klinické praxi

Editor:

MUDr. David Slouka, Ph.D., ORL klinika FN a LF UK Plzeň, slouka@fnplzen.cz

Autoři:

MUDr. David Slouka, Ph.D., ORL klinika FN a LF UK Plzeň, slouka@fnplzen.cz

ing. Martin Levý, Grane s.r.o., martin.levy@grane.cz

MUDr. Štěpán Rusňák, Ph.D., Oční klinika FN a LF UK Plzeň, rusnak@fnplzen.cz

Doc. MUDr. Tomáš Fikrle, Ph.D., Dermatovenerologická klinika FN a LF UK Plzeň, fikrle@fnplzen.cz

Doc. MUDr. Pavel Poleník, CSc., Stomatologická klinika FN a LF UK Plzeň, polenik@fnplzen.cz

Doc. MUDr. Josef Vodička, Ph.D., Chirurgická klinika FN a LF UK Plzeň, vodicka@fnplzen.cz

MUDr. David Šmíd, Chirurgická klinika FN a LF UK Plzeň, smidd@fnplzen.cz

MUDr. Petr Novák, Chirurgická klinika FN a LF UK Plzeň, novak@fnplzen.cz

MUDr. Jiří Moláček, Ph.D., Chirurgická klinika FN a LF UK Plzeň, molacek@fnplzen.cz

MUDr. Viktor Eret, Ph.D., Urologická klinika FN a LF UK Plzeň, eretu@fnplzen.cz

MUDr. Petr Stránský, Urologická klinika FN a LF UK Plzeň, stranskyp@fnplzen.cz

MUDr. Olga Dolejšová, Urologická klinika FN a LF UK Plzeň, dolejsovao@fnplzen.cz

prof. MUDr. Milan Hora, Ph.D., MBA, Urologická klinika FN a LF UK Plzeň, horam@fnplzen.cz

prof. MUDr. Leoš Navrátil, CSc., Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva, ČVUT,
leos.navratil@fbmi.cvut.cz

prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc., Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva, ČVUT,
ivan.dylevsky@fbmi.cvut.cz

MUDr. Jana Landsmanová, Gynekologicko-porodnická klinika FN a LF UK Plzeň, landsmanovaj@fnplzen.cz

Doc. MUDr. Zdeněk Novotný, CSc., Gynekologicko-porodnická klinika FN a LF UK Plzeň, novotny@fnplzen.cz

Doc. MUDr. Martina Vašáková, Ph.D., Pneumologická klinika Thomayerova nemocnice a 1.LF UK Praha,
martina.vasakova@ftn.cz

PhDr. Mgr. Jiří Frei, Ph.D., Fakulta zdravotnických studií, Západočeská univerzita v Plzni, frei@fzs.zcu.cz

Prof. Dr. Ing. Josef Kott, DrSc., Fakulta zdravotnických studií, Západočeská univerzita v Plzni,
joskott@fzs.zcu.cz

Recenze:

Prof. ing. Zdeněk Vostracký, Dr.Sc., dr.h.c.

Doc. MUDr. Jaroslav Slípka, CSc.

Poděkování

Chtěl bych poděkovat své rodině za trpělivost a podporu.

Rád bych zde též poděkoval Doc. MUDr. Jaroslavu Slípkovi, CSc., za pomoc, za lidsky laskavý přístup a podporu celé mé práce.

Další mé velké poděkování patří všem spoluautorům.

Euroverlag, s.r.o.
David Slouka et al.
Obrázky dodali autoři se souhlasem pacientů.
Cover design

Vydal: Euroverlag, s.r.o., Plzeň
Sazba:
Tisk:

Všechna práva vyhrazena.

Poznátky a fakta uvedená v textu odpovídají dle autorů aktuálním poznatkům v době přípravy knihy. Přesto nelze vyloučit změnu poznatků či zajistit jejich úplnou bezchybnost, proto jsou vyloučeny jakékoliv nároky na náhrady na škody přímé i nepřímé.

V textu nejsou použity názvy firem, produktů apod., které mohou být ochrannými nebo registrovanými ochrannými známkami.

Tato publikace ani žádná její část nesmí být reprodukována, uchovávána v rešeršním systému nebo přenášena jakýmkoli způsobem (včetně mechanického, elektronického, fotografického či jiného záznamu) bez písemného souhlasu autorů.

Copyright © authors, 2015

ISBN XXX-XX-XXXX-XXX-X

Předmluva

Téma laserů používaných v medicíně je velice široké. Shrnutí všech známých poznatků by vydalo na knihu s několika tisíci stranami. V dnešní době toto téma nelze kompletně postihnout vlastními poznatky a výzkumy. Naše patnáctileté zkušenosti v práci s lasery jsme se pokusili shrnout v této publikaci. S žádostí o pomoc s vypracováním jsme se ve speciální části v daných oborech obrátili na přední české lékaře s širokými zkušenostmi z oblasti laserové medicíny. V knize jsme se snažili zpracovat současné teoretické poznatky a použití laserů ve všech oborech, v nichž si podle našeho názoru vydobily své místo. Tyto přístroje umožňují nové pracovní postupy, zvyšují úroveň poskytované medicínské péče, snižují invazivitu pracovních postupů a zvyšují bezpečnost terapeutických výkonů.

Doufáme, že kniha poslouží široké medicínské veřejnosti k poodkrytí tajemství, které se skrývá za slovem "laserová technologie". Dále bychom rádi, aby kniha byla návodem či inspirací, jak rozšířit praxi lékařů o další pracovní postupy přinášející profit jejich pacientům nejen na klinických pracovištích, ale i v ambulantní sféře. Zejména v ambulantní medicíně může být laser přístrojem, jenž svou bezpečností a jednoduchostí v použití výrazně rozšíří možnosti léčebných postupů, které dříve byly doménou pouze pracovišť s lůžkovým fondem. Trend jednodenní chirurgie a ambulantní medicíny je dnes fenoménem, který nelze zastavit, a je zaváděn s cílem urychlení stonání, zlepšení komfortu či hojení, což je ve prospěch pacienta. V neposlední řadě doufáme, že kniha může pomoci studentům lékařských i nelékařských zdravotnických směrů ve výběru oboru, kterému se plánují věnovat a možnost použití laserů v jejich očích vybraný obor učiní ještě atraktivnějším.

Medicína dnešní doby je plná sofistikovaných přístrojů. Asi bychom těžko hledali obor, ve kterém by nešlo lasery použít. Při používání všech medicínských přístrojů však musíme myslet na jejich smyslnost pro pacienta. Posouzení této otázky vždy zůstane úlohou ošetřujícího lékaře.

Klíčová slova: laser - oftalmologie - dermatologie - otorinolaryngologie - stomatologie - chirurgie - urologie - gynekologie - fyzioterapie - pneumologie - ochrana zdraví

Introduction

The term laser medicine is very broad. A summary of all that is known on this subject would fill a several thousand-page book. Today it is difficult to completely cover this topic with our own research and findings. We have tried to summarize our fifteen years of experience in working with lasers in this publication. We asked leading Czech physicians with extensive experience with lasers to cover their respective medical specialities. We have attempted to monitor the current theoretical knowledge in all fields where - in our view - lasers have found their place as instruments enabling new work approaches, improving the level of healthcare, minimizing the invasiveness of procedures and increasing the safety of therapeutic treatments.

It is our hope that the publication will serve those in the medical profession to reveal the technological secret that is hidden behind the term "laser", which is for many people something like magic. We would also like the book to serve as an inspiration and as a manual for physicians both in outpatient and inpatient facilities to expand their working approaches and thus bring new benefits to their patients. Especially in outpatient procedures the safe and simple use of lasers has significantly expanded the possibilities of medical procedures that were previously the domain of inpatient facilities with beds. Today's trend of "one day surgery" and outpatient medicine is a phenomenon that can not be stopped and that is being implemented with the aim of accelerating treatment, improving comfort and healing, bringing clear benefits for patients. Finally, we hope that the book can help medical students or those in other areas of healthcare in the selection of their study field, wherein the possibility of dedication to the use of lasers makes that field even more appealing.

Medicine today is full of sophisticated equipment. It is hard to find a speciality in which the use of lasers is not an option. When using any medical instrument, we must think about how useful it is to the patient. Consideration of this question will always remain the task of the treating physician.

Keywords: Laser - Ophthalmology - Dermatology - Otorinolaryngology - Dentistry - Surgery - Urology - Gynaecology - Physiotherapy - Pneumology - Health

Obsah

Poděkování	
Předmluva	
Introduction	
Přehled použitých symbolů a zkratek	
Laser – technologie a principy	
Použití světla v medicíně	
Historie vývoje laseru	
Charakteristika laseru a princip laseru	
Interakce laserového záření s tkání	
Typy terapeutických laserů nejčastěji používaných v medicíně	
Literatura	
Miniinvazivní medicína a laser	
Miniinvazivní medicína	
“One day surgery”	
Použití laseru v medicíně	
Lasery v oftalmologii	
Historický vývoj laserů v oftalmologii	
Lasery v oftalmologii – rozdělení podle účinků na tkáň	
Využití laserů v oftalmologické diagnostice	
Laserová oftalmochirurgie	
Literatura	
Lasery v dermatologii	
Historický vývoj laserů v dermatologii	
Lasery používané v dermatologii	
Biostimulační lasery	
Vysokovýkonné lasery	
Literatura	
Lasery v otorinolaryngologii	
Historický vývoj laserů v otorinolaryngologii	
Použití laseru v otorinolaryngologii	
Literatura	
Lasery ve stomatologii	
Historický vývoj laserů v stomatologii	
Použití laseru v stomatologii	
Diagnostika	
Preparace tvrdých tkání	
Preparace měkkých tkání	
Aplikace laseru (fototerapie)	
Ostatní aplikace	
Literatura	

Lasery v chirurgii	
Vývoj laserů v chirurgii	
Využití laseru v hrudní chirurgii	
Laser v cévní chirurgii	
Laserová terapie varixů dolních končetin	
Laser v proktologii	
Pilondální sinus a využití laseru	
Literatura	
Lasery v urologii	
Historický vývoj laserů v urologii	
Laser v léčbě benigního zvětšení prostaty	
Laser v léčbě nádorů močového měchýře	
Laser v laparoskopii, laserová intersticiální ablace nádorů ledvin	
Laserová endoureterotomie a endopyelotomie	
Využití laserů v léčbě urolitiázy a tumorů horních cest močových	
Laser u karcinomu penisu	
Literatura	
Lasery ve fyzioterapii	
Biologické účinky laseru	
Hight Intensity Laser Therapy	
Indikace při léčbě pohybového aparátu	
MLS laserová terapie	
Závěr	
Literatura	
Lasery v gynekologii	
Historický vývoj laserů v gynekologii	
Použití laseru v gynekologii	
Použití laseru v porodnictví	
Literatura	
Lasery v pneumologii – zakrýt oči	
Historie použití laserů v pneumologii. Technické a biologické vlastnosti používaných laserů	
Lasery v pneumologii dnes	
Literatura	
Bezpečnost práce a ochrana zdraví při práci s laserem	
Legislativa pro práci s laserovým zářením	
Klasifikace laserů do tříd	
Sekundární rizika	
Literatura	

Přehled použitých symbolů a zkratk

Alexandrite - pevnolátkový laser, aktivní médium krystal alexandritu, vlnová délka 755 nm

ADP/ATP - adenosindifosfát/adenosintrifosfát

Argon - plynový laser, aktivní médium argon, vlnové délky obvykle 488 a 514 nm

BPE - benigního zvětšení prostaty

c - rychlost světla ve vakuu; 299 792 458 m/sc

cAMP - cyklický adenosinmonofosfát

CLAP - kontaktní laserová ablace prostaty

CIS - carcinoma in situ

CO2 laser - plynový laser, aktivní médium plyn CO2, vlnová délka 10600 nm

CT - počítačová tomografie

cw - kontinuální

DHE - dihematoporfyrin

DNA - deoxyribonukleová kyselina

DUSG - duplexní ultrasonografické vyšetření

E - energie (J)

Er,Cr:YSGG laser - laser s patentovaným chlazením cílové tkáně vodou a vzduchem, aktivní médium erbiem a chromem dopovaný krystal yttrium-scandium-gallium-granát, 2780 nm

Er:YAG laser - erbiový laser, aktivní médium erbiem dopovaný krystal yttrium-hliník-granát, vlnová délka 2940 nm

ET kanyla - endotracheální kanyla

EVL - endovenous laser treatment

Excimer ArF, KrCl, KrF, XeCl - plynové excimerové lasery, vlnové délky 193 nm, 223 nm, 248 nm, respektive 308 nm

FFFT - syndrom fetu-fetální transfúze

GaAs - diodový laser na bázi polovodičového přechodu galia a arzenu, emitující světlo v blízké infračervené oblasti spektra 904 nm

GaAlAs - diodový laser bázi polovodičového přechodu galia, hliníku a arzenu, emitující světlo v blízké infračervené oblasti spektra, vlnová délka 780, 820 a 870 nm

h - Planckova konstanta; $6,62606896 \times 10^{-34}$ J . s

HAL - hemoroidální arteriální ligace

HALO - hemoroidální arteriální laserová okluze

HeNe - plynový laser, aktivní médium směs plynů helium a neon, vlnová délka 633nm

HILT - vysokovýkonná laserová terapie

Ho:YAG laser - holmiový laser, aktivní médium holmiem dopovaný krystal yttrium-hliník-garnát, vlnová délka 2100 nm

HoLAP - holmium laserová ablace prostaty

HoLEP - holmium laserová enukleace prostaty

HoLRP - holmium laserová resekce prostaty

ILC - intersticiální laserová koagulace

KTP - pevnolátkový laser, aktivní médium krystal KTiOP04, v kombinaci s Nd:YAG laserem emituje světlo vlnové délky 532 nm

LANAP - Laser Assisted New Attachment Procedure

LAPN - Laser Assisted partial nephrectomy

LAUP - Laser Assisted UvuloPalatoplasty

LBO - LBO: Nd:YAG - krystalický laser, aktivní médium lithium borid: Nd:YAG, vlnová délka 532 nm

LEP - laserová endopyelotomie

LLLT - Low Level Laser Therapy

LNSRP - laser asistovaná laparoskopická nervy šetřící radikální prostatektomie

LREU - laserová retrográdní endoureterotomie

MLS - Multiwave Locked System

MR - magnetická rezonance

Nd:YAG - krystalický laser, aktivní médium neodymem dopovaný krystal yttrium-hliník-garnát, vlnová délka 1064 nm

Nd:YAP - krystalický laser, aktivní médium neodymem dopovaný krystal yttrium-hliník-fosfor, vlnová délka 1080 a 1341 nm

Nd:YVO4 - pevnolátkový laser, aktivní médium neodymem dopovaný krystal yttrium-ortho-vanadičtý, v kombinaci nelineární optickou soustavou emitující vlnovou délku 532 nm

NOTES - Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery

PDL - pulsní barvivový laser

PeIN - penilní intraepitelilální neoplazie

PTD - fotodynamická terapie

PUJ - obstrukce pelviureterické junkce

OCT - optická koherentní tomografie

ORL - otorinolaryngologie

Obr. - obrázek

Ruby - pevnolátkový laser, aktivní médium krystal rubínu, chromem dopovaný Al2O3, vlnová délka 694 nm

SILS - Single Incision Laparoscopic Surgery

Tab. - tabulka

ThuVAP - Tm: YAG vaporizace prostaty

ThuVARP - Tm: YAG vaporesekce prostaty

ThuVEP - Tm: YAG vapoenukleace prostaty

ThuLEP - Tm: YAG enukleace prostaty

Ti:Sapphire - pevnolátkový laser, aktivní médium titanem dopovaný krystal safíru, vlnová délka laditelná v rozsahu 650–1100 nm

TURP - transuretrální resekce prostaty

TUR-T - transuretrální resekce tumoru močového měchýře

TVPE - otevřená transvesikální prostatektomie

λ - vlnová délka (m)

VLAP - vizuální laserová ablace prostaty

VSM - vena saphena magna

VSP - vena saphena parva

Laser

MUDr. David Slouka Ph.D.,
ORL klinika FN a LF UK Plzeň, slouka@fnplzen.cz

Mgr. Martin Levý,
Grane s.r.o., martin.levy@grane.cz

Použití světla v medicíně

Během posledních více než padesáti let přešly lasery z oblasti spekulací do každodenní vědecky ověřené reality. Nicméně využití světla v medicíně má velmi dlouhou historii. Již ve starověkém Egyptě před 6000 lety si všimli a využívali terapeutických vlastností světla. V Evropě během vrcholu průmyslové revoluce chrlily továrny takové množství kouře, že způsobilo odfiltrování některých užitečných složek slunečního záření. Výrazný útlum ultrafialového záření způsoboval u lidí deficit vápníku, který vedl např. k rachitidě. V té době bylo zjištěno, že sluneční záření pomáhá zmírňovat příznaky některých nemocí. Na přelomu 19. a 20. století použil dánský vědec Nils Finsen vodou ochlazený křemíkový filtr k extrakci ultrafialové složky ze slunečního záření nebo ze záření výbojkové trubice k léčbě vitiliga a lupenky. Finsenova práce je významná v tom, že byl poprvé k terapeutickým účelům použit umělý zdroj světla. Finsenově práci předcházela ještě objev fotochemické reakce Raabem a Von Tappeinerem.

Historie vývoje laseru

Teoretické základy pro pozdější vynález laseru položil počátkem 20. století Albert Einstein. V roce 1905 publikoval několik významných prací, z nichž práce o fotoelektrickém jevu mu v roce 1921 přinesla Nobelovu cenu za fyziku. V této práci Einstein popsal, že světlo může způsobit uvolnění elektronů z povrchu kovů a prokázal, že světlo lze popsat jako částice, zvané fotony.

V roce 1924 navázal indický fyzik Satyendra Nath Bose na práci Max Placka o fotonech a vyprovokoval Einsteina k publikaci dalších dvou prací, jejichž klíčovým poznatkem je, že fotony – na rozdíl od elektronů – okupují stejnou energetickou hladinu. Fotony patří mezi elementární částice zvané bosony a jejich chování popisuje Boseho – Einsteinovo rozdělení. Einsteinův model pracoval s velkými soubory excitovaných atomů. Tyto excitované atomy mohou při návratu do základního stavu spontánně emitovat foton o charakteristické vlnové délce. Pokud takový foton proletí v blízkosti dalšího stejně excitovaného atomu, může stimulovat tento atom k vyzáření fotonu, který je s přilétajícím fotonem identický. Tento násobící proces byl nazván zesilováním světla pomocí stimulované emise záření, v anglickém originále Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, zkráceně LASER. Nicméně identické atomy v základním stavu však také mohou fotony absorbovat. Ve stavu termodynamické rovnováhy je vždy více elektronů v nižších než ve vyšších energetických hladinách. Proto je pravděpodobnost absorpce mnohem vyšší než zesilování. Pro zesilování je tedy potřeba mít více atomů v excitovaném než v základním stavu. Takový stav, kterému se říká inverze populace, lze navodit dodáním energie (např. elektrické, světelné, chemické apod.) do systému.

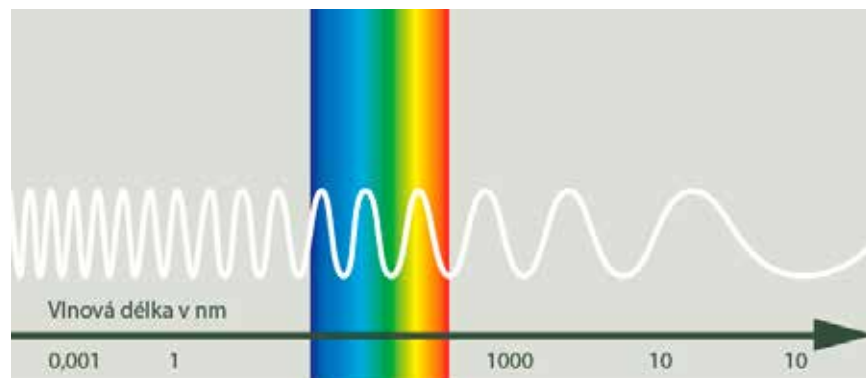
Princip stimulované emise byl poprvé experimentálně demonstrován v roce 1954 u mikrovln v zařízení zvaném MASER (Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation), za který obdrželi Townes, Basov a Prochorov Nobelovu cenu za fyziku. Možnost rozšíření tohoto jevu i do oblasti viditelné a infračervené části spektra postulovali v roce 1958 američtí fyzici Townes a Schawlow.

První funkční laser zkonstruoval v roce 1960 kanadský vědec Theodor Maiman. Použil krystal rubínu, který byl obklopen výbojkami pro dodání energie k vytvoření inverze populace. Červené světlo tohoto laseru o vlnové délce 694 nm je emitováno atomy chromu, který je obsažen jako nečistota v krystalu Al_2O_3 . Ještě ve stejném roce zkonstruoval Javan plynový He-Ne laser a epocha laserů byla odstartována. Nd:YAG laser sestavil Johnson v roce 1961, argonový laser Bennet se svým týmem v roce 1962 a CO_2 laser zkonstruoval Patel v roce 1964. Následovaly různé typy pevnolátkových laserů, vlnová délka nově zkonstruovaných laserů se posouvala směrem k ultrafialové oblasti spektra, což umožnilo ionizaci a rozbití cílových molekul. Potenciál využití laserů v medicíně byl intenzivně zkoumán od samého začátku laserové epochy.

Již v prosinci roku 1961 byl poprvé využit prototyp rubínového laseru v humánní medicíně k destrukci tumoru retiny. Poté následoval prudký rozvoj laserové techniky v medicíně díky Leonu Goldmanovi, který založil laboratoř pro využití laseru v medicíně v Cincinnati (USA) v roce 1962 a propracoval techniku CO_2 laseru. Mezi první aplikace pulzního laseru patřila středoušní dutina a labyrint vnitřního ucha. Geza Jako studoval problematiku vlivu laserové energie na hlasivky. V roce 1967 Polanyi použil CO_2 laser na sliznici hrtanu u kadaverů. Svého širšího použití se laser dočkal poté, když byla v roce 1972 zhotovena první flexibilní světlovodivá vlákna. S jejich pomocí mohl být energeticky bohatý laserový paprsek zaveden do dutých orgánů a různých tělních dutin. Tím byl umožněn rozvoj použití laseru při endoskopických výkonech. Beamis a Shapshay využili v roce 1984 pevnolátkový Nd:YAG laser k léčbě maligních a vaskulárních tumorů tracheobronchiálního stromu.

Charakteristika a princip laseru

Konstrukce laserů může nabývat širokou řadu forem od laserů velikosti fotbalového hřiště po zcela nepatrnou tečku viditelnou mikroskopem, nicméně princip laseru je vždy stejný. Světlo představuje optický zdroj elektromagnetické vlnění (obr.1.3.1).



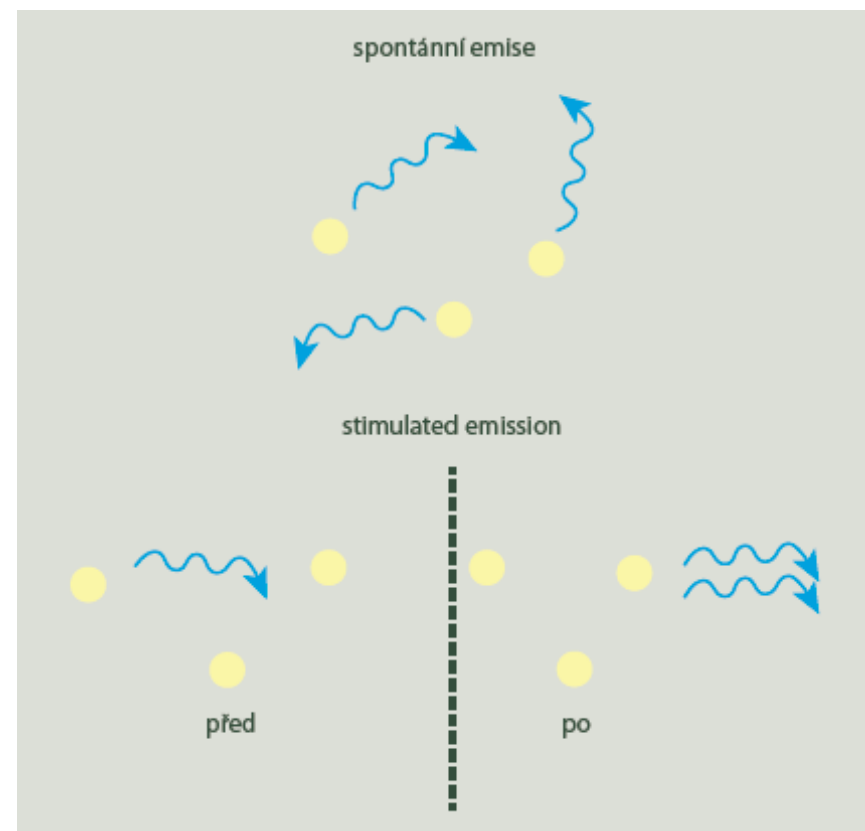
Obr. 1.3.1 - Elektromagnetické spektrum

Všechny zdroje světla převádějí nějakým způsobem dodávanou vstupní energii na světlo. V případě laseru může mít vstupní energie, nebo také čerpání, mnoho různých podob, nejčastěji však ve formě optické nebo elektrické energie. Zdrojem optického čerpání může být dokonce i jiný laser.

U běžných nekoherentních zdrojů světla (jako je např. žárovka ap.) vstupní energie excituje atom, který následně nahodile vyzáří jeden foton podle dané statistické pravděpodobnosti. Takto dochází k vyzáření do všech směrů v určitém rozsahu vlnových délek a bez jakéhokoli vzájemného vztahu mezi jednotlivými fotony. Tento jev se nazývá spontánní emise.

Jak předpověděl Einstein, mohou excitované atomy převést svou energii na světlo i jevem, který se nazývá stimulovaná emise. V takovém případě excitovaný atom nejprve spontánně vyzáří jeden foton.

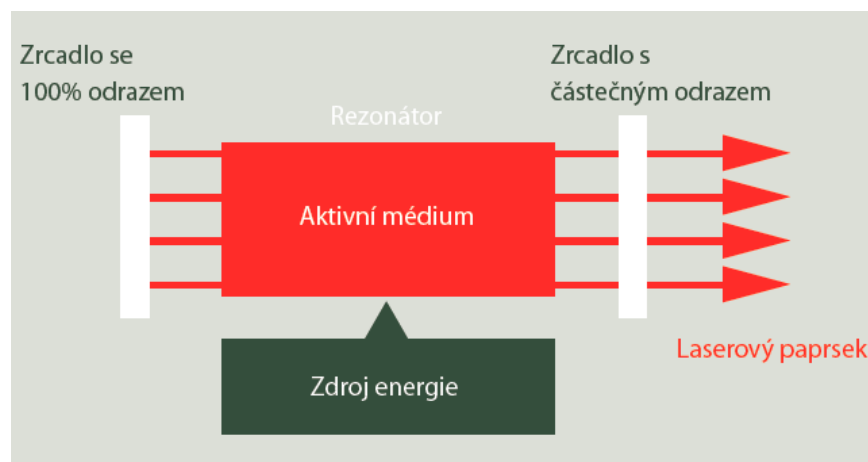
V okamžiku, kdy se tento foton přiblíží k dalšímu excitovanému atomu, vyzáří tento atom druhý foton (obr. 1.3.2).



Obr. 1.3.2 - Spontánní emise, stimulovaná emise

Tento jev má dvě důležité vlastnosti. První je multiplikace, tj. z jednoho fotonu se stanou dva. Pokud tyto dva fotony dorazí k dalším dvěma excitovaným atomům, získáme celkem čtyři fotony a tak bychom mohli pokračovat. Druhou podstatnou vlastností je, že tyto dva fotony mají naprosto stejné vlastnosti, tj. vlnovou délku, směr, fázi a polarizaci. Schopnost zesilovat světlo se nazývá optický zisk. Postupem času byla objevena řada materiálů pevného, kapalného i plynného skupenství, ve kterých lze tento zisk realizovat.

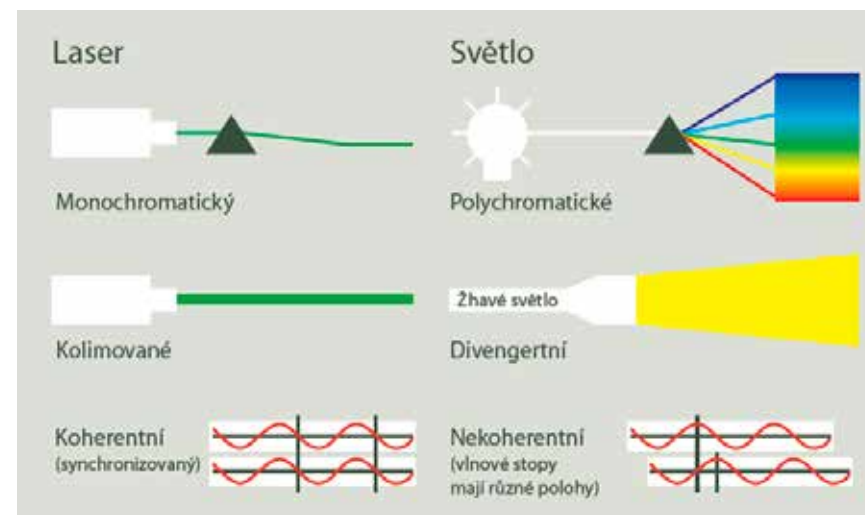
Srdcem laserového systému je laserová kavitita neboli rezonátor. Rezonátor určuje specifickou osu s velmi vysokým optickým ziskem, která je i směrem šíření paprsku. Tato osa je obvykle definována dvěma způsoby. Tvar laseru zajišťuje, že aktivní médium je delší podél jedné osy, často ve tvaru dlouhého tenkého válce (to je typický tvar pro plynové lasery). Ještě lepším příkladem je extrémně dlouhá osa aktivního média u vláknového laseru. Pro získání dostatečného zisku podél této osy je třeba použít v rezonátoru zrcadla (obr. 1.3.3).



Obr. 1.3.3 - Obecné schéma laseru

Nejjednodušší rezonátor tvoří dvě zrcadla. Jedno zrcadlo se 100% odrazem a druhé s odrazivostí, která se může pohybovat v rozmezí 50–99%. Světlo probíhá tam a zpět mezi těmito dvěma zrcadly a při každém průchodu aktivním médiem nabírá na intenzitě. Jelikož část světla odchází z rezonátoru ven přes částečně propustné zrcadlo, dojde v rezonátoru rychle k vytvoření rovnovážného stavu. Světlo odcházející ven z rezonátoru tvoří výstupní laserový svazek.

U ideálního laseru jsou všechny fotony vystupujícího paprsku identické s příznačnými vlastnostmi, kterými jsou směrovost (kolimace), monochromaticnost, koherence a jas (obr. 1.3.4).



Obr. 1.3.4 - Základní vlastnosti laseru (srovnání s běžným zdrojem světla)

Monochromaticnost - energie fotonu určuje jeho vlnovou délku podle vztahu $E = hc/\lambda$, kde c je rychlost světla ve vakuu, h je Planckova konstanta a λ je vlnová délka. V ideálním případě laser emituje všechny fotony o stejné energii a tudíž se stejnou vlnovou délkou, tedy monochromatické záření. Mnoho aplikací laserů je závislé na monochromaticnosti, např. různé tkáňové chromofory pohlcují rozdílně různé vlnové délky, v telekomunikacích umožňují různé vlnové délky přenášení více datových toků jedním vláknem apod.

Koherence - kromě stejné vlnové délky mají fotony vyzařované laserem i stejnou fázi. V ideálním případě laser funguje jako jedna dlouhá spojitá intenzivní světelná vlna. To umožňuje vytvořit řadu aplikací na bázi optické interference. Např. povrchy přesných čoček nebo zrcadel se měří laserovými interferometry, v medicíně využívá tohoto jevu optická koherentní tomografie. Koherentní laserový svazek tak funguje jako velmi přesné pravítko, kde vlnová délka světla má funkci délkové jednotky.

Směrovost (kolimace) a intenzita - na pohled nejzřejmějším rozdílem mezi laserovým a běžným zdrojem světla je, že laserové světlo se šíří jedním směrem jako velmi jasný paprsek. Intenzita světla je definována jako množství světla vycházejícího ze zdroje na jednotku plochy. Protože fotony vycházející z laseru mají identické vektorové vlastnosti, chovají se jakoby vycházely z jednoho bodu v prostoru. Ideální laser tak funguje jako skutečný bodový zdroj o extrémně vysoké intenzitě.

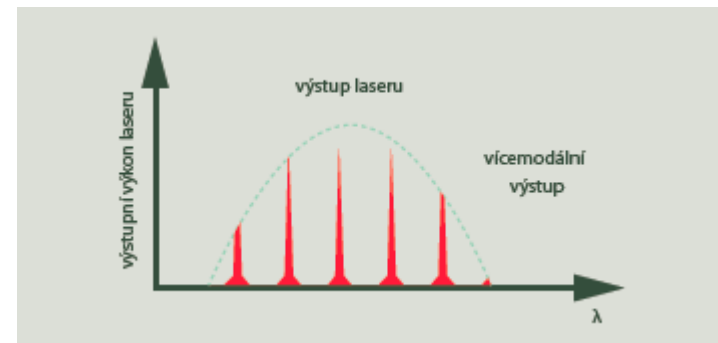
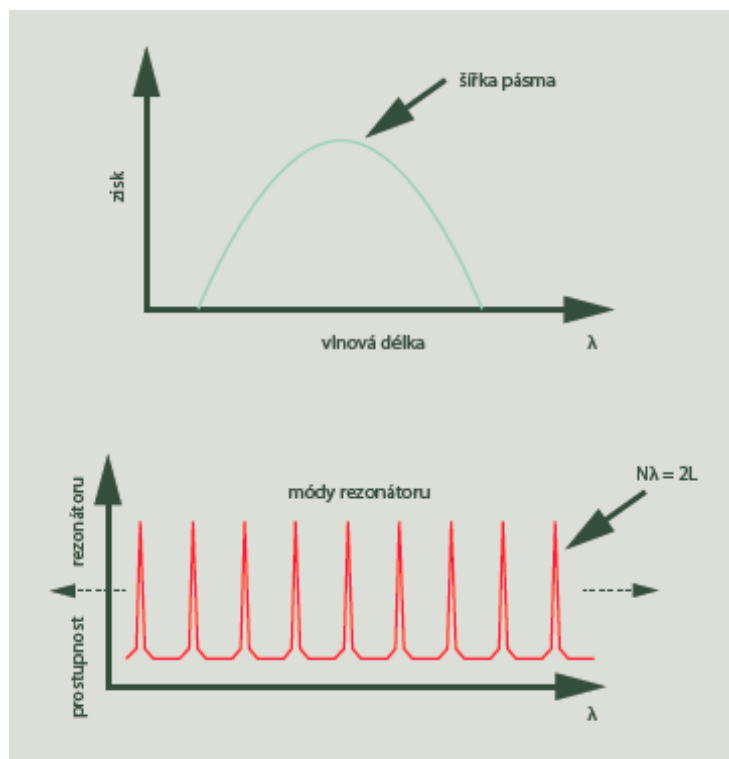
Výsledkem kombinace směrovosti a intenzity je, že laserový paprsek lze přenášet na velké vzdálenosti a lze jej zaostřit do velmi malého bodu. V ideálním případě je divergence kolimovaného paprsku nebo velikost fokusovaného bodu omezena difrakcí, jakožto nevyhnutelnou vlastností světla.

Lasery je možné rozdělit do tří hlavních kategorií: kontinuální (cw), pulzní a extrémně rychlé.

Kontinuální lasery

Jak již název naznačuje, kontinuální lasery generují spojitý nepřerušovaný výstupní svazek. Vlnová délka, na které k vyzařování dochází, je určena třemi faktory: šířkou spektrálního pásma aktivního média, spektrálními vlastnostmi optiky rezonátoru a podélnými módy rezonátoru.

Ve skutečnosti má mnoho materiálů, které tvoří aktivní médium, více vlnových délek, na nichž může dojít k vyzařování. Také řada dalších faktorů, jako např. Dopplerův jev u pohyblivých atomů plynu, má za následek rozšíření pásma vlnových délek.



Obr. 1.3.5 - Rezonátor podporuje pouze vlnové délky, které splňují podmínku rezonance $N\lambda = 2L$ (délka rezonátoru). Výstup z kontinuálního laseru je určen překrytím křivky spektrální šířky pásma aktivního média a rezonančními módy rezonátoru

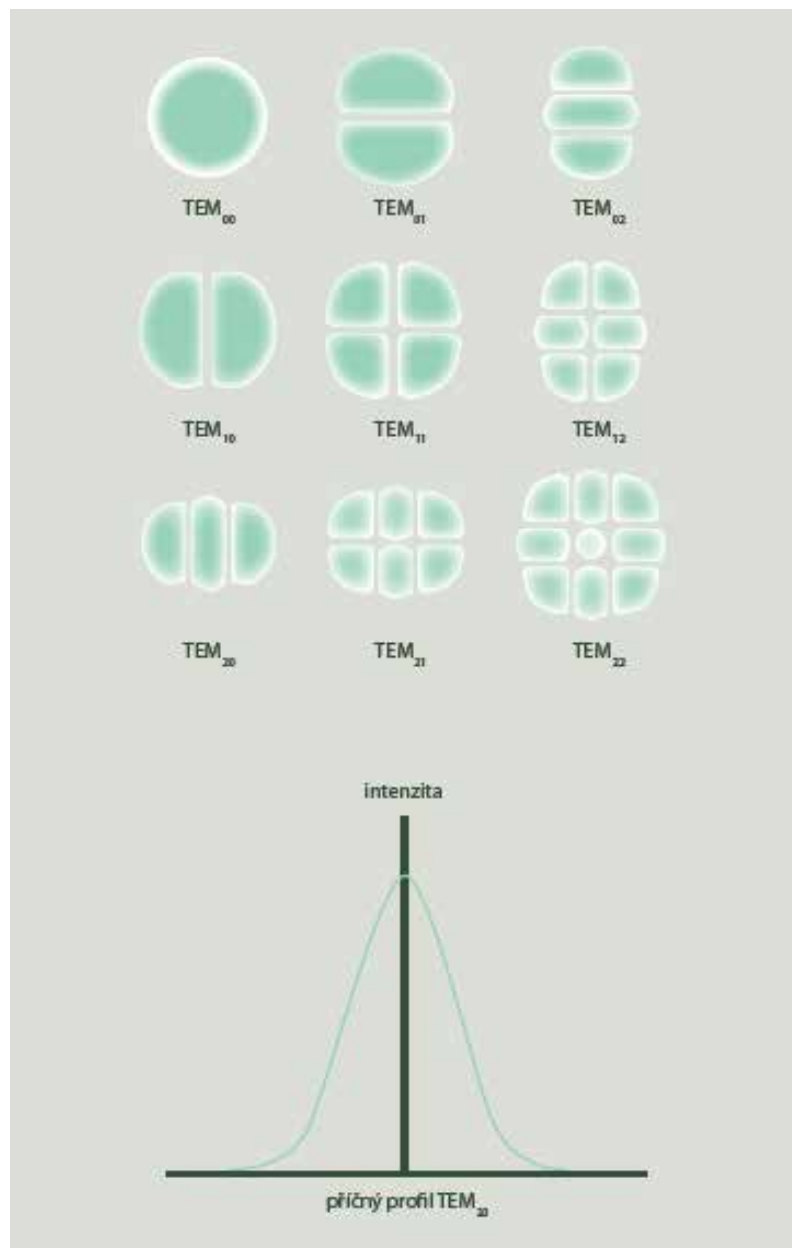
Prvním krokem k určení, na které vlnové délce bude laser pracovat, je použít v rezonátoru zrcadla, která mají vysoký index odrazivosti na požadované vlnové délce. Tím potlačíme laserování na jiných vlnových délkách. Nicméně i jedna vlnová délka ve skutečnosti pokrývá určitý rozsah vlnových délek.

Specifické výstupní vlnové délky v rámci spektrální šířky pásma aktivního média jsou určeny podélnými (longitudinálními) módy rezonátoru. Obr. 5 znázorňuje základní princip rezonance rezonátoru se dvěma zrcadly. K udržení zisku při pendlování světla mezi zrcadly musí vlny zůstat ve fázi. To znamená, že vzdálenost cesty tam a zpět uvnitř rezonátoru musí být přesným celým násobkem vlnové délky.

$$N\lambda = 2L \text{ (délka rezonátoru)}$$

kde λ je vlnová délka a N je celé číslo, označující číslo módu. Obvykle se jedná o velmi vysoké celé číslo, jelikož délka rezonátoru bývá mnohem větší než vlnová délka světla. U helium - neonového laseru s vlnovou délkou 633 nm je délka rezonátoru obvykle mezi 15 až 50 cm. Skutečné vlnové délky vystupující z rezonátoru jsou ty, které se překrývají se spektrální šířkou pásma podle obr. 1.3.5. Takový laser pracuje ve vícenásobném longitudinálním módu.

Rezonátor také určuje příčné (transverzální) módy neboli intenzitu příčného pole. Ideální paprsek má symetrické příčné pole. Intenzita je větší uprostřed a klesá ke krajům. Tento mód se označuje TEM₀₀. Lasery mohou vytvářet celou řadu dalších transverzálních TEM módů; některé z nich jsou na obr. 6. Výstupní laserový paprsek je obvykle charakterizován podle podílu základního módu TEM₀₀ na celkové intenzitě paprsku. Laser generující více longitudinálních módů má omezenou koherenci, jelikož různé



Obr. 1.3.6 - Příklad transverzálních módů, nejvhodnější je obvykle základní mód TEM_{00}

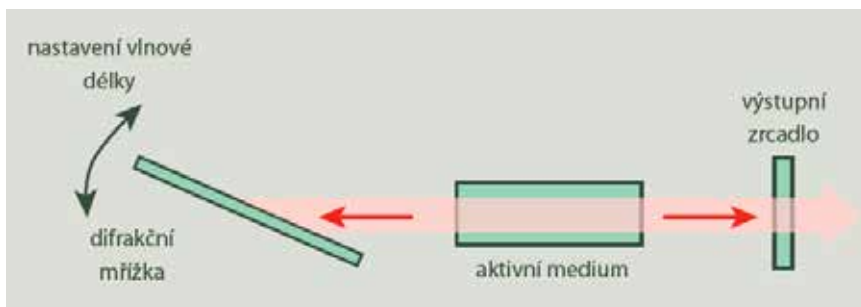
vlnové délky nemohou zůstat ve fázi na větší vzdálenosti. Některé aplikace, které vyžadují výbornou koherenci svazku (např. holografie, mikroskopie ap.), potřebují nezbytně laser pouze s jedním longitudinálním módem. U některých laserů toho dosáhneme velmi krátkou délkou rezonátoru, čímž se docílí odstupu jednotlivých módů většího než je spektrální šířka pásma a dojde k vyzařování pouze jednoho módu. V ostatních případech se do rezonátoru vloží filtrační prvek, který propouští pouze jeden mód.

Některé tekutinové a pevnolátkové lasery mají širokou spektrální šířku pásma, pokrývající desítky nanometrů. Příkladem jsou barvivové lasery nebo krystalový laser na bázi Ti:safír. Tato zdánlivá nevýhoda však umožňuje zkonstruovat laditelné nebo extrémně rychlé lasery. Laditelný kontinuální laser se vytvoří vložením speciálního filtračního prvku do rezonátoru, obvykle dvojlomného tzv. Lyotova filtru. Dvojlomný filtr má dvě funkce: zužuje šířku pásma a otáčením filtru lze jemně ladit šířku pásma.

Pulzní lasery

Některé materiály, jako např. rubínový krystal, směsi vzácných plynů a halogenů v excimerových lasech (ArF, XeCl), mohou generovat laserové záření jen po velmi krátkou dobu, čímž tvoří základ pulzních laserů. Je-li délka pulzu dostatečně dlouhá (v řádu mikrosekund), mohou být takové lasery konstruovány obdobně jako lasery kontinuální. Mnoho pulzních laserů však má délku pulzu mnohem kratší, např. v řádech nanosekund (10⁻⁹ s). Během tak krátkého pulzu dokáže světlo proběhnout rezonátorem jen několikrát. Konstrukce rezonátoru, popsaná výše, není pro takový laser vhodná, jelikož pulz zmizí dříve než je dosaženo rovnovážného stavu.

U pulzních laserů se sice také používají v rezonátoru dvě zrcadla k definování směru maximálního zisku, avšak nefungují zde jako klasická rezonanční kavita. Místo toho se k nastavení laseru a vyladění vlnové délky používá difrakční mřížka (obr. 1.3.7). Některé pulzní lasery (např. Nd:YAG, rubínový) mohou využívat zařízení zvané Q-switch, které je umístěno v rezonátoru a funguje jako rychlá optická brána. Světlo nemůže touto branou projít, pokud není aktivována, obvykle vysokonapěťovým pulzem. Brána je nejprve uzavřena, čímž dojde k nahromadění energie v aktivním médiu. Pak se ve vhodném okamžiku brána otevře a nahromaděná energie je uvolněna ve formě velmi krátkého pulzu. Tímto způsobem lze zkrátit normální délku pulzu až o několik řádů. Špičkový výkon pulzního laseru je dán podílem energie a délky pulzu. Pomocí zařízení Q-switch lze tedy zvýšit špičkový výkon o několik řádů. To umožňuje laserům s nevelkým průměrným výkonem dosáhnout zcela odlišné interakce s tkání.



Obr. 1.3.7 - Nastavení výstupní vlnové délky pulzního laseru nastavením úhlu difrakční mřížky

Čistota vlnové délky laserů s Q-switch se zajišťuje obtížně především díky kombinaci špičkového výkonu a krátké délky pulzu. Problém lze vyřešit zařazením dvou nebo více laserů do série za sebou: nízkovýkonový, dobře říditelný oscilátor následovaný jedním nebo více zesilovači.

Ultrarychlé lasery

Kontinuální lasery mohou generovat řadu longitudálních módů a pokud rezonátor pulzuje nebo je modulovaný, je možné zafixovat dohromady fázi těchto módů. Výsledná interference způsobí, že světelné vlny putující uvnitř rezonátoru se zredukují na velmi krátký pulz. Vždy když tento pulz dosáhne výstupní zrcadlo, laser vyžáří část tohoto pulzu. Opakovací kmitočet těchto pulzů je určen časem, který pulz potřebuje k jedné cestě tam a zpět při průchodu rezonátorem.

Platí pravidlo, že čím více módů interferuje, tím kratší pulz vznikne. Jinak řečeno – délka pulzu je nepřímo úměrná spektrální šířce pásma aktivního média. To vysvětluje, proč materiály používané u široce laditelných laserů, generují nejkratší pulzy. Nejčastěji používané aktivní médium ultrarychlých laserů je titanem dopovaný krystal safíru (Ti:safír), který je schopen dodávat pulzy o délce pouhých 10 femtosekund ($1 \text{ fs} = 10^{-15} \text{ s}$) s opakovacím kmitočtem kolem 100 MHz a špičkovým výkonem pulzu až 1 MW, který je možné dále zesílit až na úroveň terawattů.

Kontinuální laser s nevelkým výkonem může v režimu pulzu se synchronizovanými módy (tzv. mode-locked pulse) dosáhnout vysokých špičkových výkonů pulzu. Regenerační zesilovač může tento špičkový výkon zvýšit ještě o jeden řád. Takový laser lze optimalizovat na vysoký opakovací kmitočet (až do 300 kHz) nebo na vysoký špičkový výkon (až do $20 \times 10^{12} \text{ W}$), což je momentálně nejvyšší špičkový výkon, dosažitelný komerčně dostupným laserem.

Frekvenční násobení

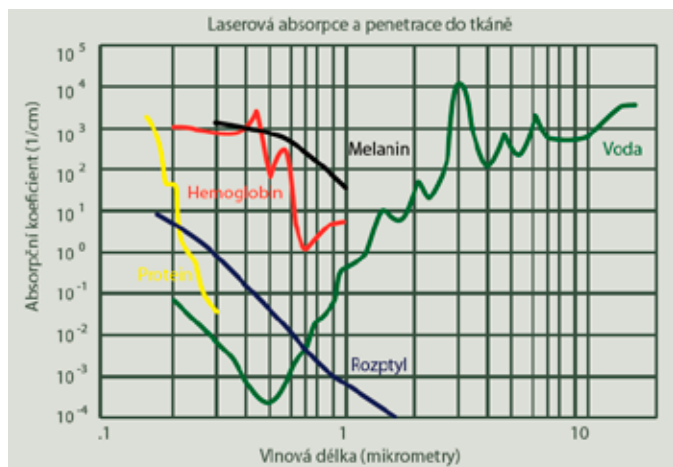
I když je v současné době k dispozici široká nabídka komerčně dostupných laserů, je někdy problém najít pro určitou aplikaci vhodný přístroj. Naštěstí existuje možnost získat požadovanou vlnovou délku pomocí frekvenčního násobení, případně pomocí optického parametrického oscilátoru. Tyto postupy se nazývají nelineárními, jelikož mají nelineární závislost na špičkovém výkonu laseru.

Pokud intenzivní a/nebo úzce fokusovaný laserový svazek prochází vhodným zhuštěným prostředím (např. tekutina, pevnolátkový krystal nebo hustý proud plynů) může jeho oscilující elektrické pole různě vzájemně reagovat s elektrony atomů nebo molekul tohoto prostředí. Jednou z možností je deformace elektronového mraku, která způsobí polarizaci atomů. Procházející sinusová vlna vytvoří přechodný profil refrakčního indexu, který se také pohybuje jako sinusová vlna. Když potom foton interaguje s tímto vlnícím se refrakčním indexem, může energii získat nebo ztratit. To tvoří základ jednak frekvenčního násobení, kde laserová frekvence je zdvojnásobena a vlnová délka zkrácena na polovinu nebo frekvenčního směřování, kde dvě sloučené laserové vlnové délky vytvoří fotony, jejichž energie je rovna součtu energií původních vlnových délek. Tímto způsobem lze vytvořit i fotony s dlouhou vlnovou délkou, jejichž energie je dána rozdílem vlnových délek vstupujících laserů. Jelikož tyto nelineární jevy závisí na druhé nebo třetí mocnině intenzity laserového světla, fungují dobře u pulzních laserů, které mají vysoký špičkový výkon. Tyto jevy lze použít i u kontinuálních laserů, pokud je svazek dostatečně fokusován a je-li nelineární krystal umístěn uvnitř rezonátoru.

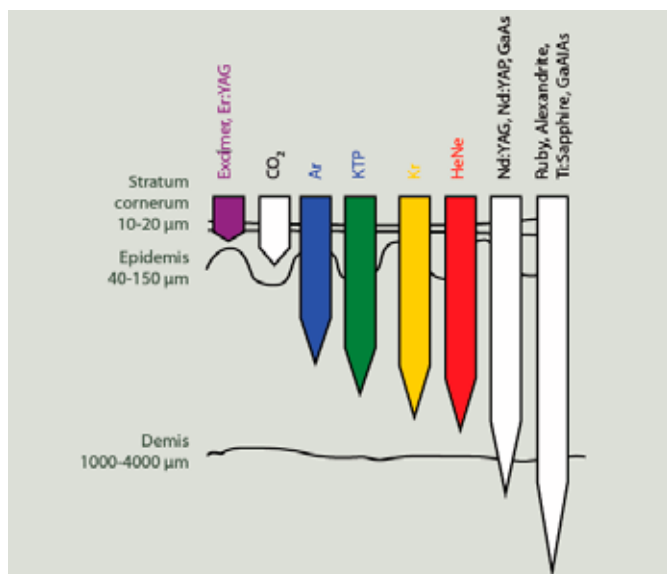
Ve většině případů by však světlo s novou frekvencí bylo zničeno rozkladnou interferencí. To je dáno tím, že vzniká v dlouhém krystalu (délka v řádu milimetrů) s využitím celé délky tohoto krystalu. Takže světlo s novou vlnovou délkou, vzniklé v jednom místě krystalu není ve fázi s novým světlem vzniklým na jiném místě podél krystalu. Tuto komplikaci lze vyřešit volbou vhodné kombinace teploty a orientace krystalu, která vytvoří podmínky, kde jsou fázové rychlosti původního a nového světla stejné. Problematika sjednocení fází je komplikovaná, nejčastěji používaný mechanismus je založen na dvojlomu, kde fázová rychlost světla v krystalu závisí na polarizačním úhlu světla.

Interakce laserového záření s tkání

Vlastnosti laserového světla jsou definovány zejména vlnovou délkou, kontinuální nebo pulzní povahou vyzařování, průměrným výkonem (tabulka č. 1.4.1 a č. 1.4.2). Pro každou vlnovou délku jsou charakteristické specifické absorpční koeficienty pro chromofory, vyskytující se v lidských tkáních (viz obr. 1.4.1 a 1.4.2). Proto se pro různé léčebné indikace používají různé lasery.



Obr. 1.4.1 - Tabulka absorpce v tkáni v závislosti na vlnové délce



Obr. 1.4.2 - Hloubka penetrace do lidské kůže některých laserů používaných v medicíně

Tab. 1.4.1 - Přehled laserů s kontinuálním vyzařováním používaných v medicíně (hloubka optické penetrace je hloubka v tkáni, kde dojde k útlumu světla na 37% výchozí hodnoty)

Laser	Médium	Vlnová délka (nm)	Výkon	Hloubka optické penetrace		
				voda	tkáň bez pigmentu	tkáň s pigmentem
Argon	plyn	488 515	2 - 10 W 10 - 100 W	23 m 18 m	0,8 mm 1 mm	
KTP/Nd:YAG	krystal	532	1 - 10 W	16 m	1,1 mm	0,2 mm
HeNe	plyn	633	100 mW	4,8 m	3,5 mm	
Bariový (dye)	tekutina	400 - 500 550 - 700	1 - 100 W	11 - 20 m 14 - 20 m	0,1 - 0,9 mm 1 - 5 mm	
GaAlAs	polovodič	780 820 870	1 - 100 W	60 cm 46 cm 25 cm	7 mm 8 mm 7 mm	
Nd:YAG	krystal	1064	10 - 150 W	4 cm	4 mm	0,9 mm
Nd:YAP	krystal	1080 1341	10 - 100 W	5 cm 8 mm	4 mm 4 mm	
Ho:YAG	krystal	2100	10 - 100 W	0,2 mm	1 mm	
CO2	plyn	10600	1 - 100 W	10 µm	20 µm	

Tab. 1.4.1 - Přehled laserů s kontinuálním vyzařováním používaných v medicíně (hloubka optické penetrace je hloubka v tkáni, kde dojde k útlumu světla na 37% výchozí hodnoty)

Laser	Médium	Vlnová délka (nm)	Délka pulzu	Hloubka optické penetrace		
				voda	tkáň bez pigmentu	tkáň s pigmentem
Excimer ArF	plyn	193	5 - 25 ns	25 cm	< 1 µm	
Excimer KrCl	plyn	222	250 ns	90 cm	1 µm	
Excimer KrF	plyn	248	2 - 50 ns	1,5 m	1,2 µm	
Excimer XeCl	plyn	308	20 - 300 ns	2,5 m	5 µm	
Cu	páry kovu	511 578	2,5 - 20 ns	19 m 5 m	0,9 mm 1,6 mm	
KTP/Nd:YAG	krystal	532	100 ns - 250 µs	10 m	1,1 mm	0,2 mm
Nd:YAG	krystal	1064	30 - 100 ps	3 cm	4 mm	0,9 mm
Rubín	krystal	694	20 ns - 1 ms	60 cm	5 mm	0,4 mm
Alexandrit	krystal	720 - 800	0,1 ms	0,2 m	6 - 8 mm	0,5 mm
GaAs	krystal	904	150 fs	5 cm	4 mm	
Ti:safir	krystal	700 - 1000	10 - 100 fs	< 1 cm	5 - 8 mm	
Ho:YAG	krystal	2100	100 ns - 250 µs	0,1 mm	1 mm	0,4 mm
Er:YAG	krystal	2940	10 ns	0,3 µm	1 µm	
CO2	plyn	10600	100 ns - 1 ms	10 µm	20 µm	

Možnost nastavit parametry laserového vyzařování pro potřeby určité indikace otevírají prostor pro celou řadu interakcí tkání s laserovým zářením. Tyto interakce lze rozdělit do tří hlavních kategorií.

Fototermální interakce - laserové světlo pohlčené cílovým chromoforem v tkáni je přeměněno na teplo. Typickým příkladem je fotokoagulace, kde je laserové světlo pohlceno hemoglobinem a dojde tak k zastavení krvácení nebo k uzavření cévy. Jiným příkladem je tepelná ablace, kdy laserové záření odpaří vodu obsaženou v tkáni a dojde tak k řezání tkáně. Tento způsob interakce vyžaduje laser s vysokým průměrným výkonem a vlnovou délku, která je absorbována cílovým tkáňovým chromoforem.

Nárůst teploty závisí na tepelných vlastnostech cílové tkáně, na způsobu dodání laserové energie (délka pulzu), průtoku krve apod. V závislosti na teplotě, která vznikne v místě absorpce laserového záření s tkání, dochází k různým procesům, které jsou popsány v tabulce č. 1.4.3.

Tab. 1.4.3 - Fototermální laserová interakce s tkání

Teplota (°C)	Interakce s tkání	
42 - 45	Hypertermie vedoucí ke strukturálním změnám proteinů, narušení vodíkových vazeb, retrakce	Reverzibilní změny
45 - 50	Významné konformační změny, inaktivace enzymů, změny na membránách	
50 - 60	Koagulace, rozklad proteinů	Ireverzibilní změny
~ 80	Rozklad kolagenů	
80 - 100	Dehydratace	
> 100	Var	
100 - 300	Vaporizace, ablace tkáně	
< 300	Karbonizace	

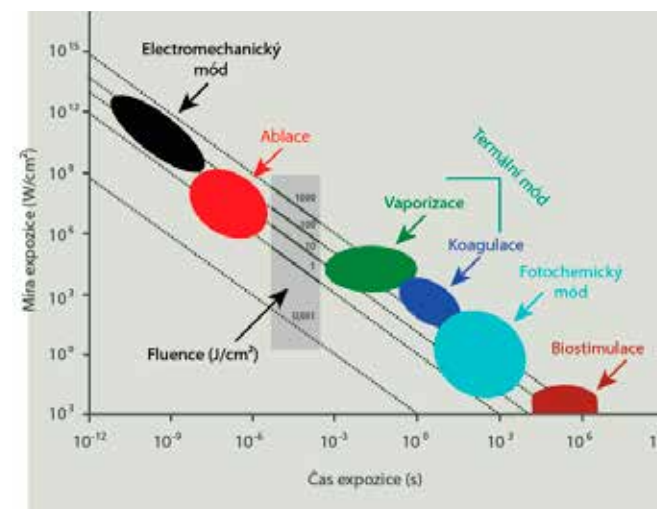
Účinek laserové energie na živou tkáň může být ovlivněn i technikou aplikace. Podle způsobu aplikace můžeme rozlišit techniku kontaktní a nekontaktní.

Nekontaktní technika ozařuje tkáň ze vzdálenosti několika milimetrů až centimetrů. Optické záření je absorbováno do určité hloubky tkáně. Laserová energie se mění na energii tepelnou, tkáň se zahřívá na vysokou teplotu, dochází k hypertermii, denaturaci proteinů, koagulaci, karbonizaci a vaporizaci tkáně. Nkontaktní technika (např. CO₂ laser) je výhodná pro odstranění (odpaření) velkého množství tkáně, na druhé straně nevýhoda je v poškození okolních tkání ve větším rozsahu.

Podstata kontaktní techniky spočívá v karbonizaci hrotu optického vlákna, které je použito k přenosu světelné (laserové) energie do tkáně. Vlivem kontaktu s tkání se na povrchu hrotu optického vlákna vytvoří vrstva uhlíku, která pohltí většinu vyzařovaného světla a v důsledku toho se rychle a efektivně zahřeje. Hrot vlákna se mění v horký nůž, který velmi účinně řeže a koaguluje. Okolní tkáně jsou minimálně poškozeny, jelikož fototermální konverze neprobíhá ve tkáni, ale na hrotu optického vlákna. Z důvodu minimálního poškození okolní tkáně je možné označit kontaktní laser (např. Nd:YAG, diodový laser) za minimálně invazivní chirurgický nástroj.

Fotochemická interakce - v tomto případě jsou fotony laserového záření absorbovány přímo molekulami cílové tkáně. Takto excitované molekuly mohou následně projít chemickou reakcí. Typickým příkladem je fotodynamická terapie (PDT). Zde se nejprve aplikuje fotocitlivá látka a následně pomocí laserového světla o specifické vlnové délce dojde k rozkladu molekul této látky. Jiným příkladem je odstraňování tetovází. Tento typ interakce vyžaduje lasery o vysokém průměrném výkonu, o vlnové délce vhodné pro absorpci danou molekulou a obvykle s velmi krátkým pulzem (Q-switch lasery).

Fotoablace - zde je laserové záření použito k rozbití molekulárních vazeb v dané tkáni. Klasickým představitelem je použití laserů v ultrafialové oblasti spektra pro refrakční operace v oftalmologii. Dalším příkladem je laserová litotripse, kde se využívají laserové pulzy o vysoké energii k tvorbě plazmy a rázových vln, které následně rozdrtí ledvinové kameny. Takové lasery pracují v pulzním režimu s velmi vysokým špičkovým výkonem a, v závislosti na typu tkáně, buď v ultrafialové nebo blízké infračervené oblasti.



Obr. 1.4.10 - Interakce laserového záření s tkání v závislosti na délce expozice a hustotě výkonu

Typy laserů nejčastěji používaných v medicíně

Lasery používané v medicíně můžeme členit do skupin podle různých hledisek. Nejčastější dělení laserů je podle typu aktivního média, ve kterém dochází ke vzniku laserového světla na:

- plynové (např. CO, argon, HeNe)
- tekutinové (barvivové lasery)
- pevnolátkové (např. Er:YAG, Nd:YAG)
- polovodičové (např. GaAs dioda)
- vláknové (např. Er:Glass, Tm:Glass)

Dále je možno lasery dělit podle charakteru vyzařování na lasery:

- kontinuální (pulz > 0,1 s)
- pulzní (pulz < 0,1 s)
- Q-switch (pulz < 1 μs)
- se synchronizovanými módy, tzv. mode locking (pulz < 100 ps)

V medicíně je možné rozdělit terapeutické lasery podle výkonu a použití na dvě skupiny:

- výkonové
- biostimulační

Výkonové lasery jsou charakteristické tím, že při jejich použití dochází nějakým způsobem k narušení integrity cílové tkáně. U biostimulačních laserů se využívá jejich protizánětlivý, analgetický, vazodilatační a regenerační účinek při hojivých procesech v tkáních.

V medicínských indikacích se v současnosti nejčastěji vyskytují následující typy laserů:

CO2 laser

Vlnová délka tohoto laseru je 10600 nm a spadá do vzdálené infračervené oblasti. Účinnost CO2 je relativně vysoká, kolem 10%, proto je tento laser hojně rozšířen. Oxiduhličitý laser má vysoký koeficient absorpce ve vodě. Tato energie je tedy dobře absorbována ve všech tkáních s obsahem vody. Vlivem energie CO2 laseru dochází k varu intracelulární a extracelulární tekutiny a denaturaci buněčných proteinů a tím ke zničení tkáně. Tkáně vedou špatně teplo, a proto mezi odpařenou a intaktní částí je slabá vrstva buněk reverzibilně poškozených. U CO2 laseru se využívá jeho přesnosti a dobrých koagulačních vlastností. U mikrochirurgických zákroků je časté užití ve spojení s mikroskopem přes mikromanipulátor, který dovozuje přesné zacílení. Nevýhodou CO2 je nemožnost vést laserový paprsek tenkým světlovodivým vláknem. K přenosu se nejčastěji používá pohyblivé rameno se zrcadly nebo vlnod.

Argonový laser

Jedná se o plynový laser, který je schopen emitovat světlo na třinácti vlnových délkách. Dostatečný výkon využitelný v medicínských indikacích je však pouze na dvou vlnových délkách viditelného spektra 514 a 488 nm. Argonový laser lze aplikovat pomocí optického vlákna a jeho barva je modrozelená. Energie argonového laseru je dobře pohlcována hemoglobinem a melaninem, naopak špatně absorbována v čirých tekutinách. Termický efekt v tkáni způsobuje destrukci okolních struktur. Argonový laser lze použít například k léčbě vaskulárních kožních nádorů nebo ke koagulaci cév na sítnici. Jedná se o relativně velké zařízení s velmi malou účinností. Proto se v dnešní době tento laser používá spíše výjimečně a je nahrazován pevnolátkovými nebo polovodičovými lasery.

KTP laser

Vlnová délka 532 nm je blízká laseru argonovému, z čehož pramení podobný rozsah indikací. Základem tohoto laseru je Nd:YAG laser s vlnovou délkou 1064 nm. Světlo tohoto laseru následně prochází KTP krystalem, složeným z draslíku, titanu a fosforu, kde dochází k frekvenčnímu zdvojnásobení na výstupní vlnovou délku 532 nm. KTP laser je veden optickým vláknem, má vysoký koeficient absorpce v melaninu a v hemoglobinu, špatně je absorbován ve vodě. KTP laser je vhodný pro chirurgické zákroky na dobře prokrvených tkáních při minimálním poškození okolních tkání.

Nd:YAG laser

Vlnová délka tohoto laseru 1064 nm spadá do infračervené oblasti spektra. Buzení tohoto laseru výbojkami je postupně nahrazováno diodami, které jsou spolehlivější a umožňují dosahovat větších výkonů. Tento typ laseru je charakteristický velkou hloubkou průniku do tkáně a tím širokou zónou možného ireverzibilního poškození okolních tkání (až 4 mm). Nd:YAG laser využívá krystal yttria, aluminia a granátu, dopovaného atomy neodymu, má – podobně jako KTP laser – vysoký absorpční koeficient v hemoglobinu a melaninu a minimální ve vodě. Nd:YAG laser patří mezi první komerčně dostupné lasery, a je proto doposud patrně nejrozšířenějším chirurgickým laserem. Aplikace na vlnové délce Nd:YAG laseru se děje pomocí optického vlákna.

Ho:YAG laser

Pevnolátkový laser, který využívá aktivní médium krystal YAG, tentokrát dopovaný atomy holmia. Vlnová délka 2100 nm spadá do infračervené oblasti spektra a je větší než u Nd:YAG. Maximum absorpce tohoto laseru je ve vodě, průnik do hloubky tkáně je velmi malý, délka pulzu je krátká, proto se jedná o laser velmi šetrný ke tkáním v okolí místa aplikace. Nejčastěji je tento pulzní laser používán v urologii k řešení litiázy a striktur močové trubice. Jedná se o relativně nový a perspektivní laser, který si díky svým vlastnostem teprve postupně nachází cestu z urologie do dalších medicínských oborů.

Er:YAG laser

Pevnolátkový laser na bázi erbiem dopovaného krystalu YAG, emitující světlo v infračervené oblasti o vlnové délce 2940 nm. Tento laser má ze všech dostupných laserů nejvyšší absorpci ve vodě. Hlavními oblastmi použití v medicíně jsou dermatologie (resurfacing, jizvy po akné) a stomatologie (odstraňování zubního kazu, stomatochirurgické zákroky). Er:YAG laser je upřednostňován před CO₂ laserem při odstraňování benigních kožních lézí, jelikož u něj nebyl prokázán výskyt viru HPV ve vznikajícím laserovém kouři.

Diodový laser

Moderní polovodičové lasery zaznamenaly v posledních letech prudký rozvoj, který byl zapříčiněn masovým nasazením těchto laserů zejména v telekomunikacích a ve spotřebních výrobcích (DVD a CD přehrávače ap.). Diodové lasery mají velkou účinnost a lze s nimi dosahovat vysokých výkonů. Individuální laserové diody dosahují výkonů v řádu desítek wattů, lze je však uspořádat do matic a tím dosahovat výkonů v řádu kW. Diodové lasery jsou také často využívány k optickému buzení jiných laserů. Vlnové délky diodových laserů se pohybují v širokém rozsahu od ultrafialové části spektra do blízké infračervené oblasti (cca 200–1000 nm). Vlnové délky nejčastěji používané v medicínských aplikacích jsou v rozsahu 800–1000 nm, kde k absorpci dochází zejména v melaninu a hemoglobinu. Prvně byl diodový laser použit v oftalmologii v roce 1986. Vedení laserového paprsku se uskutečňuje optickými vlákny, která lze použít v kontaktním i nekontaktním režimu. Velkou výhodou jsou malé rozměry přístroje a absence chladicího systému.

Er,Cr:YSGG

Pevnolátkový laser s aktivním médiem ve formě krystalu YSGG (yttrium scandium galium granát), dopovaného atomy erbia a chromu. Vlnová délka tohoto pulzního laseru je 2780 nm s maximem absorpce ve vodě. Díky patentované technologii dodává tento laser pro medicínské aplikace pouze jeden dodavatel. Specifikem tohoto laseru je, že laserový paprsek je kombinován na výstupu s vodním sprejem. Změnou poměru médií laser, voda a vzduch je možné zásadně měnit účinek na tkáň. Tímto laserem lze pracovat jak na měkkých tkáních, tak i na tvrdých tkáních, včetně zubní skloviny. Vodní sprej navíc poskytuje i účinné chlazení místa terapie, takže zákroky tímto laserem jsou velmi šetrné a v mnoha případech, zejména ve stomatologii, i méně bolestivé. Jedná se o relativně novou technologii, která byla vynalezena v roce 1993 a v medicíně byla poprvé použita pro stomatologické zákroky v roce 1998. Teprve v posledních letech se tento typ laseru začíná prosazovat i do dalších medicínských oborů, zejména do oftalmologie, dermatologie a ORL.

Excimerový laser

Excimerový laser představuje důležitou skupinu pulzních laserů, které podle typu směsi vzácných plynů v aktivním médiu, emitují záření na několika vlnových délkách (157–348 nm) v ultrafialové části spektra. Buzením elektrickým výbojem dochází v plyné směsi aktivního média k vytvoření nestabilní dvojmolekuly (dimeru), která při svém rozpadu na výchozí dvě molekuly vyžáří foton. V medicíně je nejvíce rozšířen excimerový laser na bázi směsi ArF o vlnové délce 193 nm, který se používá k refrakčním očním operacím. Vlnová délka 308 nm směsi XeCl se využívá v dermatologii k terapii psoriasis, vitiliga, alopecie. Excimerové lasery se vyznačují vysokou energií v pulzu s velmi krátkým trváním (~ns). Uplatňuje se zde fotoablace bez tepelného účinku na tkáň.

Femtosekundový laser

Jedná se o laser s extrémně výkonným a krátkým pulzem v řádu jednotek nebo desítek fs ($fs = 10^{-15} s$). Jako aktivní médium se dnes používá převážně safírový krystal dopovaný titanem. Vlnová délka tohoto laseru je 1043 nm. Tento laser způsobuje zcela atermální fotoablací, umožňuje velmi precizní ablací i nejtvrďší tkáň v těle skloviny, zcela bez termického poškození.

He-Ne laser

Plynový kontinuální helium - neonový laser využívá buzení elektrickým výbojem k vytvoření nízkotlaké plazmy ve skleněné trubici. Většina He-Ne laserů emituje červené světlo o vlnové délce 633 nm. He-Ne lasery se vyznačují malou účinností a tím i malými výkony a jsou dnes postupně nahrazovány laserovými polovodičovými diodami. Jeho častým užitím je oblast biostimulace. Pozitivně ovlivňuje fagocytózu, migraci zdravých buněk do rány a tím zlepšuje hojení ran.

Vláknový laser

Vláknové lasery patří nejmodernějším, je v nich velký potenciál a kromě lékařství mají své uplatnění i v průmyslu a armádě. V případě vláknových laserů je aktivním zesilujícím médiem optické vlákno dopované prvky vzácných zemin jako např. erbiem, neodým a thulium. Jejich výhodou je vysoká účinnost, kvalitní výstupní svazek s malou stopou a menší nároky na rozměry i chlazení. Vlnová délka vláknového thulium laseru je 1,9 μm znamená vysokou absorpci ve vodním prostředí, interakce s tkání je tak vysoce účinná i při nižších hodnotách výkonu. Tento laser umožňuje precizní řez s dostatečnou koagulační zónou, podobně jako CO₂ laser. Narozdíl od CO₂ laseru lze však laserový svazek vést k cílové tkáni optickými vlákny o průměru 150 – 800 μm a vláknový thulium laser se tak stává vhodným pro endoskopii, laparoskopii i robotickou chirurgii.

Literatura

Einstein A. *Über einen die Erzeugung und Verwandlung des Lichtes betreffenden heuristischen Gesichtspunkt*. Ann. Phys. 1905;17 132.

Bose SN. *Plancks Gesetz und Lichtquantenhypothese*. Z. Phys. 1924;26 178.

Einstein A. *Quantentheorie des einatomigen idealen Gases Sitz*. Preussischen Akad. Wiss. 1924; 22 261.

Einstein A. *Quantentheorie des einatomigen idealen Gases, Zweite Abhandlung Sitz*. Preussischen Akad. Wiss. 1925; 83.

Basov NG, Prochorov AM. *Application of molecular beams for the radiospectroscopic study of rotational molecular spectra*. J. Exp. Theor. Phys. 1954; 27 431.

Gordon JP, Zeiger HJ, Townes CH. *Molecular microwave oscillator and new hyperfine structure in the microwave spectrum of NH₃*. Phys. Rev. 1954; 95 282.

Schawlow AL, Townes CH. *Infrared and optical masers* Phys. Rev. 1958; 112 1940.

Maiman TH. *Simulated optical radiation in ruby*. Nature 1960; 187 493.

Javan A, Bennett WR, Herriott DR. *Population inversion and continuous optical maser oscillation in a gas discharge containing a He-Ne mixture*. Phys. Rev. Lett. 1961; 6 106.

Johnson LF. *Optical maser characteristics of rare-earth ions in crystals*. J. Appl. Physiol. 1961; 34 897.

Bennett WR, Faust WL, McFarlane RA, Patel CKN. *Dissociative excitation transfer and optical maser oscillation in Ne-O₂ and Ar-O₂ rf discharges*. Phys. Rev. Lett. 1962; 8 470.

Patel CKN. *Selective excitation through vibrational energy transfer and optical maser action in N₂-CO₂*. Phys. Rev. Lett. 1964; 13 617.

Bromberg JL. *The laser in America 1950 - 1979. Laser History Project* / MIT Press 1991.

Peng1 Q, Juzeniene A, Chen J, Svaasand LO, Warloe T, Giercksky *Lasers in Medicine*. Reports on Progress in Physics. 1960; 71(5).

Miniinvazivní medicína

a laser

MUDr. David Slouka Ph.D.,
ORL klinika FN a LF UK Plzeň, slouka@fnplzen.cz

Miniinvazivní medicína

Veškerá snaha medicíny po tisíciletí je směřována ku prospěchu, pomoci člověku – pacientu. Dnešní úroveň medicíny umožňuje již ne “pouze” dostat se k cíli, ale zajímá nás i způsob, jak se k němu dostaneme a kolik negativ bude pacienta na cestě k vyléčení provázet. Jedním ze zásadních trendů vývoje moderní medicíny je miniinvazivita, tedy dosažení co nejlepšího výsledku za cenu co nejmenšího zásahu do těla pacienta. V obecné rovině se dá říci, za co největšího respektování přírody, jejích pravidel, anatomie těla, principů hojení a maximálního zefektivnění celého procesu.

Vývoj nových medicínských poznatků, zdokonalující se přístrojové vybavení, vzdělanost lékařů, ale i poptávka na poli pacientů vedou ke snaze minimalizovat vše nepříjemné. Zmírnit bolest, zkrátit dobu případné hospitalizace, hojení. Miniinvazivní chirurgie se začala výrazně rozvíjet v druhé polovině 20. století. Navazuje na znalosti anatomie, fyziologie, histologie, biochemie a dalších oborů z doby širokých přístupů, vedoucí k poznání a zmapování lidského těla. Kromě znalosti fyziologických cest “kudy” bylo nutné i vyvinout “jak” a čím”. Adekvátní technické vybavení z oblasti přenosu světla, obrazu a specializovaného instrumentálního vybavení.

Mění se tím filozofie přístupu k operačnímu zákroku. Díky technice máme umožněno blízké přehlédnutí orgánů, ale na druhé straně např. palpační revize je zprostředkována pouze nástroji.

Největším přínosem této strategie je minimální traumatizace přístupové cesty, tedy tkání v cestě stojících, což vede ke snížení bolestivosti v ráně, snížení podávání analgetik, opiátů, např. v obecné chirurgii při laparoskopii k snížení rizika kýl v jizvě, zrychlení návratu motility zažívání, dřívější návrat k per os výživě, urychlení mobilizace pacienta, zkrácení doby podávání heparinových preparátů. Dalším výrazným pozitivem miniinvazivní a tzv. funkční operativy je respektováním anatomických poměrů umožnit operovaným oblastem po zhojení funkci co nejbližší nebo identickou zdravému orgánu (např. v otolaryngologii funkční operativy VDN – FESS, septoplastika, laserová mukotomie). V neposlední řadě se zmírněním bolesti a zkrácením doby rekonvalescence (i hospitalizace) snižuje “stresová imunosuprese”, která u některých pacientů může hrát též důležitou roli. Zásadním benefitem je i u většiny postupů lepší kosmetický efekt.

Miniinvazivní operativy má ovšem i svá specifika, obor od oboru se liší. Operatér může pracovat “na dálku”, byť jen na délku nástroje v rukou pod kontrolou pohledu na obrazovce. Je tím závislý na kvalitě snímání obrazu, jeho přenosu. Orientace v operovaném poli je specifická, někdy až limitovaný přehled v některých anatomických lokalitách vyžaduje erudici a zkušenost. Je zde horší přístup k řešení krvácivých komplikací. Vždy musíme mít na paměti možnost nutné konverze v “otevřený” výkon, proto je důležitá zkušenost i v této oblasti.

Samostatnou kapitolou je skutečná operativy “na dálku” robotickou chirurgií, rozvíjející se jako multidisciplinární obor zahrnující různé operační podoby. Tato technika je řízena operátérem sedícím u řídicí konzole, nevyžaduje kontakt pacienta s operátérem, umožňuje eliminovat třes rukou, zlepšit přesnost.

Mluvíme-li o principech miniinvazivní medicíny, měli bychom zmínit již několik let v praxi užívanou metodu NOTES (zkratka z angl. Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery), což jsou operace přirozenými tělesnými otvory, jako je dutina ústní (a následně žaludek, jícen), močové ústrojí či vagína a v obecné chirurgii pár let starou metodu SILS (Single Incision Laparoscopic Surgery). Jedná se o operaci z jednoho malého řezu, většinou v pupku. Obě tyto metody mají v některých oborech již své nepopiratelné místo, v jiných budou dále zkoušeny, rozvíjeny, zaváděny.

Využití laserů do miniinvazivní medicíny již dnes nedomyslitelně patří. Významnou skupinu pacientů, kteří oceňují minimální invazivitu jsou děti (potažmo jejich rodiče). Příkladem může být laserová mukotomie v ORL. Indikovat klasickou mukotomii u dítěte dříve vždy znamenalo již velmi pokročilý nález, velké respirační potíže a přesto ještě mnoho zvažování, jestli už přišel ten “správný” čas. Počet dětských pacientů s alergickým postižením stoupá, tím se zvyšuje i počet dětských pacientů s chronickou hypertrofií rýmy resistantní na farmakoterapii i klimatoterapii. Laserová mukotomie může dětským pacientům pomoci podstatně dříve, podstatně příjemněji, šetrněji.

Podobným dalším příkladem může být využití laseru např. při řešení refrakčních vad v oftalmologii. Tyto výkony jsou dnes běžně dostupné a bezpečné. Srovnatelný výkon by nebyl bez použití počítače a laserového paprsku myslitelný.



“One day surgery”

Při používání laseru se nutně musíme dostat do oblasti medicíny, kde již oproti dřívějším standardům není třeba hospitalizace. Rychlost, miniinvazivita a bezpečnost provedení umožňují přenést více povýkonové péče do domácího ošetřování.

Systém jednodenní (krátkodobé) chirurgie, kdy pacient není hospitalizován na klasickém lůžkovém oddělení, zasahuje dnes již do všech chirurgických oborů. Měl by přinášet menší hospitalizační stres pro pacienta, aktivněji zapojit pacienta a jeho okolí do péče v pooperačním období, snižovat riziko nozokomiální infekce a navíc snižovat náklady na péči o nemocného. Na druhé straně klade výrazně větší nároky na komunikaci mezi pacientem, lékařem, respektive personálem obecně než na klasickém oddělení (kde je pacient monitorován personálem 24 hodiny denně) a přenáší výraznou měrou odpovědnost za zdraví přímo na pacienta – laika.

Ekonomické hledisko vývoj medicíny tlačí neúprosně tímto směrem a jistě tento trend přinese mnoho nového a pozitivního, stejně jako další poznatky na poli řešení souvisejících komplikací. Nicméně ekonomika zdravotnictví, či osobní odvaha lékaře a pacienta nesmí převážet nad medicínskými hledisky. Linie rovnováhy je zde velmi široká a nutno říci, že individuální a multifaktoriální.

Použití laseru v medicíně

Použití laserů v současné medicíně je velmi široké a rozsah laserových aplikací v medicínských oborech se během posledních dvou dekad prudce rozšířil.

Lasery tvoří také základ celé řady moderních diagnostických přístrojů. Moderní mikroskopie je zcela závislá na laserech. Mikroskopy s extrémně vysokým rozlišením až do řádu desítek nm (konfokální mikroskop, STED, RESOLFT ap.), využívající laserů a s nimi spojených unikátních vlastností laserového světla, umožňují pozorovat živé buňky. Laserové zaměřovače jsou dnes součástí většiny radiodiagnostických přístrojů (MR, CT, rentgen ap.).

Vzhledem k neustálému vývoji a zlepšování technologie lze bez nadsázky říci, že dnes již není medicínského odvětví, kde by se laserová technika nedala použít.

Lasery v oftalmologii

MUDr. Štěpán Rusňák Ph.D.,

Oční klinika FN a LF UK Plzeň, rusnak@fnplzen.cz

Používání laserů v medicíně bylo v minulosti právem spojováno zejména s oftalmologií. V současnosti se bez použití laserové techniky k terapii či diagnostickým účelům neobejde žádné oftalmologické pracoviště

Historický vývoj laserů v oftalmologii

Termální účinky světla byly známy již starověkým učencům, solární retinopatie byla známým onemocněním mořeplavců. První zmínky o použití energie světla v oftalmologii se datují do poloviny 20. století, kdy Meyer-Schwickerath poprvé použil fokusovaný světelný paprsek ke koagulaci sítnice při léčbě trhlín a odchlípení sítnice. Když se pak v 60. letech objevil laser, rychle v oftalmologické obci zdomácněl. Koagulace sítnice laserem od té doby dosud představuje jeden ze základních chirurgických postupů v oftalmologii. Na přelomu 80. a 90. let 20. stol. pak začíná úsvit laserové chirurgie rohovky. Použitím ultrafialového laseru na rohovce dochází k desintegraci a selektivnímu odpaření tkáně bez termického poškození kolaterálních struktur (Srinivasan 1983). Těto vlastnosti je od té doby využíváno při fotoablativních výkonech na rohovce, kdy lze měnit zakřivení rohovky a tím i dioptrickou mohutnost rohovky resp. oka. (MacDonald 1989, Peyman 1989) Laserové zákroky na rohovce ke korekci refrakčních vad se tehdy staly prakticky synonymem oftalmochirurgie. Zatím posledním stupněm vývoje laserové techniky v oftalmologii je používání fotodisrupčních femtosekundových laserů, pomocí kterých lze vytvářet šetrné prostorové řezy v tkáních ať už rohovky či dnes i čočky, kde laserová chirurgie proniká do v humánní medicíně nejčastěji prováděného chirurgického zákroku – operace šedého zákalu. Tak jako byla oftalmologie průkopníkem v používání laseru jako chirurgického nástroje, nelze si dnes představit ani oftalmologickou diagnostiku bez přístrojů, využívajících laserovou techniku. Optická koherenční tomografie je metoda, která využívá laserového paprsku k zobrazení struktur tkání oka v rozlišení jednotek mikrometrů. Tato v podstatě in vivo histologie představuje průlom v diagnostice řady očních patologií.

Lasery v oftalmologii – rozdělení dle účinku na tkáň

Obecné účinky laserové radiace na tkáň jsou podrobně probrány v kapitole č. 1. Oftalmochirurgie využívá prakticky celého spektra fyzikálních, chemických i biologických účinků řady typů laserů. V oftalmologii lze rozdělit účinky laserového záření dle efektu na cílovou tkáň na fototermální, fotodisrupční, fotoablativní a fotodynamické.

Fototermální lasery

Absorbce energie laserového záření v tkáni vede ke zvýšení teploty. Tento účinek lze modifikovat volbou určité vlnové délky záření, která je specificky absorbována v určité cílové tkáni, kde je zvýšení teploty žádoucí, naopak ušetří tohoto efektu tkáň, kterými má pouze procházet. Podle intenzity účinku dochází pak v cílové tkáni k jejímu zahřátí, jizvení, koagulaci až evaporizaci. Zahřívání vede ke zvýšení metabolismu cílové tkáně, tím ke zrychlené destrukci patologické tkáně a současně zachování intaktní zdravé struktury. Tohoto efektu je využíváno během laserové terapie glaukomu v komorovém úhlu či při podprahovém termickém ošetření sítnice při edémech makuly nejčastější etiologie. Fotokoagulačního efektu je využíváno tam, kde je žádoucí vytvořit jizevnaté změny ať už za účelem destrukce patologicky změněné tkáně při laserové koagulaci ischemické sítnice při diabetu či jiných cévních postiženích nebo k vytvoření jizevnatých adhezí při chirurgickém ošetření trhlín a odchlípení sítnice. Pokud je termický efekt ještě silnější, dojde k úplnému tepelnému zničení – evaporizaci struktury, čehož je například využíváno při laserovém přerušení sutur pod transparentní spojivkou při chirurgii glaukomu.

Fotodisrupční lasery

Vysoká energie laserového záření koncentrovaná do velmi krátkého pulsu v délce trvání nano až femtosekund má na cílovou oční tkáň velmi pronikavý efekt charakteru disrupce, kdy na velmi malém prostoru po velmi krátkou dobu dochází k zahřátí struktur na teplotu plazmy. Dochází k fyzikální dezintegraci tkáně. Toho je nejčastěji využíváno při laserové chirurgii duhovky k vytvoření fenestrace duhovky – laserové iridotomie či při destrukci fibroticky změněného opákního zadního pouzdra čočky po operaci katarakty. Fotodisrupčního efektu lze využít i na zadním segmentu oka při laserové punkturaci zadní hyaloidní membrány k evakuaci preretinálního krvácení. Laserovými pulsy v délce trvání femtosekund jsou vytvářeny velmi přesné řezy očními tkáněmi při chirurgii rohovky a čočky.

Fotoablativní lasery

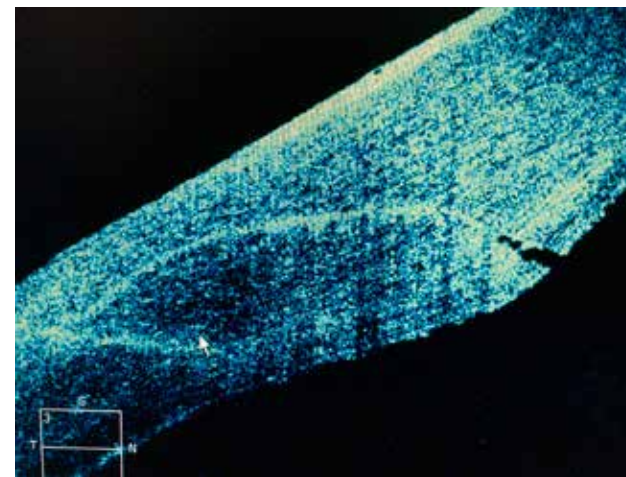
Použitím laserového záření o vlnové délce kolem 200 nanometrů (ultrafialové lasery) na tkáň rohovky dochází k její biologické dezintegraci, k rozvolnění adhezivních sil mezi molekulami a k selektivnímu odpaření ošetřované tkáně bez poškození kolaterálních struktur. Laserovou fotoablací lze měnit zakřivení rohovky a tím ovlivnit refrakční stav oka. Tohoto efektu využívá refrakční rohovková chirurgie, refrakční zákroky na rohovce jsou celosvětově nejčastěji prováděné oční operace.

Fotodynamické lasery

Selektivní absorbce laserového záření ve strukturách s určitou fyzikálněchemickou vlastností využívá laserová fotodynamická terapie. V oftalmologii je využívána v léčbě neovaskulárních membrán sítnice, laserem je ošetřena tkáň, která byla saturována fotoselektivním preparátem, interakce s laserovým zářením určité délky vyvolá termické změny v cévách cílové tkáně.

Využití laserů v oftalmologické diagnostice

Tkáň oka jsou díky transparentnosti očními médii dobře přístupné diagnostice in vivo. Vedle dosud konvenčně používané biomikroskopie, kdy si můžeme prohlédnout struktury oka méně či více zvětšené za použití bílého či barevného světla, můžeme k detekci (semi)transparentních očních struktur využít i laserový paprsek. Toho využívá metoda optické koherenční tomografie (obr. 3.1.3). Tak jako známá metoda ultrasonografie využívá různé reflektivity tkání při průchodu ultrazvuku, využívá optická koherenční tomografie různou optickou reflektivitu tkání oka, kterými prochází a od nichž se zpět odráží vyšetřovací laserový paprsek. Výsledkem je tak jako u ultrazvuku dvojrozměrný či dokonce trojrozměrný počítačem rekonstruovaný obraz vyšetřované tkáně. Protože při vyšetřování získáme obecně rozlišení 1,5 násobku vlnové délky, na rozdíl od ultrazvuku, kde se rozlišení pohybuje v milimetrech, optická koherenční tomografie nabízí rozlišení v jednotkách mikrometrů. Zde se tato metoda již začíná blížit in vivo histologii, přičemž její rychlost, neinvazivnost a zejména reproduktibilita je bezkonkurenční. Metoda se stala základním postupem při vyšetřování sítnice, dnes si nelze představit většinu chirurgických zákroků na sítnici bez předchozího vyšetření optickou koherenční tomografií, některé operační mikroskopy již nabízejí možnost integrovat tuto metodu a během operace tak kontrolovat efekt výkonu na histologické úrovni. Na podobném principu pracuje i metoda optické biometrie. Ta spočívá v přesném změření anatomických poměrů v oku je základní předoperační procedurou zejména před operací čočky. Dosud nejčastěji používanou ultrazvukovou biometrii nahrazuje daleko přesnější optická biometrie, která ke změření axiální délky oka využívá laserové paprsky o nízké interferenci, z jejich odrazů od tkání na optické ose potom rekonstruuje přesné délkové poměry na optické ose. Naměřené hodnoty jsou dosazeny do algoritmů, pomocí kterých je spočítána výsledná dioptrická mohutnost zamýšleného implantátu – nitrooční čočky. V době velmi vysokých očekávání a nároků na přesnost při chirurgii čočky je tedy laserová optická biometrie neocenitelným pomocníkem.



obr. 3.1.3 Optická koherenční tomografie rohovky

Laserová oftalmochirurgie

Chirurgie rohovky

Rohovka je průhledná vazivová tkáň v předních partiích povrchu očního bulbu u tloušťce kolem 500 mikrometrů, kterou vstupuje světlo do oka, aby prošlo přes přední komoru zornicí, čočkou a sklivcem a dopadlo na sítnici. Zde proběhne fotochemická reakce, jejímž produktem je nervový potenciál, který se cestou zrakového nervu šíří do mozku. Tím, že povrch rohovky představuje rozhraní mezi opticky řídkým prostředím vzduchu a opticky hustějším prostředím oka, má konvexitu povrchu rohovky velmi silné refrakční účinky na procházející světlo. Dioptrická mohutnost rohovky představuje průměrně 40–44 dioptrií. Jakákoliv změna zakřivení rohovky má vliv na refrakční stav oka: obecně zmenšení zakřivení, zploštění rohovky v jejím centru oddálením ohniska koriguje krátkozrakost – myopii, zvětšením zakřivení v centru rohovky dojde ke zvětšení její optické mohutnosti, přiblížení ohniska a tedy ke korekci dalekozrakosti – hypermetropie. Odtud je již jen malý krok k pokusu chirurgicky ovlivnit zakřivení rohovky a tím refrakční stav oka. Jednodušším manévrem je oploštění centra rohovky – excimerovým ultrafialovým laserem provedená ablace tkáně povrchu rohovky tak, aby došlo k jejímu oploštění, a tím ke zmenšení dioptrické mohutnosti.

PRK, LASEK, EPILASIK

Fotorefrakční keratektomie (PRK) byla první z metod rohovkové refrakční chirurgie. Epitel rohovky byl odstraněn mechanicky či přímo laserem, v povrchových subepiteliálních vrstvách stromatu byla provedena vlastní laserová ablace excimerovým laserem o vlnové délce 192 nanometrů. Během několika dnů po zákroku došlo pod terapeutickou kontaktní čočkou k reepitelizaci povrchu rohovky. Metoda je dodnes používána, zejména pro její přesnost a nižší riziko komplikací, její nevýhodou je několik dnů trvající pooperační dyskomfort – slzení, pocit cizího tělíska, bolestivost. Variantou tohoto postupu je

zachování epitelu rohovky, který se před vlastním výkonem uvolní buď roztokem alkoholu o nízké koncentraci (LASEK) či mechanickým epikeratomem (EPILASIK), shrne laterálně mimo laserovanou oblast, na konci laserového excimerového zákroku je opět mechanicky nasunut na původní místo. Výhodou je rychlejší a bezpečnější epitelizace po zákroku (obr. 3.1.4.1 excimerový laser)



obr. 3.1.4.1 Excimerový laser

LASIK, FEMTOLASIK

Prakticky současně s PRK se začíná rozvíjet metoda LASIK – laser in situ keratomileusis. Její princip spočívá stejně jako u PRK v opracování rohovky excimerovým ultrafialovým laserem, v tomto případě však ne bezprostředně na povrchu rohovky, ale ve stromatu rohovky. Mechanickým keratomem (LASIK) či femtosekundovým laserem (FEMTOLASIK) je oddělena lamela rohovky o síle cca 100 mikrometrů, odklopena laterálně, v obnaženém centrálním stromatu je proveden excimerový zákrok, po té je přiklopena rohovková lamela zpět. Zásadní výhodou tohoto postupu je velmi dobrý pooperační komfort, prakticky absence bolesti, nevýhodou je zvýšené riziko komplikací spojené s vyšší chirurgickou náročností a invazivitou. Vytvoření lamely femtosekundovým laserem umožňuje snížit tloušťku lamely.

RELEX, RELEX Smile, FEMTO PKP

Používání femtosekundového laseru v chirurgii rohovky umožňuje tvořit ve tkáni rohovky prostorové trojrozměrné řezy, čehož lze využít nejen v refrakční chirurgii, ale i při transplantaci rohovky či tvorbě řezů při operaci katarakty. Velmi krátké (femtosekundy) laserové pulsy o vlnové délce 1028 nanometrů dávkané do přesně určené trojrozměrné matrice v rohovce dokáží vytvořit ve stromatu rohovky prakticky libovolně složitý řez. Lentikulární či prstencovité tvary laserem vyřezané ze stromatu mění zakřivení rohovky podobně jako excimerový laser, výhodou je možnost neodklápat svrchní lamelu rohovky a odlaserovanou tkáň extrahovat ze stromatu malým servisním řezem (RELEX Smile). Transplantace rohovky ať v plné tloušťce (perforující keratoplastika) či jen lamely (lamelární keratoplastika) je chirurgický zákrok s nárokem na vysokou přesnost. Manuálně prováděné excize terče rohovky – ať už z příjemcovské či dárcovské tkáně – lze velmi dobře nahradit excízi femtosekundovým laserem, rohovková interface lze tvarovat tak, aby došlo k ideálnímu kontaktu dárcovského rohovkového terče s rohovkou příjemce.

Chirurgie čočky

Operace katarakty – šedého zákalu – je nejčastěji prováděný operační zákrok v humánní medicíně, v České republice se ročně provádí kolem 80 000 operací. Bylo otázkou času, kdy laserová technika pronikne i do tohoto zákroku. Je to zejména tlak pacientů, kteří od doby rozvoje laserové refrakční chirurgie rohovky vyžadují zákrok laserem prakticky v jakékoliv indikaci, operaci šedého zákalu nevyjímaje. Zákrok samotný prodělal v minulosti překotný vývoj, v současnosti se jedná ve většině případů o několik minut trvající ambulantní zákrok, při kterém lékař z malého rohovkového řezu otevře cirkulárně pouzdro čočky, ultrazvukovou sondou fragmentuje a odsaje čočkové jádro i hmoty čočkového kortexu a do ponechaného zcela transparentního čočkového vaku vloží umělou nitrooční čočku. Laser pronikl do problematiky operace čočky již před desítkami let: Původně čiré pouzdro původní čočky u části pacientů postupně podléhá vazivové přeměně, ztrácí svoji transparentnost a stává se překážkou v optické ose. Vytváří se takzvaný sekundární šedý zákal. Nd:YAG laserovým disrupčním zákrokem je v centru pouzdra za umělou čočkou vytvořeno fenestrum, tím je obnovena prakticky okamžitě

transparence optických medií. S nástupem femtosekundových laserů pronikla laserová technika přímo do operace šedého zákalu: Femtosekundovým laserem je vytvořen rohovkový řez i servisní rohovkové parcentézy, dále je laserem proveden přesný kruhovitý otvor v předním pouzdře čočky, jejíž jádro je následně za kontroly optickou koherenční tomografií laserem fragmentováno na drobné fragmenty určeného tvaru. Dále operace pokračuje standardním způsobem – aspirací fragmentovaného jádra a kortexu a implantací nitrooční čočky. Za výhodu zákroku provedeného laserem je označována větší přesnost, nepopíratelnou nevýhodou je zatím technická a finanční náročnost zákroku.

Chirurgie glaukomu

Glaukom neboli zelený zákal je poměrně široká heterogenní skupina očních onemocnění, která jsou charakterizována zejména zvýšeným nitroočním tlakem a z toho resultující ireverzibilní atrofií zrakového nervu. Základní podkladem je nerovnováha mez tvorbou a resorbci nitrooční tekutiny. Ta se tvoří v řasnatém tělese za duhovkou, proniká jednak do sklivce, jednak do přední komory, kde se resorbuje v oblasti takzvaného komorového úhlu při kořeni duhovky do venózního systému. Laserové zákroky jsou používány v mnoha indikacích u glaukomů nejrozličnější etiologie. Angulární glaukom nebo také glaukom s uzavřeným komorovým úhlem je typická jednotka, která vzniká nejčastěji anatomickou dispozicí oka. Při změlčení přední komory nejčastěji při věkem podmíněných změnách čočky může dojít ke kontaktu duhovky s endotelem rohovky, tím k uzavření komorového úhlu a blokádě cirkulace nitrooční tekutiny, dochází k rychlému a bolestivému zvýšení nitroočního tlaku. Kausální terapií je provedení laserové iridotomie Nd:YAG disrupčním laserem – laserem vytvořené fenestrum v duhovce přivede tekutinu od řasnatého tělesa přímo do komorového úhlu, kde se může opět volně resorbovat, prakticky okamžitě dojde k poklesu nitrooční tenze, k úlevě od bolesti, pokud zůstane fenestrum průchodné, je prevencí podobných epizod do budoucna. Chronický glaukom s otevřeným komorovým úhlem je další široká skupina onemocnění, kde je nitrooční tenze zvýšená dlouhodobě, často nepozorovaně a k neuropatii zrakového nervu dochází postupně. Diagnostika tohoto typu glaukomu je obtížnější, stejně tak i terapie, která je převážně medikamentózní, spočívá především ve snižování chronicky zvýšené nitrooční tenze. Pokud je efekt lokální medikamentózní léčby nedostatečný, přichází ke slovu léčba chirurgická. Laserové zákroky se zde provádějí v komorovém úhlu za účelem usnadnění filtrace komorové tekutiny, ať už fenestrací trabekula koagulací argonovým laserem – argon laserová trabekuloplastika či selektivním termálním účinkem Nd:YAG či diodového laseru k odstranění debris obturující trabekulum. U glaukomů refrakterních na terapii, nejčastěji u sekundárních neovaskulárních glaukomů přicházejí ke slovu cyklodestrukční metody, kdy je snaha vyřadit z činnosti část řasnatého tělesa za účelem snížení sekrece nitrooční tekutiny. Toho lze dosáhnout i laserem, jednak přímou koagulací endolaserovou sondou, častěji a snadněji diodovým laserem transsklerálním přístupem.

Chirurgie sítnice

První laserové zákroky v oftalmologii byly prováděny na sítnici. Koagulační efekt laserového záření je využíván v ošetřování trhlín sítnice, které neošetřené přímo vedou k jejímu odchlípení. Kolem sítnicové trhliny je provedena v několika řadách bodů laserová baráž (obr. 3.1.4.2), která zabrání pronikání tekutiny ze sklivce trhlinou pod sítnici a tím jejímu odchlípení. Zákrok se provádí jednak u samotných trhlín jako prevence odchlípení a také během operačních zákroků endolaserovou sondou. Dříve používané argonové lasery dnes nahrazují lasery diodové. Široké pole působnosti zaujímají laserové zákroky v terapii ischemických onemocnění sítnice, v první řadě diabetické retinopatie (obr. 3.1.4.3). Mimo důsledného dodržování normoglykémie je ošetřování sítnice laserem jedinou prevencí těžkého poškození zraku. Základním principem laserového ošetření je snížení hypoxie panretinální fotokoagulací – destrukcí ischemických zevních vrstev střední periferie a periferie sítnice je dosaženo lepší oxygenace důležitých centrálních struktur sítnice. Zákrok se provádí ambulantně, v několika frakcích, dnes převážně diodovými lasery. V centrální oblasti sítnice – v oblasti žluté skvrny se s výhodou používají lasery s možností nastavení vlnové délky k možnosti selektivně ovlivnit jednotlivé struktury sítnice, používají se podprahové intenzity stop se spíše termálním než koagulačním efektem. Do popředí se prosazují automatizované navigované laserové systémy, kde lze podle aktuální fotografie fundu naprogramovat rozsah a způsob laserového ošetření – rozmístění a intenzitu laserových stop. Laserová koagulace sítnice je základním terapeutickým postupem i u dalších ischemických retinopatií, jako je retinální venózní okluze či retinopatie nedonošených.



obr. 3.1.4.2 Ošetření diabetické retinopatie



obr. 3.1.4.3 Ošetření trhliny sítnice

Literatura

- Meyer –Schwickerath G.: Light coagulation. *Der Zusammenkunft Dtschg Ophthalmol Ges*, 66, 313-325
- Fankhauser F, Van de Zypen E: Futura of the laser in ophthalmology. *Trans Ophthalmol Soc.*, UK, 102, 159-163
- Slade SG et al.: The Complete Book of Laser Eye Surgery, Naperville, IL, Sourcebooks Inc., 2000
- Gaasterland et al: Clinical laser physics and laser safety. In: Ritch et al.: *The Glaucomas*, vol. 3, 2nd edition. St. Louis: Mosby 1996
- Mills RP, Weinreb RN: Glaucoma surgical techniques. American Academy of Ophthalmology, San Francisco, CA, 1991
- Seiler T, Mc Donnell PJ: Excimer laser photorefractive keratectomy. *Surv Ophthalmol*. 1995; 40:89-118
- Early treatment Diabetic Retinopathy Study Group: Photocoagulation od diabetic macular edema: ETDRS Report No.1. *Arch Ophthalmol* 1985; 103:1796-1806
- Trokel et al.: Excimer laser surgery of the cornea. *Am J Ophthalmol.*, 96,710-715
- Holz HA et al.: Glaucoma lasers: a review of the newer techniques. *Curr Opin Ophthalmol*. 2005;16(2):89-93
- Porta et al.: Current approaches and perspectives in the medical treatment of diabetic retinopathy. *Pharmacol Ther*. 2004;103(2):167-77
- Sugar A: Ultrafast (femtosecond) laser refractive surgery. *Curr Opin Ophthalmol.*, 13, 246 - 249
- Traub et al.: First clinical results with femtosecond neodymium-glass laser in refractive surgery
- Farim M, Steinert RF: Femtosecond laser-assisted corneal surgery. *Curr Opin Ophthalmol.*, 21(4), 288-292

Lasery v dermatologii

Doc. MUDr. Tomáš Fírkle Ph.D.,

Dermatovenerologická klinika FN a LF UK Plzeň, firkle@fnplzen.cz

Lasery představují pro dermatologa jednu z významných možností léčby kožních nemocí nebo slouží ke korekci kosmeticky nepříznivých výsledných stavů. Při indikaci laserového ošetření kůže hraje roli celá řada faktorů. Alternativou laseru bývají možnosti léčby lokální nebo fyzikální, včetně chirurgické. Lokální terapie je snadno aplikovatelná v domácím prostředí a většinou není provázána nežádoucími účinky ani nepříjemnými průvodními pocity. Na druhou stranu je poměrně zdoluhavá, vyžaduje spolupráci pacienta a její efekt není vždy uspokojivý. Chirurgická léčba je rychlá, razantní, často nezastupitelná, ale zanechává jizvu jako výsledný stav. Navíc se chirurgické řešení, stejně jako většina jiných fyzikálních léčebných metod, obtížně používá u plošně rozsáhlých kožních změn. Požadavkem dermatologa je tedy, aby laserové ošetření bylo rychlé, dostatečně účinné a zároveň přijatelné pro pacienta z hlediska možných průvodních nežádoucích účinků. Kromě vlastního léčebného efektu by měl být největší výhodou laseru také výsledný estetický efekt bez jizvení.

Dermatologie má v rámci laserové medicíny tu výhodu, že jednotlivé projevy jsou na kůži vlastnímu ošetření velmi snadno přístupné. To umožnilo široké použití laserů v kožním lékařství. Nejširší uplatnění zatím našly lasery v rámci korektivní dermatologie a estetické medicíny. Používají se nejčastěji ke korekci více či méně fyziologických změn kůže, které pacienta obtěžují spíše esteticky než zdravotně. Jedná se o barevné změny kůže, změny kožního reliéfu, nadměrné ochlupení a další. Některé z těchto „estetických indikací“ ale mohou být natolik výrazné, že pacienta limitují v běžném životě nebo mají psychosociální dopad. Lasery používáme také ke zlepšení patologických výsledných stavů, zvláště jizev. Vyložení zdravotní indikace k ošetření laserem představují v dermatologii stále menšinu. Důvodů je několik. Řada kožních nemocí je přechodného rázu a poměrně úspěšně farmakologicky léčitelných. Další velká skupina chorob je naopak vyložení chronických a často recidivuje na obrovské ploše kožního povrchu. U kožních nádorů je stále upřednostňováno chirurgické ošetření, a to především pro jeho vyšší úspěšnost léčby a možnost následného histopatologického ověření nálezu. Přesto také u chronických zánětlivých dermatóz a kožních nádorů se začíná laser ve vybraných případech uplatňovat. V neposlední řadě jsou lasery momentálně doménou center orientovaných spíše na estetické indikace, a to z důvodů vysoké pořizovací ceny a omezené šíře indikací u jednotlivých přístrojů.

Historický vývoj laserů v dermatologii

Za průkopníka laserové medicíny v dermatologii je považován Leon Goldman, který publikoval v roce 1963 první práce popisující efekt laseru na kůži. Jednalo se o využití rubínového laseru o vlnové délce 694 nm k destrukci pigmentových struktur, vlasových folikulů, ale také kožních nádorů. V roce 1964 byl zaveden do praxe CO2 laser, který se později stal jedním z nejpoužívanějších přístrojů. V šedesátých a sedmdesátých letech minulého století se nově používaly argonový a Nd:YAG (neodymium: yttrium aluminium garnet) lasery k léčbě cévních afekcí. Postupně se přidávaly do praxe další přístroje; za zmínku stojí úspěšný Er:YAG laser (erbium: yttriumaluminium garnet) v roce 1996.

Vhodné je uvést ještě další milníky. V roce 1983 popsali Anderson a Parrish princip selektivní fototermolýzy. Selektivní fototermolýza znamená přesnou, cílenou destrukci tkáně teplem v závislosti na vlnové délce světla, barvě (absorpční schopnosti) a velikosti cílové tkáně. Uvedené veličiny jsou určující pro tzv. termální relaxační čas tkáně. Jedná se o dobu, za kterou cílová tkáň odevzdá teplo získané ozářením svému okolí. Jsou-li expoziční časy laserového paprsku kratší než termální relaxační čas cílové tkáně, dochází ke kumulaci tepla a jejímu selektivnímu poškození. To zvyšuje léčebný účinek laseru v cílové tkáni a zároveň minimalizuje jeho nežádoucí účinky na tkáň okolní. Tento objev vedl k vývoji laserů pracujících v pulzním režimu. V roce 2004 byla Andersonem a Mansteinem popsána frakcionalizace laserové fototermolýzy. Jde o změnu při ošetření větší plochy kůže laserem. Mezi jednotlivými mikrozónami termální destrukce zůstávají zachovány okrsy neošetřené kůže, které tvoří v součtu více než polovinu plochy. Tyto okrsy pak slouží jako rezervoár pro regeneraci tkáně, umožňují migraci keratinocytů a fibroblastů do rány a výrazně zrychlují její hojení. Frakcionalizace našla uplatnění hlavně u ablačních laserů (erbiový, Er: YAG nebo CO2 laser) a změnila jejich možnosti použití. Laserové přístroje prodávající stále velmi rychlý vývoj, který směřuje především ke zvýšení komfortu a bezpečnosti pacienta. Moderní vysokovýkonné lasery jsou v současné době standardně vybaveny kvalitním systémem chlazení (většinou vzduchem nebo kapalným dusíkem), který umožňuje částečnou redukci bolesti, ale především ochranu epidermis před termickým poškozením. Právě ochlazení povrchných vrstev kůže před vlastním průchodem světelného paprsku výrazně omezuje nežádoucí tepelné účinky laseru. Tvorba nekrotizované spojení s jizvením je v současné době po ošetření kůže laserem výjimkou.

Lasery používané v dermatologii

Lasery používané v dermatologii můžeme dělit podle celé řady kritérií, a to podle časového režimu (kontinuální, pulzní, „Q-switched“), podle aktivního prostředí (pevnolátkové, polovodičové, plynové, kapalinové, plazmové, lasery s volnými elektrony), podle výkonu (nízkovýkonné – biostimulační, vysokovýkonné) a podle indikací. V praxi je podle našeho názoru nejspolehlivější rozdělit lasery na biostimulační a vysokovýkonné. Invazivní přístroje s vysokým výkonem pak dále rozdělovat podle indikací. Takto budou některé příklady laserů probrány v dalším textu.

Biostimulační (nízkovýkonné) lasery

Vývoj biostimulačních laserů byl přeci jen pomalejší a většího uplatnění našly až v devadesátých letech minulého století. Jedná se o přístroje pracující s menší výkonovou hustotou nezpůsobující mechanické poškození tkáně. Mezi zástupce patří plynné (helium – neonový) a polovodičové (diodové) lasery. Helium-neonový laser pracuje v kontinuálním režimu s fixní vlnovou délkou 632 nm, polovodičové lasery nabízejí větší variabilitu vlnové délky i výkonu. Přístroje jsou často miniaturizovány (tužkové lasery) nebo vybaveny vhodnými pracovními hlavicemi k plošnému ošetření kůže. Protože jsou cenově dostupné, jsou hojně využívány v ambulantní praxi. Biostimulační lasery slouží k ovlivňování reparačního procesu při hojení ran, jelikož pozitivně zasahují do syntézy kolagenu, procesu neovaskularizace i epitelizace. Dále mohou mít protizánětlivý, analgetický, fotostimulační efekt a usnadňují průnik některých léčiv do kůže. V praxi se používají například u chronických ran, herpetických infekcí, algických stavů, alopecie, akné, menších jizev, stárnutí kůže a řady dalších indikací. Ošetření nízkovýkoným laserem nezpůsobuje termické poškození tkáně, je nebolestivé, bez většího rizika nežádoucích účinků. Jednotlivá ošetření je třeba opakovat, pacient si chrání oči brýlemi.

Vysokovýkonné lasery

Vysokovýkonné lasery slouží k destrukci určité cílové tkáně. Po dopadu elektromagnetického záření dochází k ireverzibilní změně na jinou formu energie, a to většinou na energii tepelnou. Klíčové jsou z hlediska indikace a výběru přístroje tzv. chromofory, tedy struktury schopné absorpce laserového záření. Důležitými chromofory při ošetření kůže jsou především hemoglobin, melanin a voda. Absorpční maxima hemoglobinu jsou v oblasti viditelného světla mezi 500–600 nm. Melanin nemá bohužel zřetelné úzké absorpční maximum. Je dobře absorbován v oblasti viditelného a blízkého infračerveného záření s vlnovou délkou do 1000 nm; přitom s narůstající vlnovou délkou absorpce melaninem spíše klesá. V určitých částech spektra elektromagnetického záření se tedy uplatňují melanin i hemoglobin současně. Voda je absorbována infračerveným světlem o vyšších vlnových délkách. Zvláštní variantou jsou lasery vyzařující ultrafialové záření. Při výběru vhodného laseru je potřeba zohlednit také fakt, že s narůstající vlnovou délkou stoupá hloubka průniku dostatečného množství elektromagnetického záření do kůže. Při ošetřování dermálních struktur je výhodné v rámci absorpčních možností daného chromoforu volit vyšší vlnové délky laserového záření.

Cévní lasery

Cévní léze se ošetřují lasery, jejichž vlnová délka odpovídá absorpčnímu maximu hemoglobinu. Historicky se jednalo především o argonový laser, jehož použití mělo léčebné úspěchy, ale bylo velmi často provázeno vznikem nežádoucích jizev. V dnešní době se používají KTP laser 532 nm, pulzní barvivové lasery (PDL) 585–600 nm a v některých indikacích pulzní Nd:YAG laser 1064 nm či alexandritový laser 755 nm. KTP lasery jsou nejčastěji používány k ošetření tenkých a povrchných kožních ektází z estetických důvodů. Absorpce laserového záření hemoglobinem je dobrá, penetrace do tkáně poměr-

ně malá a bezpečnostní profil vynikající. Pulzní Nd:YAG laser s vyšší vlnovou délkou a delšími pulzy se používá u silnějších venektázií a hlouběji uložených lézí nebo jejich částí (hemangiomy, hypertrofický nevus flammeus). Blízké infračervené záření umožňuje kompetitivní uplatnění melaninu a vody jako chromoforu, riziko jizvení je oproti ostatním laserům přeci jen větší. Pulzní barvivové lasery představují v současnosti zlatý standard mezi vysokovýkonnými cévními lasery. Pracují nejčastěji s vlnovou délkou 595nm, která je sice těsně vedle absorpčního maxima hemoglobinu, ale zajistí hlubší průnik záření do kůže. PDL je možné bezpečně použít u širokého spektra diagnóz, různého kalibru cév, v podstatě ve všech lokalizacích a u všech věkových skupin pacientů.

Při použití vysokovýkonných cévních laserů obecně dochází ke koagulaci a reabsorpci cév. Výsledkem je vymizení cévních struktur nebo alespoň redukce červeného zbarvení ošetřené léze. Díky prohřívání horní části dermis a remodelaci vaziva je možné dosáhnout v některých případech také změny konzistence či objemu ošetřeného projevu. Popsán je imunoaktivační efekt cévních laserů, kdy jsou stimulovány buňky kožního imunitního systému a dochází k uvolnění některých tkáňových cytokinů. To umožnilo rozšíření indikací pulzních barvivových laserů mimo skupinu primárně cévních projevů. Průvodními nežádoucími účinky ošetření kůže cévními lasery jsou bolest, otok a purpura. Bolest se snažíme redukovat správnou technikou ošetření a následnou lokální péčí, důležitou roli sehrává výše uvedený moderní systém chlazení. Různé rozsáhlé krvácení do kůže v místě použití laseru je dáno termickým poškozením cévní stěny. Podle některých teorií dochází ke vzniku purpury i bez ruptury cévní stěny, když se při vysokých teplotách zvyšuje tlak uvnitř kapiláry a její stěna se stává více propustnou. Kratší expoziční časy laserového pulzu a větší hustota použité energie záření vedou k větší destrukci cílové tkáně a častějšímu vzniku krvácivých projevů. Vhodným nastavením laseru můžeme tedy riziko purpury omezit, i když někdy za cenu většího počtu ošetření nutného k dosažení téhož léčebného efektu.

Kongenitální cévní malformace typu „ohně“ (nevus flammeus) patří mezi klasické indikace použití cévních laserů. I když se jedná většinou jen o estetickou vadu kůže, neexistuje jiná podobně účinná možnost léčby. Postižená plocha bývá rozsáhlá, ošetření je proto technicky náročné a pro pacienta nepříjemné. Jednotlivá sezení je třeba k dosažení žádaného efektu opakovat v intervalech 2–3 měsíců. Po výkonu se často nevyhne purpura a otoku. Ve většině případů léze kompletně nemizí, ale dochází k výrazné redukci červeného zbarvení. V průběhu léčby můžeme pozorovat přechodné nepříjemné nerovnoměrné zbarvení kůže („leopard effect“). Recidivy po ukončení léčby nejsou časté a nedosahují původního klinického obrazu. Lépe reagují na léčbu plošné, živě červené projevy, léze s větším obvodem, projevy lokalizované na hlavě a krku. U dětí jsou výsledky lepší než u dospělých. Používají se především pulzní barvivové lasery, u hypertrofických projevů nejlépe v kombinaci s pulzním Nd:YAG laserem.

Hemangiomy dětského věku představují nejčastější nádor u dětí vůbec. Vznikají brzy po narození a prodělávají třífázový vývoj s obdobím rychlého růstu, krátkou stabilizační fází a pomalou spontánní regresí. Podle hloubky uložení v kůži je dělíme na povrchní, smíšené a hluboké. Komplikací může být útlak, obstrukce či deformace okolních tkání, dále ulcerace, krvácení, jizvení. Nejčastěji bývají lokalizovány na obličeji, což má navíc dopady estetické. Řadu hemangiomů je možné ponechat bez

léčby. Alternativou léčebného použití laseru jsou dnes systémově či lokálně podávané beta-blokátory. Výsledný efekt léčby laserem je výrazně lepší u povrchních než u hlubokých hemangiomů. Úspěchem léčby může být zástava nebo omezení růstu nádoru, změna barvy, konzistence, méně často výrazná redukce objemu nádoru. Lasery lze použít i v přítomnosti komplikací jako je například ulcerace hemangiomu. Jejich vhodné ačasné použití může také vzniku některých výše popsaných komplikací předcházet. Podle posledních studií je nejlepší ošetřovat poprvé kojence ve věku 2–3 měsíců, kdy je hemangiom většinou plochý a včasné růstové fázi. Pak je možné zastavit brzy proliferaci a růst nádoru a z dlouhodobého hlediska je dosahováno nejlepších estetických výsledků. Ošetřujeme hlavně hemangiomy v rizikových lokalizacích: nedaleko oka, na nose, rtech, boltcích, rukou, na genitálu a v plenkové oblasti. Přibývá ošetření jinak nekomplikovaných projevů na prání rodičů v esteticky exponovaných oblastech. K léčbě se používají hlavně pulzní barvivové lasery, jednotlivá ošetření je třeba 3–4x opakovat v intervalu 2–4 týdnů. Dobrých výsledků je možné u problematických lézí dosáhnout při léčebné kombinaci laseru a beta-blokátorů.



Obr. 3.2.1a – Ulcerovaný hemangiom dětského věku na hýždí před léčbou.



Obr. 3.2.1b – Ulcerovaný hemangiom na hýždí po 4 ošetřeních cévním laserem.

Všechny typy cévních laserů se používají také k léčbě ostatních nezhoubných cévních nádorů. Ze zdravotní indikace jde o problematicky lokalizované nebo krvácející hemangiomy dospělých pacientů, pyogenní granulomy, angiokeratomy, angiofibromy a s menším úspěchem lymfangiomy. Laser volíme v situacích, kdy chirurgické řešení představuje problém s ohledem na lokalizaci projevu, jeho velikost, počet jednotlivých lézí nebo výsledné jizvení. U pyogenních granulomů je důležité správné stanovení diagnózy, kdy musíme vyloučit hlavně nevus Spitzové u dětí a amelanotickou variantu maligního melanomu u dospělých pacientů. Z estetické indikace nejčastěji ošetřujeme mnohočetné drobné senilní hemangiomy. V této indikaci je laser velmi elegantním a účinným řešením. Stačí jediné sezení, při kterém odstraníme i několik desítek jednotlivých projevů.

Kožní angiektázie jsou běžným důvodem k ošetření laserem. Vůbec nejčastěji přicházejí pacienti s ek-táziami v obličeji, mnohdy v rámci diagnostikované rozacey (růžovky). V případě její angiektatické

formy jsou lasery zatím nejúspěšnější léčebnou metodou. Pacientům nabízí možnost výrazného zlepšení již po 1–2 ošetřeních, které u řady z nich přetrvává měsíce až roky. Bez větších potíží je navíc možné laserové ošetření s úspěchem zopakovat při zhoršení nálezu. Používáme hlavně PDL 595 nm a KTP 532 nm. Při dostatečně dlouhém trvání pulzu (např. 10 ms) lze pacienty s obličejovými ektáziemi ošetřovat bez vzniku krvavých projevů a přesto s dostatečným efektem. Toto nastavení přístroje zkracuje dobu, po kterou jsou na kůži viditelné průvodní nežádoucí účinky laserového ošetření, a je v poslední době většinou pacientů upřednostňováno. Za terapeuticky rezistentní jsou považovány silnější ektázie po stranách nosu a v nasolabiálních rýhách, při jejich ošetření se nevyhneme vzniku purpury. Teleangiektatické změny v obličeji bývají laserem lépe řešitelné než pouhý plošný erytém.

Venektázie dolních končetin (retikulární a metličkové varixy) jsou estetickým problémem hlavně u žen středního a vyššího věku. Cévy mohou být různého kalibru a barvy, různě hluboko uložené a výrazně se liší také jejich počet. Nález drobných venektázií bývá spojen s ostatními známkami chronické žilní nedostatečnosti (větší varixy, hyperpigmentace, otoky a další změny). Nejpoužívanější léčbou v této indikaci zůstává sklerotizace. Laserem ošetřujeme hlavně živě červené, tenké, povrchní ektázie u pacientů bez větších varixů, které se obtížně sklerotizují. Úspěšnost léčby ektázií laserem je na dolních končetinách menší než v obličeji nebo na horní polovině trupu a navíc je zde vyšší riziko vzniku komplikací (posuny v pigmentaci). Použít můžeme v této indikaci Nd:YAG, KTP, PDL, alexandritový nebo diodový laser. U kmenových varixů na DK se uplatňuje endovaskulární laserová ablace, která však patří spíše do rukou angiologů a cévních chirurgů jako alternativa operačního řešení.

Mezi další klasické indikace ošetření cévním laserem patří *esenciální angiektázie, ektázie při kortikoterapii, pavoučkové névy, venektázie na rtech typu „venous lake“, radiodermatitida, poikilodermie, erythromelanosus coli* a další.

V posledních letech se výrazně rozrostla také skupina nevaskulárních kožních projevů a nemocí, které můžeme ošetřovat cévními lasery. PDL používáme k léčbě virových bradavic. Mechanismus účinku není zcela objasněn. Kromě interakce světla s hemoglobinem hraje pravděpodobně roli také přímé termální poškození keratinocytů, ve kterých viry přežívají. Nejlépe reagují podle našich zkušeností na léčbu periunguální bradavice, které jsou jinak obtížně řešitelným problémem dětí a mladých dospělých pacientů. Nejvíce rezistentní jsou bradavice lokalizované na plosce. Velmi se nám osvědčila důsledná redukce hyperkeratózy před laserem 10–14 denní aplikací keratolytika a mechanickým ošetřováním. Výhodou laserové léčby je krátké (mnohdy jednorázové) ošetření bez vzniku puchýře a rány, které nevyřazuje pacienta z jeho běžných aktivit. Nevýhodou je bolestivost. Je třeba volit nastavení s nejkratším možným trváním pulzu (0,45 – 1,5 ms), v některých případech kombinujeme laserová ošetření s lokální léčbou.



Obr. 3.2.2a – Virové bradavice na ruce před léčbou.



Obr. 3.2.2b – Virové bradavice po 1 ošetření cévním laserem v kombinaci s lokální aplikací keratolytika.

Další poměrně častou indikací jsou *jizvy*. Cévní lasery redukují esteticky nepříjemné červené zbarvení jizvy a počet angiektázií na jejím povrchu. Díky remodelaci vaziva v horních částech dermis se může jizva navíc rozvolnit, změkknout a oploštit. Nejraději ošetřujeme čerstvé, překrvené a nepřilíhající vyvýšené jizvy. Oblíbené je laserové ošetření u jizev brzy po úrazu nebo operačním výkonu. Ošetřovaná jizva může být normotrofičká, lehce hypertrofičká nebo atrofická. Pacienta ošetřujeme 2–3x s odstupem 6 týdnů, volíme poměrně krátké délky pulzu (nejčastěji 3 ms). Cévní lasery nebývají úspěšné u starších, tuhých, silně vyvýšených keloidních jizev. U rizikových pacientů s ohledem na tvorbu keloidů je možné „preventivní“ ošetření pooperační jizvy již 2 týdny po odstranění sutury. Alternativou laseru mohou být u jizev některé varianty lokální terapie (silikony, kortikoidy, cytostatika, imunomodulátory), intraleziózní injekční aplikace kortikoidů a kryoterapie. Problematický je efekt laserové terapie u strií.

Zajímavé jsou další ryze zdravotní indikace PDL 595 nm, i když se zatím jedná o jednotlivé menší soubohy publikovaných případů. S úspěchem byly ošetřovány *lupus erythematosus, ložisková sklerodermie, granuloma faciale, granuloma anulare, sarkoidóza, psoriáza, psoriatické postižení nehtů, akné, lichen sclerosus et atrophicus, projevy stárnutí kůže v obličeji* a řada dalších.

Lasery používané k odstranění pigmentací

Odstranění nejrozličnějších typů kožní pigmentace je z pohledu laserové medicíny poměrně problematickou záležitostí, přestože výše zmiňovaný Leon Goldman se o to pokoušel již před mnoha lety. Tehdy s použitím prvních argonových a CO₂ laserů šlo především o necílenou tepelnou destrukci, při níž bylo riziko nežádoucích účinků poměrně vysoké. Také v této skupině laserů se dnes uplatňuje princip selektivní fototermolýzy. Volba laseru a úspěšnost léčby závisí na celé řadě faktorů: charakter pigmentace (endogenní i exogenní), její absorpční charakteristika, uložení ve tkáni (intra nebo extracelulárně) a anatomická lokalizace v kůži (epidermis, dermis). Exogenní pigmentace představují traumatické a umělecké tetováže. Z endogenních chromoforů je nejčastěji cílem laserového paprsku melanin. Jak

již bylo uvedeno výše, má tento pigment poměrně široké absorpční schopnosti. Důležité je vyhnout se absorpčním maximům jiných kožních chromoforů a zároveň zajistit dostatečnou hloubku penetrace zvolené vlnové délky. Optimální je z tohoto pohledu použití elektromagnetického záření v rozsahu vlnových délek 630–1100 nm. Lasery s kratší vlnovou délkou se používají při odstraňování převážně epidermálních pigmentací, delší vlnové délky jsou nezbytné u dermálních lézí.

Při laserovém ošetření melaninových i exogenních pigmentací dochází k tzv. **fotodisrupci**. Nejprve extrémním způsobem narůstá teplota v cílové tkáni, následuje fokální vaporizace melanosomů obsahujících melanin nebo částí exogenního barviva, poté je pravděpodobně vlivem vznikající akustické vlny poškozena celá buňka obsahující pigment. Takto „rozštěpený“ pigment je následně fagocytován makrofágy, eliminován lymfatickými cestami nebo transepidermálně. Jelikož termální relaxační čas melanosomů je velmi krátký (nanosekundy), používají se k tomuto účelu lasery s vysokou energií ve velmi krátkých pulzních režimech. Jde o Q-switched Nd:YAG 1064 nm nebo 532 nm, alexandritový 755 nm, Q-switched rubínový 694 nm a pulzní barvivový laser 510 nm. Těmito lasery je možné odstraňovat pihy, senilní a solární lentiga, kávové skvrny, chloasma, melasma, pozánětlivé hyperpigmentace, nevus Becker, nevus Ota, nevus Ito, mongolské skvrny, event. některé ze zdravotního hlediska zcela klidné varianty kongenitálních či získaných melanocytových névů.

Z výše uvedených indikací lze dosáhnout nejlepších výsledků u melanocytových skvrn (např. lentiga, pihy), nesnadná je léčba hormonálně podmíněných pigmentací (melasma, chloasma). Velmi komplikovaná je léčba vícebarevných a hluboko lokalizovaných exogenních tetováží, které vyžadují opakované ošetřování různými přístroji. Nejčastější komplikací při laserovém ošetření pigmentací jsou edém, erytém, purpura a hlavně výsledné posuny v pigmentaci, ať už ve smyslu hyperpigmentace nebo hypopigmentace. Při léčbě tetováží může dojít ke vzniku granulomatózní zánětlivé reakce. Samozřejmě může být pigmentace také nekompletně odstraněna s nevyhovujícím estetickým výsledkem. Další možností, jak řešit především epidermálně lokalizované pigmentace, je fotoablace s využitím vaporizačních laserů (Er:YAG, CO2).

Je třeba zdůraznit, že ošetřování melanocytových névů laserem je velmi kontroverzní záležitostí a vyžaduje přesné stanovení diagnózy před zahájením léčby. Po laseru chybí možnost histopatologického ověření nálezu, čímž se zvyšuje riziko chybné diagnózy. Standardním doporučeným postupem ve všech diagnosticky nejasných případech a u všech projevů, které jednoznačně nevylučují zhoubný kožní nádor je chirurgická excize a histopatologické vyšetření. Laserové ošetření lze připustit např. u některých intradermálních nebo kongenitálních melanocytových névů, ale jedná se převážně o dermálně lokalizované afekce. Po léčbě těchto případů laserem zůstávají často v kůži menší zbytky projevu, které jsou zdrojem diagnosticky obtížných rekurentních névů. Zcela chybné je ošetřování melanocytových projevů bez předchozího vyšetření dermatologem s dostatečnou praxí v problematice kožních nádorů.

Laserová depilace

Laserová depilace je v současné době nejelegantnější a nejúspěšnější metodou určenou k odstranění nežádoucího ochlupení. Ostatní mechanické a chemické postupy, vosky nebo elektrolýza jsou méně účinné. Indikací k laserové depilaci může být v podstatě kterékoliv „nechtěné ochlupení“ na kožním povrchu. Mnohdy jde o fyziologický stav, který není pacientovi z praktického či estetického hlediska příjemný nebo neodpovídá aktuálním trendům. Proto je depilace jedním z nejžádanějších výkonů v rámci laserové estetické medicíny. Nesmíme ale zapomínat také na stavy patologické jako je hirsutismus (androgen-dependentní nadměrné ochlupení) nebo hypertrichóza. V těchto případech je vhodné kromě odpovídající léčby vyloučit některé patologické situace ve spolupráci s endokrinologem a gynekologem.

Laserová depilace je zajímavou technikou z pohledu fyzikálního. Podobně jako ostatní popisované metody využívá principu selektivní fototermolýzy. Chromoforem je melanin, přestože se v tomto konkrétním případě nejedná o vlastní cíl tepelné destrukce. Tímto cílem jsou buňky zárodečné matrix, lokalizované v koriu v oblasti vlasového bulbu. Pro tyto zárodečné folikulární buňky neexistuje vhodná vlnová délka elektromagnetického záření, která by je dokázala s úspěchem a selektivně zničit. Proto se využívá anatomické blízkosti melaninu ve vlasovém folikulu jako vhodného chromoforu. Melanin se v kůži nachází ve dvou částech, v bazální vrstvě epidermis a právě ve vlasovém folikulu. Epidermální melanin je lokalizován blíže kožnímu povrchu a termální relaxační čas epidermálních melanosomů je podstatně kratší (nanosekundy) než v případě folikulárních buněk (10–100 ms). Těchto rozdílů je třeba využít při laserové depilaci. Logicky se k tomuto účelu používají přístroje vyzařující podobné vlnové délky jako při odstraňování melaninových hyperpigmentací. Depilační lasery ale pracují s podstatně delšími pulzemi a v rámci uvedeného rozmezí využívají spíše delších vlnových délek. Tak lze dosáhnout destrukce vlasu a omezit zároveň riziko perifolikulárních hypopigmentací, a to dokonce i u pacientů s vyšším fototypem. K laserové depilaci mohou být používány rubínový laser 694 nm, alexandritový laser 755 nm, diodový laser 810 nm či 980 nm a Nd:YAG laser 1064 nm. Poslední dva uvedené lasery mají vzhledem k vyšší vlnové délce menší riziko destrukce epidermálního melaninu, přičemž diodový laser je podle dostupných údajů účinnější než Nd:YAG laser. U některých diodových laserů se s úspěchem používá skenovací systém ošetření kůže, který zvyšuje efektivitu a homogenitu ošetření a snižuje nebezpečí vedlejších účinků léčby jako je například tepelné poškození kůže způsobené nekontrolovatelným překryvem ošetřených míst při používání menších spotů.

Depilovat lze ochlupení v nejrůznějších lokalizacích, mezi ty často žádané pacienty patří zvláště obličej (ret, brada), axily a dolní končetiny. Z fyzikálního pohledu je ideální indikací k laserové depilaci tmavé ochlupení na světlé neopálené kůži. Ani laserem nelze zdaleka dosáhnout úplného a trvalého odstranění ochlupení. Jednotlivá ošetření je třeba opakovat a poté lze docílit alespoň permanentní redukce hustoty vlasových folikulů. Zbývající chlupy bývají navíc tenčí a méně nápadné. Mezi průvodní nežádoucí účinky laserové depilace patří bolest, přechodný erytém a perifolikulární edém. Obávané

jsou již zmiňované posuny v pigmentaci okolní kůže. Vzácně jsou popisovány také předčasné šedivění ochlupení v ošetřované oblasti, zvýšený růst tenkých velusových vlasů, protrahovaný erytém. Podobně jako u ostatních laserů by v současné době nemělo docházet ke vzniku nekrotických a nežádoucích jizev. Důležité je využití moderních systémů chlazení v průběhu laserového ošetření a nezbytná je vhodná následná lokální péče o kůži včetně ochrany před UV zářením.

Ablační lasery

Elektromagnetické záření z blízké infračervené oblasti je velmi dobře absorbováno vodou. Po expozici kůže těmto vlnovým délkám dochází k tzv. **fotoblaci**, tedy odpaření a odloučení velice tenké vrstvy epidermis. Vaporizace není v tomto případě selektivním procesem. Je omezena na buňky, které zasáhne laserový paprsek. Kolem nich se vytváří úzký pruh termického poškození. Ablačními lasery docílíme odpaření ošetřených projevů vyvyšujících se nad úroveň okolní kůže a kožní povrch se pak vyrovnává. Při výkonu většinou dochází k uspokojivé hemostáze. Po delší době (několik týdnů až měsíců) se díky termickým změnám v okolí vaporizované tkáně a následné remodelaci kůže napíná, vyhlazuje a mění se její textura. Pro tento efekt existuje v anglické literatuře celá řada pojmů jako „resurfacing“, „rejuvenation“ nebo „remodelation“. Do češtiny mohou být tyto termíny volně přeloženy jako remodelace, vyhlazení nebo omlazení kůže. Dá se říci, že laserová ablace v dermatologii nahradila dermabrazii a konkuruje kryoterapii a chemickému peelingu, v některých indikacích také chirurgickým metodám léčby. Výhodou fotoblace je její poměrně přesná kontrola v horizontální i vertikální rovině ošetřené plochy kožního povrchu.

Prvním laserem používaným k ablaci kůže byl CO₂ laser 10 600 nm, který je velmi účinný, ale jeho použití bylo provázeno nežádoucími účinky. Druhým zástupcem je Er:YAG laser 2940 nm, jehož paprsky jsou 10–16× více absorbovány vodou. Výsledkem jsou šetrnější a povrchnější ablace epidermis, menší množství nežádoucích účinků a zkrácení doby hojení ošetřené plochy. Na druhou stranu má Er:YAG laser podstatně horší hemostázu a díky menšímu prohřívání dermálních struktur také omezený efekt na výše uvedené vyhlazení a remodelaci kožního povrchu. Vysokovýkonné ablační (vaporizační) lasery lze použít k ošetření celé řady benigních kožních afekcí, jako jsou například seboreické veruzy, epidermální névy, fibromy, milia, hypertrofické mazové žlázy, angiofibromy, syringomy, virové bradavice, moluska, ale také jizvy nebo povrchní hyperpigmentace.

Pro další využití ablačních laserů měl zásadní význam objev frakcionalizace laserového paprsku a použití skeneru. Skener umožňuje zrychlit a zpříjemnit ošetření větší plochy kožního povrchu. Frakcionalizace byla popsána v úvodu této kapitoly a kromě lepších výsledků léčby především výrazně snížila výskyt dočasných i trvalých nežádoucích účinků. Právě proto jsou frakcionalizované ablační lasery využívány dnes v estetické medicíně k ošetřování obličejových změn souvisejících se stárnutím kůže (vrásky, nerovnosti reliéfu, pigmentové změny, některé benigní nádorky), chronického poškoze-

ní UV zářením nebo výsledných pozánětlivých stavů (akné) a plošných jizev (popáleniny). Po ošetření ablačními lasery je třeba počítat se vznikem erytému, otoku, někdy mírného kapilárního krvácení. Následně vzniká erodovaná plocha, která se postupně pokrývá krustou. Po jejím odloučení je kožní povrch hladký, narůžovělý, zranitelný. Rizikem je sekundární infekce, které je třeba předcházet antiseptickou nebo antibiotickou lokální léčbou. Dalšími komplikacemi může být přetrvávající erytém, posuny v pigmentaci (hypo i hyperpigmentace), jizvení. Důležité jsou technika ošetření, chlazení v průběhu výkonu i po něm, následná lokální péče a fotoprotekce. Jednotlivá ošetření je možné po delším časovém odstupu opakovat.



Obr. 3.2.3a – Atrofické jizvy a pozánětlivé změny v souvislosti s akné v obličejí, pacientka před léčbou.



Obr. 3.2.3b – Atrofické jizvy a pozánětlivé změny v souvislosti s akné, pacientka po 3 ošetřeních Er:YAG laserem.

Lasery a UV záření

Excimerový (xenon-chloridový) laser je zdrojem ultrafialového záření o vlnové délce 308 nm. Podobná vlnová délka (nejčastěji 311 nm) je v dermatologii běžně používána v rámci úzkopásmové fototerapie s využitím nekoherentních zdrojů. Princip účinku ultrafialového záření na kůži je poměrně dobře objasněn a bude podobný v obou výše uvedených případech. Záření o vlnové délce 308 nm neproniká hluboko do kůže a může proto ovlivnit pouze epidermální změny. Pomyslnou cílovou strukturou je v tomto případě DNA jednotlivých ozářených epidermálních buněk. Excimerový laser má především antiproliferativní a imunomodulační účinek. V některých indikacích se může uplatnit také stimulace melanogeneze. Kromě početné skupiny keratinocytů je důležitý vliv ultrafialového záření na rychle se dělící T-lymfocyty, u nichž dochází podle laboratorních studií k výraznému navození apoptotických změn. Úloha T-lymfocytů v etiopatogenezi některých autoimunitně podmíněných kožních nemocí, jako je například psoriáza, je klíčová.

Excimerový laser 308 nm je nejčastěji používán právě k léčbě lokalizovaných forem chronické psoriázy. Oproti běžné fototerapii má laser u dobře vybraných pacientů dvě výhody. Především lze ozařovat pouze chorobné plochy a nikoliv okolní nepostiženou kůži. To vede k výraznému snížení celkové kumulativní dávky použitého UV záření a předpokládané redukci nežádoucích účinků. Protože kůže v místě

psoriatické léze je daleko odolnější vůči nežádoucím účinkům UV záření, je navíc možné od počátku léčby pracovat s podstatně vyššími expozičními dávkami než u běžné fototerapie. Při klasické fototerapii začínáme se suberytémovými dávkami (nižší než individuální minimální erytémová dávka – MED, tedy nevede ke vzniku zarudnutí kůže), které velmi pomalu zvyšujeme. Při léčbě excimerovým laserem lze začít s dávkami 2–3x vyššími než je MED. Dokonce existují práce používající ihned energii až 16x vyšší než MED. Počet jednotlivých expozičních UV záření se tímto stejně jako výsledná kumulativní dávka snižují. Zároveň dochází k rychlejšímu zlepšení kožního nálezu. Nežádoucími účinky léčby mohou být erytém, otok, zarudnutí, pálení, při vyšších použitých dávkách pak také bolest a vznik puchýřů. Pacient ošetřuje během léčby psoriatická ložiska indifferently nebo používá některá lokální antipsoriatika. Obtížné je samozřejmě použití excimerového laseru u pacientů s rozsáhlými projevy při těžké formě psoriázy, kdy bývá indikována systémová farmakoterapie.

Dále můžeme léčebného účinku excimerového laseru využít například k léčbě vitiliga, lokalizovaných forem ekzémů, mycosis fungoides (primární kožní T-lymfom). Pacient se během léčby musí vyvarovat kumulace s další expozicí UV záření (přírodní či solária) a také lokální nebo systémové aplikaci fotosenzibilizátorů.

Lasery znamenají pro dermatologa vítané rozšíření léčebných možností v celé řadě indikací. Lékaři i pacienti si laserové ošetření oblíbili pro možnost rychlého provedení a rychlého zlepšení nálezu s velmi dobrým estetickým efektem. Na druhou stranu je třeba pacienty dobře informovat o některých úskalích a nežádoucích účincích laserů a dalších dostupných léčebných metodách. Vývoj jednotlivých přístrojů vede k rozšiřování indikací, zkvalitnění léčby a především ke zvýšení komfortu a bezpečnosti pacienta. To je třeba doplnit odpovídající technikou ošetření, používáním doporučených ochranných pomůcek (brýle), režimových opatření (chlazení, fotoprotekce) a příslušnou lokální péčí. Velmi důležitý je vhodný výběr pacientů k jednotlivým typům laserového ošetření. Zajímavé bude do budoucna sledovat, zda lasery více proniknou do léčby zánětlivých a nádorových onemocnění kůže. Již dnes jsou k dispozici studie, které informují o terapii kožních a slizničních karcinomů nebo lentigo maligna laserem.

Literatura

Goldman L, Blaney DJ, Kindel DJ, et al. Effect of the laser beam on the skin: preliminary report. *J Invest Dermatol* 1963;40:121–122.

Goldman L, Blaney DJ, Kindel DJ, et al. Pathology of the effect of the laser beam on the skin. *Nature* 1963;197:912–914.

Parrish JA, Anderson RR, Harrist T, et al. Selective thermal effects with pulsed irradiation from lasers: from organ to organelle. *J Invest Dermatol* 1985;80:70s–80s.

Manstein D, Herron GS, Sink RK, et al. Fractional photothermolysis: a new concept for cutaneous remodeling using microscopic patterns of thermal injury. *Lasers Surg Med* 2004;34(5):426–438.

Spicer MS, Goldberg DJ. Lasers in dermatology. *J Am Acad Dermatol* 1996;34:1–25.

Stewart N, Lim AC, Lowe PM, et al. Lasers and laser-like device: Part one. *Austr J Dermatol* 2013;54:175–183.

Sebaratnam DF, Lim AC, Lowe PM, et al. Lasers and laser-like device: Part two. *Austr J Dermatol* 2014;55:1–14.

Franca K, Chacon A, Ledon J, et al. Lasers for cutaneous congenital vascular lesions: a comprehensive overview and update. *Laser Med Sci* 2013;28:1197–1204.

Erceg A, de Jong EMJG, van der Kerkhof PCM, et al. The efficacy of pulsed dye laser treatment for inflammatory skin diseases: A systematic review. *J Am Acad Dermatol* 2013;69(4):609–615.

Stratigos AJ, Dover JS, Arndt KA. Laser treatment of pigmented lesions–2000. How far have we gone? *Arch Dermatol* 2000;136:915–921.

Gan SD, Graber EM. Laser hair removal: A review. *Dermatol Surg* 2013;39(6):823–838.

Slouka D, Kus V. Problematika homogenní aplikace laserového záření na rozsáhlé plochy lidské tkáně. *Electroscope* 2013–6–25.

Omi T, Numano K. The role of the CO₂ laser and fractional CO₂ laser in dermatology. *Laser Ther* 2014;23(1):49–60.

Bonis B, Kemeny L, Dobozy A. 308 nm excimer laser for psoriasis. *Lancet* 1997;22(350):1522.

Fikrle T, Pizinger K. The use of the 308 nm excimer laser for the treatment of psoriasis. *JDDG* 2003;1(7):559–563.

Lasery v otorinolaryngologii

MUDr. David Slouka Ph.D.,

ORL klinika FN a LF UK Plzeň, slouka@fnplzen.cz

Historický vývoj laserů v otorinolaryngologii

Základním požadavkem otorinolaryngologa je možnost operovat jak na rozsáhlých povrchových strukturách, tak i na nepatrných lézích hluboko v dýchacích cestách nebo ve středouší. Operační techniky často vyžadují použití operačního mikroskopu nebo endoskopu a precizní cílení laserového paprsku ať již rukou nebo pomocí mikromanipulátoru. Ideální laserový paprsek by měl mít vhodný poměr mezi řezacím a koagulačním efektem, měl by být účinný nejen na tvrdé kostní struktury, ale i na vaskulární léze.

Lasery si od konce 60. let minulého století našly postupně pevné místo jako další základní chirurgický nástroj na operačním sále. Zatímco skalpel je schopen pouze řezat a využívá k tomu mechanickou sílu, elektrochirurgické nástroje řezou a koagulují pomocí elektrického proudu, laser přidává ještě další schopnost - je schopen řezat, koagulovat a vaporizovat a to pomocí světelné energie.

Lasery v ORL se začaly prosazovat již počátkem 70. let 20. století nejprve v podobě CO₂ laserů. Spojení CO₂ s operačním mikroskopem přineslo do té doby nedostupnou přesnost a výrazně méně krvácející operační pole. Tuto přesnost však nebylo možné využít u endoskopických operací, jelikož paprsek CO₂ laserů lze přenášet pouze rozměrnými rameny se zrcadly. Vzhledem k maximu absorpce CO₂ laseru ve vodě je potřeba suché operační pole, tento laser způsobuje značnou karbonizaci tkáně a hemostáza není ideální. Z těchto důvodů nedošlo k masovému rozšíření CO₂ v ORL.

Jako alternativa k CO₂ laserům byly počátkem 80. let v Evropě implementovány Nd:YAG lasery. Tyto lasery mají dobré koagulační vlastnosti, paprsek se přenáší tenkým světlovodivým vláknem a lze je tedy použít v nekontaktním i kontaktním režimu s tkání. Suché operační pole není nezbytné, jelikož vlnová délka těchto laserů prochází čirými tekutinami prakticky bez útlumu a karbonizace je menší než

u CO₂ laseru. Nevýhodou Nd:YAG laseru proti CO₂ je nízká rychlost řezání při žádoucí míře koagulace i při kontaktní technice s použitím safírového hrotu.

Další logickým krokem bylo zavedení KTP laserů s vlnovou délkou 532 nm (zelené světlo ve viditelné oblasti spektra), ke kterému došlo v první polovině 80. let minulého století. Tato vlnová délka velmi dobře řeže i koaguluje bez použití hrotu pouze s volným vláknem a umožňuje pracovat v kontaktním i nekontaktním režimu. Řezání je rychlejší než u Nd:YAG laseru a koagulace lepší než u CO₂. Světlo KTP laseru prochází také bez útlumu čirými tekutinami a operátor má v kontaktním režimu dobrou taktilní zpětnou vazbu. KTP lasery byly po dlouhou dobu rozšířenými lasery v ORL, jelikož poskytovaly velmi široké možnosti využití.

V poslední dekádě pronikají do ORL nové typy laserů, které je možné rozdělit do dvou skupin podle důvodu jejich implementace. První skupinou jsou cenově velmi dostupné diodové lasery, jejichž smyslem je nahradit Nd:YAG a KTP lasery a umožnit jejich rozšíření i na pracoviště, která si nákladné lasery nemohou dovolit. Nevýhodou je, že diodové lasery se svými vlastnostmi svým vzorům, které mají nahradit, pouze přibližují. Jedná se tedy o kompromisní řešení. Druhou skupinou jsou technologicky zcela nové typy laserů, jako jsou např. Ho:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG, femtosekundový Ti:safír laser. Smyslem těchto technologií je jednoznačně využít lepších vlastností při interakci s tkání a posunout kvalitativně obor otorinolaryngologie do oblastí minimálně invazivní medicíny.

Při implementaci laseru je třeba mít na mysli, že jeho použití nemusí vždy přinést výhody oproti konvenčním technikám. Aplikace laseru jako moderní technologie za každou cenu se může snadno stát kontraproduktivní. Úspěch závisí na správné indikaci jeho použití, správném výběru typu laseru podle jeho vlastností a na správném provedení výkonu. K používání laseru je nutné pracoviště s vyškoleným personálem dodržujícím bezpečnost práce, ale také dostatečně zkušeného operátora s laserovými i klasickými operačními technikami.

Použití laseru v otolaryngologii

Lasery v otologii

Oblast ucha nenabízí velkou realizaci pro laserové přístroje. Obecně lze říci, že použití laseru je možné, ale vždy pro danou operaci existuje "klasická" alternativa.

V oblasti zevního ucha je invazivní laser použitelný velmi dobře pro řešení tumorů. U benigních kožních lézí lze bezpečně a bezkrevně provést jejich ablaci či vaporizaci hlavně na boltci. Operativa ve zvukovodu s sebou nese specifika přístupu do úzkého prostoru často za kontroly mikroskopu. Proto častěji volíme klasickou extirpaci z endomeatálního případně endaurálního přístupu. Obě cesty jsou z kosmetického hlediska naprosto přijatelné. U maligních tumorů je laserová vaporizace či ablace nevhodná pro nemožnost 100% stanovení histologické hranice tumoru a posouzení jeho kompletního odstranění s dostatečným lemem zdravé tkáně. Laser jde v tomto případě použít jako alternativu skalpelu při kompletní extirpaci s následným histologickým vyšetřením odebraného materiálu. Laserové přístroje dnes jsou schopny nabídnout incizi s termopoškozeným okolím v setinách až desetínách milimetru a výhodou je dobrá přehlednost operačního pole při minimalizaci krvácení. Více v kapitole "Lasery v dermatologii".

Ve středním uchu nabízí laser alternativu pro řešení sekreторické otitidy. Endoskopická adenotomie je zde prováděna v jedné době s zavedením drenáže do bubínku. Drenáž středouší lze zajistit laserovou myringotomií provedenou pod kontrolou mikroskopu např. CO₂ laserem nebo některým z diodových vláknových laserů. Oblast mediální stěny středouší je při výkonu "chráněna" vazkým obsahem středoušní dutiny. Výhodou proti klasické paracentéze s odsátím středouší (tento postup je většinou nedostatečný) je prolongované hojení bubínku v řádu několika málo týdnů, nicméně pro dostatečnou re-stauraci sliznice ve středouší a uvolnění ventilace Eustachovou tubou je většinou třeba zajistit náhradní ventilaci po dobu měsíců někdy i roku. Z toho důvodu bývá zavedení klasické drenáže preferováno.

Experimentálně byl použit laser i při rekonstrukční středoušní operaci - např. při myringoplastice, nicméně tento postup neskýtá výhody proti myringoplastice klasické, proto se nerozšířil. Někteří operatři používají laser při třmínkových operacích k vaporizaci šlachy třmínkového svalu a raménku třmínku nebo k dekompresi lícního nervu. I tyto výkony jsou většinou kofochirurgů prováděny klasickým středoušním instrumentariem.

Vnitřní ucho je v podstatě smysluplným použitím laseru netknuto. V ambulantní praxi bývají používány nízkovýkonové lasery k léčbě tinnitu. Přínos tohoto užití laseru není dostatečně prokázán, naopak existují studie srovnávající toto použití s placebem.

Lasery v rinologii

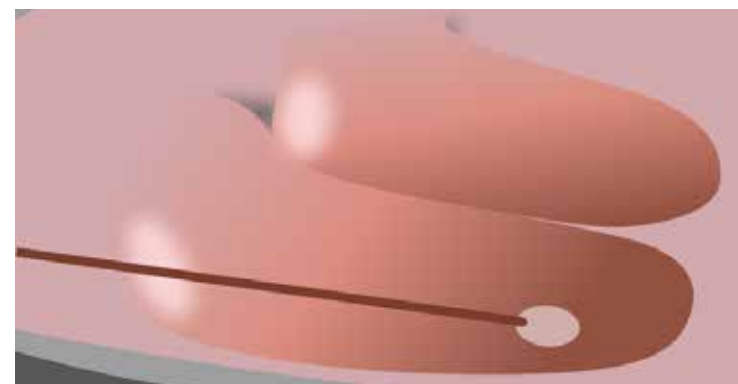
V dnešní době pro operace v dutině nosní jsou již výhradně používány vláknové lasery, i když v literatuře byly publikovány i práce o použití např. CO₂ laseru.

Historicky prvním byl v této lokalitě použit 1970 argonový 418/514 nm laser. Následovalo použití KTP laseru (532 nm), řady diodových laserů (800-980 nm), nepříliš rozšířené použití Ho:YAG laseru (2100 nm), pro cévní patologie Nd:YAG laseru (1064 nm). V literatuře občas publikovaný Er:YAG laser (2940 nm) neposkytuje dostatečné koagulační schopnosti a díky přenosu laserové energie ramenem se systémem zrcadel je jeho intranasální použití technicky stejně limitováno jako u CO₂. V budoucnu můžeme očekávat používání fotodynamické terapie s fotosenzibilizací cílové tkáně.

Asi nejvíce známé je použití laseru u mukotomií při chronické hypertrofické rýmě resistantní na medikamentózní terapii. Používané výkony bývají do 10 W maximálně 15 W v závislosti na absorpčním koeficientu dané vlnové délky v kontinuálním či pulsním režimu.

Možnost laserové mukotomie byla pro pacienty obrovským přínosem. Původně velmi nepříjemnou klasickou mukotomií v lokální ale častěji v celkové anestezii s nutností přední tamponády, hospitalizace a pracovní neschopnosti nahradil výkon, který je v podstatě bezkrevný, nebolestivý, proveditelný v lokální anestezii i u dětí, bez nutnosti přední tamponády, bez pracovní neschopnosti. Dalšími výhodami je minimum pooperačních kontrol a neporušený mukociliární transport povrchu sliznice skořepy.

Po místním umrtvení tampony s anestetikem (např. Tetracain, Xylocain spr.) se do těla hypertrofické skořepy zavede handpiece s vláknem (obr. 3.3.1) a tkáň se "zevnitř" aplikací laserové energie termicky poškodí. Při výkonu je vhodná endoskopická kontrola. Devitalizovaná tkáň se v řádu týdnů vstřebá a tím dochází k redukci těla skořepy a tedy k uvolnění prostoru v nosním průduchu pro respiraci. U chronických hypertrofických rhinitid alergického původu je velkou výhodou možnost i vícenásobného opakování výkonu při návratu obstrukčních obtíží, se stále zásadní šetrností k mukociliárnímu transportu.



obr. 3.3.1 - Princip laserové mukotomie

Dalšími výkony v dutině nosní mohou být septoplastiky, resekce krist septa za pomoci laseru. U těchto výkonů záleží na zvyklostech pracoviště a spíše je na ně pohlíženo jako na alternativu septoplastiky klasickým intrumetarium.

K prevenci recidivujících epistaxí či dokonce u venektazií v dutině nosní při onemocnění Rendu-Osler jsou cenným pomocníkem hlavně vláknové cévní lasery typu KTP, Nd:YAG, případně diodové lasery. Chromoforem u cévních laserů je oxyhemoglobin, proto dojde v cévě díky selektivní fototermolýze k produkci velkého tepla (až 400 C) a tím ke koagulaci cév. Vzhledem k podstatě onemocnění bývá nutný výkon opakovat.

K řešení synechií, měkkotkáňových atrezií choan nebo k extirpacím benigních tumorů lze pod kontrolou optiky použít v postatě všechny incizní vláknové lasery popsané u laserové mukotomie. U atrezie choany chrupačité nebo kostěné je výhodnější operovat klasickým instrumentariem. K operacím maligních tumorů je používání laseru nevhodné ze stejných důvodů jako byly popsány v oblasti ucha.

Někteří operatři používají laser při endoskopických operacích vedlejších nosních dutin např. pro nosní polypozu. Tato možnost je opět jednou z variant klasické endoskopické operace, proti které však nenabízí z hlediska pacienta žádnou výhodu.

Zatím poněkud kontroverzním tématem je použití laserů v nosohltanu k endoskopické adenotomii. Ať již metodou vaporizace tkáně nebo metodou ošetření lůžka po odstranění adenoidní tkáni kyretou nenabízí použití laseru při této operaci pacientům lepší efekt nebo lepší pooperační průběh.

Dutina ústní a hltan

V této oblasti je využití chirurgických možností laserové medicíny široké. Problematikou se zabývá i kapitola "Lasery ve stomatologii".

Nejznámějším laserovým chirurgickým výkonem je laserová uvuloplastika (LAUP, obr. 3.3.2) patřící do oblasti chirurgického řešení problematiky spánkové medicíny. LAUP je výkon řešící hlavně prosté chrápání. Vhodné jsou jakékoliv incizní lasery. Je jedno, jestli se bude jednat o ramenové přístroje přenášející energii systémem zrcadel (např. plynový CO2 laser) nebo přístroje využívající přenos vláknem (krystalické např. KTP nebo diodové). Lasery s flexibilním vláknem jsou ze své podstaty trochu praktičtější, nicméně pro pohyb v dutině ústní jsou dobře použitelné oba typy.

Výkon je prováděn ambulantně v lokální anestezii nebo krátké analgosedaci. Laserovým paprskem je snesena uvula a přebytečná tkáň patrových oblouků a měkkého patra. Výkon samotný je minimálně bolestivý a téměř nekrvavý. Bolestivost nastupuje v pooperační období, dle individuálního prahu bolesti pacientu může být v některých případech i velká a je třeba ji tlumit analgetiky. Jejím podkladem je v podstatě trvalé dráždění ranných ploch. Dýcháním, příjmem potravy, slinami a mikrobiální florou přítomnou v dutině ústní. Základem pro nekomplikované hojení je dostatečná hydratace.



Obr. 3.3.2a - Stav týden po LAUP



Obr. 3.3.2b - zahojené měkké patro po LAUP

Velice podobný průběh má i hojení při provedení tonsillectomie laserem (obr. 3.3.3). Tento výkon je na rozdíl od předchozího prováděn v celkové anestezii. Z toho plyne nutnost použití speciální endotracheální rourky pro laserové výkony. Podle druhu použitého laseru dochází při výkonu k výrazné redukci krvácení až k bezkrevnému výkonu. Zásadním poznatkem však je, že nedochází ke změně průběhu bolestivosti po výkonu při srovnání s hojením tonsillectomie provedené klasickým instrumentariem. Předpokládaným důvodem je exponovanost poměrně rozsáhlé ranné plochy v dutině ústní zevním vlivům zmíněným již i LAUP.



Obr. 3.3.3 - Tonsilektomie laserem

Stejným způsobem je možné postupovat při tonsillotomiích, případně při extirpaci benigních tumorů dutiny ústní. Výhodou je minimalizované krvácení z drobných cév. Cévy větší musí být řešeny standardními metodami jako je koagulace či podvaz. U maligních tumorů dává většina pracovišť přednost klasické chirurgii.

V některých případech dochází po tonsillectomii v průběhu let ke kompenzatorní hypertrofii lingvální tonsily. Vzhledem ke špatné přístupnosti prostoru je zde u laserové ablace (vaporizace) výhodou mini-

malizace krvácení a přehlednost operačního pole. Laser zde nabízí jednodušší, bezpečnější cestu než operace klasickým instrumentariem, prováděna je v celkové anestezii.

Podobným mechanismem jako u laserové ablace hypertrofie lingvální tonsily některá pracoviště provádějí operace redukující tumorozní masu u inoperabilních tumorů.

V literatuře popsané laserové odstranění ektopické štítné žlázy z kořene jazyka je též spíše experimentálním výkonem.

V oblasti jícnu se lasery zatím standardně k výkonům nepoužívají.

Lasery v laryngologii

Dalším poměrně častým využitím laserů v ORL je direktní laryngoskopie. Nejčastěji je používán CO₂ laser v kombinaci s adaptérem na mikroskop a klasickými nástroji hrtanového instrumentaria.

Výkony na hrtanu jsou prováděny v celkové anestezii, intubace je zajištěna odolnou endotracheální rourkou určenou k laserovým operacím nebo při tzv. tryskové ventilaci. Operativa vyžaduje dobře sehranou spolupráci anesteziologa a otorinolaryngologa.

Laserová fonochirurgie benigních lézí hrtanu přináší výborné funkční výsledky. Jedná se o afekce jako zpěvácké uzlíky, hlasivkové polypy, cysty, granulomy, Reinckeho edem a v neposlední řadě laserové vaporizace papilomatózy hrtanu. Zde laser umožňuje téměř bezkrevně odstranit papilomy podstatně elegantněji než klasické Kleinsasserovy nástroje. U řešení endolaryngeálních haemangiomů je vhodnějším než CO₂ laser spíše cévní laser KTP díky absorpci laserové energie v oxyhaemoglobinu.

Při bezkrevném průběhu výsledkem srovnatelné výkony s klasickými postupy umožňuje laser v hrtanu při řešení měkkotkáňových stenóz, například postintubačních. Neurologicky podmíněná mediální postavení hlasivek lze řešit dle konkrétního nálezu laserovou chordotomií či chordektomií.

Laser místo skalpelu je některými pracovišti preferován i u maligních afekcí v hrtanu. U ranných stadií k definitivnímu řešení procesu (odstranění tumorů in situ, chordektomie, endoskopické supraglottické laryngektomie), u rozvinutých k paliativnímu zprostornění dýchacích cest. Kurativní řešení pozdních stadií malignit je stále považováno za kontroverzní. Základní limitem pro operace větších tumorů je dobrá přehlednost operačního pole z endolaryngeálního přístupu. V každém případě k těmto rozsahem větším výkonům je třeba operátora s bohatou zkušeností s klasickými výkony a pracoviště musí být zvyklé ošetřovat takovéto pacienty v pooperačním období.

Laserové ošetřování v průdušnici se většinou provádí v místním umrtvení fibroskopem s pracovním kanálem a týká se především benigních lézí, stenoz, zdrojů hemoptýzy.

Literatura

Moritz A et al. *Oral Laser Application*. Quintessenz Verlag. 2006; 37:27–33.

Chrobok V, Vokurka J. *Současné možnosti využití laseru v otorinolaryngologii I. část: Vliv laserové energie na tkáň, typy laserů*. Lékařské zprávy. 1998; 43(5–6).

Chrobok V, Vokurka J. *Současné možnosti využití laseru v otorinolaryngologii II. část: Vlastní využití laseru v chirurgii hlavy a krku*. Lékařské zprávy. 1998; 43(5–6).

Astl J, Slaviček A et al. *Instrumentální a laserová chirurgie ektopické štítné žlázy na kořeni jazyka*. Česk Otorinolaryngol Foniatr. 1992; 41:262–6.

Hubáček J, Hložek Z et al. *Zkušenosti s laserovou myringoplastikou a myringotomií*. Otorinolaryngol. 1995; 44:3–5.

Klačanský J, Profant M et al. *CO₂ laser v chirurgii ucha*. Otorinolaryngol. 1995; 44:119–21.

Jovanovic S, Schnfeld U. *Application of the CO₂ laser in stapedotomy*. Adv Otorhinolaryngol Basel Karger. 1995; 49:95–100.

Profant M, Kuniak B et al. *Stapedotómia laserom*. Česk Otolaryngol Foniatr. 1993; 42:217–21.

Klozar J, Plzák J, Záborský M, Betka J. *Effectiveness and side effects of one-stage laser-assisted uvuloplasty in primary rhinopathy*. ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec. 2007; 69(5):316–21.

Fišer F, Hájek M et al. *Ošetření jizevnatých tracheobronchiálních stenóz fibrolaserem*. Česk Otorinolaryngol Foniatr. 1992; 41:129–34.

Crockett DM, Reynolds BN. *Laryngeal laser surgery*. Otolaryngol Clin North Am. 1990; 23:49–66.

Betka J. *The use of lasers in medicine*. Sb Lek. 1989; 91(5):146–9.

Betka J, Klozar J, Kasík P, Taudy M, Tichý S. *Treatment of benign laryngeal diseases using a CO₂ laser*; Sb Lek. 1989; 91(5):150–6.

Klozar J, Betka J et al. *Léčba papilomatózy hrtanu laserem*. Česk Otorinolaryngol Foniatr. 1992; 41:78–81.

Betka J, Tichý S, Klozar J. *Laser surgery of dysplasia and malignant tumors in the region of the head and neck*. Sb Lek. 1987; 89(6):187–92.

Betka J, Klozar J, Taudy M, Kasík P, Jablonický P. *Experience with laser surgery of malignant tumors in the area of head and neck*. Czech Med. 1991; 14(3):129–34.

Mladina R, Risavi R et al. *CO₂ laser anterior turbinectomy in the treatment of non-allergic vasomotor rhinopathy. A prospective study upon 78 patients*. Rhinology 1991; 29:267–72.

Kaluskar SK, Mehta R, Farnan TB, Basha SI. *Endoscopic 532-nm KTP laser excision of inverted papilloma of the nose and paranasal sinuses: a series of 9 patients*. Ear Nose Throat J. 2009; 88(4):880–7.

Supiyaphum P, Aramwatanapong P, Kerekhanjanarong V, Sastarasadhit V. *KTP laser inferior turbino-plasty: an alternative procedure to treat the nasal obstruction*. Auris Nasus Larynx. 2003; 30(1):59–64.

Janda P, Sroka R, Tauber S, Baumgartner R, Grevers G, Leunig A. *Diode laser treatment of hyperplastic inferior nasal turbinates*. Lasers Surg Med. 2000; 27(2):129–39.

Lasery ve stomatologii

Doc. MUDr. Pavel Poleník CSc.,

Stomatologická klinika FN a LF UK Plzeň, polenik@fnplzen.cz

Historický vývoj laserů v stomatologii

Ačkoliv Albert Einstein vyslovil teorii stimulované emise, která byla vědeckým základem pro vytvoření laseru již v roce 1916, první laser (rubínový) byl zkonstruován teprve v roce 1960. Následně se pak začaly objevovat další typy laserových přístrojů a začalo hledání jejich použití v různých medicínských oborech. Historie stomatologických aplikací se začala psát v roce 1965, kdy Stern a Sognaes demonstrovali vaporizaci skloviny rubínovým laserem. Tehdy dominantní kontinuální režim laserového paprsku však vyvolával vysoký vzestup teploty v zubní dřeni a metoda se tedy neujala. Tak jak se začaly objevovat lasery dalších vlnových délek, narůstala snaha o jejich implementaci do ovlivnění měkkých i tvrdých tkání ústní dutiny. Jako perspektivní pro preparaci měkkých tkání se ukázal CO₂ laser a následně i Nd:YAG laser. Určitým mezníkem orální aplikace laserů se stal rok 1990, kdy byl představen Nd:YAG laser pracující v pulzním režimu a cíleně zaměřen pro použití ve stomatologii. V roce 1997 pak byl oficiálně uveden Er:YAG laser jako první skutečný laser použitelný pro preparace tvrdých zubních tkání. O rok později byl stejným způsobem prezentován i Er,Cr:YSGG laser. Koncem 90. let byla také odstartována éra polovodičových diodových laserů, které se vzápětí staly dominantní skupinou laserů ve stomatologických ordinacích.

V současné době je slovo laser zcela běžnou součástí našeho denního slovníku a mnohdy už si ani neuvědomujeme, kde všude se s ním setkáváme. Laser se stal v průběhu posledních let významným pomocníkem v diagnostických i terapeutických metodách mnohých medicínských disciplín stomatologii nevyjímaje. Vzhledem k tomu, že na pozadí již existujících aplikací probíhá intenzivní výzkum s pozoruhodnými výstupy, přesouvá se pozornost z již osvědčených forem přímého a viditelného ovlivnění tkáňových struktur do kategorie celulárních a subcelulárních úrovní, kde laser poskytuje zcela nové a vědecky podložené perspektivy pro klinické použití.

Pod vlivem těchto skutečností jsou na místě racionální úvahy o začlenění na laserech založených technologií do rutinní stomatologické praxe. Slovo rutinní není uvedeno náhodně, ale proto, aby rozptýlilo předem očekávané obavy z finančních nároků vstupní investice. Dávnou historií jsou doby, kdy byl laser ve stomatologické ordinaci velmi selektivně zaměřeným zařízením s velmi sporadickým uplatněním a kdy získal pověst „drahého“ přístroje. Dnešní lasery jsou již koncipovány a vyráběny tak, aby pokryly co nejširší spektrum stomatologických požadavků v jedné soupravě, a poskytují tedy možnosti pro

skutečně každodenní použití. Tím se zcela změnila parametry s oblibou používaného poměru cena/výkon. V souvislosti s investicemi však nelze zamlčet investici, která je zaměřena na dosažení adekvátní erudice pro již zmíněnou rutinní a úspěšnou orální aplikaci laserů. V tomto ohledu je třeba si přiznat, že současné komplexní využití všech možností, které laserové technologie nabízejí, předpokládá ovládnout v analyticko-syntetickém režimu rozsah informací, který není ve stomatologii zcela běžný.

Lasery používané ve stomatologii

Vlnové délky laserů používaných ve stomatologii (tab. 3.4.1) leží v rozsahu od spektra ultrafialového (100–400 nm) až po spektrum infračervené (750 – 10600 nm). Lasery viditelného spektra mají vlnové délky 400–750 nm. V současné době jsou lasery pro orální použití schopné pokrýt velmi široké spektrum indikací od diagnostiky zubního kazu a premaligních a maligních změn ústní sliznice, přes preparační aktivity zaměřené na tvrdé i měkké tkáně až po neinvazivní laserovou terapii. Značná heterogenita orálních laserových zákroků naznačuje, že je ve hře početný soubor parametrů, které jsou schopné při vhodném nastavení tuto variabilitu zajistit. Patří mezi ně především vlnová délka, výstupní výkon, energie pulzu, kontinuální nebo pulzní režim, doba expozice, velikost ozářené plochy (a tím hustota energie), fyzikální a chemická povaha exponované tkáně (např. obsah vody, denzita, tepelná vodivost a tepelná relaxace tkáně). V neposlední řadě je ale velmi důležitým proměnným parametrem samotná ruka ošetřujícího, poněvadž může vzdáleností od ozařované tkáně, charakterem pohybu nad ní, ale i sklonem paprsku významně ovlivňovat finální efekt. Svým způsobem se jedná o vyjádření zkušenosti ošetřujícího.

Tabulka 3.4.1

Typ laseru	Vlnová délka
Argonový	488–515 nm
KTP	532 nm
Helium-neonový	633 nm
Diodový laser	635–670 nm – viditelný
Diodový laser	810–980 nm – neviditelný
Nd:YAG	1064 nm
Er,Cr:YSGG	2790 nm
Er:YAG	2940 nm
CO ₂ laser	10600 nm

Rychlý rozvoj laserových technologií ve stomatologii přinesl řadu aplikačních forem a pro širokou paletu možností je vhodné použít určitou přehlednou klasifikaci.

Základní členění laserových aktivit lze provést formou pěti rozdílných typů aplikací: diagnostika, preparace tvrdých tkání, preparace měkkých tkání, neinvazivní aplikace laseru a ostatní.

Diagnostika

Detekce iniciálních forem zubního kazu

Tyto diagnostické postupy jsou založeny na faktu, že kariézní tkáň obsahuje více vody než tkáň zdravé a absorbují tedy více světla, kterým je zub vyšetřován. Jedná se o část infračerveného světla o vlnové délce 700–1400 nm, které dopadá po průchodu zubem na CCD kameru a ta je nejenom zobrazovacím, ale i záznamovým médiem. Jednodušším zařízením je detektor, který pracuje s laserovým paprskem o vlnové délce 600 nm a analýzou jeho odrazu po interakci se zubní tkání vyhodnocuje akustickým signálem a numerickým vyjádřením na displeji charakter vyšetřované oblasti. Tento přístroj nemá schopnost záznamu. Výhodou těchto forem detekce zubního kazu ve srovnání s rentgenovým vyšetřením je nulová radiační zátěž, snadná opakovatelnost vyšetření a v některých případech i jeho větší citlivost. Problémem jsou přítomné výplně, kdy vyšetření jejich periferie na sekundární kaz často selhává.

Detekce vitality zubní dřevě

Vyšetření vitality zubní dřevě je v klasické podobě reakcí na stimulaci chladem. Jde o vyšetření zatížené subjektivní chybou a s celou řadou spolupůsobících faktorů. Laser vstoupil do této diagnostiky cestou Dopplerova jevu, který je schopen detekovat cirkulaci krve v cévách vitální dřevě. Jedná se o citlivější a pro pacienta zcela nezatěžující a bezbolestné vyšetření.

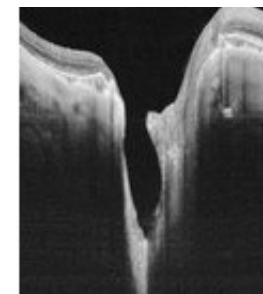
Laserová fluorescence pro detekci dysplastických změn ústní sliznice

Technologie je založena na principu změn fluorescence ústní sliznice, které jsou způsobeny přítomností abnormálních buněk ve tkáni. Přístroj emituje neškodné modré světlo (400–460 nm vlnové délky), kterým se nasvítí zkoumaná oblast ústní sliznice. Světlo způsobuje fluorescenci epitelu, dále prostupuje skrz bazální membránu až do podslizniční vazivové tkáně, kde fluoreskují křížení kolagenních vláken. Přes speciální optické filtry umístěné v ručním nástroji může lékař okamžitě vidět změny fluorescence ústní sliznice, což mu napomáhá k odhalení abnormálních buněčných aktivit.

Optická koherentní tomografie (OCT)

OCT je interferometrická technika využívající infračervené paprsky relativně dlouhých vlnových délek, které umožňují pronikat do struktur, kde jsou rozptylovány. Zdrojem tohoto světla mohou být supersvitivé diody, lasery s ultrakrátkými pulzy nebo superkontinuální lasery a díky nim se dosahuje submikrometrické rozlišovací schopnosti.

Dentální OCT detekuje kvalitativní a kvantitativní morfologické změny tvrdých a měkkých orálních tkání in vivo. Kromě toho může být OCT díky vynikajícímu prostorovému rozlišení také použita pro časnou diagnostiku zubního kazu (obr. 3.4.2.1), chorob parodontu i orálních prekanceróz a malignit. Další předností dentální OCT je schopnost trojrozměrného znázornění. To pomáhá k mnohem přesnější a rychlejší lokalizaci problémů v měkkých i tvrdých tkáních.



Obr. 3.4.2.1 Rozsah fisurálního kazu na snímku OCT

Preparace tvrdých tkání

Preparace kavity a odstranění kariézních tkání

Možnost preparace tvrdých tkání je podmíněna schopností laseru atakovat jejich strukturální chromofory, tj. hydroxyapatit, kolagen nebo vodu. Vývoj preparačních laserů pro tvrdé orální tkáně a zejména pak pro sklovinu a dentin byl velmi intenzivně očekáván i bedlivě sledován a zejména pak z hlediska jejich schopnosti soupeřit s klasickými rotačními nástroji v časové náročnosti preparací. V současné době je tato indikační skupina doménou Er:YAG a Er,Cr:YSGG laserů (obr. 3.4.2.2.1). Zejména pak Er,Cr:YSGG laser přinesl do preparace tvrdých zubních tkání prvek nazvaný hydrokinetický efekt a ten umožnil bezkontaktní a biologicky šetrnou preparaci sklovinu i dentinu s mírným časovým hendikepem ve srovnání s klasickými rotačními nástroji. Nicméně již v téhle chvíli držel primát v biologicky šetrné preparaci. V současné době již disponuje zcela novým pracovním hrotem, který při zachování všech původních pozitivních vlastností výrazným způsobem urychlil preparační proces, který je tak již kratší, než je tomu u rotačních nástrojů.



Obr. 3.4.2.2.1 Klasický preparační hrot Er,Cr:YSGG laseru (vlevo) a turbo hrot (vpravo) pro velmi efektivní preparaci tvrdých zubních tkání

Preparace tvrdých zubních tkání je selektivní, poněvadž se významně liší obsahem vody- a tedy chromoforem pro erbiové lasery- sklovina, zdravý dentin a kariózní dentin. Vhodným nastavením výkonu a vodního spreje, který je mediátorem hydrokinetického efektu, lze dosáhnout nejen preparační selektivity, ale i modulovat rychlost preparace a subjektivní vjemy pacienta při ošetření. Z tohoto důvodu preparace kavit zpravidla nevyžaduje použití anestezie.

Amputace a exstirpace zubní dřene

Pokud je kaz příliš hluboký nebo jsou již přítomny příznaky zánětu zubní dřene, je nutné provést její amputaci nebo exstirpaci. I tento zákrok lze provést laserem erbiové řady jako pokračování preparace dentinu. Příslušným způsobem nastavený režim laseru provede evaporaci zubní dřene v požadovaném rozsahu a vítaný je současný antibakteriální účinek, který zlepšuje prognózu ošetření zejména v případě amputace. Exstirpace dřene již úzce souvisí s často komplikovanou anatomií kořenových kanálků, ale současné endodontické hroty pro laserové ošetření jsou velmi tenké i flexibilní. I u tohoto typu ošetření se často obejeme bez anestezie.

Preparace kořenového kanálku včetně odstranění smear layer a bakteriální dekontaminace

Důležitou fází endodontického ošetření zubu je rozšíření kořenových kanálků a v případě gangrény dřene i účinná bakteriální dekontaminace, která se týká nejen samotného lumen kanálku včetně jeho ramifikací, ale i infiltrovaných dentinových tubulů. V tomto ohledu jsou lasery velmi užitečné, poněvadž zejména ve fázi bakteriální dekontaminace přinášejí zcela nové antimikrobiální mechanismy. Lasery erbiové řady jsou schopny participovat na rozšíření průsvitu kořenového kanálku, často se používá kombinace s ručními nebo rotačními nástroji. V každém případě je nutné, aby ošetření laserem bylo finálním krokem, poněvadž laser je schopen odstranit smear layer a připravit čisté otevřené dentino-



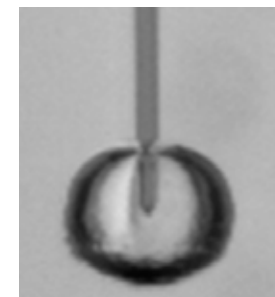
Obr. 3.4.2.2.2 Pracovní hroty s radiálním



Obr. 3.4.2.2.3 Geometrie vyzařování paprsku výstupu laserové energie z kónického hrotu

vé tubuly pro následnou kořenovou výplň. V zájmu efektivnější preparace stěny kořenového kanálku a bakteriální dekontaminace prošly endodontické pracovní hroty některých laserů změnami tvaru, kdy původně čistě cylindrický typ s rovným čelem byl modifikován kónickým zakončením. Tento typ pracovního hrotu se vyznačuje radiálním vyzařováním paprsku (označuje se RFT) a takto směřovaná laserová energie je podstatně účinnější než u pracovního hrotu s rovným čelem.

Bakteriální dekontaminace infikovaného kořenového kanálku je stále nedořešeným problémem, a to zejména proto, že bakterie mohou infiltrovat dentinové tubuly až do hloubky 1 mm, zatímco používané dezinfekční roztoky jsou schopny penetrovat pouze do vzdálenosti 0,1 mm. Antibakteriální dosah laseru je kolem 1 mm a v současné době se k tomuto účelu používají lasery erbiové řady, Nd:YAG laser a lasery diodové. U erbiových laserů jsou velmi užitečné hroty s radiálním vyzařováním, které distribuují laserovou energii žádoucím směrem. Kromě toho vyvolávají v kořenovém kanálku vyplněném tekutinou efekt nazvaný „akustická chemohydraulická ablace“, která je založena na tvorbě bublin a rázových vln s rychlým pohybem kapaliny. Tento fenomén významně zlepšuje dekontaminační efekt v obtížně přístupných lokalitách a dokonale odstraňuje zbytky smear layer.



Obr. 3.4.2.2.4 Tvorba bubliny kolem pracovního hrotu laseru

Nd:YAG a diodové lasery se vyznačují výrazným průnikem paprsků do kořenového dentinu a jejich účinek je založen především na termickém účinku, u některých bakterií se jedná o interakci s endogenními chromofory.

Preparace zubních tkání pro adhezivní techniky

V této indikaci se opět jedná o lasery erbiové řady, které jsou schopné vhodným způsobem modifikovat povrch skloviny a dentinu pro vazbu výplňových materiálů. Jedná se o detailní preparaci a dosažené povrchové struktury jsou podobné těm, které nalézáme po tradičních leptacích technikách. Předpokladem úspěchu je odpovídající nastavení laseru, ale i vhodné vedení laserového paprsku vůči ošetřovanému povrchu.

Preparace pro pečetění fisur

Úloha laseru v této indikaci je podobná, jako u adhezivních technik, tj. příprava povrchu skloviny pro pečetící materiál. Na rozdíl od klasického ošetření ale při použití laseru dochází k současné dekontaminaci prostoru fisury a tím se výrazně zvyšuje kvalita tohoto preventivního zákroku.

Řešení periapikálních procesů včetně resekce kořenového hrotu

Řešení problémů v periapikálním prostoru je zákrok týkající se měkkých i tvrdých tkání a z toho vyplývají i možnosti použití laserů. V chirurgickém režimu lze použít laser erbiové řady pro preparaci laloku, přilehlé kosti i k evaporaci periapikálně lokalizované granulační tkáně. Současně je možné i resekovat hrot kořene, případně preparovat kavitu pro apikální výplň. Výhodou tohoto postupu je malá agresivita promítající se do komfortnějšího hojení i lepší přehlednost operačního pole. Alternativně lze pro odstranění granulační tkáně použít i diodový laser, jehož předností je v tomto případě radikálnější hemostáza.

Ostektomie a osteoplastika v rámci prodlužování klinické korunky

Prodlužování klinické korunky je zákrok řešící estetické problémy zejména v exponovaném horním frontálním úseku. Důvody mohou být různé a stejně tak i rozsah korektivního zásahu. V některých případech postačí remodelace měkkých tkání, kde můžeme použít jak erbiové, tak diodové lasery, jindy jde o komplexnější postup, který již vyžaduje ostektomii či osteoplastiku. V tomto případě již připravujeme erbiovým laserem buď po odklopení laloku, nebo bez kontroly zraku cestou gingiválního sulku. Vzhledem k charakteru tkáňových změn kolem řezné plochy je tvarování měkkých tkání erbiovým laserem přesnější a předvídatelnější.

Preparace měkkých tkání

Laserová preparace měkkých tkání je výkon, který je součástí celé řady zákroků náležejících do různých stomatologických disciplín. Proto se nelze divit, že výčet indikací je velmi obsáhlý.

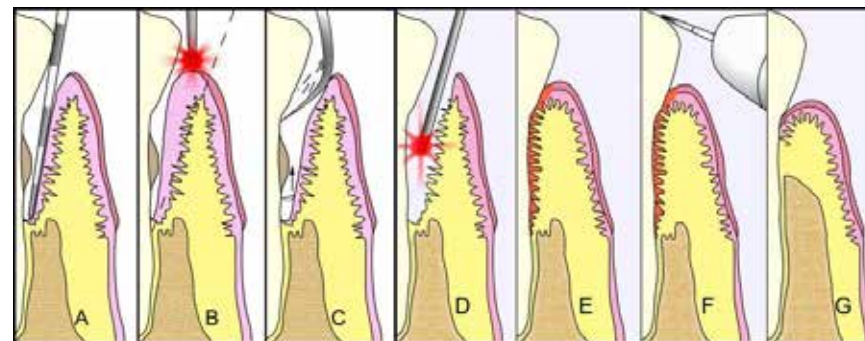
Subgingivální ošetření včetně odstranění zubního kamene

Subgingivální ošetření je jedním z nejfrekventovanějších parodontologických zákroků a musí být schopno plnit řadu požadavků ošetřujícího. Jeho součástí je odstranění tvrdých i měkkých depozit

na povrchu kořene zubu, odstranění infikovaného epitelu a granulační tkáně parodontálního chobotu a současně i co nejúčinnější bakteriální dekontaminace všech jeho struktur. Odstranění tvrdých depozit je doménou pouze erbiových laserů, které mají k tomu uzpůsobené hroty tak, aby se jednalo o selektivní účinek. Současné laserové systémy již dokážou vytvořit velmi kvalitní povrch kořene pro následné hojení. Měkké tkáně parodontálního chobotu lze ošetřit jak erbiovými, tak diodovými lasery. U diodových laserů je evaporace epitelu i granulační tkáně doprovázena velmi účinnou hemostázou, což přispívá k přehlednosti ošetřovaného prostoru. Antibakteriální aktivita se liší s ohledem na odlišnost cílových chromoforů, proto se často doplňuje fotodynamickými postupy, o kterých bude pojednáno v dalších kapitolách. Podobný efekt jako diodové lasery má i Nd:YAG laser.

LANAP – laser assisted new attachment procedure

Výše uvedené subgingivální ošetření svojí obecnou charakteristikou představuje především odstranění příčin a některých následků onemocnění s následnou reparací, avšak touhou ošetřujícího je dosáhnout určitého stupně regenerace ztracených struktur (obr.3.4.2.3.1). Postup běžného subgingiválního ošetření byl tedy modifikován tak, aby byly vytvořeny co nejlepší podmínky pro regenerativní procesy a podobně jako u postupů chirurgických jinou formou favorizovat buněčné linie zodpovědné za regeneraci a vyloučit takové buňky, které těmto pochodům brání. Výsledkem pak je regenerace alveolární kosti i fyziologická pozice pojivového attachmentu. Metodika byla vytvořena a ověřována v USA a zatím byl takto přejat i její název. Používá Nd:YAG laser, který však není schopen odstranit tvrdá depozita a tato fáze ošetření musí být provedena jiným způsobem. Během krátkého času se ale ukázalo, že lze použít i Er,Cr:YSGG laser, především pak s pracovními hroty s radiálním vyzařováním, stejně jako v prostředí kořenového kanálku. V současné době se pracuje na stejném typu hrotů pro diodové lasery a pak bude pravděpodobně možné použít i tuto skupinu laserů.



Obr. 3.4.2.3.1 Schéma metody LANAP, která umožňuje regeneraci alveolární kosti i pojivového attachmentu

Gingivektomie, gingivoplastika

Termíny vyskytující se již velmi dlouho v metodikách parodontologické chirurgie a znamenající korekci objemu a tvaru gingivy jsou v současnosti uváděny pouze v souvislosti s estetickými úpravami gingiválních hyperplazií nebo jiných tvarových abnormalit. Pro gingivektomii i gingivoplastiku lze použít všechny lasery pracující v chirurgickém režimu od CO2 laseru, přes lasery erbiové až po diodové. Poněvadž CO2 laser je k dispozici ve stomatologických ordinacích velmi zřídka, doménou jsou lasery erbiové a diodové. Aspekty tohoto ošetření jsou analogické prodlužování klinické korunky. Ve srovnání s klasickým chirurgickým postupem má pro pacienta hojení komfortnější průběh a výkon lze provést diodovým laserem i u pacientů v antikoagulační léčbě bez jejího přerušování.

Frenulektomie

Tento typ výkonu je indikován v převážné většině případů u dětí jako preventivní zákrok. Do popředí proto vystupují atributy ošetření dětského pacienta a s tím i řada výhod použití laseru. Vzhledem k přítomným chromoforům se pro použití nabízí CO2 laser, Nd:YAG, erbiový i diodový laser. I zde se uplatní především diodové a erbiové lasery. Zejména u laserů erbiové řady se jedná o velmi rychlé ošetření bez nutnosti sutury. Použití anestezie je individuální, tolerance výkonu velmi dobrá. Pooperační období nevyžaduje žádná omezení. U diodového laseru je nutno počítat s mírně delším obdobím do kompletní epitelizace vzhledem k termicky indukovaným kolaterálním tkáňovým změnám v okrajové části řezu.

Rekonstrukce insuficientní připojené gingivy

I tato forma ošetření řeší z preventivního hlediska drobnou anatomickou odchylku zpravidla v dětském věku. Provedení je velmi podobné, stejně jako spektrum použitelných laserů. Také v tomto případě je doba ošetření krátká, situace nevyžaduje suturu. I když je rozsah laserem ošetřené plochy podstatně větší, pooperační průběh je tolerován velmi dobře.

Preparace všech typů laloků

Preparace laloků pomocí laserů není příliš častá, ale uvádíme ji pro úplnost přehledu. Poněvadž obecné zásady vyžadují, aby preparace laloku byla vždy šetrná, jsou vhodné pro tento postup pouze lasery erbiové řady. Lze je použít jako skalpel v řezacím režimu, event. odlučovat periost od kosti. Vhodným tvarem pracovního hrotu lze provádět i rozštěpení laloku. Ve srovnání s klasickým skalpelem je ale preparace časově náročnější.

Incize, excize, vaporizace, ablace a koagulace měkkých tkání

Tyto výkony v souhrnu představují chirurgickou intervenci, kdy je možno alternativně použít laser zejména proto, že v mnoha případech není nutno aplikovat injekční znecitlivění. Vhodné jsou jak lasery erbiové řady, tak lasery diodové. Zásadním praktickým rozdílem je zde lepší hemostatický efekt u laserů diodových a ten může být podle okolností hlavním momentem pro výběr přístroje. I když oba druhy laserů mají antimikrobiální účinky, je nutno počítat s tím, že tkáňové ovlivnění je hlubší u diodových laserů a to může mít vliv i na způsob a průběh hojení zejména u rozsáhlejších ranných ploch.

Biopsie

Biopsie je variantou excize, kdy ale vyžadujeme co nejlepší zachování excidované tkáně pro histologické vyšetření. Jak již vyplynulo z předchozích kapitol, vhodným typem laseru pro tyto účely je laser erbiové řady, poněvadž modifikované struktury nacházíme pouze několik mikrometrů od okraje řezu. Preparace diodovým laserem je v tomto ohledu agresivnější a lze ji tedy použít pouze u objemnějších biopsických vzorků s vědomím, že periferní struktury nebudou použitelné. V případech hemokoagulačních problémů, ale tento způsob odběru může být výhodný.

Expozice neprořezaných zubů

Některé anomálie zubních oblouků mohou způsobit problémy s normálním spontánním prořezáním zubů. Pokud je erupce reálná s pomocí ortodontické léčby, je nutno odstranit část měkkých tkání i kosti, která obklopuje zub. Tyto výkony jsou indikovány opět v dětském či adolescentním věku a jsou vítány metody, které nejsou příliš zatěžující. V tomto ohledu je šetrným operačním postupem použití laseru erbiové řady, který je schopen preparovat jak měkké tkáně, tak i kost. Zejména v oblasti kosti je příjemnější nejen samotný výkon, ale i pooperační průběh.

Odstranění tumorků

V orofaciální oblasti se vyskytuje řada drobnějších benigních tumorků, které vycházejí z různých typů tkání, ale výrazně se mohou lišit i z hlediska morfologického. Poněvadž je ústní dutina i periorální oblast dobře přístupná aspekty, mohou být řešeny již v období malého rozsahu. Lasery v těchto indikacích převážně nahrazují skalpel a provádějí excizi. Pro výběr máme k dispozici CO2 laser, erbiové lasery, Nd:YAG a lasery diodové. Velmi jednoduché jsou excize u stopkatých tumorků, a vzhledem k tomu, že jsou ve stomatologických ordinacích nejrozšířenější diodové lasery, jsou obvyklým řešením. Pro plošně přisedlé tumory, zejména s výraznou kolagenní komponentou jsou výhodnější lasery CO2 a erbiové. Zejména u erbiových laserů není pro preparaci nutné znecitlivění. Zvláštní kapitolou jsou cévní tumory a malformace, kde jsou doménou diodové lasery a Nd:YAG laser. Vzhledem k tomu, že jsou cévní léze značně heterogenní, používají se terapeuticky i různé laserové režimy. Poněvadž by

měly být všechny tumorózní útvary histologicky vyšetřeny, je třeba do terapeutické rozvahy integrovat i požadavky na následné bioptické vyšetření.



Obr. 3.4.2.3.2a Papilom na palatinální sliznici



Obr. 3.4.2.3.2b Stav za 14 dní po odstranění Er,Cr:YSGG

Preparace měkkých a tvrdých tkání při extrakcích retinovaných zubů

Tyto indikace jsou typické zejména pro chirurgické extrakce retinovaných nebo semiretinovaných třetích molárů. Ve hře jsou měkké tkáně i alveolární kost obklopující zub. Doménou této aplikace jsou vzhledem k preparaci kosti lasery erbiové řady. S výhodou se zde uplatní šetrný způsob preparace měkkých tkání. Poněvadž je preparace kosti erbiovým laserem šetrná, lze počítat i s komfortnějším průběhem hojení. Určitý stupeň koagulace při preparaci erbiovými lasery je mechanismem, který vytváří přehlednější operační pole a přispívá tak ke zkrácení časových nároků na chirurgickou extrakci. Zanedbatelný není ani dekontaminační efekt laseru, zejména v případech, kdy je třeba operovat ve výrazně kontaminovaném terénu.

Dilatace gingiválního sulku před otiskem

Dilatace gingiválního sulku je důležitá etapa otiskovacího procesu vedoucího k co nejvěrnějšímu modelu pro konstrukci korunkových náhrad. Používá se řada mechanicko-chemických postupů, které jsou zatížené značnou časovou náročností. Jako účinná metoda se ukázala aplikace diodového laseru, jehož vlákno při cirkumdentálním pohybu v gingiválním sulku odstraňuje sulkulární epitel a tím se dilataje prostor mezi preparovaným pahýlem zubu a gingivou. Současně dochází i k účinné hemostáze a tím se optimalizují podmínky pro otisk. Hojení a reepitelizace gingiválního sulku nevede k žádným objemovým změnám, které by ovlivnily výsledný efekt protetického ošetření.

Odkrytí vhojeného intraosseálního implantátu

Dvoufázový implantát vyžaduje po vhojení intraosseální části odstranění měkkých tkání, které ho kryjí, a tak je umožněna fixace abutmentu. V klasické podobě je tento výkon chirurgickou záležitostí, ale s výhodou lze použít laserů pracujících v chirurgickém režimu. V tomto ohledu jsou preferovány lasery erbiové, které umožňují velmi přesné tvarování průchodu měkkými tkáněmi a významně urychlují jeho hojení a modelaci. Preparace nevyžaduje podání anestezie. Alternativou jsou i diodové lasery a Nd:YAG, ale zde je potřeba počítat s poněkud déle trvající remodelací slizničního límce kolem implantátu.

Hemostáza

Hemokoagulační efekt některých typů laserů je vítanou vlastností jak pro lepší přehled operačního pole, tak pro možnost provádět zákroky u pacientů s hemokoagulačními riziky. Jedná se o lasery, jejichž chromoforem je hemoglobin a typickými představiteli jsou Nd:YAG a diodové lasery. Určitý povrchový hemokoagulační efekt lze očekávat i u erbiových laserů, které k tomu používají specifické nastavení parametrů.

Odstranění leukoplakií a jiných hyperkeratóz

Hyperkeratotické projevy jsou v dutině ústní poměrně častým projevem a alternativou jejich chirurgického řešení může být i snesení laserem. Vzhledem k tomu, že se většinou jedná o prekancerózy, je rutinní záležitostí předchozí bioptické vyšetření. Vzhledem k tomu, že je postižená tkáň tvořena epitelovými strukturami, jeví se jako optimální použití laserů erbiové řady nebo CO₂ laseru. Hyperkeratotické vrstvy lze excidovat nebo plošně evaporovat, výkon zpravidla nevyžaduje znecitlivnění. To je výhodné zejména tehdy, když je nutné díky rozsahu léze provést ošetření etapovitě, nebo v případě pooperačních reziduí. Další možností pro řešení hyperkeratóz je fotodynamická terapie, která používá lasery jiných vlnových délek, ale o ní bude pojednáno dále.

Svařování tkání (náhrada sutury)

Tento směr využití laserů je nový a o jeho rozvoj se zasloužila především dermatologie spolu s chirurgií. Nicméně s ohledem na stejnou strukturu orálního epitelu jsou tyto poznatky použitelné i ve stomatologii. Princip svařování je založen na struktuře kolagenu, kdy se pomocí vhodného externího chromoforu a nízkovýkonového laseru o příslušné vlnové délce vyvolává spojení kolagenních fibril a tím soudržnost tkáňových komponent. Dosavadní výsledky jsou slibné a podporují další výzkum v této oblasti.

Urychlení hojení projevů některých slizničních chorob

Tato indikace je komplexní záležitostí, kdy se uplatňuje jak lehce invazivní režim, tak efekt biostimulační. Fáze ablační se uplatňuje zejména u lézí krytých nekrotickými hmotami nebo pablánami a jejich odstranění omezuje sekundární infikování a vytváří lepší podmínky pro epitelizaci. U některých typů lézí je výhodný právě antimikrobiální účinek. Z hlediska biostimulačního jsou akcelerovány mechanizmy hojení a pacienti pozitivně hodnotí i analgetický účinek laserového ošetření. Pro povrchové ošetření se nejlépe hodí lasery erbiové řady, které se uplatní šetrným ablačním režimem, pro fázi biostimulační jsou vhodné lasery diodové, ale i lasery červeného spektra, zejména pak ty, které poskytují vysoký stupeň koherence, jako je např. helium-neonový laser. U některých recidivujících chorob může mít laserové ošetření nejen bezprostřední efekt, ale může pozitivně ovlivnit i frekvenci recidiv. Někdy laserové ošetření vyřeší i situace, kdy klasická forma léčby selhává.

Neinvazivní aplikace laseru

Použití laserů v neinvazivním režimu není nikterak novou kapitolou laserových aplikací, jeho odvěkým problémem na rozdíl od invazivních technik ale byla průkaznost a exaktní ověření ryze biologických vlivů. Možnosti současného výzkumu ale jsou již schopny monitorovat procesy probíhající ve tkáních a přímo definovat jejich ovlivnění laserovou energií. Tato skutečnost výrazně poznamenala další cesty neinvazivní laserové terapie do té míry, že po dlouhou dobu používané velmi nízké výkonové úrovně již nejsou příkazem, ale pouze součástí komplexu, jehož druhým pólem jsou naopak poměrně vysoké výkony. Přístroje s novými charakteristikami laserového paprsku dovolují používat výrazně vyšší výkony až do 12 W s hustotou energie 400–600 J/cm² a mluvíme o tzv. vysokovýkonné laserové terapii (HILT), při které je efekt vyvolán vysokou intenzitou světelného impulzu v krátkém časovém intervalu bez narušení integrity dané tkáně. Poznání mechanismů neinvazivního účinku laserů je již poměrně široké a z tohoto pohledu se jeví jako potřebné definovat určité směry jejich aplikací. Proto je vhodné již v současnosti hovořit o fotostimulaci, fotomodulaci a laserové mikrobiální dekontaminaci.

Fotostimulace a fotomodulace

Fotostimulace indukuje kaskádu signálních aktivit iniciovaných absorpcí světla cytochromoxidázou. Tyto signální aktivity mohou zahrnovat aktivaci transkripčních faktorů, genovou expresi podjednotek cytochromoxidázy a řady jiných enzymů a biochemických reakcí vztahujících se ke zvýšení oxidativního metabolismu. Mimo jiné se významně uplatňuje při regenerativních procesech.

Mechanismus fotomodulace na celulární úrovni je připisován aktivaci komponent respiračního řetězce mitochondrií vedoucí k iniciaci signální kaskády, která podporuje buněčnou proliferaci a má cytoprotektivní účinek. Klinicky atraktivní může být indukce změn poměrů prozánětlivých a protizánětlivých cytokinů.

Tyto formy ošetření se zaměřují ve stomatologii především na:

- ošetření měkkých tkání po chirurgických zákrocích;
- aplikace u extrakčních ran a alveolitidy;
- podpůrná léčba u parodontopatií;
- některé choroby ústní sliznice (zejména recidivující afty);
- mukozitida jako komplikace léčby cytostatiky;
- urychlení regenerace poškozené nervové tkáně;
- stimulace osseointegrace a kostní regenerace;
- urychlení pohybu zubu během ortodontické léčby;
- aplikace u chorob temporomandibulárního kloubu;
- redukce bolesti;
- snížení citlivosti zubních krčků

Laserová mikrobiální dekontaminace

Široká nabídka laserů pracujících na různých vlnových délkách přináší i řadu možností, jak využít cílové struktury s tím související pro antimikrobiální aktivity. Ve stomatologii se to týká laserů erbiové řady, jejichž chromoforem je mimo jiné voda, kterou bakterie obsahují a dále laserů, jejichž energie se realizuje v pigmentech. Řada pigmentovaných bakterií náleží mezi velmi výrazné patogeny jak v oblasti dentogingiválního biotopu, tak v prostředí infikovaného kořenového kanálku (*Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, *Prevotella nigrescens*, *Prevotella melaninogenica*).

Přímá antibakteriální fototerapie využívající modré světelné spektrum o vlnové délce 445 nm již našla svoje komerční uplatnění v podobě aplikátoru Photoral (obr. 3.4.2.4), který je určen pro inaktivaci parodontálních patogenů obsahujících endogenní pigmenty. Zdrojem monochromatického světla jsou svítivé diody umístěné v nosiči tak, aby jejich paprsky směřovaly do oblastí akumulace mikrobiálního plaku a při aplikaci dvakrát denně vyvolávaly selektivní inhibici některých parodontálních patogenů s následným snížením patogenity biofilmu jako celku. Jedná se tak o první použití fototerapie pro rutinní aplikaci v rámci hygienické péče o dutinu ústní.



Obr. 3.4.2.4 Photoral

Pokud cílová struktura neobsahuje endogenní chromofory, lze je vpravit do dané oblasti jako exogenní a po aktivaci světlem příslušné vlnové délky vyvolat reakci, která má destruktivní efekt a mluvíme o tzv. fotodynamické terapii (PDT).

I když byly principy fotodynamické terapie objeveny již před 100 lety, své místo v arzenálu metod onkologické léčby si vydobyla teprve mnohem později. V posledních letech pak získává stále širší pozice jako neinvazivní terapeutická metoda pro léčbu různých bakteriálních, virových a mykotických infekcí. Fotodynamická reakce je výsledkem interakce mezi fotosenzibilizující látkou a světlem specifické vlnové délky v přítomnosti kyslíku. Vznikají cytotoxické produkty jako superoxidy, hydroxylové radikály, peroxid vodíku a singletový kyslík. Ten má v biologických systémech krátkou dobu účinnosti a současně i velmi krátký rádius aktivity ($0,02 \mu$). Jedná se o lokalizovanou odpověď bez ovlivnění vzdálenějších buněk nebo tkání. Je hlavním mechanismem poškození mikrobiálních buněk.

Většina fotosenzibilizujících látek je aktivována červeným světlem mezi 630 a 700 nm a s penetrací do hloubky 0,5–1,5 cm. Celková dávka světelné energie a hloubka destrukce se liší podle cílové tkáně a podle použité fotosenzibilizující látky. V současné době se jako zdroje světla ve fotodynamické terapii používají helium-neonové lasery (633 nm), gallium-aluminium-arsenidové diodové lasery (630 – 690, 830 nebo 906 nm) a argonové lasery (488–514 nm). Nověji se jako aktivátory fotodynamické terapie začínají prosazovat i výkonné LED. Z fotosenzibilizujících látek se ve stomatologii uplatnila především kyselina 5- aminolevulonová s význačnou schopností tvořit singletový kyslík a s použitím v léčbě prekanceróz a bazo- i spinocelulárních karcinomů. Dále je to pak skupina fotosenzibilizujících látek s uplatněním v antimikrobiální PDT jako je toluidinová modř, erythrosin nebo ftalokyanáty. Efektivním fotosenzibilizátorem s tvorbou singletového kyslíku je i tetracyklin.

Kromě PDT postupů používaných ve stomatologické onkologii je doménou fotodynamiky v rámci dutiny ústní antimikrobiální strategie zaměřená na mikroflóru dentogingiválního biotopu, infikovaného kořenového kanálku a sliznice dutiny ústní zvláště z hlediska mykotických infekcí.

Antimikrobiální PDT je adjuvantní složkou konvenční parodontologické léčby. Fotosenzibilizující látka v podobě roztoku je aplikována přímo do parodontálního chobotu a pokryje jeho stěny. K aktivaci

pak dochází laserovým paprskem vedeným optickým vláknem přímo do chobotu a následně dochází k usmrcení bakterií. Antimikrobiální PDT nezabíjí jen bakterie, ale může také vést k detoxifikaci endotoxinů a lipopolysacharidů. Lipopolysacharidy inaktivované prostřednictvím PDT nejsou schopné stimulovat produkci prozánětlivých cytokinů makrofágy. Ukázalo se, že bakterie spojené s parodontopatiemi mohou být usmrceny fotosenzibilizací toluidinovou modří s následnou aktivací HeNe laserem. Jako fotosenzibilizující látka ale může být v souvislosti s parodontálními patogeny použita i metylénová modř, která má v kombinaci s lasery o vlnové délce 633, 665 a 830 nm vysoký baktericidní efekt. Fotodynamická terapie je schopna zabít i bakterie, které jsou součástí biofilmu. Účinky fotodynamické terapie byly zkoumány i z hlediska schopnosti dekontaminovat povrch implantátů postižených periimplantitidou. Mikroskopické analýzy ukázaly, že fotodynamická terapie vede k destrukci bakteriálních buněk a současně žádným způsobem neovlivňuje reliéf titanového povrchu.

Je známým faktem, že komplikovaná anatomie systému kořenových kanálků a dentinových tubulů význačným způsobem determinuje úspěšnost endodontického ošetření. V poslední době se ale objevily studie, které uvádějí, že antimikrobiální fotodynamická terapie je schopná destruovat i bakterie, které nebyly dotčeny klasickými endodontickými postupy. Je však třeba brát v úvahu rozdílnou vnímavost bakterií v prostředí infikovaných kořenových kanálků k fototerapii. Zatímco dominantní část bakteriální mikroflóry je po senzibilizaci metylénovou modří a ozáření laserem o vlnové délce 665 nm a hustotě energie 30 J/cm^2 po dobu 5 minut kompletně usmrcena, nejobtížnější patogen – *Enterococcus faecalis* je eliminován pouze z poloviny. Teprve zvýšení hustoty energie na 222 J/cm^2 vede k jeho eradikaci. Slibným zjištěním je i skutečnost, že na fotodynamickou terapii reagují i bakterie, které jsou rezistentní na řadu rutinně používaných antiseptik či antibiotik.

Ostatní aplikace

Bělení zubů

Bělení zubů je často požadovaným typem ošetření. Existuje řada metod a v zásadě je lze provádět profesionálně v ordinaci, nebo formou domácí aplikace. Do ordinárního bělení vstoupily lasery různých vlnových délek a jejich přínosem bylo zrychlení celého procesu a současně jeho větší efektivita. Nejprve to byl argonový a KTP laser, které cestou fotochemické reakce výrazně zvýšily účinek barviv nebo fotoiniciátorů v bělicích gelech. Následně se začaly používat více rozšířené diodové lasery a jejich fototermický efekt ovlivňující specifický bělicí gel. V současné době je laserem zprostředkované bělení zubů nejefektivnější a současně velmi bezpečnou formou řešení některých dentálních estetických problémů.

Odstranění kořenových výplní a zalomených kořenových nástrojů

Odstranění kořenových výplní je proces analogický odstranění tvrdých zubních tkání, zejména pak skloviny. V současné době je to tedy doména laserů erbiové řady, jejichž nastavení musí co nejlépe odpovídat povaze materiálu. Současně je třeba přizpůsobit volbu pracovních hrotů anatomii zaplněných kořenových kanálků. Preparace spojená s účinným chlazením je zárukou toho, že nebude docházet k negativnímu termickému ovlivnění kořenového dentinu. Jiná situace nastává v případě zalomených kořenových nástrojů, kdy je třeba odstranit kovový materiál. Zde je nutno použít vysoké energetické hustoty, jejíž přenos nemohou zprostředkovat flexibilní pracovní hroty určené pro endodontické účely. Proto je reálnou volbou Nd:YAG, nicméně na místě je nutnost bedlivého monitorování teploty, která by mohla přesáhnout únosnou míru pro periradikulární měkké tkáně.

Tavení gutaperči při plnění kořenových kanálků

Dokonalá hermetická výplň kořenového kanálku je jednou z velmi důležitých složek úspěšného endodontického ošetření. V poslední době se ukázalo, že v tomto procesu mohou být nápomocny i lasery. Při obturaci kořenových kanálků gutaperčou je velmi důležitá zatékavost tohoto termoplastického materiálu do členitého povrchu dentinové stěny a v tomto ohledu lze využít schopností některých laserů zajistit optimální rozsah jeho tavení. Vhodnými pomocníky jsou v těchto případech argonové, CO₂ a Nd:YAG lasery. Jiným typem kořenové výplně jsou pak materiály na bázi epoxidových pryskyřic a zde se může velmi dobře uplatnit v kontaktní zóně s dentinovou stěnou Er:YAG laser.

Vysoušení kořenových kanálků

Jedním z předpokladů dobrého spoje mezi kořenovou výplní a dentinovou stěnou je vysoušení prostoru, kde má k této interakci dojít. Klasickým postupem je vysoušení pomocí papírových čepů, ale laserové techniky mohou poskytnout účinnější formu ošetření. Poněvadž řada laserů disponuje pracovními hroty, které lze zavést i do anatomicky obtížných míst, nabízí se využití nespécifického termického efektu nebo přímo mechanismu, kdy je voda odpovídajícím chromoforem pro daný laser. První typ ošetření bude typický pro argonový, Nd:YAG a diodový typ laseru, druhý pak pro lasery erbiové řady. Další výhodou tohoto mechanismu sušení kořenových kanálků je současný dekontaminační efekt, který je společný všem jmenovaným typům laserů.

Jak uvedený základní přehled možného použití laserů ve stomatologii ukazuje, jedná se o velmi perspektivní směr v diagnostice i terapii chorob dutiny ústní. Velmi rychle narůstají nové poznatky opírající se o nejmodernější výzkumné metody a ty mohou být díky vývojovým schopnostem výrobců laserů bezprostředně převáděny do praxe. Široká paleta laserů spolu s rozsáhlým indikačním spektrem a individuálními podmínkami u každého pacienta přináší nejen potřebu hlubokého primárního vzdělání v této oblasti, ale i svědomité kontinuální vzdělávání. Zejména v případě invazivních laserů musí být jeho interakce s tkáněmi vedena nejen hlubokými teoretickými znalostmi, ale i rozvážnou a zkušenou rukou operátora.

Literatura

1. SCHWARZ, F., SCULEAN, A., GEORG, T., REICH, E. Periodontal treatment with an Er: YAG laser compared to scaling and root planing. A controlled clinical study. J Periodontol, 2001, 72, 361–367.
2. FONTANA, CR., KURACHI, C., MENDONCA, CR., BAGNATO, VS. Microbial reduction in periodontal pockets under exposition of a medium power diode laser: an experimental study in rats. Lasers Surg Med, 2004, 35,263–268.
3. SOUKOS, N. S., CHEN, P. S., MORRIS, J. T., RUGGIERO, K. Photodynamic therapy for endodontic disinfection, J Endod, 2006, 32, 979–984.
4. ARNABAT, J., ESCRIBANO, C., FENOSA, A. et al. Bactericidal activity of erbium chromium: yttrium scandium gallium–garnet laser in root canals. Lasers Med Sci, 2007, 25:805–810.
5. NINOMIYA, T.,HOSOYA, A., NAKAMURA, H., SANO, K., NISHISAKA, T., OZAWA, H. Increase of bone volume by a nanosecond pulsed laser irradiation is caused by a decreased osteoclast number and an activated osteoblasts. Bone, 2007, 40,140–148.
6. TING, CC., FUKUDA, M., WATANABE, T., AOKI, T., SANAOKA, A., NOGUCHI T. Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation on the root surface: morphologic analysis and efficiency of calculus removal. J Periodontol, 2007, 78:2156–2164.
7. CARUSO, U., NASTRI, L., PICCOLOMINI, R., D'ERCOLE,S., MAZZA,C., GUIDA, L. Use of diode laser 980 nm as adjunctive therapy in the treatment of chronic periodontitis. A randomized controlled clinical trial. New Microbiol, 2008, 31, 513–518.
8. FIMPLE, J.L., FONTANA, C.R., FOSCHI, F., RUGGIERO, K. Photodynamic treatment of endodontic polymicrobial infection in vitro. J Endod, 2008, 34, 728–734.
9. GENOVESE, M.D., OLIVI,L. Laser in paediatric dentistry: patient acceptance of hard and soft tissue therapy. Eur J Paediatr Dent, 2008, 1, 3–17.
10. TACHIBANA, A., MARQUES, MM., SOLER, JM., MATOS, AB. Erbium, chromium: yttrium scandium gallium garnet laser for caries removal: influence on bonding of a self-etching adhesive system. Lasers Med Sci, 2008, 23, 435–441.
11. FRANZEN, R., OLIVEIRA, ME., MEISTER, J. et al. Decontamination of deep dentin by means of erbium, chromium: yttrium–scandium–gallium–garnet laser irradiation. Lasers Med Sci, 2009, 24, 75–80.
12. TAKASAKI, A. A., AOKI, A., MIZUTANI, K., SCHWARZ, F. Application of antimicrobial photodynamic therapy in periodontal and peri-implant diseases. Periodontol 2000, 2009, 51, 109–140.

13. ARNABAT, J., ESCRIBANO, C., FENOSA, A., VINUESA, T., GAY-ESCODA, C., BERINI, J.L., VIÑAS, M. Bactericidal activity of erbium, chromium: yttrium–scandium–gallium–garnet laser in root canals. *Lasers Med Sci*, 2010, 25, 805–810.
14. DE SOUZA, T.O.F., TREVIJANI MARTINS, M.A., BUSSADORI, S.K., SANTOS FERNANDES, K.P. Clinical evaluation of low-level laser treatment for recurring aphthous stomatitis. *Photomed Laser Surg*, 2010, 28, S2, 85–88.
15. ROTUNDO, R., NIERI, M., CAIRO, F. et al. Lack of adjunctive benefit of Er:YAG laser in non-surgical treatment: a randomized split mouth clinical trial. *J Clin Periodontol*, 2010, 37, 526–533
16. SIMUNOVIC, Z. Herpes virus infection low level laser therapy (lllt)– photobiostimulation applied as mono therapy in treatment of human pathogen herpes virus. *Laser in medicine*, 2012, 1, 1–12.
17. GENC, G., KOCADERELI, I., TASAR, F., KILINC, K. Effect of low-level laser therapy (LLLT) on orthodontic tooth movement. *Lasers Med Sci*, 2013, 28, 41–47.

Lasery v chirurgii

Doc. MUDr. Josef Vodička Ph.D.,

Chirurgická klinika FN a LF UK Plzeň, vodicka@fnplzen.cz

Doc. MUDr. Jiří Moláček Ph.D.,

Chirurgická klinika FN a LF UK Plzeň, molacek@fnplzen.cz

MUDr. David Šmíd,

Chirurgická klinika FN a LF UK Plzeň, smidd@fnplzen.cz

MUDr. Petr Novák,

Chirurgická klinika FN a LF UK Plzeň, novak@fnplzen.cz

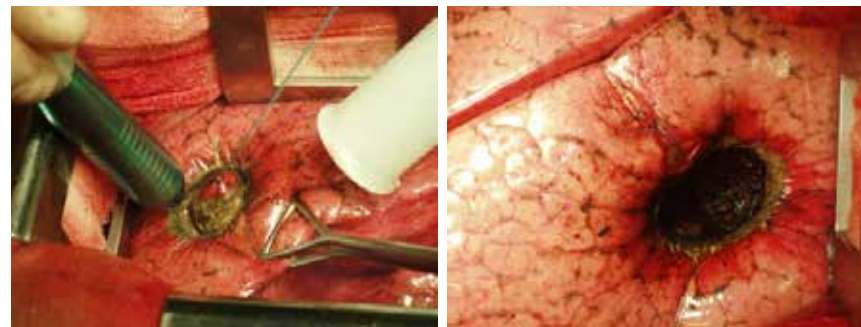
Vývoj laserů v chirurgii

Stejně jako v jiných oborech medicíny tak i v chirurgii se neustále vyvíjejí nové postupy a stále více se využívají nové, moderní technologie. Cílem této inovace je minimalizování rizik a snížení celkové zátěže nemocného. Díky tomu dochází k posunu hranice únosnosti pro nemocné. Jedním ze základních požadavků, které musí respektovat každý chirurg, je přesnost vlastního výkonu při současném zachování potřebné radikality, jež se musí spojit s jemností a respektem vůči operovaným tkáním. Mezi moderní technologie, které se běžně využívají v chirurgii, patří mimo jiné i laser. Laser mimo jiné umožňuje přesné oddělování tkání za současné koagulace cév a v některých případech je zde i možnost vaporizace. Historicky první zmínky o využití laseru ve všeobecné chirurgii se vztahují k CO₂ laseru a datují se k počátku 70. let 20. století. Současně počátkem sedmdesátých let minulého století začaly první experimenty využívající Neodymium: Yttrium–Aluminium–Garnet laser (Nd:YAG laser), který získal a do současnosti udržel nejširší využití v chirurgických oborech. V současné době se laser využívá v léčbě plicních nádorů, varixů dolních končetin a hemoroidů. Nově se například testuje efekt laserové epilace u nemocných s pilonidálním sinem.

Využití laseru v hrudní chirurgii

Využití laseru v hrudní chirurgii, ať již CO₂, argonového či Nd:YAG (Neodymium: Yttrium-Aluminium-Garnet), má svou mnohaletou tradici, výsledky dosahované přístroji o různých vlnových délkách však nebyly vždy optimální. Zásadní změna nastala konstrukcí Nd:YAG laseru o vlnové délce laserového paprsku 1318 nm koncem devadesátých let minulého století, který přinesl do hrudní chirurgie zcela novou, vyšší kvalitu. Tento přístroj byl speciálně vyvinut pro potřeby plicní chirurgie, přičemž prvotním impulsem jeho vzniku byla snaha najít operační techniku, která by umožnila radikální odstranění mnohočetných plicních metastáz při zachování maxima zdravé plicní tkáně.

Principem metody je absorpce světelné energie tkání a její přeměna v teplo. Při vývoji přístroje se vycházelo především z tkáňových determinant plicního parenchymu, jimiž jsou nízká hustota plicní tkáně (0,15 g/cm³), 80% obsah vody a silná smršťovací kapacita daná obsahem vzduchu v alveolech. Vlnová délka 1318 nm byla identifikována jako optimální pro efektivní kontrolu dvou největších rizik operačního zákroku, kterými jsou hemostáza a aerostáza, neboť poskytuje nejvyšší koagulační a sekční výsledky. Ve srovnání s do té doby nejčastěji používanou vlnovou délkou 1064 nm má desetkrát vyšší absorpci ve vodě, díky čemuž pronikne laserový paprsek tekutým prostředím jen do hloubky 6 mm. Je tak dosažena ideální kombinace resekce, koagulace a spékání plicní tkáně s možností spolehlivého uzavření tepen do průměru 2 mm a žil do průměru 3 mm. Působením laseru se plicní tkáň v místě řezu odpařuje při teplotě nad 900 °C, na povrchu resekční plochy vzniká koagulační nekróza o síle cca 3 mm, přičemž plicní parenchym zevně od nekrózy již není poškozen. Ve srovnání s tím byl u laseru o vlnové délce 1064 nm kolem vaporizačního kráteru pouze hyperemický okraj, bez koagulační nekrózy, což mělo za následek nedokonalou hemostázu. Přístroje podle jednotlivých typů poskytují výkon 40–120 wattů, přičemž 36 W je minimem potřebným pro úspěšné použití při operacích plic. Aplikace laserového paprsku je kontinuální a nekontaktní, jeho fokus je na výstupu z vlákna 260 μm, na výstupu z aplikátoru a tedy při kontaktu s tkání 600 μm. Pomocí kombinací čoček s různou ohniskovou vzdáleností (30 mm a 50 mm) a fokusovaných aplikátorů je možné dosáhnout dvou pracovních vzdáleností – 12 a 35 mm – a optimalizovat tak nastavení přístroje podle typu operačního výkonu. Nedílnou součástí přístroje je regulátor proudu plynu, který trvale proudí podél laserového paprsku a udržuje mu cestu mezi aplikátorem a tkání prostou absorpčních částic. Těmi mohou být částičky nekrotické tkáně či kouř, které část paprsku absorbují a snižují tak jeho účinek. Proud plynu rovněž spolehlivě zamezuje kontaminaci ohniskové čočky. Kouř vznikající spékáním tkáně je odsáván pomocí speciální odsávačky, která je taktéž součástí celé sestavy.



Obr. 5 Operační technika precizní excize pomocí Nd:YAG laseru 1318 nm – metastáza fixována stehem, vlevo patrný zelený aplikátor, vpravo odsávačka plyných zplodin.

Na rozdíl od předchozích typů laserových přístrojů se plicní ložiska Nd:YAG laserem 1318 nm neodstraňují vaporizací, tj. odpařením, nýbrž excizí s dodržáním potřebného bezpečnostního lemu. To umožňuje spolehlivě odstranit nejen ložiska na povrchu plicí či těsně subpleurálně, ale i ta uložená hlouběji v plicní tkáni, často až v oblasti plicního hilu. Technika precizní excize ložiska, kdy s ním odstraňujeme pouze bezpečnostní lem zdravé tkáně, výrazně šetří okolní nepostižený plicní parenchym, který je při operacích klasickou technikou vždy zbytečně resekován spolu s vlastním patologickým uzlem. Hlavní výhodou tohoto typu laseru je tedy maximální možné šetření zdravé plicní tkáně. Lze tak odstraňovat ložiska vícečetná, oboustranná, a to i opakovaně, aniž bychom pacienta vystavovali riziku významné redukce plicních funkcí, která by jinak limitovala rozsah a četnost zákroků. Současně se rozšiřuje okruh nemocných, u kterých mohou být radikální operace provedeny.

Ačkoli byl Nd:YAG laser 1318 nm primárně určen pro odstraňování plicních metastáz, uplatňuje se úspěšně i při dalších torakochirurgických výkonech. Nejčastější indikace jeho použití v plicní chirurgii jsou následující:

- * metastazektomie;
- * radikální odstranění nezhoubných nádorů;
- * odstranění zhoubných nádorů pro bioptické ověření;
- * biopsie plicní tkáně u diseminovaných procesů;
- * rušení pleurálních adhezí;
- * volumreduktivní plicní resekce;
- * anatomické plicní resekce – preparace v mezilalokových rýhách, segmentektomie.

Optimálního účinku laserového paprsku se dosáhne při rozeprté, tedy vzduchem naplněné, avšak neventilované plíci. Důležité je rovněž udržet během celého výkonu správnou pracovní vzdálenost aplikátoru přístroje od resekční linie, jež je potřebná pro maximální účinek laseru. Jakmile se tato zkrátí či oddálí od optimální, prudce klesá účinnost laseru, zejména se zhoršují jeho sekční vlastnosti. Převážně se používá pracovní vzdálenost 12 mm, větší (35 mm) je vhodná v místech, kde nelze zcela přiblížit aplikátor k operované tkáni, tj. je nutné operovat s určitou distancí. Laserový paprsek spolehlivě uzavírá tepny do průměru 2 mm a žíly do průměru 3 mm, průdušky a cévy většího průměru je nutné uzavřít opichovým stehem. Po správně provedené precizní excizi patologického plicního ložiska zůstává v parenchymu kuželovitý kráter, z něhož není patrný žádný únik vzduchu či pokračující krvácení. Přesto je doporučováno provést jakousi adaptační suturu vzniklého defektu, která je jednak určitou pojistkou před event. pooperačně vzniklým krvácením či air-leakem, jednak obnovuje přirozenou kontinuitu povrchu plíce a její tvar.

Vývoj ultratenkých křemíkových vláken (až 260 μ m) umožnil proniknout tomuto typu laseru i do mini-invazivní chirurgie hrudníku. Prostřednictvím speciálních nástavců lze ošetřit spontánní pneumotorax, provést plicní biopsii, odstranit různé pleuropulmonální léze, přerušit pleurální adheze, resekovat emfyzematicky změněnou plicní tkáň apod. Konstrukce přístroje a ultratenká křemíková vlákna dovolují i endobronchiální aplikaci laseru, tedy uplatnění na poli pneumologie, resp. bronchologie, např. k odstranění intrabronchiálních tumorů, stenóz či k zástavě hemoptýzy.

Z ekonomického hlediska jsou relativně vysoké pořizovací náklady přístroje vyváženy minimálními náklady provozními, ať již se jedná o spotřebovanou elektrickou energii nebo o pravidelný servis. Pozitivně se v ekonomice projevuje i úspora spotřebního materiálu (staplery, tkáňová lepidla aj.), které laser plně a spolehlivě nahrazuje. Díky své univerzálnosti slouží přístroj nejen hrudním chirurgům, ale i pneumologům, což dále zefektivňuje jeho provoz.

Nd:YAG lasery o vlnové délce 1318 nm jsou v současné době v hrudní chirurgii již plně etablovány a pracují v desítkách evropských torakochirurgických center, mimo jiné i v České republice. Jejich vývoj dále pokračuje, posledním na trh uvedeným typem je model buzený nikoli výbojkami, ale diodami, což mu umožňuje dosáhnout výkonu až 120 wattů. Jeho moderní konstrukce také zajišťuje konstantní průměr, resp. kvalitu laserového paprsku i při uvedeném vyšším výkonu, čímž se liší od jiných přístrojů, u kterých se s rostoucím výkonem průměr laserového paprsku rozšiřuje a klesá tak jeho přesnost.

Laser v cévní chirurgii

Laserová terapie varixů dolních končetin

Laserová terapie na poli varikózních žil dolních končetin se uplatňuje ve dvou oblastech.

Řešení drobných **metlicových varixů** (teleangiektázií) pomocí fotokoagulace zevně aplikovaným laserovým zařízením. Jde o bezkontaktní ošetření přes kůži a je vhodné pouze u metlicových varixů o průměru cca do 1 mm. Jedná se o kosmetický výkon, tato léčba nezlepšuje subjektivní potíže nemocného. Laserová energie prochází kožním povrchem bez jeho poškození a uvolňuje se až v luminu cévy. Nejčastěji bývají použity tzv. "cévní" lasery s vlnovou délkou 532 nm až 1064 nm, kde je cílovým chromoforem hemoglobin a tepelná energie vede k uzavření lumina cévky.

Vlastní léčba **typických varikozit dolních končetin**, ať již kmenových (na kmeni velké či malé safeny - VSM, VSP) nebo na jejich větvích je prováděna intraluminálně zaváděným katetrem s laserovým zdrojem (EVLt – Endovenous laser treatment). EVLt patří mezi tzv. termoablační metody, kdy varikózní resp. insuficientní žílu chirurgicky neodstraňujeme, ale uzavíráme ji koagulací pomocí intraluminálně zavedeného zdroje energie. Tyto miniinvazivní metody se začaly objevovat koncem 20. století. EVLt nelze nabídnout všem nemocným, je bezpodmínečně nutné, aby ji lékař indikoval na základě precizního klinického vyšetření doplněného o duplexní ultrasonografické vyšetření (DUSG). Katetr lze zavádět intraluminálně pouze z vpichu (nejčastěji v oblasti kolene pod USG kontrolou) nebo z incize v třísele v oblasti safeno-femorální junkce, kde lze zároveň provést crossectomii. Při vytahování katetru dochází k postupnému „zatavení“ žíly. Rychlost pohybu katetru závisí na výkonu laseru. Není jednotný názor, zda se má provést termoablace celé VSM (od vnitřního kotníku až po tříslu), někteří autoři preferují pouze stehenní úsek. Důvodem je možné poranění nervus safenus. Výkon je běžně prováděn jako ambulantní v lokální anestézii (nejčastěji tumescenční anestézie), v případě, že plánujeme ještě vícečetné flebektomie, je výhodná celková anestézie. Reakce tkáně závisí na fyzikálních parametrech laserového zdroje (výkon, vlnová délka). Nejčastěji se dnes k EVLt používají zdroje o vlnových délkách 532, 810, 940, 980, 1064, 1320 a 2000 nm. Paprsek lze aplikovat kontinuálně nebo pulzně. Ve srovnání s klasickou operační metodou je EVLt miniinvazivní metoda, která nemocného nezatíží a je spojena s minimálními pooperačními hematomy a kratší pracovní neschopností. Mezi nepříliš časté komplikace patří krátkodobě trvající bolestivost, zánět v místě zákroku (flebitida), snížení kožní citlivosti, parastézie a pigmentace. Závažnější komplikace či selhání této metody se objevují u nesprávně indikovaného pacienta nebo technického pochybení. Po výkonu nasazujeme kompresní punčochy minimálně na dva týdny. Úspěšnost této léčby ve smyslu kompletní okluze VSM se u všech autorů pohybuje kolem 95%. Samozřejmě ani tato metoda nemůže vyloučit recidivu onemocnění, recentní studie potvrzují, že krátkodobé a střednědobé výsledky jsou zcela srovnatelné s klasickým chirurgickým postupem.

Užití laseru v proktologii

V oboru proktologie se v současné době laser používá hlavně při léčbě hemoroidů. Jeho další využití je v paliativní medicíně inoperabilních karcinomů anorekta.

Hemoroidy jsou považovány za typické civilizační onemocnění. Chirurgická léčba přichází na řadu při selhání konzervativních prostředků.

Jedna z možností využití laseru je redukce hypertrofické tkáně corpus cavernosum recti. Společným efektem těchto metod je nekrotizace tkáně s následnou fibrotizací a tím i zredukování hypertrofického tělesa. Laserová technika patří mezi ty dražší, proto není tak rozšířena jako ostatní metody.

Asi před devíti lety byl poprvé proveden operační výkon, který byl popsán jako hemoroidální arteriální laserová okluze (HALO). Jedná se o modifikaci cílené hemoroidální arteriální ligace (HAL). Princip HAL spočívá v tom, že za pomoci speciálního proktoskopu, který je vybaven dopplerovskou sondou, se přírodní hemoroidální arterie identifikují a podvážou. Po tomto zákroku se očekává, že dojde ke zmenšení arteriálního plnění a následnému smrštění hemoroidálního tělesa. U HALO metody se místo vstřebatelného materiálu využívá k ligaci diodového pulsního laseru. Tato metoda je bezbolestná a je určena k léčbě hemoroidů I. a II. st. Pro terapii uzlů III. stupně byl navržen postup s užitím speciálně upraveného kónického laserového vlákna, které je zaváděno axiálně perianálně do oblasti hemoroidálního plexu z drobné kožní incize. Z ní se zasune submukózně laserové vlákno k cévní stopce hemoroidu a provede se arteriální okluze. Jelikož se již jedná o výkon v senzitivní části konečníku, je vhodné tento výkon provádět v lokální nebo celkové anestezii. Tato technika sleduje nejen uzavření terminální větve přírodní hemoroidální arterie, ale též vytvoření aseptické tepelné nekrózy. Při srovnání působení tepelné energie s ostatními metodami má laser nejlepší výsledky. Defekt tkáně dosahuje 1662 nm a nekróza hloubky 2168 nm, přičemž energie je selektivně vstřebávána molekulami vody a hemoglobinu. Laserový impuls tak kromě tepelné destrukce působí selektivní koagulaci v prostředí cévy.

Pracoviště, která mají zkušenosti s touto metodou prezentují tento výkon jako bezpečný, opakovatelný, snadno proveditelný a vzhledem k nejlepším výsledkům průniku do tkáně i jako nejúčinnější. Nevýhodou je větší bolestivost u hemoroidů III. stupně. Cena ošetření u této metody je důvodem, který brání jejímu většímu rozšíření.

Jak bylo uvedeno na začátku kapitoly, další využití laseru je v paliativních výkonech pro karcinom anorekta. U lokálně pokročilých, radikálně neodstranitelných nádorů máme možnost obnovení nebo udržení průchodnosti pomocí laserové rekanalizace. Tyto prostředky by měly zlepšit kvalitu života bez nutnosti založení stomie. Pracoviště, která mají k dispozici laser uvádějí výsledky, které jsou srovnatelné s ostatními endoskopickými metodami. Často je také kombinována laserová rekanalizace s následným zavedením stentu. Dále jsou výsledky porovnávány i z hlediska použitého laseru. Podle dostupných údajů není rozdíl v účinku na tkáň při použití diodového nebo Nd: YAG laseru.

Pilonidální sinus a využití laseru

Pilonidální sinus (jeepová nemoc, pilonidální cysta) je benigní onemocnění, které se vyskytuje typicky v sacrococcygeální oblasti a postihuje převážně muže. Příčinou tohoto onemocnění je ve většině případů opakovaná mikrotraumatizace kůže v intergluteální rýze chlupy, následný průnik bakterií podél chlupu do místa jeho vsazení do kůže a následné vytvoření zánětlivého ložiska. Možností jak uzavřít vzniklý, zpravidla rozsáhlý defekt je celá řada. Od prosté primární sutyry, přes modifikované sutyry, až po složité plastiky. Mezi osvědčené patří plastika dle Limberga.

Problém, který nastává až u 20% operovaných nemocných v průběhu 20 let je recidiva onemocnění. Jako efektivní a současně šetrné řešení se jeví laserová epilace scanovacími systémy, kdy dojde k destrukci chloupků včetně jejich kořenů a zabránění dalšího růstu a tím exacerbaci onemocnění.

Literatura

- Kirschbaum A, Braun S, Rexin P, Bartsch DK, Seyfer P. Comparison of local tissue damage: monopolar cutter versus Nd:YAG laser for lung parenchyma resection. An experimental study. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2014; 18: 1-6.
- Kirschbaum A, Palade E, Kayser G, Passlick B. Local effects of high-powered neodymium-doped yttrium aluminium garnet laser systems on the pulmonary parenchyma: an experimental study on the isolated perfused pig lung lobe. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2012; 15: 191-193.
- Kirschbaum A, Steinfeldt T, Gockel A, Di Fazio P, Quint K, Bartsch DK. Airtightness of lung parenchyma without a closing suture after atypical resection using the Nd:YAG Laser LIMAX 120. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2014; 18: 92-95.
- Osei-Agyemang T, Palade E, Haderthauer J, Ploenes T, Yaneva V, Passlick B. Pulmonary metastasectomy: an analysis of technical and oncological outcomes in 301 patients with a focus on laser resection. *Zentralbl Chir.* 2013; 138 Suppl 1: S45-51.
- Pereszlenyi A, Rolle A, Rudek B, Schilling A, Bis B. Laser-assisted resection of a giant pulmonary chondrohamartoma - a case report. *Thorac Cardiovasc Surg.* 2007; 55: 201-202.
- Rolle A, Koch R, Alpar S, Zwischenberger J. Lobe-sparing resection of multiple pulmonary metastases with a new 1318 nm Nd:YAG laser - first 100 patients. *Ann Thorac Surg.* 2002; 74: 865-869.
- Rolle A, Pereszlenyi A, Koch R, Richard M, Baier B. Is surgery for multiple lung metastases reasonable? A total of 328 consecutive patients with multiple-laser metastasectomies with a new 1318-nm Nd:YAG laser. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2006; 131: 1236-1242.

Vodička J, Špidlen V, Klečka J, Šimánek V, Šafránek J. Využití KLS Martin Nd:YAG laseru MY 40 1.3 v plicní chirurgii. Rozhl. Chir. 2009; 88: 248-252.

Vlček P., Korbička J., Diviš P. et al. Současné možnosti léčby hemoroidů. Medicína po promoci Suppl. 1/10 Interna

Anděl P., Škrovina M., Ducháč V.: Základy praktické proktologie. Galén 2012, 107-113

Giamundo P. Cecchetti W., Eserizio I. et al.: Doppler-guided hemorrhoidal laser procedure for the treatment of symptomatic hemorrhoids: experimental background and short-term clinical results of a new mini-invasive treatment. Surg Endosc (2011) 25:1369-1375

Plaper H, Hage R, Duarte J, Lopes N, et al. A new method for hemorrhoid surgery: intra-hemorrhoidal diode laser, does it work? Photomed Laser Surg. 2009 Oct;27(5): 819-23. doi: 10.1089/pho.2008.2368.

Jakobs R., Miola J., Eickhoff A., Adamek HE., Riemann JF.: Endoscopic laser palliation for rectal cancer-therapeutic outcome and complications in eighty-three consecutive patients. Z Gastroenterol. 2002 Aug;40(8):551-6.

Rupp KD. , Dohmoto M., Meffert R., Holzgreve A., Hohlbach G.: Cancer of the rectum--palliative endoscopic treatment. Eur J Surg Oncol. 1995 Dec;21(6):644-7.

Courtney ED., Raja A., Leicester RJ.: Eight years experience of high-powered endoscopic diode laser therapy for palliation of colorectal carcinoma. Dis Colon Rectum. 2005 Apr; 48(4):845-50.

Kim T., Lee G.W., Youn J.I.: A comparison of temperature profile depending on skin types for laser hair removal therapy. Lasers Med Sci. 2014, DOI 10.1007/s101103-014-1584-6

Jain V., Jain A.: Use of lasers for the management of refractory cases of hidradnitis suppurativa and pilonidal sinus. J Cutan Aesthet Surg. 2012;(3):190-2

Šmíd D., Novák P., Třeška V.: Pilonidální sinus – chirurgická léčba na našem pracovišti. Rozhl chir. 2011, , 90(5), s. 301-305

Arun O, Oc B, Duman A, Yildirim S, Simsek M, Farsak B, Oc M Endovenous laser ablation under general anesthesia for day surgery: feasibility and outcomes of the 300 patients, Ann Thorac Cardiovasc Surg. 2014;20(1):55-60

Liu Y, Li YM, Yang WB, Cao G [Endovenous laser ablation versus conventional surgery for great saphenous varicose veins:meta-analysis of randomized trials]. Zhonghua Yi Xue Za Zhi. 2013 Jun 18;93(23):1822-6.

Vavřková L, Kalač J, Konečný J et al. Chirurgická léčba varixů a endovenózní terapie, Dermatol. praxi 2011; 5(4): 192-195.

Malý I, Julínek S, Winkler L, Endovenózní laserová terapie varixů dolních končetin, Rozhl Chir. 2009May;88(5):274-6

Lasery v urologii

MUDr. Viktor Eret Ph.D.,

Urologická klinika FN a LF UK Plzeň, eretv@fnplzen.cz

MUDr. Petr Stránský,

Urologická klinika FN a LF UK Plzeň, stranskyp@fnplzen.cz

MUDr. Olga Dolejšová O.,

Urologická klinika FN a LF UK Plzeň, dolejsovao@fnplzen.cz

prof. MUDr. Milan Hora Ph.D., MBA,

Urologická klinika FN a LF UK Plzeň, horam@fnplzen.cz

Dedikace:

Podpořeno MZ ČR - RVO (Fakultní nemocnice Plzeň - FNPL, 00669806) a projektem „Modernizace didaktických metod cestou podpory systému elektronického vzdělávání“ (MODIM, CZ.1.07/2.2.00/28.0198).

Historie laserů v urologii

První využití laserů v urologii se datuje do 90. let minulého století. V léčbě benigního zvětšení prostaty (BPZ) bylo první laserové odstranění tkáně popsáno v roce 1986. Pouze o 4 roky později byl uveden laser s ohybem paprsku na konci vlákna (tzv. side-firing laser), což vedlo k rozšíření použití této metody. První nejvíce používaným a zároveň nejvíce studovaným laserem byl Nd (neodymium):YAG (yttrium – aluminium- garnet). Jedna z průkopnických technik využívajících Nd:YAG laser o vlnové délce 1064nm byla tzv. vizuální laserová ablace prostaty (VLAP). Jednoduchost techniky, která byla založena na vytvoření koagulační nekrózy, která se šířila až do 18mm do prostatické tkáně, však nebyla následována adekvátními pooperačními výsledky. Bohužel se objevovaly výrazné iritační symptomy dolních cest močových a retence moče vyžadující cévkování až u jedné třetiny pacientů. Poté se vyvinulo mnoho transuretrálních technik založených na Nd:YAG laseru: kontaktní laserová ablace prostaty (CLAP), intersticiální laserová koagulace (ILC) či Nd:YAG hybridní techniky. Nicméně všechny tyto techniky byly nahrazeny příchodem nových laserových technik a v literatuře nejsou diskutovány jako současné.

V léčbě urolitiázy se datuje první využití laseru do roku 1987, kdy Dretler a kol. použili barvivový laser ke fragmentaci litiázy. Od té doby se laser stal novou slibnou technologií v endoskopické fragmentaci více než 80–95% litiázy při minimálním poškození urotelu. V počátcích byla nevýhodou vysoká pořizovací cena a drahé instrumentárium, stejně jako malá účinnost u tvrdé litiázy složené z kalcium oxalatu-mohohydrátu či cystinu. Dalším laserem používaným k litotrypsi byl Nd:YAG, který též nezískal velkou popularitu pro malou účinnost hlavně u tvrdé litiázy.

Současné využití laserů v urologii

Využití laserů v léčbě urologických onemocnění je rychle se vyvíjející oblast. Laserová technologie je běžně používána pro širokou škálu urologických výkonů. V některých terapeutických oblastech se lasery staly první léčebnou metodou resp. zlatým standardem.

Hlavní využití v urologii je v léčbě benigního zvětšení prostaty resp. obstrukční mikční symptomatologie a v léčbě urolitiázy. V této kapitole se věnujeme i využití v uroonkologii (v léčbě nádorů močového měchýře a horních cest močových, v léčbě nádorů ledvin), v laparoskopii a endoskopii (endoureterotomie, endoureterotomie a endopyelotomie).

Laserové systémy se od sebe liší vlnovou délkou paprsku, výkonem a typem vyzařování energie (pulzní nebo kontinuální). Přehled vlnových délek jednotlivých laserů a jejich absorpčních koeficientů je uveden na obrázku 1. Při kontaktu laserové energie s tkání může docházet k jednomu či více následujícím jevům:

- **Fototermický efekt** – absorbovaná světelná energie se přeměňuje v teplo (koagulace proteinů při 40–60 °C, tkáňová vaporizace při teplotě vyšší než 300 °C).
- **Fotomechanický efekt** – v případě pulzních laserů aplikovaných na litiázu dochází k narušení vnitřní struktury konkrementu a jeho defragmentaci.
- **Fotochemický efekt** – je založen na selektivní fotoaktivaci látek vedoucí k jejich přeměně např. na toxické radikály.
- **Efekt spojení tkání (tissue-welding effect)** – na rozdíl od výše jmenovaných efektů, které působí destruktivně na tkáň, je možno využít tohoto fenoménu ke spojení a rekonstrukci tkáně. K laserům využitelným k této metodě patří KTP či LBO laser, barvivový laser nebo Nd:YAG laser.

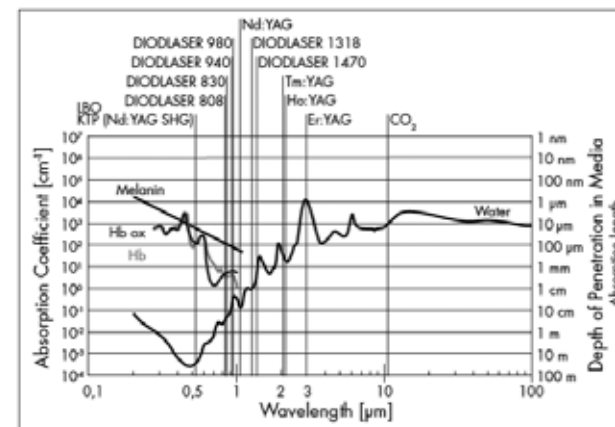
Laser v léčbě benigního zvětšení prostaty

Obstrukční mikční symptomatologii a benigní zvětšení prostaty (BPH) lze léčit několika laserovými systémy. Zlatým standardem endoskopické léčby BPH je v současnosti stále transuretrální resekce prostaty (TURP), která je užívána jako referenční metodika při srovnávání všech laserových systémů. Laserová léčba je dnes již považována za alternativní léčebnou modalitu TURP.

Různé laserové systémy vytvářejí různý kvalitativní a kvantitativní efekt na cílovou tkáň, jako koagulace či vaporizace, a nebo resekce a enukleace. Cílem je dosáhnout stejných pooperačních parametrů se stejným zlepšením mikčních symptomů a kvality života jako po TURP, ale s menší morbiditou a kratší dobou hospitalizace.

V léčbě BPH se nyní běžně používají 4 laserové systémy (viz obr. 3.6.2.1).

- „Zelené lasery“ k fotoselektivní vaporizaci prostaty (PVP)
KTP (kalium – titanyl fosfát): neodinium (Nd): yttrium – aluminium- garnet (YAG) – vlnová délka 532 nm, 80 W
LBO (lithium borid): Nd:YAG – vlnová délka 532 nm, 120 W (tzv.HPS systém) nebo 180 W (tzv.XPS systém)
- Diodový laser – vlnová délka 830–1470nm
- Holmium (Ho): YAG laser – vlnová délka 2140 nm
- Thulium (Tm): YAG laser – vlnová délka 2013 nm



Obr. 3.6.2.1 - Vlnové délky různých typů laserů (osa x), hloubka penetrace v médiu a absorpční koeficient (osa y).

Vlastnosti laserových systému jsou všeobecně závislé na vlnové délce a absorpci laserového světla ve vodě a v hemoglobinu (obr. 3.6.2.1). Tyto vlastnosti způsobují odlišnou hloubku penetrace a zónu nekrózy ve tkáni.

Všechny současné laserové systémy aplikované v léčbě BPH užívají jako irigační tekutinu 0,9% fyziologický roztok, což snižuje riziko tzv. TUR syndromu (hypovolemicko- hypotonický syndrom), který se vyskytuje u méně než 2% pacientů po monopolárním TURP.

KTP (KTP:Nd:YAG), LBO (LBO: Nd:YAG) a XPS lasery

KTP i LBO lasery jsou vyvinuty z Nd:YAG laseru. Přidání KTP či LBO krystalu do laserového resonátoru vede ke konverzi vlnové délky z 1064nm na 532nm. Ta odpovídá zelenému světlu v elektromagnetickém spektru, proto je tento typ laseru označován jako tzv. „zelený laser“. KTP: Nd:YAG laser (532 nm) o výkonu 60 W (Watt) na bázi krystalu kalium – titanyl fosfátu byl poprvé uveden do klinické praxe v roce 1997. Až do roku 2010 byl však popisován ve většině studií silnější KTP laser o výkonu 80 W. Od roku 2006 je k dispozici LBO: Nd:YAG laser (532nm) na bázi krystalu litium triboridu umožňující ještě vyšší výkon o 120 W (tzv. HPS, high performance system) a nověji systém s výkonem 180 W (XPS systém od roku 2010). V současné době se k PVP výkonům používají především poslední dva jmenované typy laserů (tj. výkon 120W a 180W).

KTP i LBO lasery se díky své vlnové délce (532 nm) selektivně absorbují v oxyhemoglobinu více než ostatní laserové systémy. Dochází tak k rychlé vaporizaci tkáně a excelentní hemostáze s nízkou penetrací energie do hlubších vrstev tkáně, a tím pádem nízkým stupněm poškození okolí cílové tkáně. Výkony prováděné těmito lasery se označují jako tzv. fotoselektivní vaporizace prostaty (PVP). Klinické využití v urologii je v současnosti především v miniinvasivní léčbě benigního zvětšení prostaty (BPH), která postihuje více jak 50 % mužské populace ve věku nad 60 let.

V klinických randomizovaných studiích bylo prokázáno, že KTP fotoselektivní vaporizace prostaty měla ekvivalentní výsledky zlepšení mikčních symptomů v porovnání s TURP po jednom roce sledování, ale byla spojena s vyšším počtem nutných reoperací u prostat větších než 80ml v porovnání s prostatami menšími než 80ml během dvanáctiměsíčního pooperačního sledování.

Větší naděje byla tedy vložena do LBO laseru. Inovovaný laser využívá Nd:YAG laserové světlo procházející skrz LBO krystal, což vedlo ke zvýšení výkonu zeleného laseru (532nm) z 80W na 120W při zachování stejného ohybu paprsku (70°) na konci laserového vlákna (tzv. side - firing). Výhodou je větší kolimace (soustředění) paprsku, která umožňuje aplikaci více energie na jednotku plochy. Výsledkem toho je mnohem účinnější vaporizace prostatické tkáně, a tudíž i zkrácení doby laserování.

Klinické randomizované studie srovnávající LBO laser s TURP neprokázaly signifikantní rozdíly mezi těmito metodikami po třech letech sledování, kdy bylo ekvivalentní zlepšení proudu moče, objemu

postmikčního residua a snížení prostatického symptomového skóre (tzv. IPSS, international prostate symptom score), ale ukázalo opět větší počet nutných reoperací po LBO PVP.

Od roku 2011 je k dispozici ještě o 50% výkonnější zelený laser 180 W (obr. 3.6.2.2), používající inovativní tzv. MoXy optické vlákno chlazené fyziologickým roztokem s ochranným kovovým zakončením. Tyto zásadní technologické novinky umožnily 2x rychlejší vaporizaci tkáně, zvětšení plochy vaporizačního účinku o 50% (z 0,28mm² s 120W na 0,44mm² s 180W XPS) při zachování stejné hloubky vaporizace. Zatím nemáme dostupné dlouhodobé výsledky srovnávající 180W laseru s TURP. Dosud jediná evropská multicentrická randomizovaná studie GOLIATH z roku 2014 provedená na 281 pacientech prokázala srovnatelné výsledky s TURP ve smyslu zlepšení proudu moče, snížení IPSS a výskytu komplikací. Nevýhodou byla pouze šestiměsíční doba sledování.



Obr. 3.6.2.2 – Fotoselektivní vaporizace prostaty (180 W laser) používající tzv. MoXy optické vlákno chlazené fyziologickým roztokem

Indikační kritéria léčby BPH se stále vyvíjejí, ale nejčastější indikací zahájení léčby BPH jsou mikční symptomy. TURP je v současnosti pomalu vytlačována jinými miniinvasivními technikami, pomocí kterých je možno dosáhnout nejen stejných, ale i dlouhodobě lepších výsledků. PVP pomocí zelených laserů s dominancí 120W a 180W laserů jsou v současnosti nejpoužívanější laserovou technikou v léčbě BPH. Několik studií včetně prospektivních prokázalo intraoperační bezpečnost PVP v porovnání s TURP. Bezpečnost byla prokázána i u podskupiny pacientů s velkým objemem prostaty a u pacientů na antikoagulační medikaci. Studie prokázaly malou (méně než 10%) či žádnou potřebu krevních transfuzí ve srovnání s TURP (8-20%).

Závěr: Fotoselektivní vaporizace prostaty (PVP) je bezpečná a efektivní metoda v léčbě BPH. U pacientů s malou až středně velkou prostatou je považována za alternativní k TURP. PVP může být nabídnuta pacientům, kteří mají poruchy krvácivosti nebo užívají antikoagulační léčbu. Nový 180W XPS laser se zdá být slibnou inovací metodiky PVP. Zatím jsou, bohužel, dostupné pouze krátkodobé výsledky.

Diodový laser

Diodové lasery o vlnové délce 808 – 980nm mají stejnou absorpční vlastnost ve vodě a generují stejný tkáňový efekt jako Nd:YAG laser. Ostatní diodové lasery mají vlnovou délku až 1318– 1470nm. Hlavní výhodou těchto laserů je malá velikost přístroje a mnohem vyšší účinnost přeměny elektrické energie na optickou sílu resp. laserový výkon.

Rozšířený typ diodového laseru je tzv. Indigo laser o vlnové délce 830nm s výkonem 2–20W používaný k intersticiální laserové koagulaci (ILC) v léčbě benigního zvětšení prostaty (BPE). ILC je miniinvasivní termoterapie prostaty, kdy je v intraprostatické tkáni dosaženo teplot až 85°C a dochází k její koagulaci.

Dosud bylo publikováno pouze několik studií, které hodnotily klinickou využitelnost diodového laseru s maximální dobou sledování jednoho roku. Klinická data jsou tudíž limitována. Dvě klinické studie srovnávají výsledky (980nm) a LBO PVP, kde nebyly prokázány signifikantní rozdíly ve smyslu zlepšení urodynamických paramaterů a snížení prostatických symptomů. Dostupná data o diodové laserové vaporizaci ukazují, že se jedná o standardní léčebnou metodu BPE. Literatura prokazuje až 35% nutných reoperací, nicméně tato metodika poskytuje dobrou kontrolu intraoperačního krvácení u pacientů na antikoagulační léčbě.

Závěr: Diodový laser je alternativní endoskopickou léčebnou modalitou u pacientů s benigním zvětšením prostaty, kteří mají poruchy krvácivosti nebo užívají antikoagulační léčbu.

Holmium (Ho): YAG laser

Ho: YAG laser je pulzní laser o vlnové délce 2140 nm se silnou absorpcí ve vodě. Jeho využití v urologii je významné. Na konci laserového vlákna dochází k nástupu vaporizace do okolní irigační tekutiny, kde se vytvářejí s každým pulzem párové bublinky. Velikost bublin odpovídá trvání laserového pulzu. To je však velmi krátké (500μs), proto nejsou bublinky okem viditelné. Tyto párové bublinky oddělují tkáňové vrstvy trháním od sebe, zatímco laserové záření je absorbováno v tkáni. V místě účinku dochází ke zblednutí tkáně resp. fibrotickému vzhledu. Efekt na tkáň je tedy velice rychlý a hemostáza Ho:YAG laserem je excelentní. Používá se v endoskopické léčbě nejen BPH, ale především i v léčbě urolitiázy. Jedná se o extrémně efektivní intrakorporální metodu desintegrace litiázy (litotrypsy). Kromě toho je využitelný pro ablaci povrchových uroteliálních tumorů a pro incizi striktur dolních a horních cest močových.

Díky svým vlastnostem v prostatické tkáni, především malé absorpční hloubce do 0,4mm, je ideálním nástrojem pro vaporizaci. Rozptylující teplo způsobuje současně koagulaci malých krevních cév až do hloubky 2mm. Toto umožňuje precizní a téměř nekrvavý řez do prostatické tkáně.

Ho:YAG laserové operační techniky:

- HoLAP (holmium laserová ablace prostaty)
- HoLRP (holmium laserová resekce prostaty)
- HoLEP (holmium laserová enukleace prostaty)

Všechny techniky jsou založené na vaporizaci tkáně. Používá se tzv. end- firing laserové vlákno o průměru 500–600μm. Techniky HoLAP a HoLRP zásadně do klinické praxe nepronikly. Většina klinických dat je spojena s HoLEP technikou.

HoLEP technika je založena na identifikaci tzv. chirurgického pouzdra adenomu prostaty. Zvětšené postranní laloky jsou zcela enukleovány a přesunuty do měchýře, kde jsou následně pomocí tzv. morcelátoru odsáty nebo fragmentovány pomocí TUR kličky. Bylo publikováno několik metaanalýz srovnávajících HoLEP s TURP a otevřenou transvesikální prostatektomií (TVPE) prokazující stejně efektivní a dokonce i o něco lepší pooperační výsledky ve smyslu snížení prostatických symptomů, doby katetrizace či pobytu v nemocnici. Gillig a kol. publikoval dlouhodobé výsledky, s dobou follow- up až šest let, srovnávající HoLEP a TVPE u pacientů s velkou prostatou (objem více než 100ml). Tato studie prokázala stejnou efektivitu HoLEP ve srovnání s TVPE při hodnocení zlepšení mikce a nutnosti reoperace v pětiletém období. Metaanalýzy též neprokázaly statisticky signifikantní rozdíly mezi HoLEP a TURP ve smyslu pozdních komplikací (uretrální striktury, stresová inkontinence, podání krevních převodů a nutnost reoperace či erektilní dysfunkce).

Závěr: HoLEP laserová technika může být nabídnuta všem pacientům s BPH a je reálnou alternativou TURP pro středně velké prostaty (35–90ml) a otevřenou transvesikální prostatektomii pro velké prostaty (>100ml). Je ideální i pro pacienty s chronickou retencí moče, na antikoagulační či antiagregační terapii. Techniky HoLAP a HoLRP mohou být rezervovány pro pacienty s BPE s malou až středně velkou prostatou.

Thulium (Tm): YAG laser – vlnová délka 2013 nm

Thulium (Tm): YAG je laser s kontinuální vlnou o vlnové délce kolem 2000 nm se silnou absorpcí ve vodě. Ačkoliv má thulium laser podobné absorpční vlastnosti jako holmium laser, jsou jeho operační vlastnosti lepší právě díky kontinuální vlně. Hloubka penetrace laseru je snížena na 250μm (oproti 400 μm u Ho:YAG), vaporizace je nejen rychlejší, ale umožňuje i jemnější řez se zachováním výborných hemostatických účinků.

Tm: YAG laserové operační techniky:

- ThuVAP (Tm: YAG vaporizace prostaty)
- ThuVARP (Tm: YAG vaporesekce prostaty)
- ThuVEP (Tm: YAG vapoenukleace prostaty)
- ThuLEP (Tm: YAG enukleace prostaty)

Prospektivní data z randomizovaných prospektivních studií jsou sporá. Tm: YAG vaporizace, vaporesektce, vapoenukleace a enukleace prostaty v podstatě kopírují předešlé laserové techniky s cílem dosáhnout lepších výsledků. ThuVEP a ThuLEP jsou srovnávány s HoLEP. Recentní prospektivní studie Grosse a kol. hodnotící ThuVEP na více než 1000 pacientech prokázala srovnatelné výsledky a komplikace jako u HoLEP či PVP. Nevýhody publikace jsou, že soubor pacientů pochází jen z jednoho centra a studie není randomizovaná. Jsou tedy nutné další prospektivní multicentrické randomizované studie.

Závěr: Thulium YAG laser vaporesektce (ThuVAP) a enukleace (ThuVEP) jsou alternativní endoskopickou léčebnou modalitou u pacientů s benigním zvětšením prostaty, kteří mají poruchy krvácivosti nebo užívají antikoagulační léčbu. ThuVAP se zdá být alternativou TURP pro malé až středně velké prostaty. ThuVEP může být nabídnuta jako alternativa TURP, HoLEP a otevřené transvesikální prostatektomie u velkých prostat.

Laser v léčbě nádorů močového měchýře

Zlatým standardem léčby povrchových forem měchýře je transuretrální resekce tumoru močového měchýře (TUR-T) pomocí resekční kličky. Možnou alternativní léčbou TUR-T je vaporizace povrchového nádoru laserem, která se zdá mít několik výhod. Díky dobrým koagulačním vlastnostem prakticky během výkonu ke krvácení nedochází a chirurg má lepší přehlednost v měchýři při odstraňování nádoru. Optická penetrace do malé hloubky umožňuje vaporizovat nádor vrstvu po vrstvě, aniž by došlo k poškození hlubších svalových vrstev eventuálně perforaci stěny měchýře. Při monopolárním TUR-T, v některých případech a lokalizacích tumoru může dojít k tzv. obturátorovému reflexu neboli spasmu obturátorového svalu na podkladě stimulace obturátorového nervu, což značně omezuje bezpečnost výkonu. Laser tento reflex eliminuje, neboť není použit elektrický proud. Další výhodou je použití menšího cystoskopu 21 F, který méně traumatizuje uretru, je tedy menší riziko tvorby striktury uretry. Nevýhodou této metody jsou malé prezentované soubory pacientů a absence dlouhodobého follow-up. Při použití pouze vaporizační techniky vzniká problém s nedostatkem tkáně na histopatologické vyšetření. Někteří autoři však prezentují resekci tumoru en bloc s holmium laserem, čímž je zachována tkáň pro histopatologické vyšetření.

V publikacích jsou prezentovány hlavně KTP, holmium a thulium lasery. Bohužel nejsou dostupné prospektivní studie srovnávající různé typy laserů. Chapin a kolektiv prezentovali soubor dvanácti pacientů, u kterých měl KTP laser vynikající hemostatický efekt a metoda se zdá být užitečná u extenzivních, low-grade, tumorů močového měchýře stadia Ta, kde by byl TUR-T obtížně proveditelný. Při kontrolní cystoskopii nebyla u povrchových forem tumoru patrná recidiva.

Podle dostupných dat je ideální indikací k laserové excizi relativně malý tumor lokalizovaný na trigonu, laterálních stranách nebo na hrdle močového měchýře. Dlouhodobé onkologické výsledky resp. výskyt recidiv či riziko progresu však nejsou známy.

Závěr: Laserová léčba povrchových nádorů močového měchýře by měla probíhat pouze v rámci klinických studií nebo u pacientů, kteří nejsou vzhledem ke komorbiditám či jiným komplikacím vhodní ke konvenční transuretrální resekci tumoru močového měchýře.

Laser v laparoskopii nádorů ledvin a prostaty

Vynikající hemostatické vlastnosti některých laserů na prostatické tkáni vedly k pokusům o využití na hojně prokrvené tkáni ledviny. Vysoce prokrvený parenchym ledviny je ideální tkání pro využití laseru k resekci ledviny (parciální nefrektomii). Během resekce ledviny je nutné klampovat renální artérii (tzv. teplá ischémie) k získání bezkrevného operačního pole. Operátor má k provedení vlastní resekce tumoru ledviny pouze 20–30 minut, což činí tento výkon technicky i časově náročným. Laserová technologie vnesla do této problematiky slibnou alternativu resekce tumoru ledviny s možností zachování vodopropustnosti kalichopánvičkového systému, bezpečné hemostázy a možností provedení výkonu s či bez klampování renální artérie.

Původní práce jsou experimentální prováděné na prasečím či telecím modelu. Dosud se této problematice věnovalo několik skupin. Někteří provedli různě rozsáhlou resekci otevřenou či později i laparoskopickou, buď s nebo bez klampování renálního hilu. Například Moinzadeh a kolektiv popsali laparoskopickou resekci tumoru na telecím modelu bez klampování renálního hilu, Hindley a kolektiv provedli laparoskopickou resekci ledviny na prasečím modelu, druhá skupina provedla resekci většího objemu ledviny. Autoři prokázali proveditelnost a bezpečnost výkonu pomocí 80W KTP laseru s možností provedení výkonu bez klampování renálního hilu s vynikajícím hemostatickým účinkem. Někteří z autorů při výkonu necíleně otevřeli i dutý systém ledviny a provedli jeho uzavření pokračujícím stehem či aplikovali fibrinové lepidlo. Eret a kol. se zaměřili na provedení rozsáhlejší resekce ledviny pomocí 80W KTP laseru bez klampování renálního hilu s otevřením dutého systému a jeho následnou suturou. Bylo prokázáno, že sutura otevřeného dutého systému po laserové resekci ledviny je možná, ale nedojde ke zhojení v termicky poškozené tkáni. Hemostatický efekt laseru na krvácení z menších cév (interlobulární cévy přibližně 1 mm v průměru) byl bezpečný a dostatečný, na krvácení z větších cév (lobulární a segmentální cévy), bohužel, nedostatečný. Metoda se dá pravděpodobně aplikovat k resekci ledviny bez klampování ledvinového hilu u periferně lokalizovaných nádorů, které jsou vzdálené od dutého systému ledviny.

Současná data o využití laseru u resekce ledviny jako ablační metodiky zůstávají neuzavřená. Prvotní výsledky ukazují, že laser – asistovaná parciální nefrektomie (LAPN) bez klampování renální artérie je proveditelná. LAPN se zdá být slibnou alternativou klasické resekce ledviny.

Další možné využití laseru v laparoskopii je u laser- asistované laparoskopické nervy šetřící radikální prostatektomie (LNSRP). Klinická data jsou spojená hlavně s použitím 12W KTP laserem a Nd:YAG laserem. Data jsou však sporá a zatím nelze deklarovat žádné bezpečné závěry.

Závěr: Laser-asistovaná parciální nefrektomie (otevřená či laparoskopická), laser-asistovaná laparoskopická nervy šetřící radikální prostatektomie a laserová intersticiální ablace nádorů ledvin zůstávají stále experimentálními metodikami a měly by být používány na úrovni klinických studií.

Laserová endouretrotomie, endoureterotomie a endopyelotomie

Mnoho klinických studií prezentovalo využití laserů v léčbě striktur uretry. Od počátku 90. let bylo použito několik laserů o nižším výkonu (5–40 W), které neměly vaporizační účinek jako nové lasery s vysokým výkonem (80–120 W). Výsledky byly poměrně dobré, ale s dalším vývojem hlavně KTP a LBO laseru se zdály být slibnější. S příchodem vysokovýkonového laseru (80 W) byly prezentovány i povzbuzující výsledky v léčbě striktury bulbární a membranózní uretry. Malloy a kolektiv prezentovali techniku při nastavení KTP přístroje na 60 W, kdy provedli cirkumferentní ablaci v místě striktury s úplným odstraněním bradytrofické tkáně. Díky povrchní a hemostatické vaporizaci KTP laseru došlo k precizní rekanalizaci striktury uretry. Navzdory slibným výsledkům, efektivita KTP laseru v léčbě striktur uretry zůstává nejasná a chybí dlouhodobé výsledky, které by prokázaly výhodu v porovnání s konvenční optickou endouretrotomií.

První metodou volby v řešení benigní striktury ureteru je většinou endoureterotomie. V roce 1997 byla uvedena laserová retrográdní endoureterotomie a stala se hned populární. Data jsou však založena na retrospektivním hodnocení a většinou pocházejí jen z jednoho centra. Úspěšnost laserové endoureterotomie není jednotně zřejmá. Dlouhé ureterální striktury (>2cm) mají tendenci recidivovat. Výsledky laserové retrográdní endoureterotomie (LREU) jsou v porovnání s otevřenou chirurgickou resekci mírně horší, ale výhodou je miniinvasivita a menší morbidita. Proto by měla být LREU považována za možnost první volby. V porovnání s ostatními endourologickými metodikami (dilatační balonek s incizním drátem, endoincize elektrokoagulací či incize studeným nožem) má LREU stejně či mírně lepší dlouhodobé výsledky. Jediným více vyzkoušeným laserem pro LREU je Ho:YAG. Doporučované nastavení Ho:YAG laseru při incizi striktur uretry či ureteru je kombinace vysoká frekvence (10–14 Hz)/vysoká energie (1,2–1,5J), a tudíž dosahující výkon 10–20W.

První zkušenosti s laserovou endopyelotomií (LEP) pro obstrukci pelviureterické junkce (PUJ) pocházejí z roku 1990. Od té doby je LEP populární metodikou. Data jsou však založena na retrospektivním hodnocení a většinou pocházejí jen z jednoho centra. Optimální indikací pro LEP je krátká stenóza PUJ (<2cm) naturální etiologie, bez příliš velké pánevičky či vysokého odstupu ureteru a s renální separovanou funkcí ledviny nad 20%. Výsledky LEP jsou v porovnání s otevřenou pyeloplastikou mírně horší, ale výhodou je miniinvasivita.

Závěr: Laserová retrográdní endoureterotomie by měla být považována za možnost první volby při řešení ureterálních striktur. Zatím chybí výsledky dlouhodobého follow-up.

Laserová retrográdní endopyelotomie může být považována za možnost první volby při řešení obstrukce pelviureterické junkce a u vybraných pacientů má úspěšnost až 90%. Otevřená, laparoskopická či robotická pyeloplastika zůstává stále zlatým standardem.

Laserová transuretrální uretrotomie je proveditelná a bezpečná metoda v léčbě uretrálních striktur. Optická uretrotomie studeným nožem zůstává zlatým standardem.

Využití laserů v léčbě urolitiázy a uroteliálních tumorů horních cest močových

Využití laserů v léčbě urolitiázy

Historicky se používal hlavně Nd:YAG laser (tzv. FREDDY = frequency-doubled double-pulse neodymium:YAG). Laserová litotrypse je dnes primárně spojována s urologickou specializací a 85–90% článků publikovaných na danou tematiku za posledních 10 let má urologického autora. V současnosti se využívá hlavně pulzní 20W Ho:YAG (vlnová délka 2150nm) k endoskopické intrakorporální laserové litotrypsi při ureterorenoskopii nebo perkutánní nefrolitolapaxi. Využívá se termomechanického účinku k fragmentaci všech typů litiáz. Mechanismus litotrypsy je založen na vaporizaci pomocí bublinek, které vznikají ve vodném prostředí kolem konce vlákna. Drobné neviditelné bublinky vedou k destabilizaci litiázy s tvorbou konečného písku event. malých fragmentů. Bezpečnostním faktorem je řádný kontakt laserového vlákna s litiázou. Úspěšnost fragmentace se pohybuje až kolem 90%. Vzhledem k vlnové délce 2140nm je laserová energie téměř kompletně absorbována ve vodném prostředí do vzdálenosti 0,4mm od konce vlákna. Při použití pulzního Ho:YAG laseru se minimalizuje též ureterální trauma, za předpokladu že konec vlákna je ve vzdálenosti větší než 1mm od stěny ureteru. Ho:YAG laser je zcela absorbován v prvních několika milimetrech tkáně, a proto při použití fyziologického roztoku či sterilní vody je minimální riziko termického poranění. Tyto vlastnosti činí Ho:YAG laser jeden z nejbezpečnějších laserů v endourologii.

Současné možnosti Ho:YAG laserové litotrypse

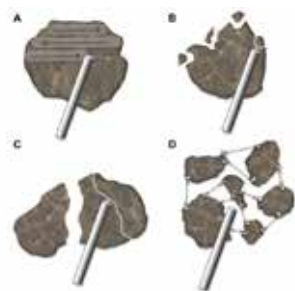
Nastavení laseru

Hlavními parametry určující výkon (W) holmium laseru jsou nastavení pulzní energie (J) a pulzní frekvence (Hz). Změnou těchto parametrů se rozhoduje o intenzitě energie, která je emitována na konci laserového vlákna, kde dochází k trypsi urolitiázy. Studie autorů Kronenberg a kol. ukázala, že při stejném nastaveném výkonu (W) laseru je statisticky signifikantně efektivnější litotrypse (jak hlediska ablačního objemu, tak i rychlosti trypse) při nízké frekvenci v kombinaci s vysokou pulzní energií, než kombinace vysoká frekvence a nízká pulzní energie. Při srovnání nastavení vysoké frekvence se signifikantně vyšším výkonem versus kombinace nízká frekvence/vysoká pulzní energie nebyl prokázán lepší výsledek. Nastavení pulzní energie je tedy hlavním faktorem určující ablační objem litotrypse, zatímco nastavení pulzní frekvence a celkového výkonu hrají méně důležitou roli.

V literatuře pokračují debaty o nastavení laseru, která jsou ideální pro výslednou velikost fragmentů litiázy. Nastavení nízká pulzní energie/vysoká frekvence (označováno jako tzv. dusting effect; pozn. autora: dust v angl. jazyce znamená prach) vede k tvorbě velmi malých fragmentů v porovnání s nastavením vysoká pulzní energie/nízká frekvence (tzv. fragmentace). Někteří autoři poukazují, že velikost fragmentů méně souvisí s nastavením laseru a více závisí na použité technice litotrypse. Příliš velké reziduální fragmenty významně ovlivní délku operace a vyžadují použití nákladných extrakčních instrumentů.

Techniky Ho:YAG laserové litotrypse (viz obr. 3.6.2.3):

- Fragmentace či opakovaná perforace – vlákno je namířeno do středu litiázy, dokud aplikovaná energie nezpůsobí její rozdělení. Tyto fragmenty jsou dále zmenšovány stejnou technikou. Ideálně aplikováno u velmi tvrdé litiázy.
- Chipping (z angl. jazyka – sekání) – vlákno je namířeno na periferii litiázy a drženo ve stále pozici dokud se neodlomí fragment menší než 1mm. Excentrická aplikace energie způsobí rotaci litiázy, což umožňuje pokračovat ve stejné technice, dokud se litiáza nezmenší. Ideálně aplikováno u tvrdší litiázy.
- Painting event. dancing – litotrypse od povrchu pohybem vlákna sem tam, čímž se litiáza zmenšuje vrstvou po vrstvě. Ideálně aplikováno na měkkou litiázu, kde se vlákno rychle zavrtá do litiázy a udržuje se konstantní pohyb litotrypse.



Obr. 3.6.2.3 - Techniky Ho:YAG laserové litotrypse: A – painting/dancing, B- chipping, C- fragmentace, D- popcorn efekt.

- Popcorn efekt – laserové vlákno je aktivováno v blízkosti velkých fragmentů, čímž dochází k jejich poletování a posléze interakci s koncem laserového vlákna a fragmentů navzájem. Tato technika vede ke zmenšení fragmentů na malé kousky, které později odejdou spontánně. Ideální ke zmenšování velkých fragmentů v ledvinném kalichu (především v dolním kalichu), kde je jejich extrakce technicky obtížná.

Tabulka č.1 ukazuje nastavení Ho:YAG laseru pro jednotlivé techniky litotrypse. Výsledný výkon (u níže výkonného Ho:YAG laseru je limitováno 20W) je dán rovnicí: Výkon (W) = pulzní energie (J) x pulzní frekvence (Hz).

Technika litotrypse	Energie (J)	Frekvence (Hz)
Dancing	0,8 -1,0	8-10
Chipping	0,8 -1,0	8-10
Fragmentace	1,0-2,0	4-5
Popcorn efekt	0,5 -0,8	16-20
DUST efekt	0,3 – 0,5	15-20

Tabulka č.1. Nastavení Ho:YAG laseru pro jednotlivé techniky litotrypse.

Laserové vlákno

Laserové vlákno představuje též podstatnou roli při litotrypsi. Vlastnosti vlákna resp. jeho průměr, příprava a tvar zakončení či stupeň degradace též ovlivňují výsledek litotrypse. Průměr vlákna se pohybuje od 200µm přes 272µm, 365 µm, 550 µm až do 990 µm. Obzvláště při použití tenkého průměru vlákna (200 -365µm) lze využít jeho ohebnosti při flexibilní ureterorenoskopii a dosáhnout i na litiázu v obtížné lokalizaci (např.: dolní kalich ledviny). Vlákna s větším průměrem vytvářejí širší ablační kavitu při trypsi, zatímco tenčí vlákna hlubší ablační kavitu, ale ani jeden typ vlákna nepředčí ten druhý z hlediska ablačního objemu.

Další důležitou součástí litotrypse je příprava konce laserového vlákna před použitím. Běžnou praxí při zkracování vlákna před dalším výkonem bylo odštipnutí jeho konce pomocí speciálních nástrojů (např.: cirkulární diamantový nůž nebo keramické nůžky) a odloupení několika milimetrů koncového polymerového potahu. Nedávné studie prokázaly, že zkracování koncového polymerového potahu laserového vlákna signifikantně snižuje účinnost litotrypse.

Využití laserů v léčbě uroteliálních tumorů horních cest močových

Hlavním cílem konzervativní léčby (resp. nefrony-šetrící výkon) uroteliálních tumorů horních cest močových je zachování ledvinových funkcí. To by mělo být absolutně indikováno u pacientů s anatomicky či funkčně solitární ledvinou nebo s renální insuficiencí. Důležitý je řádný staging tumorózního postižení (CT vylučovací urografie + diagnostická ureterorenoskopie s biopsií), abychom vybrali pacienty vhodné pro konzervativní léčbu. Vývoj laserů v endoskopické léčbě benigního zvětšení prostaty se přenesl i do endoskopické léčby uroteliálních malignit. Spojení ureterorenoskopie (především flexibilní) s laserovou ablací uroteliálních tumorů se stalo zavedenou metodikou v urologické praxi i u pacientů s low-risk uroteliálním tumorem a zdravou kontralaterální ledvinou. U pacientů s high-risk tumorem (high-grade diagnostická biopsie i cytologie moče, mnohočetný tumor, >10mm, známky invaze na CT vylučovací urografii, selhání endoskopické léčby low-risk tumorů) zůstává zlatým standardem otevřená či laparoskopická radikální nefroureterektomie s excizí ureterálního ústí.

Nejčastěji používanými lasery pro endoskopickou konzervativní léčbu uroteliálních tumorů horních cest močových jsou Ho:YAG a Nd:YAG. Současná literatura podporuje používání obou laserů, ale zatím nejsou dostupné dlouhodobé onkologické výsledky. Nd:YAG laser se používá hlavně ke koagulaci pomocí termického efektu, který proniká hlouběji, než všechny ostatní lasery. To je pravou nevýhodou tohoto laseru, protože oblast destrukce může být hluboká a ne zcela viditelná. Ho:YAG nemá takový koagulační efekt. Lasery umožňují buď ablační (Ho:YAG, Tm:YAG), anebo vaporizační efekt (Nd:YAG, Ho:YAG, Tm:YAG), kde však nezískáme žádnou tkáň na histologické vyšetření. Proto by měla být před každým výkonem odebrána vícečetná biopsie pomocí kleští.

Ho:YAG laserová ablace se provádí nejčastěji pomocí tenkých vláken 200µm či 365 µm. Pro ablací tumoru se nastavuje laser na kombinaci nízká energie/ nízká frekvence resp. 0,8 – 1,2 J a 10Hz, což odpovídá výkonu 8–12 W.

Ideální indikací k endoskopické léčbě uroteliálního tumoru horních cest močových je solitární tumor s velikostí do 10 mm, nízký grading a staging (pTa G1–2) a bez známek invaze na CT vylučovací urografii (guidelines).

Závěr: Pulzní lasery jsou efektivní a bezpečné v endoskopické léčbě urolitiázy horních cest močových.

Endoskopická laserová ablace malých low-grade uroteliálních tumorů (solitární tumor, <10mm, G1–2) horních cest močových je bezpečná alternativa nefroureterektomie u pacientů s normální kontralaterální ledvinou. Pacienty po těchto výkonech je nutné pravidelně endoskopicky a cytologicky kontrolovat. Endoskopická konzervativní léčba může být preferována v léčbě vysoce rizikových pacientů s četnými komorbiditami, stejně jako u bilaterálního postižení, solitární ledviny či renální insuficience.

Laser u karcinomu penisu

Karcinom penisu může být velmi mutující onemocnění, obzvláště u pacientů, u kterých nelze provést zachovný chirurgický výkon. Ošetření primárního tumoru zachovným výkonem je třeba zvažovat vždy, je-li to možné. Laserová terapie je právě jednou z modalit zachovných výkonů penisu (kromě lokální chemoterapie, radioterapie, glansektomie, resurfacingu glandy či prosté široké exize a circumcize). Neexistují však žádné randomizované studie srovnávající tyto různé léčebné modalitty. K laserové ablací se používají Er:YAG, Nd:YAG či CO2 lasery. Vlastní zobrazení tumorózního ložiska může být v některých případech zvýrazněno pomocí fotodynamické diagnostiky s použitím senzibilizátoru 5-aminolevulinátu a fluorescence.

CO2 laser byl aplikován pacientům s povrchovou formou tumoru (T1 a carcinoma in situ, CIS) společně s lokální radioterapií či chemoterapií. V pětiletém sledování byla prokázána recidiva u 14% (u stádia CIS) až 23% pacientů (u stádia T1) bez průkazu uzlinového postižení. Sekundární parciální amputace penisu byla v desetiletém sledování indikována u 3% původního stádia CIS a u 10% původního stádia T1. V porovnání s předchozím laserem Nd:YAG laser prokázal lokální recidivu u 10% až 48% pacientů. Sekundární parciální amputace penisu byla s odstupem indikována u 4–45%.

Laserem lze léčit onemocnění již v počátečních neinvazivních stádiích, tzv. PeIN (penilní intraepitelilální neoplazie, neléčená PeIN progreduje do invazivního karcinomu v 5–10 %) či CIS. U těchto plošných lézí (PeIN či CIS) lze užít šetrnější Er:YAG laser, který vede k termálnímu poškození pouze v epidermis a horní vrstvě dermis s následnou rychlou reepitelizací.

Závěr: Laserová ablace pomocí CO2, Er:YAG či Nd:YAG laseru je jednou z modalit zachovných výkonů u karcinomu penisu stádia PeIN, CIS či Ta –T1 (G1–2).

Literatura

Norris JP, Norris DM, Lee RD a kol. Visual laser ablation of the prostate: clinical experience in 108 patients. *J Urol*. 1993 Nov; 150:1612-4.

Cowles RS, Kabalin JN, Childs S a kol. A prospective randomized comparison of transurethral resection to visual laser ablation of the prostate for the treatment of benign prostatic hyperplasia. *Urology*. 1995 Aug; 46(2):155-60.

Dretler SP, Watson G, Parrish JA a kol. Pulsed dye laser fragmentation of ureteral calculi: initial clinical experience. *J Urol*. 1987 Mar; 137(3):386-9.

Floratos DL, de la Rosette JJ. Lasers in urology. *BJU Int*. 1999 Jul; 84(2):204-11.

Smith JA jr. Urologic laser surgery. In: Walsh PC, Retik AB, Stamey TA, Vaughan ED, eds. *Campbells Urology*. 6th Edition. Philadelphia: WB Saunders, 1992: 2923-2941.

Kuntzman RS, Malek RS, Barrett DM. High-power (60watt) potassium-titanyl-phosphate laser vaporization prostatectomy in living canines and in human and canine cadavers. *Urology* 1997; 49: 703-708.

Berry SJ, Coffey DS, Walsh PC. The development of human benign prostatic hyperplasia with age. *J Urol* 1984; 132: 474-479.

Skolarikos A, Papachristou C, Athanasiadis G a kol. Eighteen-month results of a randomized prospective study comparing transurethral photoselective vaporization with transvesical open enucleation for prostatic adenomas greater than 80 cc. *J Endourol* 2008 Oct; 22(10):2333-40.

Al-Ansari A, Younes N, Sampige VP, et al. GreenLight HPS 120-W laser vaporization versus transurethral resection of the prostate for treatment of benign prostatic hyperplasia: a randomised clinical trial with midterm follow-up. *Eur Urol* 2010 Sep; 58(3):349-55.

Alexander Bachmann A, Tubaro A, Barber N. a kol. 180-W XPS GreenLight Laser Vaporisation Versus Transurethral Resection of the Prostate for the Treatment of Benign Prostatic Obstruction: 6-Month Safety and Efficacy Results of a European Multicentre Randomised Trial—The GOLIATH Study. *Eur Urol* 2014, 65: 931-942.

AUA Practice Guidelines Committee: AUA guideline on management of benign prostatic hyperplasia (2003). Kapitola 1: Diagnosis and treatment recommendations. *J Urol* 2003; 170: 530-547.

Tugcu V, Tasci AI, Sahin S, a kol. Comparison of photoselective vaporization of the prostate and transurethral resection of the prostate: a prospective nonrandomised bicenter trial with 2-year followup. *J Endourol* 2008 Jul; 22(7):1519-25.

Chiang PH, Chen CH, Kang CH, a kol. GreenLight HPS laser 120-W versus diode laser 200-W vaporization of the prostate: comparative clinical experience. *Lasers Surg Med* 2010 Sep; 42(7):624-9.

Ruszat R, Seitz M, Wyler SF, a kol. Prospective single-centre comparison of 120-W diode-pumped solid-state high-intensity system laser vaporization of the prostate and 200-W high-intensive diode laser ablation of the prostate for treating benign prostatic hyperplasia. *BJU Int* 2009 Sep; 104(6):820-5.

Hochreiter WW, Thalmann GN, Burkhard FC, et al. Holmium laser enucleation of the prostate combined with electrocautery resection: the mushroom technique. *J Urol* 2002 Oct; 168(4 Pt 1):1470-4.

Kuntz RM, Lehrich K, Ahyai SA. Holmium laser enucleation of the prostate versus open prostatectomy for prostates greater than 100 grams: 5-year follow-up results of a randomised clinical trial. *Eur Urol* 2008 Jan; 53(1):160-6.

Gilling PJ, Aho TF, Frampton CF, a kol. Holmium laser enucleation of the prostate: results at 6 years. *Eur Urol* 2008 Apr; 53(4):744-9.

Elzayat EA, Habib EI, Elhilali MM. Holmium laser enucleation of prostate for patients in urinary retention. *Urology* 2005 Oct; 66(4):789-93.

Gross AJ, Netsch C, Knipper S. Complications and Early Postoperative Outcome in 1080 Patients After Thulium Vapoenucleation of the Prostate: Results at a Single Institution. *Eur Urol* 2013, 63: 859-867.

Chapin BF, Eisner BH, Lahey S, et al. The use of KTP laser tumor ablation for treatment of bladder transitional cell carcinoma (initial results). *Urology* 2007; 70(Suppl 3A): 144.

Moinzadeh A, Gill IS, Rubenstein M, et al. Potassium-titanyl-phosphate laser laparoscopic partial nephrectomy without hilar clamping in the survival calf model. *J Urol*. 2005; 174: 1110-1114.

Hindley RG, Barber NJ, Walsh K, et al. Laparoscopic partial nephrectomy using the potassium titanyl phosphate laser in a porcine model. *Urology*. 2006; 67: 1079-1083.

Eret V, Hora M, Sýkora R, a kol. GreenLight (532 nm) laser partial nephrectomy followed by the suture of the collecting system without renal hilar clamping in a porcine model. *Urology*. 2009 May; 73(5):1115-8.

Malloy TR. Emerging high-power KTP laser applications in urology. *Contemp Urol* 2005; 17: 30-37.

Chapin BF, Eisner BH, Lahey S, a kol. The use of KTP laser tumor ablation for treatment of bladder transitional cell carcinoma (initial results). *Urology* 2007; 70(Suppl 3A): 144.

Yates J, Zabba A, Pareek G. A comparison of the FREDDY and holmium lasers during ureteroscopic lithotripsy. *Lasers Surg Med* 2007 Sep; 39(8):637-40.

Sofer M, Watterson JD, Wollin TA, et al. Holmium: YAG laser lithotripsy for upper urinary tract calculi in 598 patients. *J Urol* 2002 Jan; 167(1):31-4.

Kronenberg P, Traxer O. Update on lasers in urology 2014: current assessment on holmium:yttrium-aluminum-garnet (Ho:YAG) laser lithotripter settings and laser fibers. *World J Urol*. 2014 Sep 4. [Epub ahead of print]

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 Aug;114(2):261-7.

Spore SS, Teichman JM, Corbin NS, et al. Holmium: YAG lithotripsy: optimal power settings. J Endourol. 1999 Oct;13(8):559-66.

Sea J, Jonat LM, Chew BH, et al. Optimal power settings for Holmium:YAG lithotripsy. J Urol. 2012 Mar;187(3):914-9. "

Mues AC, Teichman JM, Knudsen BE. Quantification of holmium:yttrium aluminum garnet optical tip degradation. J Endourol. 2009 Sep;23(9):1425-8.

Kronenberg P, Traxer O. Are We All Doing It Wrong? Influence of Stripping and Cleaving Methods of Laser Fibers on Laser Lithotripsy Performance. J Urol. 2014 Aug 5. doi: 10.1016/j.juro.2014.07.110. [Epub ahead of print].

Lam JS, Gupta M. Ureteroscopic management of upper tract transitional cell carcinoma. Urol Clin North Am 2004 Feb;31(1):115-28.

Meijer RP, Boon TA, van Venrooij GE, et al. Long-term follow-up after laser therapy for penile carcinoma. Urology 2007 Apr;69(4):759-62.

Rothenberger KH, Hofstetter A. Laser therapy of penile carcinoma. Urologe 1994;33(4):291-4.

Hora M., Trávníček I., Kalusová K. et al. Penis šetřící metody léčby nižších T kategorií karcinomu penisu. Ces Urol 2014; 18(3): 199–207."

Michal M., Hes O, Kacarovská D, et al. Klasifikace intraepiteliálních neoplazií předcházejících dlaždicovému karcinomu penisu a jejich analogie s prekancerózami dlaždicových karcinomů vulvy. Ces Urol 2014; 18(2): 94–100

Lasery ve fyzioterapii

prof. MUDr. Leoš Navrátil, CSc.,

Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva, ČVUT, leos.navratil@fbmi.cvut.cz

prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.,

Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva, ČVUT, ivan.dylevsky@fbmi.cvut.cz

Biologické účinky laseru

Při léčbě poruch pohybového aparátu je znalost mechanismu transformace světelné energie v organismu do jiných energetických forem tak, aby bylo dosaženo žádoucího biologického efektu, nezbytná.

Řadu let přetrvávala a dosud přetrvává představa, že laser proniká do tkáně v závislosti na jeho vlnové délce. S rostoucí vlnovou délkou paprsku by měl být tento průnik hlubší, někteří autoři hovoří dokonce o hodnotě až 8 centimetrů. Vytvořila se teorie „laserového okna“, charakterizující interval vlnových délek, ve kterém je průnik laseru minimálně omezen. Přitom je zcela jasné, že paprsek laseru kontaktem s jakoukoliv překážkou ztrácí svou fyzikální charakteristiku (monochromaticnost, koherence, polarita), protože se láme, odráží, je absorbován, transformován. Znamená to, že laser nemůže působit na cílovou tkáň přímo, ale že jeho účinek je transformován v jinou formu energie.

Na základě současných poznatků hrají v tomto mechanismu klíčovou roli mitochondrie fibroblastů.

Mitochondrie je důležitá organela buněk a je iniciátorem spouštění různých signálních kaskád. V důsledku aktivace signálních kaskád (například mitogen aktivující proteinkinázou) se spouští procesy apoptózy, reorganizace cytoskeletu, regulace transkripce a syntézy cytokinů. Funkce mitochondrií se do jisté míry dá přirovnat k buněčné elektrárně, jelikož v nich díky procesům buněčného dýchání vzniká energeticky bohatý adenosintrifosfát. Mitochondrie je uzavřena dvěma membránami. Vnější membrána je značně pórovitá a skutečnou bariéru pro malé molekuly představuje spíše vnitřní membrána. Na vnitřní membráně a uvnitř ní se také odehrávají ty nejdůležitější metabolické pochody. Mezi ně patří Krebsův cyklus a dýchací řetězec.

Světlo laseru způsobuje změny v optických vlastnostech mitochondrií. Zvyšuje potenciál mitochondriální membrány a protonový gradient. Modifikuje některé dehydrogenázové reakce nikotinamid adenin dinukleotidu. Ovlivňuje aktivitu izocitrátdehydrogenázu a α -ketoglutarátdehydrogenázu (2-oxoglutarátdehydrogenázu).

Aktivita isocitrátdehydrogenázy klesá se zvyšujícím se poměrem ATP/ADP. Vysoká koncentrace ATP způsobí inhibici tohoto enzymu, následně se začne zvyšovat koncentrace citrátu. Energie laseru naopak zvyšuje aktivitu enzymu a důsledkem je nárůst koncentrace ATP. Izocitrátdehydrogenázu buňka využívá především pro napojení na dýchací řetězec, tedy pro pochody směřující k získání energie. Přeměna ADP na ATP v mitochondriích probíhá jako součást oxidativní fosforylace v rámci dýchacího řetězce. Lokalizace řetězce je na vnitřní membráně mitochondrií, aby tak byl zajištěn přísun redukováných koenzymů z citrátového cyklu a β -oxidace. Laser ovlivňuje mitochondriální respirační řetěz zvýšením aktivity enzymů cytochromoxidázy a adenosintrifosfatázy a zvyšuje syntézu DNA.

Buněčná signalizace je souhrn všech prostředků, jež používají buňky ke vzájemné komunikaci. V typickém případě je jednou buňkou vylučována signální molekula, druhá buňka přijímá signál, a to zpravidla prostřednictvím receptoru. Receptory iniciují signalizační kaskády dovnitř buňky, kde ovlivňují různé buněčné procesy včetně změn v expresi genů. Signálními molekulami mohou být jak různé bílkoviny, například cytokiny, hormony, neurotransmitery.

Klíčovou úlohu při nitrobuněčné komunikaci mezi receptory a efektorů hrají G-proteiny. Jejich úkolem je zprostředkovat a přenášet signál z různých signálních molekul na příslušný efektor v nitru buňky. G-proteiny jsou uloženy na vnitřní straně buněčné membrány a po své aktivaci se začínou pohybovat k dalšímu efektoru – bílkovině, která po své aktivaci začne vyrábět druhého posla – cyklický adenosinmonofosfát (cAMP), který díky své zvláštní chemické struktuře vyvolá řadu chemických reakcí.

Přenos informací mezi jednotlivými buňkami při aplikaci fototerapie se děje:

- konexony;
- GAP spojení;
- bystander efektem;
- chromatofotropní aktivitou lidské krve.

Zásadním způsobem byl rovněž přehodnocen klinický význam frekvence aplikovaného paprsku. V souladu se současnými poznatky, verifikovanými objektivními studiemi včetně histologického vyšetření, je účelné aplikovat laser v kontinuálním režimu nebo při frekvenci nepřesahující 50 Hz (některé prameny připouští 100 Hz). Vyšší hodnoty jsou již biologicky neúčinné.

S nástupem vysokovýkonného terapeutického laseru (HILT, Hight Laser Intensity Therapy) došlo k výrazné modifikaci názorů na vhodnou hustotu aplikované energie. Při použití nízkovýkonných laserů nepřesahuje doporučená hustota energie u většiny indikací hodnotu 8 až 10 J/cm² (někteří autoři dokonce uvádí, odvolávají se na Arndt-Schulzovo pravidlo, že vyšší hodnota terapeutický efekt aplikace laseru snižuje). Při použití vysokovýkonného zdroje laseru se doporučená hodnota hustota energie zvyšuje deseti až padesáti násobně a vidíme lepší léčebný efekt při kratší době léčby a menším počtu aplikací. Je tedy jasné, že Arndt-Schulzovo pravidlo je překonané. Pokud pátráme blíže o podstatě tohoto pravidla, s překvapením zjistíme, že bylo pro potřeby laseroterapie zneužito. V literatuře se totiž objevuje již v roce 1888 jako jedno z pravidel pro homeopatii a říká, že malé dávky homeopatika stimulují, mírné dávky brání a velké mohou zabít.

Hight Intensity Laser Therapy

Hight Intensity Laser Therapy (HILT, vysokovýkonná laserová terapie) nachází i v neinvazivní medicíně stále širší uplatnění. V literatuře se setkáváme s touto metodikou také pod pojmem Hilterapia.

Efekt vysokovýkonného laseru je dán zejména vysokou intenzitou světelného impulsu v krátkém časovém intervalu. Tento paprsek je usměrněn tak, aby vyvolal odpovídající biologickou odpověď, aniž by došlo k narušení integrity ozařované tkáně. Důležitý je i úhel dopadu paprsku na ozařované místo, kdy preferujeme hodnoty blízké se číslu 90 stupňů.

I u těchto výkonů neinvazivní laseroterapie pozorujeme rozdíly v závislosti na vlnové délce laserového zdroje. Zatímco řada autorů doporučuje vlnovou délku 1 064 nm (vychází z Nd:YAG laseru, který byl řadu let jako jediný pro tento typ terapie k dispozici), dnes se ukazuje, že výraznější klinický efekt mají kratší vlnové délky (870 nebo 930 nm).

Aplikace vysokovýkonného laseru má stimulující efekt na biochemické a nepřímé fotomechanické procesy, dochází k lokální aktivaci fibroblastů, urychluje syntézu extracelulární matrix a tím obnovu pojivových tkání. Tyto procesy jsou významné nejen pro regeneraci tkání, ale i pro optimalizaci tkáňové homeostázy. Lokální vasodilatace zvyšuje průtok krve ozařovanou oblastí. Řada prací zdůrazňuje vazodilatační efekt laseru na lymfatické cévy. Dochází tak ke zlepšení mikrocirkulace, zlepšení permeability kapilár, zvýšení parciálního tlaku kyslíku, nutričnímu přínosu a ke zrychlenému odplavování katabolitů. Snížení viskozity intracelulární tekutiny zlepší pružnost tkáně, dochází k přestavbě kolagenu.

Vysokovýkonný laser navozuje podobné mechanismy k dosažení analgetického, stimulačního, vazodilatačního i protizánětlivého efektu jako nízkovýkonný.

Při aplikaci HILT upřednostňujeme pulzní aplikaci s krátké trvajících pulzů (do 150 μ s) o vysoké energii a s delšími intervaly mezi jednotlivými pulzy. Pulzní paprsek může přenášet až 1 000 krát větší intenzitu světla v měkkých tkáních než kontinuální vlna se stejným průměrným výkonem. Nízkofrekvenční aplikace umožňuje, že nedochází k přehřívání ozařované tkáně, protože teplo se v intervalech mezi jednotlivými pulzy se v ní rozptýlí. Vyvarujeme se tak negativním účinkům, které zvýšené teplo může vyvolat (překrvení dané oblasti, zarudnutí, pocit bolesti, v extrémním případě podpora zánětlivého procesu). Paprsek emitovaný vysokovýkonným zdrojem má širší rozptyl (mluvíme o rozptylu fenoménu).

Vysokovýkonný laser je možné aplikovat jak s dalšími metodami fyzikální terapie (magnetoterapie, elektroterapie, ultrazvuk), tak s manuální terapií, balneoterapií a rovněž s radioterapií (radonové koupele).

Léčebné protokoly zachycují tři možné způsoby aplikace:

- statickou, kdy laser aplikujeme na jeden bod (například u laserakupunktury nebo při stimulaci spouštěcího bodu), Zde je však třeba zdůraznit, že při této formě aplikace, pokud volíme kontinuální režim, nejdeme s výkonem diody nad 1 W s ohledem na výrazný termický efekt. I zde je ale nezbytný individuální přístup;
- plošně, kdy ozařujeme danou oblast manuálně meandrovitým pohybem nebo automatickým posunem podle předem stanoveného programu a kdy je nemocný v klidu. Doporučení, abychom zpočátku pohybovali aplikační sondou pomaleji a dosáhli tak překrvení daného místa, postupného a regulovaného zvýšení teploty a aktivaci některých cytokinů a postupně pohyb sondou zrychlovali, považujeme za nulitní s ohledem na indukované biochemické děje v ozařované tkáni. Stejně tak, jako doporučení rychlého skenování vysokovýkonným zdrojem v počáteční fázi ozařování v případě, kdy nárůst teploty je nežádoucí;
- plošné ozařování při aktivním pohybu kloubu nebo při rytmických změnách svalového tonu. Dochází k rovnoměrnějšímu rozložení ozařované tkáně a rychlejšímu ústupu případné svalové kontraktury.

Taktika léčby závisí na fyzikálních parametrech zdroje laseru, který máme k dispozici. Máme-li k dispozici zdroj o výkonu do 400 mW, volíme frekvenci paprsku mezi 10 – 25 Hz při hustotě energie 5 až 10 J/cm². Aplikujeme 2x až 3x týdně s minimálním intervalem 48 hodin do celkového počtu 10. Pokud můžeme, upřednostňujeme aplikaci vysokovýkonného laseru. Zde volíme hustotu energie mnohonásobně vyšší (300 až 500 J/cm²). V tomto případě postačí aplikace 1x za 7 až 10 dní a zpravidla dosáhneme ústupu obtíží po 4 až 5 aplikacích (u prvních dvou aplikací je možné interval aplikací zkrátit až na 48 hodin).

Indikace při léčbě pohybového aparátu

Indikace pro aplikaci laseru v rehabilitační medicíně můžeme rozdělit podle místa a etiologie postižení do tří hlavních skupin:

- vertebrogenní bolesti;
- artrózy;
- onemocnění měkkých tkání.

Vertebrogenní algický syndrom

Aplikace terapeutického laseru je vhodná při vertebrogenních obtížích s nejrůznější etiologií. Jak v důsledku kořenového dráždění, tak při herniaci intervertebrálního disku, při stenóze míšního kanálu nebo při úrazu páteře, pokud nedošlo k přerušení míchy.

Nemocný nejčastěji přichází s bolestí, jejíž příčina může být jak funkční tak strukturální. Ne každá příčina bolesti je vhodná pro léčbu laserem. Jednoznačně doporučujeme aplikaci:

- při funkčních blokáдах v páteřním segmentu, kdy dojde k mechanickému skřípnutí výčlipky kloubního pouzdra mezi kloubní plošky;
- při přetížení svalů a vazů v důsledku nevhodného držení těla, vadných pohybových stereotypů, hypermobilitě nebo svalové dysbalanci;
- při degenerativních onemocněních páteře (spondylóza, spondylartróza, chondróza);
- při kontuzi a distorzi páteře, luxaci a zlomenině obratlů;
- při spondylolýze a spondylolistéze;
- při revmatických onemocněních;
- při získaných deformitách (Scheuermannova choroba, Schmorlovy uzly).

Klinický obraz obtíží vertebrogenního původu, pro které nemocný vyhledá lékařskou pomoc, je charakterizován nejčastěji bolestí (aktivní i pasivní), většinou doprovázenou svalovými spazmy, dysbalancí a případně otokem v postižené oblasti. Časté jsou blokády, poruchy cití (hypesesie, hyperestesie), významnou roli hraje psychika postiženého.

Terapeutický laser je u uvedené skupiny onemocnění indikován jak pro svůj analgetický tak myorelaxační efekt. Laseroterapie se rovněž osvědčila jako premedikace zákroků z oblasti myoskeletální medicíny (manipulace, mobilizace). Po ozáření nervových kořenů dochází k rychlé relaxaci lokálních svalových spasmů a tím k ústupu bolesti a tak k usnadnění manuální terapie.

Aplikace laseru je možná jak v místě původu bolesti, tak v místě, kam se bolest propaguje. Pokud máme k dispozici bodový laser, projíždíme celé postižené místo meandrovitým posunem. U laserové sprchy či scanu je situace jednodušší, nesmíme však zapomenout, že zvláště u scanu je intenzita laserového paprsku výrazně rozptýlena a tomu musí odpovídat i délka aplikace.

Morbus Bechterev

Všechny studie popisují výrazný ústup bolestí. Počet aplikací je v tomto případě prakticky neomezený, laser aplikujeme vysloveně pro analgetický efekt. U nemocných, kteří měli klasickou analgetickou farmakoterapii, vyznělo hodnocení laseroterapie mimořádně příznivě. Taktika léčby je podobná jako vertebrogenních bolestí jiné etiologie. Z etických důvodů je nutné pacientovi zdůraznit, že aplikace laseru odstraňuje pouze bolest a nemá žádný protektivní efekt při léčbě základního onemocnění.

Artrózy

Artróza je nejčastější kloubní onemocnění pohybového aparátu. Postihuje především velké klouby. Dlouhodobým přetěžováním dochází k jejich poškození, zhoršení pohyblivosti a celkové degeneraci. Klouby se stávají bolestivými, což postiženým značně zneprůjemňuje život. První příznaky tohoto onemocnění se objevují zpravidla v 5. decenniu a ve vyšším věku je postiženo až 80 procent populace. Artróza je nezáánětlivé onemocnění, ale artritida ji často doprovází jako sekundární komplikace.

Příčiny artróz rozdělujeme podle jejich etiologie na anatomické, u kterých je patrná nestejná délka končetin a hypermobilita, traumatické v důsledku buď nadměrné sportovní zátěže nebo jako následek vykloubení či nitrokloubní zlomeniny, metabolické (dna, diabetes, porucha metabolismu steroidů) a zánětlivé u revmatoidních artritid.

Aplikaci laseru volíme již ve stádiu funkčních potíží, ne až při bolestech charakterizujících těžké organické postižení. Pochopitelně, výraznějšího klinického efektu dosáhneme u povrchněji uložených a menších kloubů (jakými jsou například drobné klouby rukou nebo zápěstí). U větších kloubů (zde máme na mysli kolenní a zejména kyčelní kloub) je analgetický účinek s ohledem na mechanismus působení terapeutického laseru oslaben.

Podobně jako u Bechterovy choroby, aplikujeme laser při artralgiích v důsledku revmatických onemocnění. I zde, volíme-li správnou taktiku léčby, pozorujeme snížení spotřeby analgetik a nesteroidních antirevmatik. Někteří nemocní dokonce popisují výrazný ústup kloubních deformit (mohou opět nosit prstýnky, mají pocit zlepšené jemné motoriky prstů).

Bodový laser aplikujeme v místě kloubní šterbiny a zaměřujeme jej směrem na střed kloubu. Použití laserové sprchy ani scanu zde není odůvodnitelné.

Postižení měkkých tkání

Postižení měkkých tkání, vhodných pro neinvazivní laseroterapii, můžeme rozdělit podle jejich etiologie:

- na zánětlivé a ponáamahové (jejich další rozdělení nemá u laseroterapie podstatnější význam);
- na degenerativní;
- jiné.

Distorze a svalové kontuze

Ideální je ošetření postiženého místa ihned po úrazu. V případě sportovních aktivit nejlépe přímo na sportovišti (většina moderních laserových přístrojů je vybavena dobíjející baterií). Pokud laser nemáme k dispozici, snažíme se, aby doba mezi úrazem a ošetřením byla co nejkratší.

Výsledkem rychle aplikované laseroterapie je okamžitý analgetický efekt a nedochází k rozvoji edému. Pokud dojde ke tvorbě hematomu, je tento urychleně resorbován.

Achillodynie

Jedná se o chronické postižení Achillovy šlachy jako důsledek sterilního zánětu po jejím přetížení. Laseroterapie je léčbou první volby a to i u Haglundovy exostózy (nárůstek v místě úponu Achillovy šlachy).

Entezopatie

Jako entezopatie označujeme zánětlivé změny v tendoperiostálním spojení. Entezopatie jsou buď primární (například patní ostruha) nebo sekundární v rámci zánětlivých revmatických onemocnění. Mezi entezopatie zařazujeme tenisový (laterální epikondylitida) a golfový loket (mediální epikondylitida). Na dolní končetině jsou časté entezopatie velkého trochanteru femuru, které mohou být při chybné diagnostice zaměněny za bolesti vycházející z kyčelního kloubu, Achillovy šlachy a aponeurózy planty.

Entezopatie mají exogenní a endogenní příčiny. K exogenním patří především opakované mechanické přetěžování šlach. Druhotně vznikají na úponech svalů, které jsou v kontraktuře nebo v napětí. K endogenním faktorům vzniku patří porucha vaskularizace, metabolické poruchy, atrofické změny, toxická poškození a psychogenní faktory. V místě úponu nalézáme eroze s následnou fibrózou a novotvorbu.

Calcar calcanei je nárůstek plantární části patní kosti, v místě úponu krátkých svalů nohy a plantární aponeurózy. Vzniká chronickým drážděním úponu krátkých svalů plosky nohy při přetěžování či při chůzi v nevhodné obuvi. V první fázi se vytváří otok projevující se bolestivostí (fascitis plantaris). Do této lokality se postupně ukládají krystaly vápníku a rozvíjí se tak nárůstek-ostruha.

V léčbě patřily dříve entezopatie mezi „crus medicorum“ rehabilitační medicíny. S příchodem laseroterapie tomu však již tak není. Pozorujeme její dobrý klinický efekt u vlekých epikondylitid a to i po opakovaném neúspěšném obstřihu lokálním anestetikem či kortikoidy. Právě v laseroterapii entezopatií dochází u kliniků často ke zklamání, protože volí nesprávné fyzikální parametry a taktiku léčby.

Humeroskapulární periartropatie

Pod pojmem humeroskapulární periartropatie chápeme souhrnné označení pro onemocnění ramenního kloubu a měkkých tkání v jeho okolí, které vede k bolestivému omezení pohybu kloubu (ztuhlé nebo také zamrzlé rameno). Jsou přítomny inserční tendinopatie a bursopatie. Zánětlivá složka nebývá dominantní. Často jsou v popředí degenerativní změny. Aplikace laseru je součástí komplexní rehabilitační péče.

Zmrzlé rameno

Tato diagnóza se vyskytuje u diabetické fibrózy, u paraneoplastického syndromu a zvláště u sklerodermie. Je charakterizována synovitiidou, stejně jako u revmatoidní artritidy. Redukce rozsahu pohybu je z inaktivity, která může vést k retrakci kloubního pouzdra a k limitaci rozsahu pohybu. Omezení rozsahu pohybu je stejnoměrné do všech směrů, protože kloubní pouzdro obkružuje kloub.

Chondropatie pately

Pod diagnózou chondropatie pately chápeme zhoršenou kooperaci chrupavky česky a chrupavky distálního konce femuru. Zpravidla je doprovázena změknutím chrupavky nebo její deformací, zvláště po jednostranném zatížení nebo v důsledku úrazu při přímém nárazu na patelu. Charakteristické jsou bolesti v oblasti pod českou, stejně jako tuhnutí a nepříjemný pocit kolena v pozici vsedě, kdy je třeba ho pravidelně uvolňovat protažením. Chondropatie postihuje zejména mladé lidi, ve věku do 30ti let, více ženy. Negativní roli hraje nadváha. Léčba je především konzervativní a laseroterapie je s ohledem na svůj především analgetický efekt vhodná.

Syndrom karpálního tunelu

Syndrom karpálního tunelu je jedním z nejčastějších úžinových (útlakových) syndromů. Vzniká opakovaným až trvalým tlakovým mechanickým poškozením nebo stlačením nervus medianus, k němuž dochází nejčastěji přetížením, úrazem, otokem, dislokací, výpotkem nebo zbytněním vazů kryjícího karpální tunel. Predisponujícím faktorem vzniku je přetěžování rukou u manuálně pracujících lidí a v posledních letech dobou vzrůstá počet nemocných s chronickým přetížením zápěstí při nevhodné ergonomii práce s počítačem (syndrom Repetition Strain Injury (RSI)). Ženy jsou postižené 3x častěji,

zřejmě zde hrají roli i hormonální změny. Především v iniciálních stádiích může laserový paprsek pomoci nemocnému minimalizací lokálního edému a analgetickým efektem.

Dupuytrenova kontraktura

Dupuytrenova kontraktura je progresivní funkční postižení ruky, které se objevuje nejčastěji na dlaněové straně ruky, kde dochází ke ztluštění aponeurózy. Je charakterizována tvorbou uzlů a kontrahujících pruhů v dlani a na prstech, které pak způsobují kontraktury prstů. Ani dnes nejsme schopni určit příčinu tohoto onemocnění. Při použití laseru dochází k uvolnění kontraktur.

MLS laserová terapie

MLS (Multiwave Locked Systém) terapie je novým fenoménem v léčbě vysokovýkonným laserem. Je založena na současné aplikaci paprsků o vlnové délce 808 nm v kontinuálním a 905 nm v pulzním režimu. Přesná synergie vln zvyšuje efekt léčby. V literatuře je uváděn výkon aplikačních diod až do hodnoty 25 W, frekvence pulzního paprsku v intervalu mezi 1 až 2 000 Hz.

Biologický efekt laseru na tkáň je obdobný, tak, jak jsme již popsali výše. Indikujeme ji v případech, kdy potřebujeme protizánětlivý nebo protiedematózní účinek v nepříliš hluboko uložených strukturách. Většinou autorů je zdůrazňována vynikající analgetický efekt. Pozitivně je hodnocen i stimulační efekt, proto jsou MLS pulzy indikovány při léčbě měkkých tkání. Výhodou MLS je časná hojení, rychlé obnovení strukturální integrity poškozené oblasti a okamžité zlepšení místního krevního oběhu.

Indikacemi pro aplikaci MLS terapii se neliší od indikací, při kterých aplikujeme LLLT nebo HILT.

Délka aplikace MLS terapie je dána rozsahem defektu a nevyžaduje žádnou lokální anestezii. Oproti jiným typům laseru, kde doporučujeme aplikovat hustotu energie a taktiku léčby na základě vlastních poznatků, zde doporučujeme využívat indikačních programů doporučených výrobcem přístroje. Zlepšení stavu pozorujeme zpravidla za dva až tři dny po zahájení léčby. Celkový počet aplikací se pohybuje mezi číslem 6 až 10, doporučený interval je 24 hodin.

Přínos MLS terapie vidíme zejména ve snížení až úplnému ústupu bolesti v krátké době, v časném protizánětlivém účinku u sterilních zánětů, v rychlém obnovení strukturální integrity poškozených svalů a v epitelizaci povrchových lézí, v okamžitém zlepšení lokální cirkulace včetně ústupu otoků a v dlouhodobém účinku.

Závěr

Rehabilitační medicína a fyzioterapie je oborem, ve kterém laser našel široké uplatnění. Jen v minimu indikací je jedinou formou léčby, zpravidla je součástí komplexní terapie, kdy využíváme zejména jeho analgetických a vasodilatačních účinků.

Máme-li k dispozici nízkovýkonový laser upřednostňujeme sondy s vlnovou délkou mezi 780 až 870 nm o výkonu v intervalu 100 až 400 mW. Vhodná je i laserová sprcha. Laserový scan je dnes, s ohledem na další vývoj přístrojové techniky, zastaralý.

S ohledem na přesvědčivé terapeutické výsledky HILT je předpoklad, že dojde v ordinacích k postupné obměně nízkovýkonových laserů za vysokovýkonové. Již nyní jsou běžně k dispozici přístroje o výkonu 12 W, podle informací výrobců budou v krátké době k dispozici sondy s podstatně vyšším výkonem. Vlnová délka paprsků emitovaných vysokovýkonovými sondami se pohybuje v intervalu 830 až 1 064 nm. Vyšší výkon umožňuje aplikovat podstatně vyšší hustotu energie (ve stovkách joule na cm²), snížit počet procedur a zkrátit dobu léčby. Tím se zvyšuje komfort nemocného.

Za perspektivní považuje i MLS terapii. Dosud však chybí dostatek klinických výsledků pro verifikaci vhodných indikací.

Literatura

1. Bodini, G., Croce, A. M. La sindrome del tunnel carpale: trattamento con HILT-Terapia. Sphera Medical Journal, 2007, 5, 16-20.
2. Conte, P. G., Santamato, A., Fiore, P. et al. Treatment of chronic low back pain: back school versus Hilterapia. Energy for Health, 2008, 3, 10-13.
3. Fiore, P., Santamato, A. Short-term effect of high Intensity Laser Therapy versus ultrasound therapy in the treatment of low back pain: a randomized controlled trial. Eur J Phys Rehabil. Med, 2011, 47, 367-373.
4. Fortuna, D., Rossi, G., Zati, A. et al. High Intensity Laser Therapy in experimentally induced chronic degenerative tenosynovitis in heavyline chicken broiler. Proceedings of SPIE, 2002, 4903, 85-91.
5. Karu, T. Ten Lectures on Basic Science of Laser Phototherapy. Spjutvägen: Prima Books AB, 2007, 414 s., ISBN 978-91-976478-0-9.
6. Monici, M., Cialdai, F., Romano, G. et al. An in Vitro Study on Tissue Repair: Impact of Unloading on Cells Involved in the Remodeling Phase. Microgravity Sci. Technol., 2011, 23, 4, 391-401

7. Monici, M., Cialdai, F., Romano, G. et al. Effect of IR Laser on Myoblasts: Prospects of Application for Counteracting Microgravity-Induced Muscle Atrophy. Microgravity Sci. Technol., 2013, 25, 1, 35-42.
8. Sabbahi, S. Clinical experience using Hilterapia in "knee arthrosis". Energy for Health, 2009, 4, 24-27.
9. Santamato, A., Solfrizzi, V., Panza, F., Tondi, G. et al. Short-term Effects of High-Intensity Laser Therapy Versus Ultrasound Therapy in the Treatment of People With Subacromial Impingement Syndrome: A Randomized Clinical Trial. Physical Therapy, 2009, 89, 7, 643-652.
10. Simunovic, Z. (editor). Lasers in medicine and dentistry. Rijeka, Vitagraf, 2000, 530 s., ISBN 953-6059-30-4.
11. Tarantino, C., Rossi, G., Flamini, G., Fortuna, D. Cytoproliferative activity of the HILT: in vitro survey. Laser in Medical Science, 2002, 17, 4, A 22.
12. Thabet, A. A. M. M., Mohamed, M. E. S., Ali, M. M. I., Helal, O. F. High Intensity Laser versus Low Intensity Laser Therapy in Management of Postmenopausal Osteoporosis. Energy for Health, 2013, 10, 16-21.
13. Tunér, J., Hode, L. The New Laser Therapy Handbook. Prima Books, Grängesberg, 2010, 850 s., 850 pages, ISBN-13 978-91-976478-2-3
14. Viliani, T., Carabba, C., Mangone, G., Pasquetti, P. High Intensity Pulsed Nd:YAG Laser in painful knee osteoarthritis: the biostimulating protocol. Energy for Health, 2012, 9, 18-22.
15. Viliani, T., Pasquetti, P. High Intensity Laser Therapy in hand osteoarthritis: a mixed protocol's proposal. Energy for Health, 2011, 8, 8-11.

Laser v gynekologii a porodnictví

MUDr. Jana Landsmanová,

Gynekologicko-porodnická klinika FN a LF UK Plzeň, landsmanovaj@fnplzen.cz

Doc. MUDr. Zdeněk Novotný CSc.,

Gynekologicko-porodnická klinika FN a LF UK Plzeň, novotny@fnplzen.cz

MUDr. David Slouka Ph.D.,

ORL klinika FN a LF UK Plzeň, slouka@fnplzen.cz

Historický vývoj laserů v gynekologii

První chirurgické užití laseru v gynekologii je datováno do roku 1973, kdy byl CO₂ laser využit k vaporizaci tkáně děložního cervixu. O té doby se v tomto oboru užívaly v širším měřítku ještě Nd:YAG, KTP a argonový laser, nicméně CO₂ laser stále zůstává nejrozšířenějším přístrojem. Jednotlivé lasery využívají specifických vlastností vycházejících z jejich laserového media, vlnové délky a tím i různého absorpčního koeficientu v různých chromoforech. Dnešní použití všech zmíněných laserů zahrnuje celou oblast dolního genitálního traktu (vulvu, vaginu, cervix, perineum, perianální oblast), použití při nitrobršních laparoskopických či hysteroskopických gynekologických operacích. Laser není pro gynekologii dnešní doby nenahraditelným přístrojem, ale ve správných indikacích může být neocenitelným pomocníkem.

Použití laserů v gynekologii

Nízkovýkonné (biostimulační) lasery

Biostimulační lasery (nejvíce v zastoupení plynovým He-Ne laserem 632nm a diodovým laserem 940nm) jsou součástí pomocné fyzikální terapie pro gynekologa. Intravaginální nebo zevní aplikace těchto laserů příznivě ovlivňuje projevy a hojení cervicitid, kolpitid, projevů herpes simplex a HPV. Využívají protizánětlivý, analgetický a biostimulační efekt.

Vysokovýkonné lasery

U CO₂ laseru stále zůstává hlavní předností přesná vaporizace a možnost aplikace přes adaptér mikroskopu. Nd:YAG laser podle použitých spotů umožňuje průnik laserové energie do větší hloubky tkáně (až 4 mm). Vlastnosti KTP a argonového laseru by se daly přirovnat ke kompromisu. Vaporizace je pomalejší než u CO₂ laseru, koagulace a hloubka průniku do tkáně je menší než u Nd:YAG laseru.

Vulva

Laser je vždy používán společně s kolposkopem, jehož mikroskop nám umožňuje lepší diagnostiku patologických lézí. K možným indikacím laserového ošetření v oblasti vulvy patří VIN (vulvární intraepiteliální neoplasie) či kondylomata. Výhodou laserového ošetření je zahojení ad integrum se zachováním funkce. Nevýhodou je dlouhé hojení, které trvá přibližně 4 – 8 týdnů. Afekce můžeme laserem excidovat (např. laser skinning vulvectomie) nebo i vaporizovat. Při obou druzích ošetření je zásadní dostatečná radikalita výkonu.

Pochva

Lasery jsou v oblasti pochvy využívány při léčbě VaIN (vaginální intraepiteliální neoplasie), vaginálních kondylomat či vaginálních adenoz. Typickým příkladem je laserová parciální kolpektomie pro VaIN v proximální části poševního pahýlu. Výhodou laserových výkonů je minimální invazivita. Je umožněno zachování pochvy, minimální ztráta tkáně pochvy, minimum časných (krvácení) i pozdních komplikací (jizvy, stenózy, píštěle). Pro většinu vaporizačních i ablativních výkonů je využíván CO₂ laser pod kolposkopickou kontrolou a celková anestezie.

Děloha - hrdlo

V oblasti cervixu využíváme hlavně laserovou vaporizaci CO₂ laserem pod kolposkopickou kontrolou k řešení kondylomat, HPV změn a u plošně rozsáhlých low grade lézí exocervixu u mladých dívek. Je-li suspekce z neoplasie provádíme biopsii. Opět zde největší výhodou je šetrnost laserového ošetření při dodržení dostatečné radikality výkonu.

Děloha - tělo

Výkony v oblasti děložního těla se provádí pod hysteroskopickou kontrolou. Zde se používá nejčastěji Nd:YAG laser, případně KTP či argonový laser. Jedná se o odstranění polypů či fibroidů v oblasti těla, submukozních myomů či nitroděložních sept.

Laparoskopické výkony

Pro laparoskopické výkony lze použít všechny 4 druhy laserů užívaných v gynekologii. Jejich konkrétní použití se liší podle jejich individuálních fyzikálních vlastností (viz tabulka) a bývá nahrazováno klasickým instrumentariem pro laparoskopie jako jsou harmonický skalpel či kautery.

	CO2	KTP	Argon laser	Nd:YAG
endometrióza	ano	ano	ano	ano
adheziolýza	ano	ano	ano	ano
mimoděložní těhotenství	ano	ano	ano	
myomektomie	ano		ano	
cysta ovaria		ano		ano
salpingektomie-oophorektomie				ano
salpigostomie			ano	

Použití laserů v porodnictví

V porodnictví lze lasery využít k řešení syndromu fetu-fetální transfúze, preimplantační genetické diagnostiky a laserového hatchingu.

Syndrom fetu-fetální transfúze (FFFT) je patologická forma cirkulace mezi hemodynamicky (placentárními anastomózami) spojenými monochoriálními dvojčaty vedoucí k vysoké mortalitě plodů, potratům. Jedna z možností terapie je fetoskopicky řízená laserová selektivní či neselektivní fotokoagulace interfetálních placentárních spojek. Metoda byla poprvé použita v roce 1990 pod přímou vizualizací fetoskopu.

Preimplantační genetická diagnostika je novinkou v asistované reprodukci. Laserový systém OCTAX NaviLase, který napomáhá odběru většího počtu buněk z vyvíjejícího se embrya v pozdějším stádiu (blastocysty, 5. den kultivace), doposud bylo možné odebírat pouze jednu maximálně dvě buňky ze 3.denního embrya.

Laserem asistovaný hatching umožňuje laserovými incizemi usnadnění vycestování embrya z zony pellucidy před jeho uhnížděním do děložní sliznice. Tento proces je nazýván hatchováním.

Literatura

1. Barták A: Použití nízkoeenergetických laserů v gynekologii a porodnictví. Gynekolog 4, 1995, s. 71-74
2. Adamson GD, Lu J. Subak LL. Laparoscopic CO2 laser vaporization of endometriosis compared with traditional treatment. Fertil Steril. (1988) Nov, 50(5): 704-10.
3. Anderson MC, Hartley RB, Cervical crypt involvement by intraepithelial neoplasia. Obstet Gynecol. (1980) May, 55(5): 546-50
4. Baggish MS. Complications associated with carbon dioxide laser surgery in gynekology. Am J Obstet Gynecol. (1981) Mar 1, 139 (5): 568-74
5. Campagnutta E, Parin A., De Piero G, Giorda G, Gallo A, et al. Treatment of vaginal intraepithelial neoplasia (VAIN) with the carbon dioxide laser. Clin Exp Obstet Gynecol. (1999), 26(2): 127-30
6. Daniell JF. The role of lasers in infertility surgery. Fertil Steril (1984) Dec. 42(6): 815-23
7. Davis GD, Brooks RA. Excision of pelvic endometriosis with the carbon dioxide laser laparoscope. Obstet Gynecol. (1988) Nov, 72(5): 816-19
8. Gemert, Van M.J.C, Umur A., Tjssen J.G.P. a ost. Twin-twin transfusion syndrome: etiology, severity and rational management, Curr. Opin. obstet. gynecol. 13, 2001, č.2, s.193-206, Krebs HB. Treatment of vaginal intraepithelial neoplasia with laser and topical 5 – fluorouracil, Obstet Gynecol (1989) Apr, 73(4): 657-60
9. Havlík I.: Využití nízkovýkonných laserů v gynekologii a porodnictví, Gynekolog 2, 1998, s. 89 – 92
10. Kenneth J. Moise, Jr., MD, Anthony Johnson, DO Syndrom twin-to-twin transfuze – nové metody léčby zlepšující přežití, Gynekologie po promoci 3/2007, s. 60
11. Navrátil L.: Některé současné poznatky o biologickém působení laseru na živou tkáň. Amireport 1/95, s. 125-126
12. Navrátil L.: Neinvazivní laseroterapie v gynekologii a porodnictví. Moderní gynekologie a porodnictví 4, 1994, s. 417-422
13. Penna C, Fallani MG, Fambrini M, Zipoli E, Marchionni M. CO2 laser surgery for vulvar intraepithelial neoplasia. Excisional, destructive and combined techniques J Reprod. Med. (2002) Nov, 47(11): 913-18
14. Reid R. Physical and surgical principles of laser surgery in the lower genital tract. Obstet Gynecol Clin North Am. (1991) Sep, 18(3): 429-74
15. Wright VC, Davies E. Laser surgery for vulvar intraepithelial neoplasia: principles and results, Am J Obstet Gynecol. (1987) Feb, 156(2): 374-8

Lasery v pneumologii

Doc. MUDr. Martina Vašáková Ph.D.,

Pneumologická klinika Thomayerova nemocnice a 1.LF UK Praha, martina.vasakova@ftn.cz

Historie použití laserů v pneumologii. Technické a biologické vlastnosti laserů používaných v pneumologii

Využití laserů hlavně v operačních a endoskopických oborech biomedicíny se datuje od 2. poloviny minulého století. Lasery jsou užívány v lékařství pro jejich biologické účinky, a to efekt termální, fotodynamický a elektromagnetický. V pneumologii- bronchologii je přitom nejvíce používán termální efekt a podstatně méně pak fotodynamický (tab. 1.). Termický efekt laseru začal být využíván v pneumologii v 70. letech minulého století a doznal od té doby výrazného rozšíření. Poprvé byl laser pro ošetření lézí dýchacích cest použit v roce 1972, a to Strongem a Jakem. Nejprve byly ošetřovány laryngeální patologické stavy a až posléze se odvážili lékaři použít laser i pod hlasivkami. Pod hranici i trachey se odvážil jako první v roce 1976 LaForet, který laserově odstranil endoluminální intrabronchiální nádor. Fotochemický efekt laseru je v pneumologii využíván podstatně méně a po předchozím nadšení z jeho diagnostického a léčebného potenciálu je nyní spíše odklon od tohoto typu využití laserové energie v pneumologii. Fotochemický efekt laseru spočívá v intracelulární aktivaci fotosenzitizérů světlem o specifické vlnové délce, což vede k nekróze nebo fluorescenci tkáně. Tento efekt je znám od roku 1900 a v roce 1903 byl poprvé použit v ošetření kožního nádoru bílým světlem po senzitivizaci eosinem. V roce 1924 byla objevena schopnost nádorů vychytávat porfyriny, nicméně tento objev byl využit ve fotochemické léčbě nádoru poprvé až v roce 1960, kdy byl dihematoporfyrin (DHE) použit poprvé jako fotosenzitizér při fotochemické léčbě nádoru prsu. Tím byl položen základ tzv. fotodynamické léčby.

Zprvu byl používán pro termické odstraňování endobronchiálních lézí CO₂ laser připojený adapterem na rigidní bronchoskop. V dalších letech se nicméně ukázalo, že CO₂ laser není nejvhodnější, a to vzhledem k dlouhé vlnové délce (10 600 nm) vyžadující pro aplikaci komplikovaný rigidní systém, mělkému průniku do tkáně a suboptimální hemostáze. Proto byl hledán laser s vlastnostmi, které by byly vhodnější pro endobronchiální zákroky. Postupně byly zkoušeny různé typy laserů: Neodymium-Yttrium- Aluminium- Garnet (Nd:YAG), titanyl fosfát draselný (KTP), Xenon- chlorid a Argon.

V pneumologii byl a je poslední nejvíce užíván Nd:YAG laser, operující při vlnové délce 1 064 nm, tedy v neviditelném spektru blízko infračerveného. Nd:YAG laserový paprsek špatně prostupuje vodou a jeho prostup tkáněmi závisí na obsahu hemoglobinu, lépe prokrvenými tkáněmi paprsek lépe pro-

niká. Dosahuje penetrace 4-5 mm, což je výhodné při termokoagulaci nádorů, nicméně musíme brát v úvahu i dopad koagulace na přilehlé zdravé tkáně. Další výhodou je ale možnost vedení Nd:YAG laserového paprsku i flexibilními vlákny a tudíž jej lze aplikovat i pomocí fibrobronchoskopu. Dodnes má řada pracovišť tento typ laseru. Nově se ale v pneumologii, tak jako v ostatních oborech využívajících endoskopické operační techniky, objevují lasery thuliové, které mají jednak lepší výkonnost, vzhledem k optimalizované vlnové délce 1900 nm menší průnik do hloubky tkáně (šetří okolní zdravé tkáně) a pak také, což je nezanedbatelné, jsou dostupné i ve stolní podobě, což jednoznačně optimalizuje prostorové možnosti uspořádání bronchoskopického sálu.

Tabulka 1. Možnosti využití efektu laseru v pneumologii

Termální efekt
Fotoresektce lézí dýchacích cest
Maligní: bronchogenní karcinom, karcinoid, metastázy
Benigni: stenózy trachey, granulomy v místě sutur, broncholity, amyloidózy
Fotokoagulace
Ošetření plošného krvácení
Ošetření krvácení z dutin

Fotochemický efekt
Diagnostické užití
Detekce carcinoma in situ
Detekce superficiálně se šířícího bronchogenního karcinomu
Terapeutické užití
Paliativní resektce maligních nádorů dýchacích cest
Kurativní resektce pro ca in situ, superficiální bronchogenní karcinom a karcinoid- některé případy, juvenilní laryngotracheální papilomatózu

Lasery v pneumologii dnes

Terapeutické použití laserů v pneumologii – termický efekt

Typy bronchoskopů vhodné pro intrabronchiální a intratracheální laserové výkony

Laserový paprsek je převáděn do míst určených flexibilními optickými vlákny, která mohou být zaváděna pracovními kanály jak rigidního instrumentária, tak flexibilních bronchoskopů. Obecně ale v případě laserových zákroků preferujeme zajištění dýchacích cest rigidním bronchoskopem v celkové anestezii. Pak můžeme zvolit pro aplikaci laseru buď rigidní instrument (tzv. „steuerung“ s možností natáčení a ohýbání konce laserového vlákna pro co nejlepší zacílení paprsku) v případě lézí ve velkých dýchacích cestách, nebo flexibilní bronchoskop pro distálnější umístěné léze. Přístup rigidním bronchoskopem nám však umožňuje po celou dobu výkonu komfortní přístup do dýchacích cest. Navíc trysková ventilace, kterou cestou rigidního tubusu provádíme, umožňuje kvalitní oxygenaci pacienta během výkonu na dýchacích cestách bez nutnosti utěsnění okruhu ventilátor– pacient jako u konvenční umělé plicní ventilace. Pouze v případě nemožnosti intubace rigidním bronchoskopem (onemocnění krční páteře, anatomické poměry), volíme vynuceně přístup pouze flexibilním bronchoskopem, a to buď v bdělé sedaci za spontánní ventilace pacienta a oxygenace přes obličejovou masku, jejímž otvorem je pro vlečen fibroskop (malé periferněji uložené léze, krátký výkon) či v klasické celkové anestezii s umělou ventilací cestou intubační endotracheální rourky či laryngeální masky v případě větších centrálně uložených lézí.

Operační endoskopický tým během laserového zákroku v dýchacích cestách:

Operační endoskopický tým během laserového zákroku vyžaduje nejméně dva bronchology (jeden intervenční broncholog, jeden broncholog alespoň se základním výškolením v bronchologii, 2 sestry vyškolené v endoskopii a zkušené v instrumentaci a asistování během intervenčních zákroků a vyškoleného a zkušeného anesteziologa spolu s anesteziologickou sestrou. Bronchoskopista, který zákrok provádí, musí být jednak vyškolen v intervenční bronchologii, musí mít dostatek zkušeností se zákroky ve velkých dýchacích cestách a jednak musí ovládat techniku a bezpečnost práce s lasery. Musí si umět poradit i v urgentních situacích při komplikacích (krvácení, náhlá kompletní obstrukce trachey při neúspěšném pokusu o extrakci již uvolněného nádoru, hoření v dýchacích cestách) (viz níže)

Anestezie a ventilace během výkonu:

Stran nejvhodnější umělé ventilace a sedace během výkonu, považujeme pro laserové zákroky na dýchacích cestách jednoznačně nejvhodnější jak pro bronchologa, tak pro pacienta, klasickou celkovou intravenózní anestezii a tryskovou umělou plicní ventilaci, která je používána prakticky ve všech případech. Anestesiolog musí být obeznámen s tím, že během výkonu musí snižovat frakci kyslíku ve směsi plynů pro tryskovou ventilaci při probíhající laserové ošetření, a to vždy na výzvu bronchologa, případně i bez výzvy, pokud broncholog zapomene (dvojitá kontrola). Při poklesu saturace krve O₂ během výkonu pacient může být přechodně i přes rigidní tubus napojen na klasický ventilátor a přechodně ventilován v objemovém (tlakovém) režimu.

Indikace pro použití terapeutického laseru v pneumologii

Nejčastější indikací laserového ošetření v pneumologii jsou léze zužující či obturující velké dýchací cesty a to maligní i benigní (obr. 3.9.2.1).

Záměr ošetření je většinou paliativní, v některých případech nemůže být i kurativní (tab. 2)



Obr. 3.9.2.1 – tumor průdušnice

Tabulka 2. Indikace použití laseru v pneumologii

Patologický stav	Typ (kombinace) ošetření	Záměr
Benigní postintubační stenosa velkých DC- blanitá, granulační, vazivová	Laserová a mechanická desobliterace, dilatace, ev. implantace stentu	Kurativní, zákrok je však často nutné opakovat
Maligní nádory primárně plicní	Laserová a mechanická desobliterace, ev. implantace stentu, případná následná radioterapie	Paliativní, zákrok je obvykle nutné opakovat, zavedený stent musíme kontrolovat
Benigní a semimaligní primárně plicní nádory	Laserová a mechanická desobliterace, ošetření stopky nádoru	Potenciálně kurativní zákrok, následně jsou nutné opakované kontroly
Metastázy mimoplicních nádorů do velkých DC	Laserová a mechanická desobliterace, ev. implantace stentu, případná následná radioterapie	Paliativní, zákrok je obvykle nutné opakovat, zavedený stent musíme kontrolovat
Stenózy a obliterace velkých DC na podkladě zánětlivých procesů, vaskulitid a amyloidózy	Laserová a mechanická desobliterace, dilatace	Paliativní, zákrok je obvykle nutné opakovat

Kontraindikace pro použití terapeutického laseru v pneumologii

Kontraindikace můžeme rozdělit na obecné, týkající se technického a personálního zázemí, pak na kontraindikace stran celkového zdravotního stavu pacienta a kontraindikace lokální týkající se přímo charakteru nebo lokalizace patologického nálezu ve velkých DC (tab. 3).

Tabulka 3. Kontraindikace laserového zákroku v pneumologii

Kontraindikace technické a personální	Nedostatečná nebo nefunkční technické vybavení bronchoskopického sálu
	Nezkušený broncholog
	Nezkušený anesteziolog
	Nedostatečný počet členů operačního týmu
Kontraindikace stran celkového zdravotního stavu pacienta	Pacient není schopen zákroku v celkové anestézii, nemá interní předoperační vyšetření, není adekvátně připraven
Kontraindikace stran lokálního nálezu	Extramurální stenóza, léze infiltrující či invadující přilehlé velké cévy (arteria pulmonalis) či jícen

Zásadní kontraindikací je nepřipravenost bronchoskopického a anesteziologického týmu, či nedosta-
tečný počet pracovníků. Za nepodkročitelné minimum v případě urgency považujeme jednoho zkuše-
ného bronchologa, jednu bronchoskopickou sestru, jednoho zkušeného anesteziologa a jedno aneste-
ziologickou sestru. Optimálním počtem je ale 6 členů operačního týmu (viz výše).

Postup při laserovém terapeutickém zákroku v pneumologii

1. Příprava pacienta před laserovým ošetřením: interní vyšetření, laboratorní odběry- základní bioche-
mické odběry a krevní obraz, parametry koagulace
2. Zhodnocení předchozího bronchologického a CT nálezu, stanovení plánu léčby
3. Poučení pacienta bronchologem a anesteziologem, psychické uklidnění
4. Poloha pacienta na stole na zádech, zajiš-
tění periferního žilního přístupu, fixace paží
na operačním stole
5. Celková anestezie
6. Zavedení rigidního bronchoskopu, u paci-
entů s vlastním chrupem použijeme chránič
chrupu vždy, když je to možné, umělou zub-
ní náhradu vyjme před zavedením rigid-
ního tubusu (obr. 3.9.2.2)
7. Dle charakteru endobronchiální léze volíme
obvykle nejprve laserové ošetření k zajiš-
tění tzv. bezkrevnosti (koagulace krve v tumoru) s následným mechanickým odstraněním nádoru
(kleště, chňapák, košíček, vykrojení samotným rigidním tubusem), u malých lézích můžeme volit kar-
bonizaci ev. evaporaci
8. Ošetření stopky nádoru laserem
9. Toaleta bronchiálního stromu



Obr. 3.9.2.2 - zavedení rigidního bronchoskopu

Principy aplikace laserového paprsku

Energie laseru je pak na tkáň přenášena vláknem, většinou bezdotykově, vodící laserový paprsek nám vyznačuje barevně směřování energie. Konec laserového vlákna vysunujeme obvykle 1 cm z pracovního kanálu fibrobronchoskopu či Steuerungu, vlákno držíme ve vzdálenosti 4–10 mm od léze. Před spuštěním laseru musíme provést kontrolu polohy vlákna a až poté požádáme endoskopickou sestru o spuštění přístroje. V případě Nd:YAG laseru volíme obvykle nastavení výkonu ne větší než 50W, v případě laseru thuliového můžeme použít pro vyšší efektivitu nižší výkon, a to obvykle kolem 5–7 W. Ošetření provádíme buď kontinuálním způsobem, nebo v pulsech, přerušovaně. Efekt na tkáň je pak vizuálně patrný: koagulace– zblednutí, karbonizace– zčernání, evaporace– odpaření. Efektivitu laseru může snižovat velké prokrvení ošetřované tkáně, neboť krev pak odnáší část tepelné energie. Při ošetření záleží i na zbarvení ošetřované léze, bledě zbarvená tkáň absorbuje méně energie než tmavě červená. Proto můžeme podpořit laserový efekt u lézí krytých normální sliznicí její m opakovaným poraněním, kupříkladu excizemi, s následným krvácením.

Komplikace kurativního laserového ošetření v pneumologii a jejich řešení

Navzdory dodržení všech zásad bezpečného a správného laserového ošetření v oblasti velkých dýchacích cest, může dojít ke komplikacím, z nichž řada může být závažná až život ohrožující. Je proto nutné vždy s komplikací potenciálně počítat a časně a rychle je řešit. (tab. 4)

Tabulka 4. Komplikace laserového ošetření velkých dýchacích cest a jejich řešení

Komplikace – četnost – závažnost	Řešení	Prevence
Krvácení – časté– většinou méně závažné, lokálně endoskopicky zastavitelné	odsávání krve (prevence obturace DC koaguly) aplikace studeného fyziologického roztoku, případně vasokonstriční látky– adrenalin tamponáda balonkem, pokud není zdroj krvácení v trachee ev. radiologická (arteficiální embolizace krvácející tepny) či chirurgická intervence (obvykle indikovatelné pouze v případě zdroje krvácení za hranicí lobárního bronchu)	Ošetření laserem o nižší energii (koagulace cév) před mechanickým odstraněním tumoru, u stopkatých nádorů přednostně před snesením koagulace stopky
Hoření – vzácné– většinou velmi závažné	okamžité vytažení hořícího předmětu je-li to možné (stent, fibrobronchoskop) ponechání rigidního bronchoskopu in situ okamžité nalití studeného fyziologického roztoku do tubusu pak pečlivé vyčištění DC od zbytků ohořelého materiálu, aplikace antibiotik– i.v. zvažování přechodného založení tracheostomie do zahojení termického poranění (dle rozsahu), hospitalizace na JIP	Během laserového ošetření, zvláště v terénu stentu či kolem něj, striktně dodržujeme pravidlo nízké oxygenace (max FiO2 0,3), ozařujeme laserem přerušovaně, všimáme si záblesků, které mohou být předzvěstí následného vzplanutí

Pneumothorax – zřídka– většinou nezávažné	Hrudní drenáž při výrazné hypoxémii a prokázaném pneumotoraxu drenáž provedeme urgentně na bronchoscopickém sále	Prevence poranění stěny bronchů– většinou až sublobárních– opatrné používání hlavně kleští
Hypoxémie – často– většinou nezávažná	Je-li příčinou obturace, pak co nejrychlejší odstranění obturujícího materiálu, zateklé krve– koagul. Přechodné převezení na umělou ventilaci objemovou či tlakovou ventilátorem, případně přímo ventilace Ambuvakem rukou– přes rigidní tubus Zvýšení FiO2 ve směsi plynů	Dostatečná oxygenace, prevence obturace dýchacích cest během výkonu, odsávání krve a zateklých sekretů
Kardiální komplikace– arytmie, infarkt – vzácné– většinou závažné	Dle ekg na monitoru identifikace typu arytmie– dle toho defibrilace či aplikace antiarytmik	Pečlivé interní vyšetření před výkonem a kvalitní příprava

Diagnostické a terapeutické užití laseru v pneumologii – Fotochemický efekt

Fotochemický efekt laseru spočívá v intracelulární aktivaci fotosenzitizérů světlem o specifické vlnové délce, což vede k nekróze nebo fluorescenci tkáně. Nicméně v pneumologii je tento typ léčby kurativně použitelný pouze u nádorů nepřesahujících hranici sliznice, u neresekabilních nádorů jde pouze o paliativní léčbu. Obdobně lze ošetřit i intrabronchiální metastázy extrapulmonálních nádorů, případně juvenilní tracheobronchiální papilomatosu. Důležité je vědět, že pacient může mít malé množství DHE v tkáních ještě 30–80 dní po aplikaci, tudíž se musí chránit proti slunečnímu svitu po celou tuto dobu (ochranný oděv).

V České republice se fotodynamická léčba v pneumologii prakticky neužívá. Fotochemický efekt je ale užíván na některých pracovištích pro diagnostiku časných maligních lézí DC (carcinoma in situ). Velký pokrok v této oblasti byl dosažen objevem tzv. autofluorescence, kdy bylo prokázáno, že nádory mají schopnost přirozené autofluorescence a tím se můžeme vyhnout podávání porfyrinů, s nimiž je právě pro kožní toxicitu obtížná a nebezpečná manipulace. Pro stimulaci a vizualizaci autofluorescence byl používán helium– kadmiový laser 442 nm) emitující světlo modré barvy, které stimuluje autofluorescenci nádorových buněk. Normální tkáň pak má zelenou barvu a nádorové červenou. Nové autofluorescenční bronchoskopy nejenže nevyžadují fotosensibilizační látky, ale ani laser. Takto časně diagnostikované léze pak mohou být ošetřeny lasery s termickým efektem, případně časně chirurgicky resekovány. Nicméně s rozvojem zobrazování v endoskopii a využití Xenonových lamp je odklon od užívání diagnostických autofluorescenčních bronchoskopů.

Literatura

Shapshay SM, Beamis JF. Use of CO₂ laser. Chest 1989;95(2):449-456

Dumon JF, Reboud E, Garbe L, Aucomte F, Meric B. Treatment of tracheobronchial lesions by laser photoresection. Chest 1982;81(3):278-284

George PJ, Garrett CP, Nixon C, Hetzel MR, Nanson EM, Millard FJ. Laser treatment for tracheobronchial tumours: local or general anesthesia?. Thorax 1987; 42:656-660

Scherer TA. Nd-YAG laser igniton of silicone endobronchial stents. Chest 2000;117(5):1449-1454

Wang Kp, Mehta AC, Turner F. Flexible bronchoscopy. 2nd ed. 2004 Blackwell publishing company. Madden, USA. ISBN:0-632-04552-3. 157- 173

Fuks L, Fruchter O, Amital A, Fox BD, Rahman NA, Kramer MR. Long-term follow-up of flexible bronchoscopic treatment for bronchial carcinoids with curative intent. Diagnostic and Therapeutic Endoscopy; 2009, article ID 782961, 4 pages

Hooper RG, Jackson FN. Endobronchial electrocautery. Chest 1985;87:712-714

Flexible bronchoscopy. Edited by Wang KP, Mehta AC, Turner JF. 2. Vydání 2004. Blackwell Science. ISBN: 0-632-04552-3. S. 157-190

Bezpečnost práce a ochrana zdraví při práci s laserem

PhDr. Mgr. Jiří Frei Ph.D.,

Fakulta zdravotnických studií, Západočeská univerzita v Plzni, frei@fzs.zcu.cz

Prof. Dr. Ing. Josef Kott DrSc.,

Fakulta zdravotnických studií, Západočeská univerzita v Plzni, jskott@fzs.zcu.cz

MUDr. David Slouka Ph.D.,

ORL klinika FN a LF UK Plzeň, slouka@fnplzen.cz

Legislativa pro práci s laserovým zařízením.

Zákonné požadavky na ochranu zdraví při práci s lasery v ČR se řídí § 35 a § 36 zákona č. 258/2000 Sb. Tato paragrafová oblast se váže na frekvenční rozsahy fotonů spadajících do kategorie neionizujícího záření. To je kategorie zářivých polí všech laserových zařízení. Od roku 2003 platí na území ČR norma ČSN-EN 80625-1, která upravuje nebezpečí laserových zdrojů do 7 základních tříd. Na zákon č. 258/2000 Sb. se dále váže problematika ochrany osob obsluhující laserové zařízení, v rozsahu prováděcího předpisu ve smyslu nařízení vlády č. 1/2008 Sb., dále ve znění nařízení vlády č. 106/2010 Sb. a vyhlášky MZ ČR č. 432/2003 Sb. Uvedené české zákonné předpisy nejsou v rozporu s příslušnou evropskou legislativou shrnutou do směrnice Evropského parlamentu a Rady 2006/25/EES. Zmíněná vyhláška MZ ČR č. 432/2003 Sb. definuje kategorizaci prací s laserovými zařízeními.

Pracoviště, využívající laserové přístroje a zařízení jsou povinna dodržet legislativou stanovená opatření k zabránění poškození zdraví. Například u kategorie laserů třídy IV jsou to kromě samotného označení pracoviště a jeho některých úprav i využívání správných osobních ochranných pracovních pomůcek personálem. Nejběžnějšími jsou speciální ochranné brýle, které zabraňují poškození zraku, a lze jimi nahradit některé další úpravy pracoviště, jako je odstranění odrazivosti stěn, povrchů, předmětů apod. Správné využívání a zajištění ochranných pomůcek jak personálu, tak ošetřovaných pacientů je jednou z podmínek úspěšného využívání laserů ve zdravotnictví.

Klasifikace laserů do tříd



Obr. 3.10.2.1 - Přehled klasifikace laserů do bezpečnostních tříd. Vlevo třídění do šesti tříd, platné do roku 2003. Vpravo třídění do sedmi tříd dle platného znění normy ČSN EN 80625-1. Se stoupajícím číslem třídy vzrůstá potenciální nebezpečí laseru.

Lasery třídy 1

Jedná se o bezpečné lasery, které emitují záření o tak malém výkonu, že nemohou vyvolat poškození zdraví ani po libovolně dlouhé době expozice oka nebo kůže. Do třídy 1 se zařazují rovněž lasery, které jsou plně zabudovány, takže jejich záření neproniká ven. Pro práci s lasery třídy 1 nejsou potřebná žádná zvláštní opatření.

Text varovného štítku: LASEROVÉ ZAŘÍZENÍ TŘÍDY 1

Lasery, u kterých je bezpečná přímá expozice oka, avšak nebezpečná může být expozice skrze různé optické soustavy (např. lupa, dalekohled ap.) se označují třídou 1M.

Text varovného štítku: LASEROVÉ ZAŘÍZENÍ. NESLEDUJTE JEJ PŘÍMO OPTICKÝMI PŘÍSTROJI. LASEROVÉ ZAŘÍZENÍ TŘÍDY 1

Lasery 2. třídy

Třída 2 je definována pouze pro viditelné laserové vyzařování ($\lambda = 400 - 700$ nm). Přirozené reakce, jako např. mrkací reflex (délka 0,25 s) poskytují dostatečnou ochranu oka. Výstupní výkony jsou proto stanoveny tak, aby za dobu kratší než 0,25 s nezpůsobily žádné poškození. U oka by však k němu mohlo dojít při dlouhé úmyslné expozici nebo při potlačení přirozených reakcí např. léky ap. Osoby, které s těmito lasery pracují, musí být poučeny o riziku a laser musí být označen varovnou tabulkou. Výkon laserů třídy 2 je menší než 1 mW.

Text varovného štítku: LASEROVÉ ZÁŘENÍ. NEDÍVEJTE SE DO SVAZKU. LASEROVÉ ZAŘÍZENÍ TŘÍDY 2

Lasery této třídy, které mohou být oku potenciálně nebezpečné při použití optických pomůcek (lupa, dalekohled), se označují třídou 2M.

Text varovného štítku: LASEROVÉ ZÁŘENÍ. NEVYSTAVUJTE SE OZÁŘENÍ SVAZKEM ANI NESLEDUJTE SVAZEK PŘÍMO OPTICKÝMI PŘÍSTROJI. LASEROVÉ ZAŘÍZENÍ TŘÍDY 2M

Lasery třídy 3R

Třída 3R je přechodovou třídou mezi relativně bezpečnými lasery třídy 2 a třídou 3B. Obecně je maximální výkon pro tuto třídu dán pětinásobkem maximálního výkonu u třídy 2 pro viditelné spektrum (tj. max 5 mW) a pětinásobkem maximálního výkonu třídy 1 v oblastech mimo viditelné spektrum.

Text varovného štítku: LASEROVÉ ZÁŘENÍ. NEVYSTAVUJTE OČI PŘÍMÉMU OZÁŘENÍ. LASEROVÉ ZAŘÍZENÍ TŘÍDY 3R

Lasery třídy 3B

U laserů této třídy hrozí nebezpečí pro oko a ve výjimečných případech i pro kůži. K poškození oka může dojít již po krátké době expozice, kterou už nedokáží ochránit přirozené reakce. Nebezpečí hrozí po zásahu přímým nebo odraženým paprskem. Obvykle zde nehrozí nebezpečí pro oko a kůži při difúzním odrazu. Maximální výkon laserů třídy 3B nepřekračuje 0,5 W (ve spektrálním rozmezí od UV-A po vzdálenou infračervenou oblast).

Text varovného štítku: LASEROVÉ ZÁŘENÍ. NEVYSTAVUJTE SE OZÁŘENÍ. LASEROVÉ ZAŘÍZENÍ TŘÍDY 3B

Lasery třídy 4

Do této třídy spadají lasery o výkonu větším než 0,5 W. Hrozí zde velké nebezpečí pro oči i kůži a to i při difúzně odraženém paprsku. V případě ozáření hořlavých materiálů zde navíc hrozí riziko požáru. Lasery emitující záření v infračervené a ultrafialové oblasti musí být vybaveny signalizací chodu. Spínače laserů musí být upraveny tak, aby s nimi nemohla manipulovat nepovolaná osoba. Prostory, v nichž jsou umístěny lasery pracující v oblasti viditelného a blízkého infračerveného záření, mají mít vysokou intenzitu osvětlení, aby se mohl trvale uplatňovat obranný mechanismus stažení zornic. Organizační opatření zahrnují poučení pracovníků, zákaz vstupu nepovolaných osob na pracoviště, zákaz úprav optické soustavy laserů, které by vedly ke zvyšování hustoty výkonu nebo hustoty energie záření.

Text varovného štítku: LASEROVÉ ZÁŘENÍ. NEVYSTAVUJTE OČI ANI POKOŽKU PŘÍMÉMU ANI ROZPTÝLENÉMU ZÁŘENÍ. LASEROVÉ ZAŘÍZENÍ TŘÍDY 4

	1	1M	2	2M	3R	3B	4
1	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
2	△	✓	△	✓	✓	✓	✓
3R	△	△	~	~	✓	✓	✓
3B	△	△	△	△	~	~	~
4	△	△	△	△	△	△	△

Obr. 3.10.2.2 - Přehled potenciálních rizik jednotlivých laserových tříd. (1) permanentní ozáření přes optický systém (levý sloupec); (2) krátkodobé ozáření přes optický systém (levý sloupec) nebo přímo do oka (pravý sloupec); (3) ozáření difúzním odrazem; (4) ozáření kůže. Zelená značka = bezpečné, oranžová vlnovka = nízké riziko, výstražný trojúhelník = nebezpečí.

Sekundární rizika

Mechanické nebezpečí

Mechanické nebezpečí představuje nenadálý rychlý pohyb různých částic. U laserů může takové nebezpečí hrozit zejména při prasknutí tlakových hadic s plyny nebo při explozi/implozi skleněných trubíc v rezonátoru plynových laserů nebo budících výbojek.

Elektrické nebezpečí

Každé laserové zařízení musí být označeno značkou CE, která prokazuje, že je zařízení vyrobeno podle platných norem a je bezpečné. Jakékoliv neautorizované úpravy laseru mohou mít vliv na elektrickou bezpečnost.

Výkonové lasery vyžadují obvykle dostatečně dimenzovanou elektrickou přípojku. Pro svoji často velmi nízkou účinnost (1 - 5%) a potřebný příkon z elektrické přípojky může být značný. V konstrukci pulzních laserů se používají vysokokapacitní kondenzátory, které mohou zůstat nabitě dlouhou dobu po vypnutí laser a mohou tak představovat riziko při neautorizované manipulaci s laserem.

Chemické nebezpečí

Chemické nebezpečí vyplývá z materiálů, použitých při konstrukci laseru. U excimerových laserů se používá jako aktivní médium směs plynů, obsahující toxické plyny jako fluor nebo chlor. Při manipulaci s tlakovými lahvemi s těmito plyny je potřeba dodržovat předepsané pokyny, stejně tak je potřeba kontrolovat přípojná místa těchto plynů.

Většina barvivových laserů používá látky, které jsou klasifikovány jako nervové jedy (např. kumarin, rhodamin ap.).

Laserové trubice argonových a kryptonových laserů obsahují vysoce toxické berylium, proto jejich výměnu může provádět jen autorizovaný servis.

Při poškození ZnSe čočky u CO₂ laseru může dojít k uvolnění drobných prachových částic, které jsou jedovaté.

Nebezpečí požáru

Při použití výkonových laserů představují hořlavé materiály potenciální nebezpečí požáru, které může nastat při špatně nastavené optické cestě laserového paprsku. Další nebezpečí hrozí při vlastní aplikaci laseru, pokud se v bezprostřední blízkosti místa zákroku nacházejí hořlavé materiály (např. buničina, tekutiny obsahující alkohol, hořlavé plyny, roušky ap.). Nebezpečný může být i odraz od kovových nástrojů s vysoce reflexním povrchem.

Kouř a výpary

Ačkoliv jsou obecně emise při interakci laseru s materiály nižší než při použití jiných termických metod, mohou přesto představovat kouř, výpary nebo vzniklé plyny nebezpečí. V zásadě se může jednat o látky zatěžující plíce (inertní částice omezující absorpci kyslíku), toxické nebo karcinogenní.

Organické složky

Při práci s výkonovými lasery se mohou do ovzduší uvolňovat organické částice o velikosti v rozmezí 0,07 µm až 0,25 µm. Tyto částice mohou zahrnovat i karcinogenní látky, např. polycyklické aromatické uhlovodíky, benzol, fenol apod.

Literatura

BOZP INFO.cz. 2014. Ochrana zdraví při práci s lasery. [online] Výzkumný ústav bezpečnosti práce, v.v.i. [cit. 2014-09-12]. ISSN 1801-0334.

ČESKO, 2000. Zákon č. 258 ze dne 11. srpna 2000 o ochraně veřejného zdraví. In: Sbírka zákonů České republiky. 2000, částka 47, s. 3622 – 3660.

Česká technická norma ČSN EN 80625-1 ed.2 (2007), Bezpečnost laserových zařízení - Část 1: Klasifikace zařízení a požadavky.

Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2008. Nařízení vlády č. 1/2008 ze dne 12. prosince 2007 o ochraně zdraví před neionizujícím zářením. Hygiena práce a posudková činnost [cit. 2014-09-12].

ČESKO, 2003. Vyhláška č. 432 ze dne 4. prosince 2003 o ochraně veřejného zdraví. In: Sbírka zákonů České republiky. 2003, strana částky 7210.

Principy a praxe radiační ochrany, SÚJB Praha: 2000. ISBN 80-238-3703-6.

Vrbová, M: Lasery a moderní optika. Oborová encyklopedie, Prometheus, Praha 2014. ISBN 80-85849-56-9.

Dowsett D., Kenny A. P. Johnston E R: The Physics of Diagnostic Imaging Second Edition. CRC Press. London 2006. ISBN-13: 978-0340808917.

Navrátil L, Rosina J.: Medicínská biofyzika, Grada, Praha 2005. ISBN-10: 80-247-1152-4.

