

**Univerzita Karlova v Praze
Lékařská fakulta v Plzni**

**Laserové záření
při miniinvazivních výkonech**

Doktorandská dizertační práce

Autor: MUDr. David Slouka

Školitel: Doc. MUDr. Jaroslav Slípka, CSc.

**Otorinolaryngologická klinika FN a LF UK v Plzni
Plzeň 2014**

Autor prohlašuje, že práci zhotovil samostatně a nebyla použita k získání jiného titulu. Použité prameny jsou řádně citovány a jejich seznam je uveden v seznamu použité literatury.

Souhlasím se zapůjčováním dizertační práce pro vědecké a pedagogické účely.

Datum

Podpis

Obsah

1. Souhrn	5
2. Summary	8
3. Poděkování	11
4. Předmluva	12
5. Přehled použitých symbolů a zkratk	13
6. Teoretická část	15
6.1 Laser	15
6.1.1 Použití světla v medicíně	15
6.1.2 Historie vývoje laseru	15
6.1.3 Charakteristika laseru a princip laseru	17
6.1.4 Interakce laserového záření s tkání	26
6.1.5 Typy terapeutických laserů nejčastěji používaných v medicíně	31
6.1.6 Bezpečnost práce a ochrana zdraví při práci s laserem	36
6.1.7 Oblasti použití laserů v medicíně	41
6.1.8 Lasery v otorinolaryngologii	43
6.2 Radiofrekvenční termoablace	47
6.2.1 Historie radiofrekvenční termoablace	47
6.2.2 Fyzikální principy radiofrekvenční termoablace	47
6.2.3 Využití radiofrekvenčních generátorů v otolaryngologii	50
6.3 Harmonický skalpel	51
6.3.1 Historie harmonického skalpelu - vývoj ultrazvukové chirurgie	51
6.3.2 Fyzikální principy ultrazvukové chirurgie	51
6.3.3 Využití harmonického skalpelu v otolaryngologii	53
6.4 Miniinvazivní medicína	53
6.4.1 Principy miniinvazivní medicíny	53
6.4.2 “One day surgery”	56
6.4.3 Mukotomie	56
6.4.4 Tonsillectomie	57
6.4.5 Klasická tonsillectomie	62
6.4.6 Laserová tonsillectomie	64

6.4.7 RFITT tonsillectomie	68
6.4.8 Tonsillectomie harmonickým skalpelem	69
7. Speciální část - Verifikace přínosu laserové, radiofrekvenční tonsillectomie a tonsillectomie harmonickým skalpelem proti tonsillectomii tradiční	71
7.1 Pracovní hypotéza	71
7.2 Cíl práce	72
7.3 Materiál a metodika	73
7.3.1 Metodika	73
7.3.2 Soubor respondentů	74
7.3.3 Technické nastavení přístrojů	75
7.3.4 Chirurgická část	75
7.3.5 Metodika histologického zpracování	77
7.4 Výsledky	78
7.5 Diskuze	90
8. Závěr	93
9. Význam pro klinickou praxi	94
10. Seznam literatury	95
11. Přílohy	106
11.1 Souhlas pacienta se zařazením do studie	106
11.2 Poučení o tonsillectomii, souhlas s výkonem - FN a LF UK v Plzni	107
11.3 Poučení o anestezii, souhlas s výkonem - FN a LF UK v Plzni	112
11.4 Dotazník k výkonu - hodnocení pacienta	117
11.5 Dotazník k výkonu - hodnocení operatéra	119
11.6 Přehledný seznam obrázků	121
11.7 Přehledný seznam tabulek	123
11.8 Výuková činnost autora související s tématem	124
11.9 Zahraniční spolupráce autora související s tématem	125
11.10 Přednášková činnost autora související s tématem - zahraniční	126
11.11 Přednášková činnost autora související s tématem - ostatní	127
11.12 Publikační činnost autora související s tématem	129
11.12.1 Zkušenosti s laserovou operativou na ORL klinice FN a LFUK v Plzni	129
11.12.2 Možnosti homogenní aplikace laserového záření na rozsáhlé plochy lidské tkáně	135

1. Souhrn

Úvod.

Trendem vývoje současné moderní medicíny je minimální invazivita při zachování dostatečné radikality. K tomu nám slouží mnoho nových poznatků, revolučních technických vymožeností a pracovních postupů. Příkladů může být mnoho. Excimerový laser pro řešení krátkozrakosti, radiofrekvenční termoablace při ošetření jaterních metastáz, použití harmonického skalpelu při endoskopické či otevřené chirurgii. To vše jsou příklady, kdy se při minimálních škodách na "cestě" k ošetřenému orgánu, provádí léčba se stejnou radikalitou jako u tradiční operace. Ultrazvukový nůž i radiofrekvenční termoterapie pronikly do lékařství multioborově, což se však stále nedá srovnat s rozšířením fenoménu zvaného laser.

Lasery sdružují skupinu přístrojů s velmi rozmanitými vlastnostmi umožňujícími využití v mnoha medicínských oborech.

Vlnová délka definovaná aktivním mediem, koherence, kolimace a monochromaticnost předurčují lasery k technicky jedinečnému selektivnímu ovlivnění rozličných tkání svou obrovskou energií. Díky tomu může jeden přístroj patřící do skupiny laserů drtit ledvinové kameny, jiný odpařovat rohovku nebo řezat zubní sklovinu.

Cíle práce.

Cílem bylo stanovit přínos laserové medicíny k miniinvazivitě v oblasti tonsillektomií, srovnání s klasickou tonsillektomií a srovnání s dvěma dalšími metodami běžně užívanými v miniinvazivní medicíně, harmonickým skalpelem, respektive s radiofrekvenčním skalpelem.

Materiál a metody.

Naše studie proběhla na ORL klinice LF UK a FN v Plzni od ledna 2009 do května 2013. Jednalo se o prospektivní, částečně zaslepenou studii, která zahrnovala pacienty s diagnózou chronické tonsillitis s indikovaným chirurgickým řešením.

Pacienti souboru (n = 40) byli rozděleni do čtyř skupin po deseti respondentech podle druhu aplikované metody k pravostranné tonsillektomii. Levostranná tonsillektomie byla všem provedena klasickým způsobem.

Pravostranné tonsillectomie byly prováděny ve skupině A vláknovým incizním laserem (Ho:YAG), ve skupině B laserem s patentovaným chlazením tkáně vodním paprskem a vzduchem (Er,Cr:YSGG), ve skupině C radiofrekvenčním skalpelem a ve skupině D harmonickým skalpelem.

Ve všech čtyřech skupinách jsme hodnotili metody z hlediska operátora a z hlediska pacienta. Operátor hodnotil pooperační krvácení, dobu operace, orientaci v tkáni a pooperační komplikace. Pacient hodnotil vývoj bolesti v pooperačním období.

Hodnotili jsme rozdíly pravostranných tonsillectomií v jednotlivých skupinách proti referenčnímu výkonu, jímž byla stanovena levostranná tonsillectomie provedená klasickým způsobem.

Výsledky.

Testovaný Ho:YAG laser prokázal výbornou hemostázu, preparační schopnosti i dobrou přehlednost preparovaných tkání. V pooperačním hojení a průběhu bolestivosti se od pooperačního průběhu klasické tonsillectomie významně nelišil.

Er,Cr:YSGG laser měl dobrou hemostázu s pomalejšími preparačními schopnostmi a dobrou přehlednost tkání. V pooperačním hojení a průběhu bolestivosti se od pooperačního průběhu klasické tonsillectomie též významně nelišil.

Radiofrekvenční skalpel měl dobrou hemostázu, orientaci v tkáni nevýznamně lepší než klasická tonsillectomie. Ani tento přístroj v pooperačním hojení a průběhu bolestivosti nevykazoval významné odchylky od pooperačního průběhu klasické tonsillectomie.

Harmonický skalpel vykazoval výbornou hemostázu, dobré preparační schopnosti s dobrou orientací v tkáni. Pooperační období se opět výrazněji nelišilo.

V celém souboru se objevilo 2x pooperační krvácení. 1x po klasické tonsillectomii, 1x po tonsillectomii harmonickým skalpelem. Jiné komplikace nebyly pozorovány.

Závěry.

Všechny zkoumané metody nabízí bezpečné a kvalitní provedení tonsillectomie s odpovídajícím standardem výkonu. Přes dílčí rozdíly v jednotlivých sledovaných parametrech jsme u zkoumaných metod neprokázali celkovou výhodnost pro pacienta při použití obou laserových přístrojů respektive radiofrekvenčního skalpelu a harmonického skalpelu. Domníváme se, že není důvod k plošnému použití těchto pracovních postupů a že studované

přístroje tonsillektomii jako výkon směrem k minimalizaci invazivity neposunou. Vzhledem k brilantnosti použití námi zkoušených přístrojů v jejich základních indikacích a s přihlédnutím k jejich nepopiratelnému přínosu v miniinvazivitě těchto postupů, se nabízí vysvětlení, že pro bolestivost po tonsillektomii je zásadnějším faktorem relativní velikost a exponovanost odhalené ranné plochy než volba operační metody.

Klíčová slova.

Miniinvazivní medicína - tonsillektomie - laser - radiofrekvenční termoablace - harmonický skalpel

2. Summary

Introduction

The development trend of modern medicine is minimal invasiveness while maintaining sufficient radicality . This is aided by a great deal of new knowledge, revolutionary technical achievements and work approaches. Examples of this are numerous - an excimer laser for myopia, radio frequency thermoablation in the treatment of liver metastases, the use of a harmonic scalpel in endoscopic or open surgery. These are all examples where minimum damage is incurred on the "way" to a treating an organ with the same radicalism as with traditional surgery. The ultrasonic knife and radiofrequency thermotherapy have entered medicine in a multidisciplinary way, which, however, remains incomparable with the expansion of the phenomenon called laser.

Lasers bring together a group of devices with very diverse characteristics, enabling applications in many fields of medicine.

Wavelength defined by an active medium, coherence, collimation and monochromaticity predisposes lasers to a single technically unique selective influence of various tissues with their great energy. This enables a device belonging to a group of lasers to crush kidney stones, as well as evaporate a cornea or cut enamel.

Objectives of the work

Our objective was to determine the benefits of laser medicine to minimize invasiveness in tonsillectomies in comparison with conventional tonsillectomies and two other methods commonly used in minimally invasive medicine - the harmonic scalpel and the radiofrequency scalpel.

Material and Methods

Our study was conducted at the ENT Clinic at the University Hospital in Pilsen from January 2009 to May 2013. This was a prospective, partially blinded study that included patients with the diagnosis of chronic tonsillitis with surgical treatment indicated.

The patients sample (n = 40) was divided into 4 groups of ten respondents according to the type of method used in right-side tonsillectomies . Left-side tonsillectomies were all done in the traditional way.

Right-side tonsillectomies were performed in group A using an incision fiber laser (Ho:YAG) laser, in group B with a patented cooling tissue water jet and air (Er,Cr:YSGG), in group C with a radiofrequency scalpel and in group D with harmonic scalpel.

In all four groups, methods were evaluated in terms of the surgeon's and the patient's perspective. The surgeon evaluated intraoperative bleeding during the operation, the orientation of the tissue and post-operative complications. The patients also evaluated the development of pain in the postoperative period.

We evaluated differences in right-side tonsillectomies groups against each reference performance, which was established as left-side tonsillectomies performed in the traditional way.

Results

The tested Ho:YAG laser demonstrated excellent hemostasis, dissection skills and good clarity of prepared tissues. In terms of postoperative pain and healing, it didn't differ significantly from that experienced during the postoperative period of conventional tonsillectomies.

The Er,Cr:YSGG laser had good hemostasis with slower preparation abilities and good clarity of tissue. In terms of postoperative pain and healing, it also didn't differ significantly from that experienced during the postoperative period of conventional tonsillectomies.

The radiofrequency scalpel showed good hemostasis, with tissue orientation marginally better than in conventional tonsillectomies. Not even this device displayed significant deviations from conventional tonsillectomies in terms of postoperative healing and pain.

The harmonic scalpel showed excellent hemostasis and good dissecting abilities with good orientation in the tissue. The postoperative period was again only marginally different.

In the whole group, there were 2 cases of postoperative bleeding-1 in the conventional tonsillectomy and 1 in the harmonic scalpel tonsillectomy. Other complications were observed.

Conclusions

Despite partial differences in the monitored parameters, we did not find significant benefits for patients when using either laser devices or the radiofrequency or harmonic scalpel. We believe that there is no reason for the blanket application of these operations, and the devices tested have not advanced the performance of tonsillectomies in terms of minimizing

invasiveness. Given the brilliance of using our proven devices in their basic indications and their undeniable contribution to the minimization of the invasiveness of these procedures, the explanation offered is that in terms of the pain experienced after tonsillectomies, the relative size and exposure of the open sore area is a more fundamental factor than the choice of surgical methods.

Keywords

Minimally invasive medicine - tonsillectomy - laser - radio frequency thermoablation - harmonic scalpel

3. Poděkování

Chtěl bych vyslovit poděkování své rodině za trpělivost a podporu.

Rád bych zde též poděkoval Doc. MUDr. Jaroslavu Slípkovi, CSc., za odborné vedení, poskytnutí teoretických znalostí, praktických zkušeností, za lidsky laskavý přístup, podporu celé mé práce a podnětné připomínky při vypracování dizertační práce.

Další mé velké poděkování patří Ing. Michalu Stavařovi, Doc. MUDr. Pavlu Poleníkovi, CSc., MUDr. Jiřímu Voltrovi za odborné rady a podporu, prof. MUDr. Ondřeji Hesovi, PhD. za zpracování histologického materiálu a odborné rady.

4. Předmluva

Téma laserů v mininvazivní medicíně je velice široké a nelze jej kompletně postihnout vlastními výzkumy. V práci jsme se pokusili zužítkovat dvanáctileté klinické multioborové zkušenosti v práci s těmito přístroji v oblasti otolaryngologie, dermatologie, stomatologie, oftalmologie, chirurgie, a to nejen naše, ale i našich českých i zahraničních spřátelených pracovišť.

Během jedné studie není reálné dostatečně zmapovat všechny výkony všemi přístroji miniinvazivní medicíny. Nelze ani dostatečně kvalitně prozkoumat všechny miniinvazivní výkony jednoho oboru. Dokonce nelze z technických důvodů ani provést a prozkoumat jeden výkon všemi druhy laserů, natož všemi druhy přístrojů jež medicína dnes nabízí.

Na základě našich klinických zkušeností a dostupných literárních údajů jsme se z námi vyzkoušených laserových přístrojů snažili vybrat ty, které jsou podle našeho názoru technicky nejvyspělejší pro daný úkol. V době, kdy jsme tuto studii realizovali nebyly dokonce ještě tonsillektomie námi použitými lasery publikovány. Jedná se - dle našeho úsudku - o špičkové technologie současnosti.

Celou práci jsme se snažili pojmut tak, aby při pozitivních výsledcích položila relevantní podklad dalšímu plošnému rozšiřování zkoušených pracovních postupů nebo naopak prokázala, že zde smysluplné využití zkoumaných přístrojů nenalzáme.

V hodnocení přístrojů jsme se snažili stále mít na mysli profit pacienta, ať již z průběhu operace či z průběhu pooperačního hojení, což je jeden ze základních úkolů miniinvazivní medicíny.

5. Přehled použitých symbolů a zkratek

a.	- arteria (tepna)
Alexandrite	- pevnolátkový laser, aktivní médium krystal alexandritu, vlnová délka 755 nm
Argon	- plynový laser, aktivní médium argon, vlnové délky obvykle 488 a 514 nm
c	- rychlost světla ve vakuu; 299 792 458 m/s
CO2 laser	- plynový laser, aktivní médium plyn CO2, vlnová délka 10600 nm
cw	- kontinuální
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
Excimer ArF, KrCl, KrF, XeCl	- plynové excimerové lasery, vlnové délky 193 nm, 223 nm, 248 nm, respektive 308 nm
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; $6,62606896 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$
Ho:YAG laser	- holmiový laser, aktivní médium holmiem dopovaný krystal yttrium–hliník-garnát, vlnová délka 2100 nm
HS	- harmonický skalpel
HeNe	- plynový laser, aktivní médium směs plynů helium a neon, vlnová délka 633nm
KTP	- pevnolátkový laser, aktivní médium krystal KTiOPO4, v kombinaci s Nd:YAG laserem emituje světlo vlnové délky 532 nm
LAUP	- laserová uvulopalatoplastika
n.	- nervus (nerv)
nn.	- nervi (nervy)
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:YVO ₄	- pevnolátkový laser, aktivní médium neodymem dopovaný krystal yttrium–ortho-vanadičitý, v kombinaci nelineární optickou soustavou emitující vlnovou délku 532 nm
ORL	- otorinolaryngologie
Obr.	- obrázek
r.	- ramus (větev)
rr.	- rami (větve)
RFITT	- bipolární radiofrekvenčně indukovaná termoterapie
Ruby	- pevnolátkový laser, aktivní médium krystal rubínu, chromem dopovaný Al ₂ O ₃ , vlnová délka 694 nm
Tab.	- tabulka
Ti:Sapphire	- pevnolátkový laser, aktivní médium titanem dopovaný krystal safíru, vlnová délka laditelná v rozsahu 650 - 1100 nm
v.	- vena (žíla)
vv.	- venae (žíly)
λ	- vlnová délka (m)

6. Teoretická část

6.1 Laser

6.1.1 Použití světla v medicíně

Během posledních více než padesáti let přešly lasery z oblasti spekulací do každodenní 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 ochlazovaný 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.

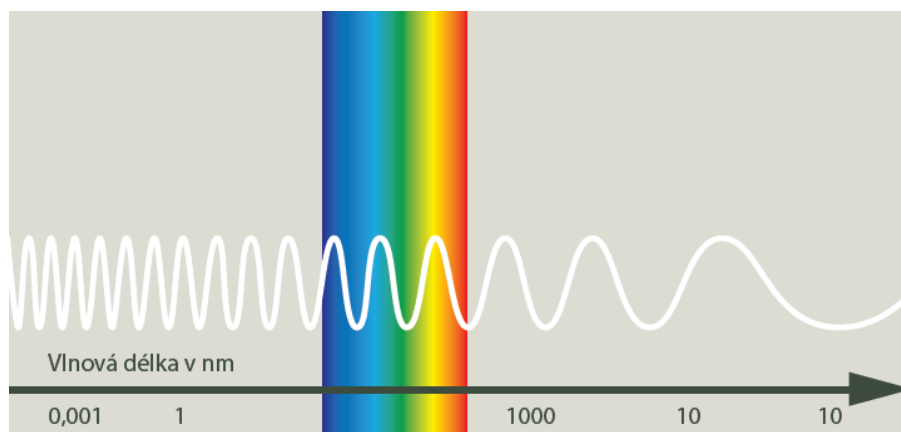
6.1.2 Historie vývoje laseru

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 [1] a prokázal, že světlo lze popsat jako částice, zvané fotony. V roce 1924 navázal indický fyzik Satyendra Nath Bose na práci Max Plancka o fotonech [2] a vyprovokoval Einsteina k publikaci dalších dvou prací [3,4], 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 vyzaření 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 [5,6] 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 [7]. První funkční laser zkonstruoval v roce 1960 kanadský vědec Theodor Maiman [8]. 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 [9] plynový He-Ne laser a epocha laserů byla odstartována. Nd:YAG laser sestrojil Johnson v roce 1961 [10], argonový laser Bennett se svým týmem v roce 1962 [11] a CO_2 laser zkonstruoval Patel [12] 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 [13]. 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.

6.1.3 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).



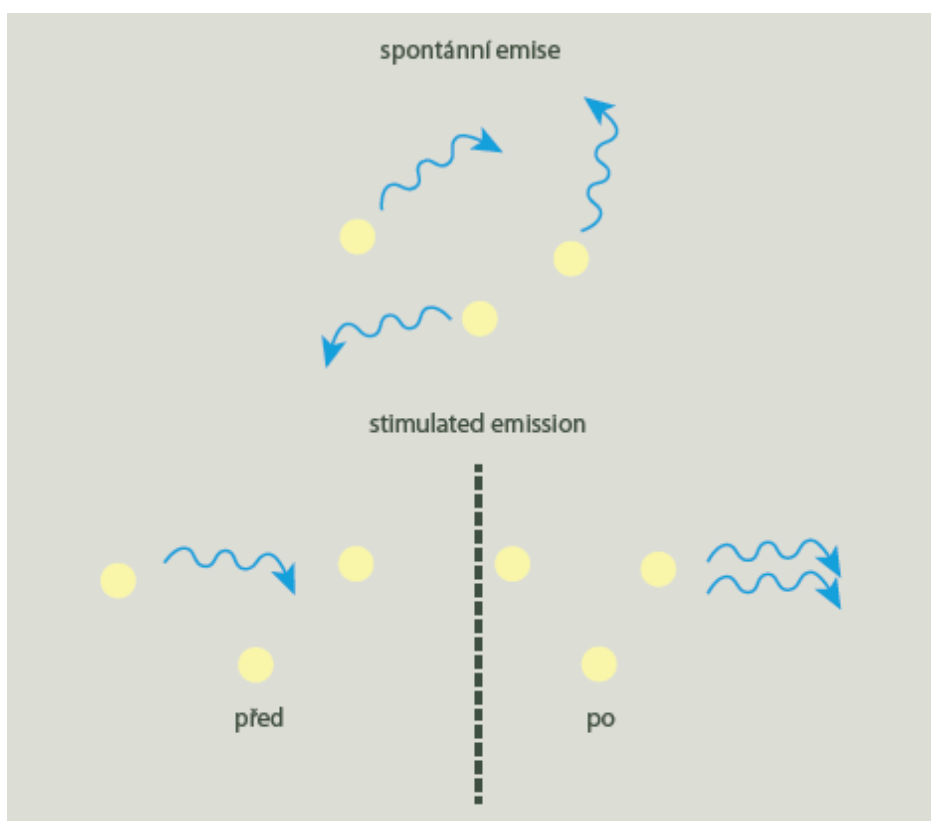
Obr. 1 - Elektromagnetické spektrum

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 jakéhokoliv 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.

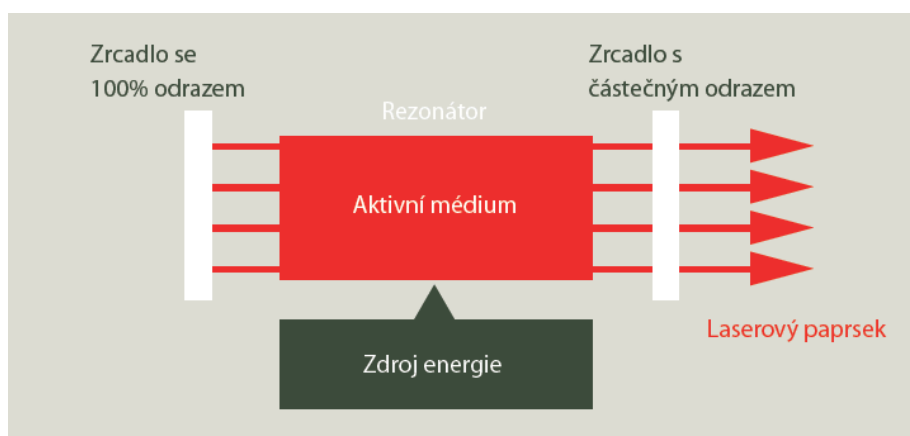
V okamžiku, kdy se tento foton přiblíží k dalšímu excitovanému atomu, vyzáří tento atom druhý foton (obr. 2).



Obr. 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.

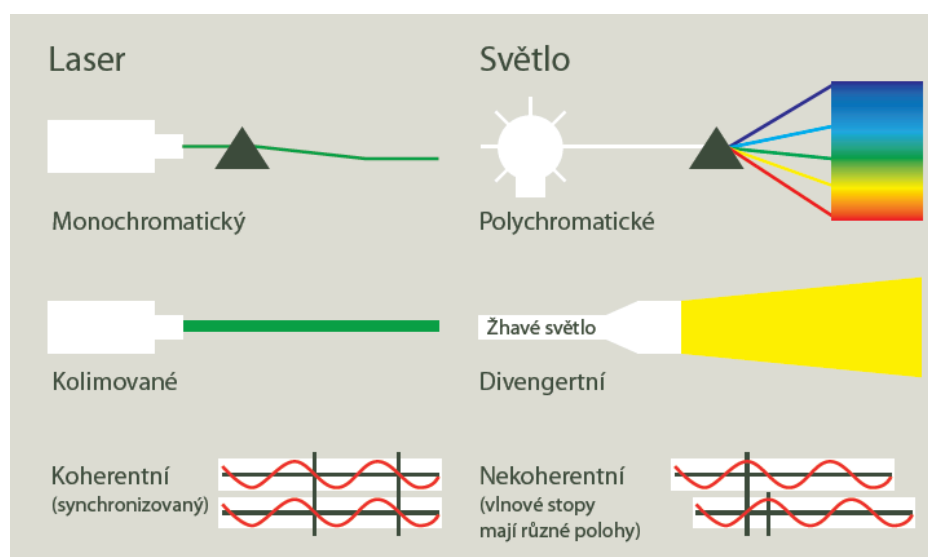
Srdcem laserového systému je laserová kavita neboli rezonátor. Rezonátor určuje specifickou osu s velmi vysokým optickým ziskem, která je i směrem šíření paprsku. Tato osa je obvykle definována dvěma způsoby. Tvar laseru zajišťuje, že aktivní médium je delší podél jedné osy, často ve tvaru dlouhého tenkého 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. 3).



Obr. 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. 4).



Obr. 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.

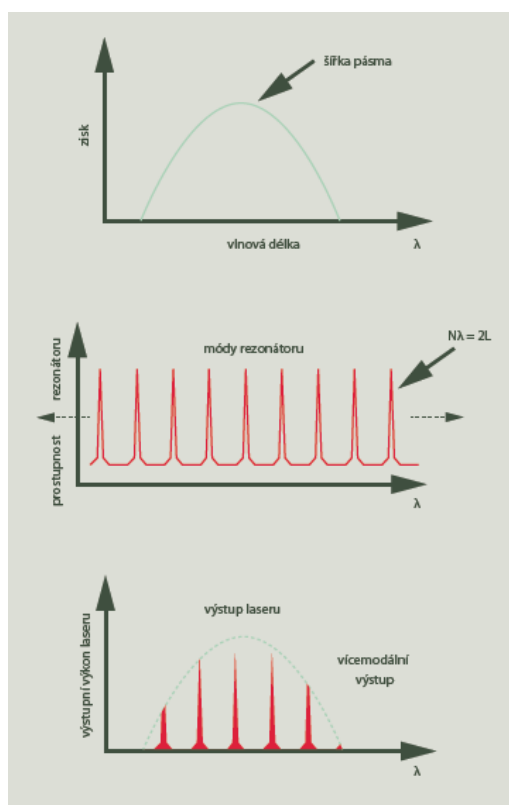
Lasery je možné rozdělit do tří hlavních kategorií: kontinuální (cw), pulzní a extrémně rychlé.

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 kterých může dojít k vyzařování. Také řada dalších faktorů, jako např. Dopplerův jev u pohyblivých atomů plynu, má za následek rozšíření pásma vlnových délek.

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. Tímto potlačíme laserování na jiných vlnových délkách. Nicméně i jedna vlnová délka ve skutečnosti pokrývá určitý rozsah vlnových délek.



Obr. 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

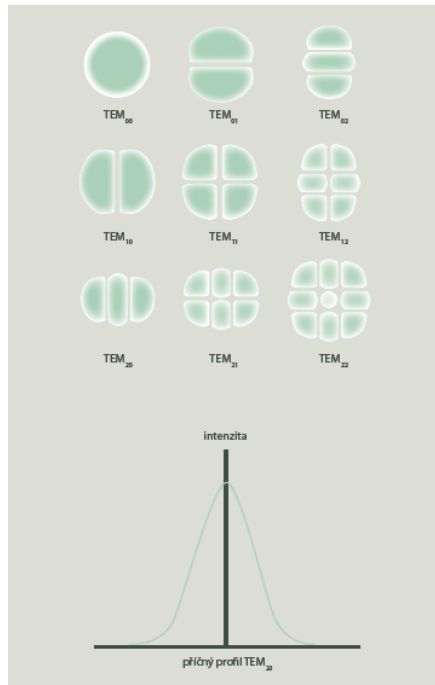
Specifické výstupní vlnové délky v rámci spektrální šířky pásma aktivního média jsou určeny podélnými (longitudinálními) módy rezonátoru. Obr. 5 znázorňuje základní princip rezonance

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.

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

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. 5. Takový laser pracuje ve vícenásobném longitudiálních 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 TEM_{00} . 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 TEM_{00} na celkové intenzitě paprsku.



Obr. 6 - Příklady transverzálních módů, nejuhodnější je obvykle základní mód TEM_{00}

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

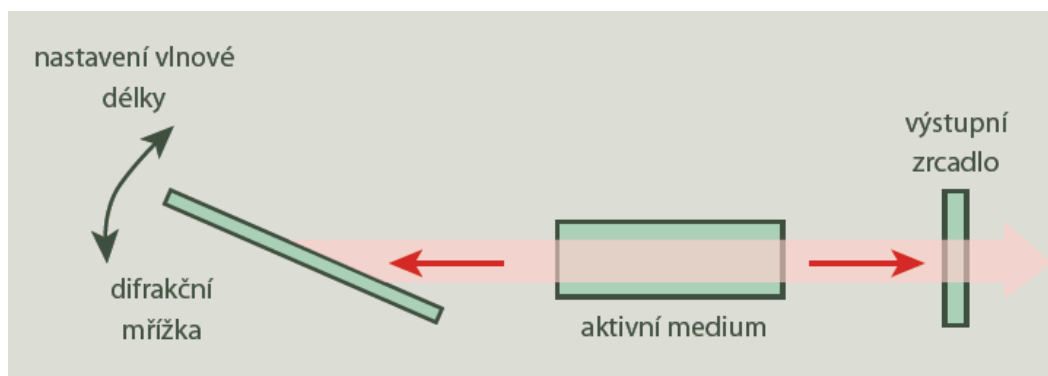
Některé tekutinové a pevnolátkové lasery mají širokou spektrální šířku pásma, pokrývající desítky nanometrů. Příkladem jsou barvivoé lasery nebo krystalový laser na bázi Ti:safir. Tato zdánlivá nevýhoda však umožňuje zkonstruovat laditelné nebo extrémně rychlé lasery. Laditelný kontinuální laser se vytvoří 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 laserech (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. 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 vhodné 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. 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 vyzáří 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 20×10^{12} 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.

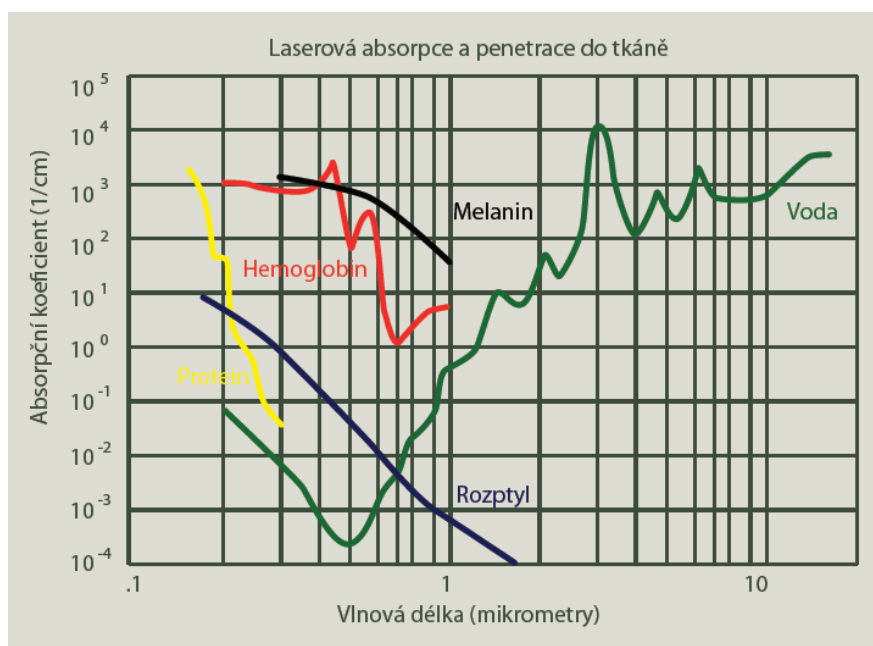
Pokud intenzivní a/nebo úzce fokusovaný laserový svazek prochází vhodným zhuštěným prostředím (např. tekutina, pevnolátkový krystal nebo hustý proud plynů) může jeho oscilující elektrické pole různě vzájemně reagovat s elektrony atomů nebo molekul tohoto prostředí. Jednou z možností je deformace elektronového 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 směšování, 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

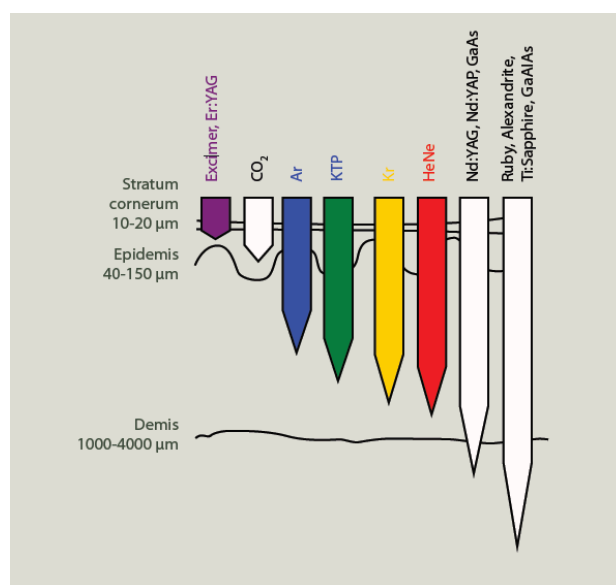
rychlosti původního a nového světla stejné. Problematika sjednocení fází je komplikovaná, nejčastěji používaný mechanismus je založen na dvojlomu, kde fázová rychlost světla v krystalu závisí na polarizačním úhlu světla.

6.1.4 Interakce laserového záření s tkání

Vlastnosti laserového světla jsou definovány zejména vlnovou délkou, kontinuální nebo pulzní povahou vyzařování, průměrným výkonem (tabulka č.1,2). Pro každou vlnovou délku jsou charakteristické specifické absorpční koeficienty pro chromofory, vyskytující se v lidských tkáních (viz obr. 8,9). Proto se pro různé léčebné indikaci používají různé lasery.



Obr. 8 - Tabulka absorpce v tkáni v závislosti na vlnové délce



Obr. 9 - Hloubka penetrace do lidské kůže některých laserů používaných v medicíně

Tab. 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	2 - 10 W	23 m	0,8 mm	
		515	10 - 100 W	18 m	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	
Barivový (dye)	tekutina	400 - 500	1 - 100 W	11 - 20 m	0,1 - 0,9 mm	1 - 5 mm
		550 - 700		14 - 20 m		
GaAlAs	polovodič	780	1 - 100 W	60 cm	7 mm	
		820		46 cm	8 mm	
		870		25 cm	7 mm	
Nd:YAG	krystal	1064	10 - 150 W	4 cm	4 mm	0,9 mm
Nd:YAP	krystal	1080	10 - 100 W	5 cm	4 mm	
		1341		8 mm	4 mm	
Ho:YAG	krystal	2100	10 - 100 W	0,2 mm	1 mm	
CO ₂	plyn	10600	1 - 100 W	10 μm	20 μm	

Tab. 2 - Přehled laserů s pulzním 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 μ m	
Excimer KrCl	plyn	222	250 ns	90 cm	1 μ m	
Excimer KrF	plyn	248	2 - 50 ns	1,5 m	1,2 μ m	
Excimer XeCl	plyn	308	20 - 300 ns	2,5 m	5 μ m	
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 μ s	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 μ s	0,1 mm	1 mm	0,4 mm
Er:YAG	krystal	2940	10 ns	0,3 μ m	1 μ m	
CO ₂	plyn	10600	100 ns - 1 ms	10 μ m	20 μ m	

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 pohlcené 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 délkou, 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.3.

Tab. 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.

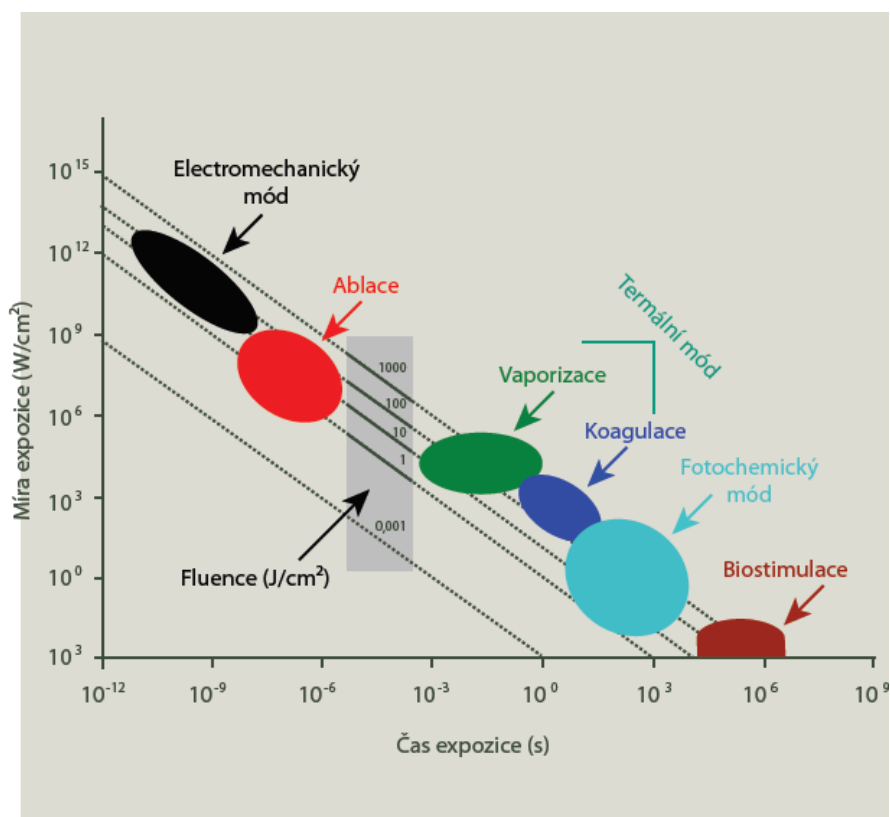
Nekontaktní technika ozařuje tkáň ze vzdálenosti několika milimetrů až centimetrů. Optické záření je absorbováno do určité hloubky tkáně. Laserová energie se mění na energii tepelnou, tkáň se zahřívá na vysokou teplotu, dochází k hypertermii, denaturaci proteinů, koagulaci, karbonizaci a vaporizaci tkáně. Nekontaktní 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 tkáň jsou minimálně poškozeny, jelikož optotermální konverze neprobíhá ve tkáni, ale na hrotu optického vlákna. Z důvodu minimálního poškození okolní tkáň 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 tkáň. 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 tetováží. 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 rozdrť ledvinové kameny. Takové lasery pracují v pulzním režimu s velmi vysokým špičkovým výkonem a, v závislosti na typu tkáň, buď v ultrafialové nebo blízké infračervené oblasti.



Obr.10 - Interakce laserového záření s tkání v závislosti na délce expozice a hustotě výkonu

6.1.5 Typy laserů nejčastěji používaných v medicíně

Lasery používané v medicíně můžeme členit do skupin podle různých hledisek [14]. 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)

Dále je možno lasery dělit podle charakteru vyzařování na lasery:

- kontinuální (pulz $> 0,1$ s)
- pulzní (pulz $< 0,1$ s)
- Q-switch (pulz < 1 μ s)
- 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 denuraci 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 dovoluje přesné zacílení [15,16, 17]. Nevýhodou CO₂ je nemožnost vést laserový paprsek tenkým světlovodivým vláknem. K přenosu se nejčastěji používá pohyblivé rameno se zrcadly nebo vlnovod.

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 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 laseru, 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 [18,19,20].

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, alumina 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 [21,22].

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 [23,24] 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 [25,26] 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 [27,28]. 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 [29,30]. 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 plynné směsi aktivního média k vytvoření nestabilní dvojmolekuly (dimeru), která při svém rozpadu na výchozí dvě molekuly vyzáří foton. V medicíně je nejvíce rozšířen excimerový laser na bázi směsi ArF o vlnové délce 193 nm, který se používá k refrakčním očním operacím [31]. Vlnová délka 308 nm směsi XeCl se využívá v dermatologii k terapii psoriasy, vitiliga, alopecie [32]. 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 fotoablaci [33], umožňuje velmi precizní ablaci i nejtvrděší tkáň v těle skloviny, zcela bez termického poškození.

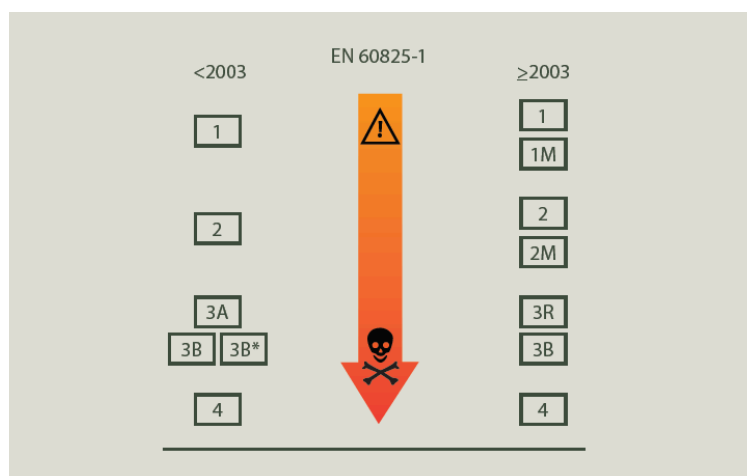
He-Ne laser

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 [34,35]. Pozitivně ovlivňuje fagocytózu, migraci zdravých buněk do rány a tím zlepšuje hojení ran [36,37].

6.1.6 Bezpečnost práce a ochrana zdraví při práci s laserem

Klasifikace laserů do tříd

Z hlediska bezpečnosti jsou lasery klasifikovány do několika tříd podle normy ČSN EN 80625-1, která je tuzemskou aplikací mezinárodních norem IEC 80625-1, respektive EN 80625-1 [38].



Obr. 11 - 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.

Podle aktuální normy ČSN EN 80625-1, platné od roku 2003, se lasery rozdělují do sedmi tříd podle jejich potenciální nebezpečnosti. Při zařazování laserů do patřičné třídy se vychází z principu nejhorší situace, která může nastat. Je nezbytné zvážit, zda uživatel používá lupu nebo jinou optickou pomůcku, minimální odstup od laserové apertury, nadprůměrnou dobu expozice, předvídatelné chyby apod. Naopak se v úvahu nebere úroveň vyškolení uživatele.

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 ZÁŘENÍ. NESLEDUJTE JEJ PŘÍMO OPTICKÝMI PŘÍSTROJI. LASEROVÉ ZAŘÍZENÍ TŘÍDY 1

Lasery 2. třídy

Třída 2 je definována pouze pro viditelné laserové vyzařování ($\lambda = 400 - 700 \text{ nm}$). 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 (t>>)		② (t<<)		③	④
						
1	✓	✓	✓	✓	✓	✓
1M	⚠	✓	⚠	✓	✓	✓
2	⚠	⚠	✓	✓	✓	✓
2M	⚠	⚠	⚠	✓	✓	✓
3R	⚠	⚠	~	~	✓	✓
3B	⚠	⚠	⚠	⚠	~	~
4	⚠	⚠	⚠	⚠	⚠	⚠

Obr. 12 - Přehled potenciálních rizik jednotlivých laserových tříd. (1) permanentní ozáření přes optický systém (levý sloupec) nebo přímo do oka (pravý 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 trubic 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, přesto mohou 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.

6.1.7 Oblasti použití laserů v medicíně

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

Tradičním oborem, kde lasery nacházejí patrně nejintenzivnější uplatnění je oční lékařství. Nejčastěji se uplatňují v refrakční chirurgii při korekci očních vad. Tato oblast je v posledních dvaceti letech svědkem nebývalého nasazení laserů, kterými byly operovány desítky milionů pacientů po celém světě. Lasery jsou nezastupitelné při velmi složitých a citlivých operacích, jako např. u amoce sítnice, u terapie glaukomu, léčení diabetické retinopatie (choroby sítnice způsobené cukrovkou), terapie sekundární katarakty ap. Všechny tyto operace lze pomocí laseru provádět s využitím optických vlastností očních struktur bez dříve nutného chirurgického zásahu do očních tkání. Operace jsou rychlé, extrémně přesné, méně bolestivé a většinu lze provádět ambulantně.

V chirurgii se lasery využívají již několik desetiletí k šetrnému řezání a odpařování tkání s minimálním krvácením. Možnost přenosu laserového záření tenkými světlovodivými vlákny je velkou výhodou u endoskopických a laparoskopických zákroků. Selektivní fototermolýza s lasery s maximem absorpce v hemoglobinu nachází široké uplatnění v cévní chirurgii (terapie varixů, telangiektazií ap.).

Laserová terapie nachází uplatnění i u špatně se hojících ran a jizev po úrazech a operacích, popálenin, vředů a jiných poruch trofiky tkání, kde se pozitivně projevují analgetické, biostimulační a protizánětlivé účinky. Zkoumáno je i použití laseru na urychlení léčby fraktur.

Oblastí s velkým rozšířením řady různých typů laserů je dermatologie. Častými aplikacemi je léčba akné a dermatitid. Velkou oblastí možného užití laserů je hojení jizev, včetně keloidních, ošetřování strií, jizev po akné, vředů, ekzémů, oparů apod. V posledních letech byly popsány velmi dobré výsledky použití infračervených laserů při terapii bércových vředů se špatnou odezvou na tradiční postupy. Terapii ultrafialovými lasery lze úspěšně využít i u psoriázy a vitiliga. Lasery k krátkými pulzy nacházejí uplatnění při terapii různých pigmentových afekcí, včetně tetováží. Rozšířená je i laserová terapie hypertrichozy moderními výkonnými diodovými lasery. Velmi dobrých výsledků dosahují lasery s absorpčním maximem v hemoglobinu při terapii vaskulárních kožních lézí, včetně esteticky velmi nepříjemných znamének “ohňů”.

Ve stomatologii [37] se v poslední době laserová terapie rozšířila s příchodem nových typů laserů a s rozšířením jejich finanční dostupnosti. Moderní lasery umožňují ošetření všech typů tkání, vyskytujících se v ústní dutině, včetně nejtvrďší skloviny. Laser dnes již dokáže nahradit turbínu při preparacích kazů. Nejčastější indikací je léčba zánětlivých onemocnění v ústní dutině (zejména v oblasti pulpy, gingívy, parodontu, dále herpes, afty ap.) Minimální invazivnost při použití laserů ve stomatochirurgii umožnila provádět řadu zákroků ambulantně. Zajímavou indikací je využití analgetického efektu některých laserů při bolestivých onemocněních nebo zákrocích, při léčbě přecitlivělosti zubů a zubních krčků nebo terapii otlaků po snímáních protézách. Biostimulační lasery lze použít jako podpůrný prostředek k zacelení ran a prevenci zánětů po zubních extrakcích.

V ortopedii se uplatňují výkonové lasery při artroskopických operacích. Analgetických účinků laserového světla se využívá ke snížení bolesti u řady postižení pohybového aparátu (jako vymknutí, zhmoždění, natržení svalů či šlach, bolesti v oblasti krční nebo bederní páteře aj.). Biostimulační lasery jsou rozšířené v rehabilitaci. Laser se dobře uplatňuje na kontuze šlach, svalů a měkkých tkání, u neuritid a neuropatií nebo při léčbě vertebrogenního algického syndromu a syndromu karpálního tunelu.

V urologii se stalo již standardem laserové drcení močových a ledvinových kamenů jakékoliv velikosti a složení. Laser dokáže provádět i velmi jemné řezy tkání a je dnes patrně nejdokonalejší a nejšetrnější technikou v operační léčbě benigní hyperplazie prostaty. Další aplikací jsou operace pro striktury v horních i dolních močových cestách. Pomocí speciálních endoskopických technik je možné řešit mnoho vrozených i získaných striktur, které by bylo

jinak nutné operovat otevřeně. Minimální invazivnost, krátká doba hospitalizace a rekonvalescence jsou obrovskou výhodou laserových operací.

Velmi slibnou a prudce se rozvíjející oblastí je fotodynamická terapie, která umožňuje cílené působení na tkáň. Pacientovi je nejprve podána vhodným způsobem fotocitlivá látka, která má schopnost se akumulovat ve zvolené cílové struktuře. Následně je aplikováno laserové světlo o vlnové délce, která je absorbována aplikovanou fotocitlivou látkou. Podle charakteru laserového záření tak lze dosáhnout žádoucí interakce. Fotodynamická terapie má patrně největší potenciál v onkologii, avšak i v jiných oblastech nachází velmi dobré uplatnění (např. terapie věkem podmíněné degenerace sítnice, eradikace *H. pylori* v žaludeční sliznici ap.).

Lasery tvoří také základ celé řady moderních diagnostických přístrojů. Laser je například základem optické koherentní tomografie, která se používá zejména k diagnostice sítnice nebo detekci lipidových plaků v koronárních arteriích.

Moderní mikroskopie je zcela závislá na laserech. Moderní 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.

6.1.8 Lasery 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.

Dalším 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:safir laser. Smyslem těchto technologií je jednoznačně využít lepších vlastností při interakci s tkání a posunout kvalitativně obor otorinolaryngologie do oblastí minimálně invazivní medicíny [39,40,41].

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 [42].

Ucho

Při sekreторické otitidě lze provést laserovou myringotomii s prolongovaným hojením otvoru v bubínku [43,44]. Při operaci otosklerózy lze laser využít k vaporizaci šlachy třmínkového svalu a ramének třmínku [45,46]. Laserem lze provést i dekompresi lícního nervu.

Dutina ústní, hltan a jícen

Velmi široké použití laseru je v oblasti spánkové medicíny při chirurgických výkonech v dutině ústní a hltanu řešících prostou ronchopatii jako je LAUP [47]. Laser lze využít k tonsillectomii, k tonsillectomii, extirpaci benigních i maligních tumorů, vaporizaci lingvální tonsily při její hypertrofii. V literatuře je zmíněno i odstranění ektopické štítné žlázy z kořene jazyka [42].

Hrtan a průdušnice

V této oblasti je možné lasery použít k řešení granulací, postintubačních stenóz [48] jak měkkotkáňových, tak s chrupavčítým podkladem. Při paramediálním postavení hlasivek lze laserem provést chordotomii [49,50,51], totální arytenoidectomii, při papilomatoze hrtanu vaporizaci papilomu [52], vaporizovat lze i další benigní afekce v hrtanu. Za určitých okolností lze provádět endoskopicky ošetření i karcinomu hrtanu [53,54].

Nos a vedlejší dutiny nosní

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 [55].

Laser může být použit pro extirpaci benigních tumorů nosního průduchu, řešení epistaxe, teleangiektázií (Morbus Rendu-Osler), synechií, nosní polypozy (jako součást FESS) [56], atresie choan. Asi nejpřínosnější je zde laser u mukotomií při chronické hypertrofické rýmě resistantní na medikamentózní terapii [57,58].

6.2. Radiofrekvenční termoablace

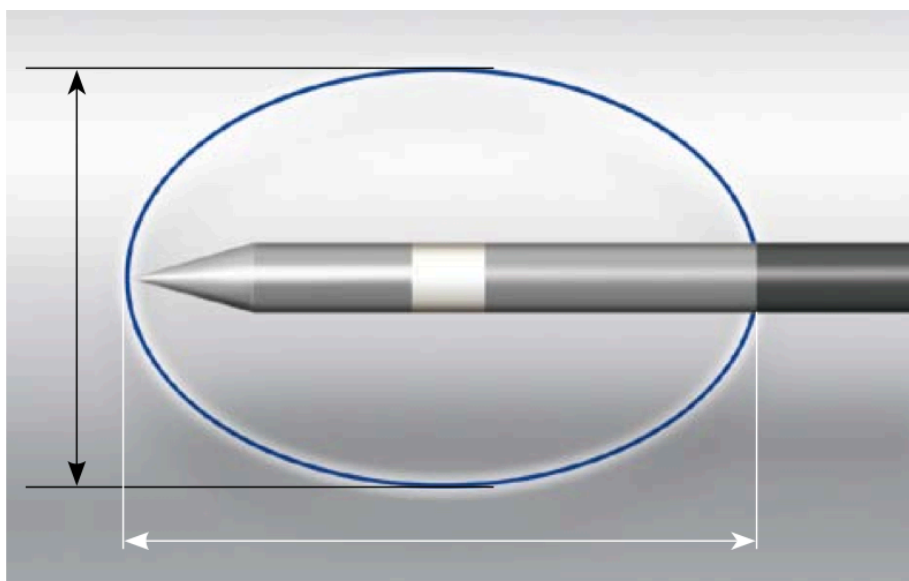
(RFITT, RadioFrequency Induced ThermoTherapy)

6.2.1 Historie radiofrekvenční termoablace

Termické účinky vysokofrekvenčního proudu na živou tkáň byly popsány koncem 19. století francouzským fyzikem Arsenem d'Arsovaem. První využití vysokofrekvenčního generátoru k léčbě je datováno počátkem 20. století k ablací kožních afekcí, v roce 1926 neurochirurg Harvey Cushing a fyzik William Bovie provedli radiofrekvenčním generátorem resekci tumoru mozku [59]. Od poloviny 20. století byly radiofrekvenční generátory užívány experimentálně v neurochirurgii a kardiologii. Širšího medicínského využití se metoda dočkala až koncem 20. století. Postupně termoablace začala pronikat do dermatologie [60], chirurgie [61], urologie [62], kardiologie [63], ORL [64,65,66,67] a mnoha dalších oborů. Dnes se řadí mezi široce používané mini a semiinvazivní metody v medicíně [68].

6.2.2 Fyzikální principy radiofrekvenční termoablace

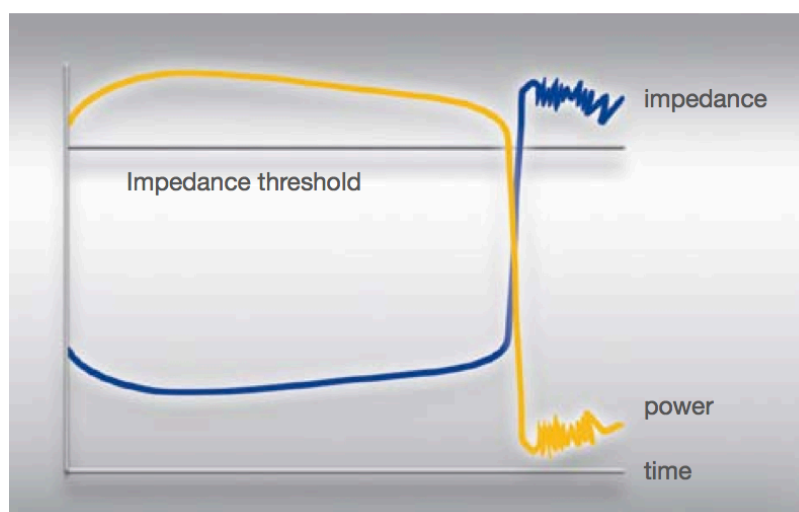
Radiofrekvenční termoablace je metoda lokální cílené destrukce tkáně termickým poškozením procházejícím vysokofrekvenčním proudem (100 - 500 kHz). Ten je různě tvarovanými elektrodami aplikován do cílového místa. Elektrický obvod se uzavírá mezi hrotem aplikátoru a elektrodou plošnou, umístěnou např. na zádech pacienta při kardiologických zákrocích. Pro chirurgické účely bývají katetry na konci speciálně upraveny. Jsou zde např. dva drobné hroty nebo je konec handpiecu upraven tak, že jedna elektroda prochází izolovaně vnitřkem druhé a elektrický obvod se uzavírá na jejich distálním odizolovaném konci (obr.13).



Obr. 13 - Zakončení RFITT hanpiecu (oficiální zdroj firma Olympus, CelonLab ENT)

Průchodem radiofrekvenčního proudu tkáněmi dochází k tvorbě tepla. V ošetřovaném místě tkáň zahřívá na teplotu nad 50 °C, což je cytotoxický práh. Při této teplotě dochází do několika minut k denaturaci bílkovin a ireverzibilnímu poškození buněk. Radiofrekvenční proud (jeho velikost) je regulován tak, aby nedošlo k zvýšení teploty tkáně nad 100 °C a tím k nechtěné vaporizaci či karbonizaci. K tomu slouží nepřetržitá monitorace impedance (odporu) ošetřované tkáně (obr.14). Během aplikace je operátor akustickým signálem stále informován o průběhu výkonu a po dosažení správné výše impedance ošetřované tkáně mezi odizolovanými elektrodami dojde k automatickému vypnutí výkonu přístroje, což je provázeno změnou akustického signálu.

Automatické vypínání výkonu vysokofrekvenčního generátoru v závislosti na impedanci tkáně je drobnou výhodou proti jiným metodám např. laseru. Při správném nastavení výkonu přístroje není rozsah ošetřené tkáně závislý na odhadu času aplikace operátorem a je tím minimalizována možnost poškození tkáně mimo plánovanou oblast.



Obr. 14 - Průběh monitorace impedance tkáně a akustického signálu (oficiální zdroj firma Olympus, CelonLab ENT)

Tkáňová odezva v podobě tvaru a velikosti termicky poškozené tkáně je určena vygenerovanou teplotou (potažmo nastaveným výkonem), vlastnostmi ošetřované tkáně (schopností vedení tepla, vaskularizací), druhem, tvarem a velikostí použité elektrody. Pro operátora je podstatné respektovat princip “čím větší nastavený výkon, tím menší průměr termického poškození tkáně” (obr.15).

Po ošetření dochází v řádu dnů až týdnů k vstřebání termicky poškozené tkáně tím k redukci nebo eliminaci plánované tkáně a vzniku jizvy.

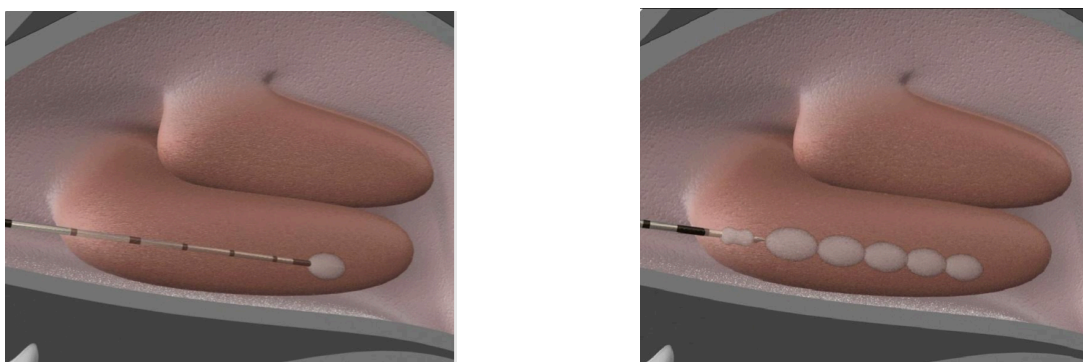
Application	Power setting in Watt	Diameter of coagulation in mm	Average application time in seconds
	10	4.6	10.0
	11	4.5	9.1
	12	4.3	8.2
	13	4.2	7.4
	14	4.1	6.6
Turbinates	15	3.9	6.0
	16	3.8	5.4
	17	3.7	4.9
	18	3.6	4.5
	19	3.5	4.2
	20	3.4	4.0

Obr. 15 - Závislost průměru poškozené tkáně na nastaveném výkonu (oficiální zdroj firma Olympus, CelonLab ENT)

6.2.3 Využití radiofrekvenčních generátorů v otolaryngologii

V současnosti otolaryngologie využívá naprosto běžně ošetření RFITT. Široce rozšířené jsou metody hlavně “punkčního” charakteru, méně již “incizní” o nichž budeme informovat později.

Jedním z nejčastěji prováděných výkonů je radiofrekvenční mukotomie [69,70]. Krátký, nebolestivý, elegantní výkon kromě vyjimečných případů plně nahrazující mukotomii klasickou. V lokální anestezii je jedním až třemi vpichy ošetřena tkáň nosní skořepy, nejčastěji dolní (obr.16). Výkon je nebolestivý, nevyžaduje celkovou anestezii ani pracovní neschopnost, není nutné jej ukončovat přední tamponádou. Pacient kromě nevelké sekrece z nosu nemá jiné subjektivní potíže a není omezen ani v osobním ani v pracovním životě. Horní věková hranice výkonu neexistuje a dolní je limitována pouze schopností spolupráce pacienta. Děti pod 10 let proceduru snášejí bez větších potíží.



Obr. 16 - Animace termického poškození tkáně při ošetření dolní skořepy nosní (oficiální zdroj firma Olympus, CelonLab ENT)

Podobně tomu je u dalších ORL výkonů prováděných radiofrekvenční termoablací jako jsou tonsillotomie [71,72], mikro-UPP [73], redukce kořene jazyka [74]. Princip průběhu je stejný, metody se liší pouze nastavením výkonu přístroje a druhem použité aplikační sondy.

Radiofrekvenční přístroj kromě punkčních metod umožňuje i metody incizní. Mechanismy biofyzikálního fungování jsou identické. Výhodami a nevýhodami konkrétně tohoto druhu ošetření se budeme zabývat podrobněji v Kapitole 7 - Speciální část.

Největšími obecnými výhodami radiofrekvenční termoablace jsou široké využití, jednoduchost obsluhy přístroje, rychlost, přesnost, nízké riziko krvácení, akustická kontrola výkonu, v ORL u většiny výkonů lokální anestezie, čímž je dána šetrnost, bezpečnost a

miniinvazivita při zachování radikality výkonu. To vše z této metody činí platného zástupce v oblasti miniinvazivních či semiinvazivních chirurgických metod.

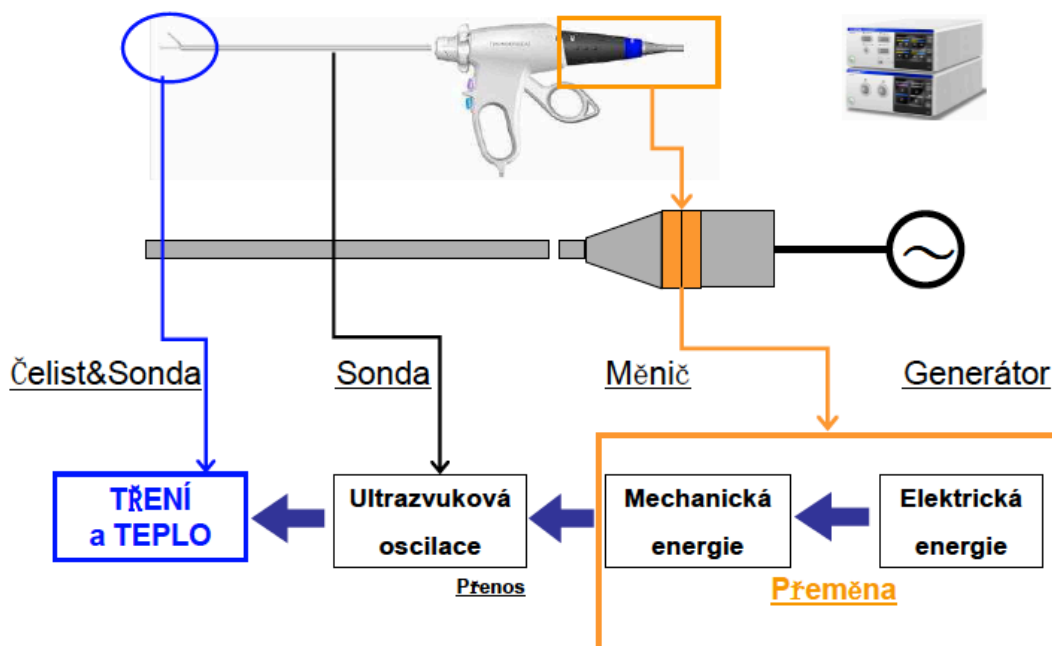
6.3 Harmonický skalpel

6.3.1 Historie harmonického skalpelu - vývoj ultrazvukové chirurgie

V roce 1880 Pierre a Jacques Curie věnující se krystalografii objevili piezoelektrický jev, který se stal základem pro vývoj ultrazvukového nože. V polovině 20. století se ultrazvuk používal k řezání gumy, kevlaru, u kterých jinak hrozilo standardními metodami tepelné poškození. Počátkem 90. let 20. století byl představen tzv.harmonický skalpel, užívající ultrazvukový řez a koagulaci umožňující menší poškození okolní tkáně než v té době dostupné metody. Za duchovního otce této techniky je považován prof. Amaral [75,76,77], průkopník laparoskopické chirurgie [78,79]. Dnes je technologie využívána v chirurgických oborech jak při laparoskopických výkonech, tak při otevřené chirurgii.

6.3.2 Fyzikální principy ultrazvukové chirurgie

Harmonický skalpel je speciálním případem skalpelu s ostřím rozkmitávaným ultrazvukem. Mechanická energie ultrazvukových vibrací o frekvenci 55 kHz, produkovaných elektromechanickým převodníkem pracujícím na piezoelektrickém principu, se přenáší aplikátorem do tkáně (obr.17). Zde tímto dochází ke zvýšení teploty tkáně na 50 °C - 100 °C, což způsobuje rozrušení a současnou koagulaci. Ultrazvukové vlny jsou mechanické vlnění, schopné šíření v tekutinách, měkkých i pevných tkáních a v plynech. Pohyb je mikroskopický, bez viditelné makroskopické odezvy. Místem s největším rozsahem pohybu je vždy konec ultrazvukového skalpelu.



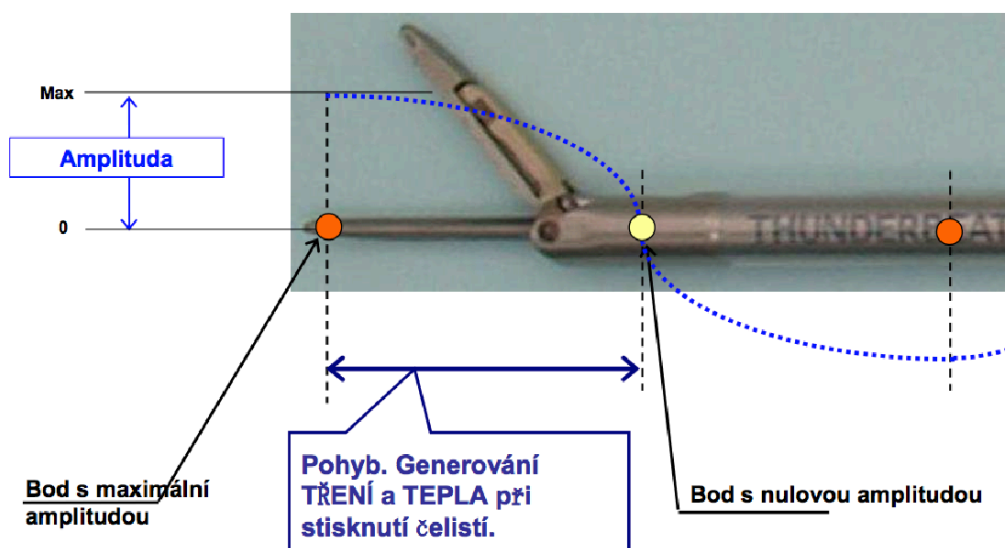
Obr. 17 - Princip harmonického skalpelu (oficiální zdroj firma Olympus)

Přes použití názvu skalpel se na hrotu nejedná o příliš ostrý nástroj, tvary koncovek jsou různé viz. obr. 18 (háček, kulička, patula, kleště). Maxima koagulační funkce s incizí je dokonce dosahováno speciálně upravenými klíšťkami.

Princip řezu a preparace je založen na přenosu ultrazvukových vln z hrotu na malou plochu o šířce řezu 100 μm . Řez je způsoben akustickým kavitačním efektem. Při kavitaci vznikají v tkáni bubliny, jejichž kolaps vede ke vzniku rázové vlny s destruktivním účinkem na okolní tkáň. V efektu tohoto procesu převládá fragmentace nad koagulací. Podmínkou je, aby proces byl aplikován v mírném tahu nebo tlaku na tkáň. Frekvence kmitů koncovky je 25 - 55 kHz a amplituda kmitu je 50-100 μm .

Princip koagulace v biologickém smyslu je podobný jako při koagulaci či laseru. Jedná se o "tamponádu" cévy koagulem denaturovaného proteinu. Biofyzikálně je však odlišný. K denaturaci harmonickým skalpelem dochází přenosem mechanické energie na tkáň a vytvořením tepla vysokofrekvenční vibrací. Hemostáza je dosažena kombinací komprese a tepla při teplotách pod 150 $^{\circ}\text{C}$. Dle dostupných materiálů např. háčkem lze koagulovat cévy do

průměru 2 mm, harmonickými nůžkami do 5 mm. Pevnost a spolehlivost “sváru stěny cévy” je dle klinických testů podstatně větší než u klasické elektrokoagulace a velikost bezpečně ošetřených cév harmonickým skalpelem je již mimo dosah konvenční koagulace. Důležitá je nejen teplota nástroje a okolní tkáně, ale i doba působení.



Obr. 18 Funkce sondy harmonického skalpelu (oficiální zdroj firma Olympus)

Termické kolaterální poškození okolí je podstatnou vlastností přístroje. Průměr nekrózy ultrazvukového skalpelu cca 1,5 mm, je výrazně menší než u elektrokoagulace kde bývá udávána až 6 mm. U elektrokoagulace (přes elektrony) a laseru (přes fotony) dochází v ošetřeném místě k uvolnění kinetické energie ve formě tepla, jímž je koagulace způsobena. Teplota vody v buňkách stoupá, posléze se kompletně odpaří, tkáň se vysuší, dále oxiduje a mění se v příškvarek, který však již není pro vlastní hemokoagulaci nutný. Tyto přístroje pracují při vyšších teplotách tkáně (150 - 400 °C), nicméně podstatné je, jak se vytváří tepelná energie a jak je aplikována do tkáně.

Volbou koncovky a nastavení přístroje jsme schopni preferovat preparaci s omezením funkce koagulační nebo naopak preferovat koagulaci s limitem funkce řezací.

6.3.3 Využití harmonického skalpelu v otolaryngologii

Harmonický skalpel je v současné otolaryngologii standardně užívaným přístrojem při veškeré otevřené operativě [80,81,82]. Pro operativu v dutině ústní je využíván, zatím však ne široce. Více v kapitole 7. Speciální část.

Zásadní výhody při použití harmonického skalpelu pro operátora a pro pacienta jsou minimální termické poškození okolních tkání, minimální spálení a vysušení, snížením potřeby ligatur urychlení operativy, jednoduchá obsluha a práce s přístrojem, tkání neprochází žádný elektrický proud (bezpečnost), přesnost v blízkosti vitálních orgánů.

6.4 Miniinvazivní medicína

6.4.1 Principy miniinvazivní medicíny

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 celý proces maximálně zefektivnit.

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, která vedla 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. Máme umožněno (díky technice) 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 laparoskopických 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 operativa VDN - FESS, septoplastika, radiofrekvenční 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.

Významnou skupinu pacientů, kteří oceňují minimální invazivitu jsou děti (potažmo jejich rodiče). Jedná se zde i o rozšíření indikačních možností. Dobrým příkladem je opět výše zmíněná mukotomie. Indikovat klasickou mukotomií 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 hypertrofickou rýmou resistantní na farmakologii i klimatoterapii. Dnes již díky možnosti laserové nebo radiofrekvenční mukotomie můžeme dětským pacientům pomoci podstatně dříve, podstatně příjemněji, šetrněji (viz. kapitola 6.2)

Miniinvazivní operativa má ovšem i svá specifika, obor od oboru se liší. Operátor 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 operativa “na dálku” robotickou chirurgií, rozvíjející se jako multidisciplinární obor zahrnující různé operační podobory. Tato technika je řízena operátorem sedícím u řídicí konzole, nevyžaduje kontakt pacienta s operátorem, umožňuje eliminovat třes rukou, zlepšit přesnost. V současné době je hlavním představitelem této operativy multimotorický víceramenný robotický systém da Vinci.

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, jícnem), močové ústrojí či vagína [83] a v obecné chirurgii pár let starou metodu SILS

(Single Incision Laparoscopic Surgery). Jedná se o operaci z jednoho malého řezu, většinou v pupku. [84,85,86]. Obě tyto metody mají v některých oborech již své nepopiratelné místo, v jiných budou dále zkoušeny, rozvíjeny, zaváděny.

6.4.2. “One day surgery”

System jednodenní (krátkodobé) chirurgie, kdy pacient není hospitalizován na klasickém lůžkovém oddělení, zasahuje dnes již do všech chirurgických oborů [87]. Měl by přinášet menší hospitalizační stres pro pacienta, aktivněji zapojit pacienta a jeho okolí do péče v pooperačním období, snižovat riziko nozokomiální infekce a 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.

Ekonomika zdravotnictví, osobní odvaha lékaře a pacienta však nesmí převážit nad medicínskými hledisky. Linie rovnováhy je zde velmi široká a nutno říci, že individuální a multifaktoriální.

V praktické části této práce budeme posuzovat pět metod výkonu (tonsillektomie), který lze jistě provést jako “one day surgery”. V ORL dnes je spektrum výkonů prováděných v rámci jednodenní chirurgie velice široké od septoplastiky, mukotomie, FESS, přes tympanoplastiky, biopsie, tonsillektomie, adenotomie, extirpace slinných žláz až po endolaryngeální chirurgii [88]. Ekonomické hledisko vývoj tlačí neúprosně tímto směrem a jistě tento trend přinese mnoho nového a pozitivního, stejně tak jako další poznatky na poli řešení komplikací s tím souvisejících. Filosofie připravenosti systému následné péče, center jednodenní chirurgie či samotného pacienta na tuto problematiku není náplní této práce.

6.4.3 Mukotomie

Chceme-li najít jasně prokázaný příklad smysluplného využití laserů v miniinvazivní medicíně z oblasti ORL, proveditelné jako bezpečná ambulantní chirurgie, tak ideálním příkladem bude mukotomie [89,90].

V podání klasickém je to výkon za hospitalizace v celkové anestezii (vyjimečně v lokální) při němž sestříháme sliznici nejčastěji dolní nosní skořepy, nejlépe pod kontrolou

optiky, byť tento výkon je technicky možné provést i bez její kontroly. Krvácení je třeba stavět přední nosní tamponádou. Krátká pracovní neschopnost je nutná.

Naproti tomu laserová mukotomie je výkon skutečně patřící do spektra miniinvazivních. Celý výkon je ambulantní v lokální anestezii a trvá asi 20 minut. Po umrtvení sliznice dolní nosní skořepy (střední je takto ošetřována pouze výjimečně) se z jednoho či dvou vpichů provede submukózní termické narušení tkáně. Výkon je bezkrevný, nebolestivý. Pacient odchází do domácí péče pouze s omezením těžké fyzické práce nejbližší dny, ale jinak hospitalizace, nosní tamponáda ani pracovní neschopnost nejsou třeba. V řádu týdnů se dostaví jasný klinický efekt - uvolnění nosních průduchů k dýchání. Horní věková hranice výkonu není, dolní věkovou hranicí je schopnost spolupráce pacienta.

Na tomto příkladu lze demonstrovat jasný přínos přístroje a miniinvazivity. Přínos laseru je zde jasně prokázán. Laserová mukotomie přináší výrazný zisk v komfortu i stonání pacienta, paradoxně i za výrazně nižších nákladů na výkon než je u mukotomie klasické za hospitalizace [91].

O principiálně podobné srovnání a odpovědi se pokusíme v praktické části této práce u tonsillectomií.

6.4.4 Tonsillectomie

Historie výkonu

Tonsillectomie je výkon prastarý, popisovaný již v “Corpus Hippocraticum” i když ne způsobem, který by dnes byl akceptovatelný [92]. Technika výkonu procházela vývojem a s ním i jeho anestezie. Zároveň se i vedly spory o tom, jestli je nutné odstraňovat tonsilu celou. Příčinou byla obava z krvácení. Některými autory byla tonsillectomie dokonce považována za zbytečnou a zařazována do rituální chirurgie.

V roce 1873 popsal Hofmotel tonsillectomii při anestezii v N₂O. V roce 1884 byla provedena tonsillectomie v lokální anestezii Kollerem a Cohnem při potírání mandlí kokainem a v roce 1895 byla provedena první lokální infiltrační anestezie. Krvácení bylo nejčastěji stavěno kloktáním ledové vody, případně kompresí. Podvazování cév se zavedlo až později.

Současná technika tonsillectomie se používá od roku 1910, kdy byla i popsána základní pravidla. Zachovat patrové oblouky, preparovat tupě, odstranit tonsilu úplně.

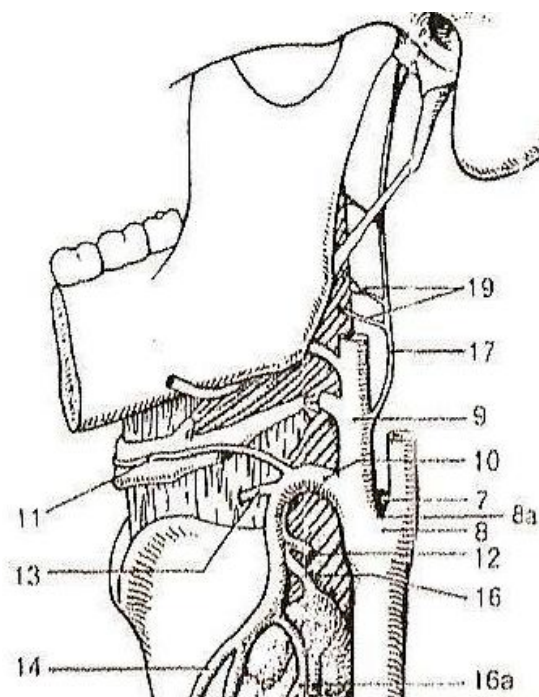
Tonsillectomie je v otolaryngologii častým operačním výkonem. V České Republice prodělalo tonsillectomii přes 10 % populace.

Anestezie se dlouho preferovala lokální, nicméně v posledních deseti letech tento trend téměř vymizel a většina tonsillectomií je prováděna v anestezii celkové.

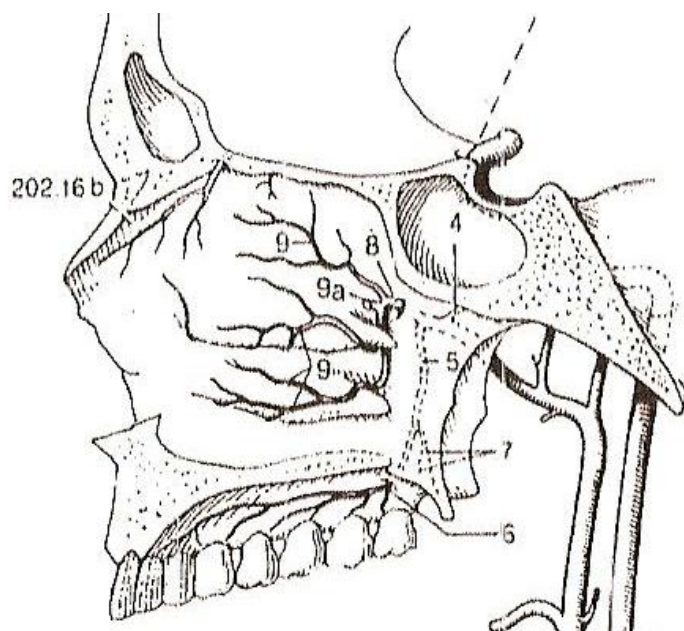
Anatomie oblasti

Pro vývoj výkonu byly zásadní získané anatomické znalosti celé oblasti (zejména arteriálního, venózního, nervového zásobení). Ty předurčily kroky v lokální anestezii, v operačních postupech.

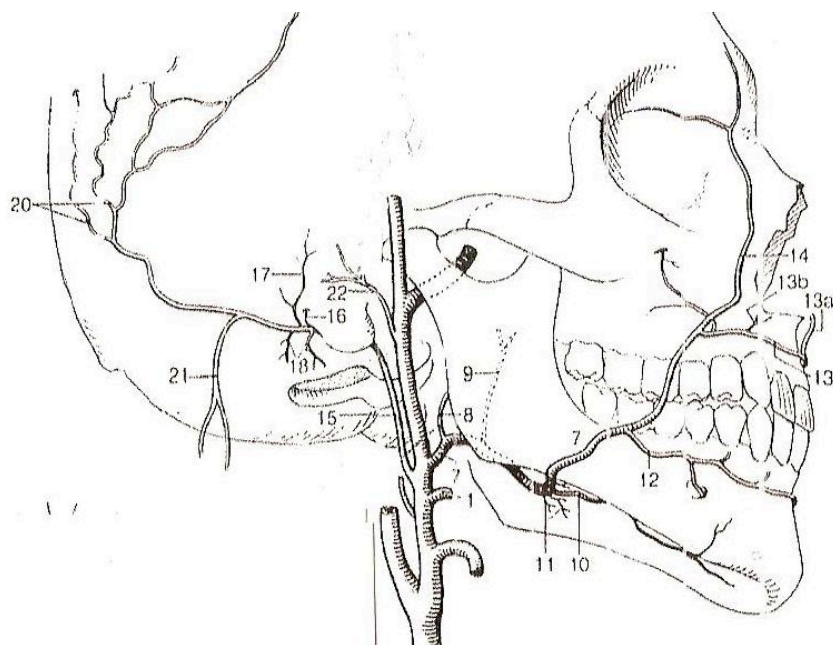
Arteriální zásobení - arteria carotis externa - a. facialis - r. tonsillaris. - hlavní (obr.21)
- a. palatina asc. (obr. 21)
- a. pharyngea asc. - (rr. pharyngei) (obr. 19)
- a. lingualis - rr. dorsales linguae (obr. 21)
- a. maxillaris - a. palatina desc. (obr. 20)



Obr. 19 - Arteriální zásobení patrové tonsily I.
(Anatomický obrazový slovník, Heinz Feneis)

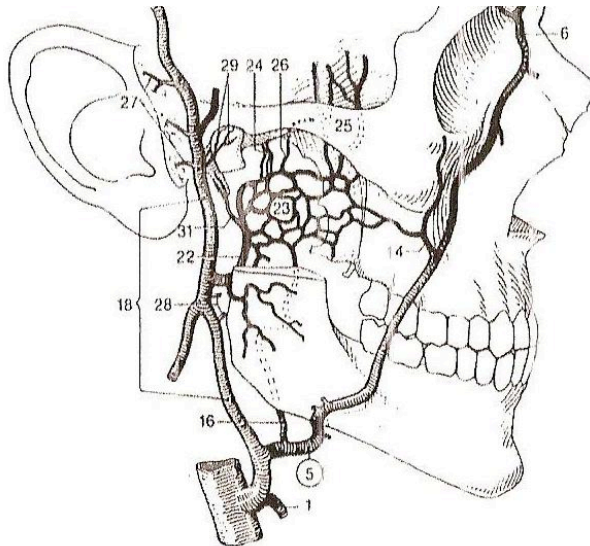


Obr. 20 - Arteriální zásobení patrové tonsily II.
(Anatomický obrazový slovník, Heinz Feneis)



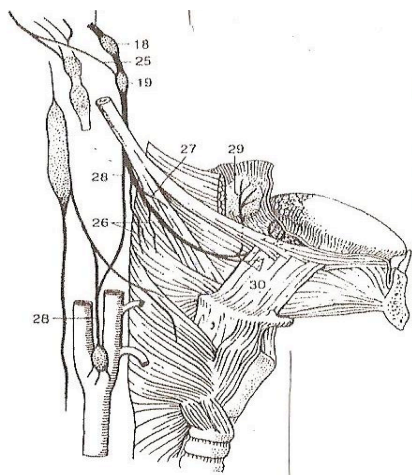
Obr. 21 Arteriální zásobení patrové tonsily III.
(Anatomický obrazový slovník, Heinz Feneis)

Venózní zásobení (obr.22) - v.jugularis int. - v.facialis, v.lingualis, v.palatina ext.
 - plexus pharyngealis, paratonsilární veny

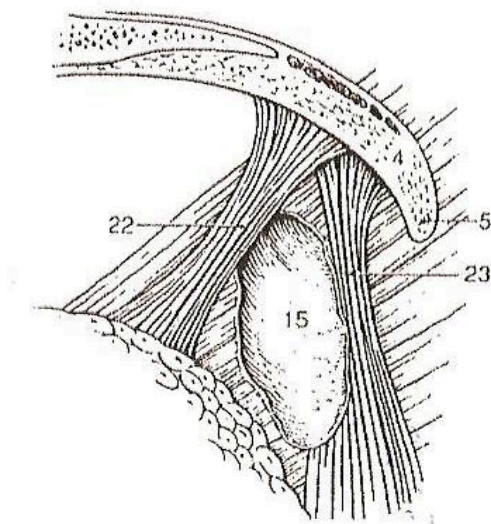


Obr. 22 - Venózní zásobení oblasti patrové tonsily
 (Anatomický obrazový slovník, Heinz Feneis)

Nervové zásobení (obr.23) - n.glossopharyngeus - rr.tonsillares
 - n.trigeminus - n.maxillaris - nn.palatini minores - rr.tonsillares



Obr. 23 - Nervové zásobení oblasti patrové tonsily
 (Anatomický obrazový slovník, Heinz Feneis)



Obr. 24 - Sinus tonsilaris
(Anatomický obrazový slovník, Heinz Feneis)

Indikace k tonsillektomii

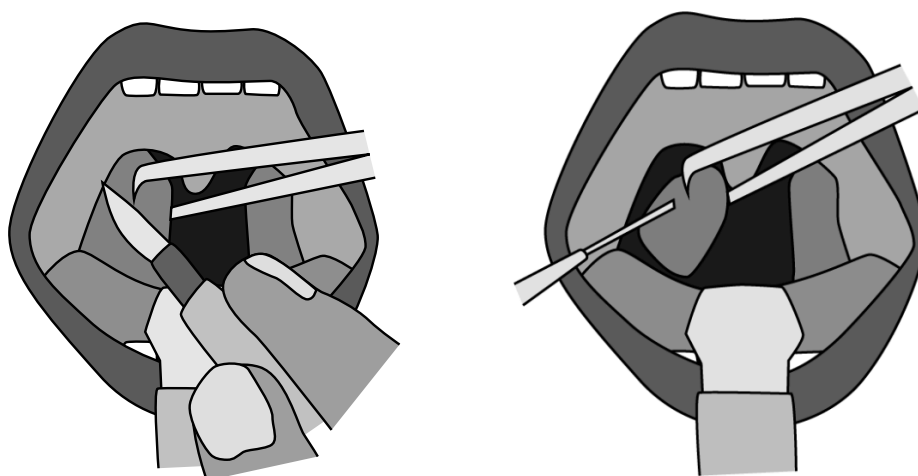
- | | |
|-----------------------|---|
| Absolutní | <ul style="list-style-type: none"> - tumor - absces para nebo peritonsilární - sepse tonsilárního původu - metatonsilární komplikace např. revmatismus, nefritida |
| Relativní | <ul style="list-style-type: none"> - recidivující angíny (Pittsburský protokol - 7x/1rok, 5x/rok-poslední 2 roky, 3x/rok - poslední 3 roky) - chronická tonsillitis - hypertrofie tonsil |
| Součást jiných výkonů | <ul style="list-style-type: none"> - processus styloideus elongatus - operace při SAS (palatopharyngoplastika) |

Možnosti provedení tonsillektomie

- klasická tonsillektomie
- elektrokauterem
- kryoterapií
- intrakapsulární tonsillektomie shaverem
- harmonickým skalpelem
- argon-plasmou
- ligasure
- radiofrekvenčně indukovanou termoterapií
- coblací
- thermal welding
- klasickým laserem (CO₂, KTP, NdYAG, diodové lasery, Ho:YAG)
- laserem s chlazením tkáně paprskem vody a vzduchu (Er,Cr:YSGG laser)

6.4.5 Klasická tonsillektomie

Současná technika tonsillektomie se používá již od počátku 20. století v podstatě beze změn (obr.25). Anestezii dnes volíme celkovou, k lokální anestezii se uchylujeme pouze na přání pacienta nebo při kontraindikaci celkové anestezie.



Obr. 25 - Postup při tonsillektomii

Pracovní postup u tonsillectomie v lokální anestezii.

Základem je dobře aplikovaná lokální anestezie. Lokální anestetikum aplikujeme podslizničně do obou patrových oblouků a poté peritonsilárně k hornímu pólu, ke střední části a k dolnímu pólu tak, abychom denervovali rr.tonsillares jak n.glossopharyngeus, tak n.maxillaris. Během výkonu by měl mít pacient pouze pocit tahu či tlaku v krku, nikoliv bolesti.

Pacient sedí, lékař též, čelem k němu. Po incizi okraje předního patrového oblouku vypreparujeme lůžko tonsily a tupou preparací ji odloučíme z jejího lůžka. Po kompletním odloučení tonsily může zůstat na jejím distálním konci stopka, většinou tvořená sliznicí. Tu přerušujeme kličkou nebo nůžkami.

Krvácení stavíme lokálně kompresí tamponem. Klinické zkušenosti nám ukazují, že výhodou tonsillectomie v lokální anestezii pro operátora je výrazně méně krvácející operační pole. Nevýhodou je nutnost udržování stálého kontaktu s pacientem, který celý výkon vnímá. Stavění krvácení elektrokoagulací či ligaturou je při opatrné preparaci třeba pouze výjimečně.

Vybavení na tonsillectomii v lokální anestezii je poměrně prosté. Skalpel, lžíce, pinzeta, "Maršíkovy" kleště, k preparaci raspatorium a malý tampon, nůžky, případně klička, k stavění nevelkého krvácení střední tampony, kocher, pean, ligatura. Elektrokoagulace není třeba, ale na sále musí být obecně k dispozici. Zdroj studeného světla, popřípadě otolaryngologické zrcadlo.

Komplikace operační. Největším rizikem je od dob zavedení této operace krvácení. Dále špatná spolupráce a nevolnost pacienta, poškození patrových oblouků nebo jazyka, svalů v okolí, poškození zubů, aspirace.

Komplikace pooperační. Opět krvácení, infekce. Mezi velmi řídké, ale možné komplikace patří zatékání potravy a tekutin do nosohltanu, otevřená huhňavost, dlouhodobě pocit cizího tělesa v krku, vysychání sliznice hltanu, nepřiměřené jizvení měkkého patra a patrových oblouků, ponechání rezidua tkáně, kompenzatorní hypertrofie lingvální tonsily a uvádí se i změna průběhu respiračních infekcí.

Pracovní postup u tonsillectomie v celkové anestezii.

Lékař sedí za hlavou pacienta, případně po boku pacienta. Pacient, v tzv. "Rose's position", leží na zádech s mírně zakloněnou hlavou. Intubace je nasotracheální, při překážce v nosním průduchu orotracheální.

Pracovní postup je v podstatě identický, po incizi okraje předního patrového oblouku odloučení tonsily tupou preparací v lůžku směrem od horního pólu tonsily k dolnímu.

Nevýhodou je, že dle klinických zkušeností tkáň více krvácí než při anestezii lokální. Krvácení stavíme standardně kompresí tamponem a elektrokoagulací, v ojedinělých případech opichem.

Vybavení zahrnuje identické chirurgické nástroje jako na tonsillectomii v lokální anestezii, elektrokoagulaci nyní standardně a anesteziologický servis.

Rizika jsou stejná jako u provedení v lokální anestezii, největším je opět krvácení. Nově přistupujícím rizikem jsou rizika plynoucí z celkové anestezie.

Tento způsob tonsillectomie je v současné době považován v otorinolaryngologii za “zlatý standard”.

6.4.6 Laserová tonsillectomie

Laser vstupuje do tonsillectomií až koncem 20. století [93,94] a počátkem 21. století. Souvisí to hlavně s nedlouhou dobou, která uplynula od jeho prvního použití v medicíně.

Jak již vychází z teoretické části 6.1 Laser, není jedno, jakým laserem budeme tonsillectomii provádět [95]. Zásadní pro průběh výkonu jsou totiž biofyzikální principy, plynoucí z vlnové délky - cílový chromofor, struktury laserového impulsu a nastavení přístroje.

Dobrym příkladem může být srovnání vlastností laserů CO₂ (10 600 nm) a Er:YAG lasery (2940 nm). Oba lasery mají stejný cílový chromofor - vodu (avšak řádově rozdílný koeficient absorpce v tomto médiu), oba rychle vaporizují atakovanou tkáň, oba přenáší energii rameny z relativně mohutného těla přístroje kloubovým ramenem se zrcadly.

CO₂ laser má dobré koagulační vlastnosti a je pro tonsillectomii použitelný, ale jeho relativní nevýhodou je větší termické poškození okolí při srovnání s Er:YAG laserem. Na druhé straně Er:YAG laser, který způsobuje méně rozsáhlé termopškození v okolní tkáni (cca 1/5 proti CO₂), má obecně horší koagulační vlastnosti (demonstrace in vivo obr. 26) a tím je pro tonsillectomii nepoužitelný.

Tab. 4 - Srovnání hloubky penetrace a rozsahu termického poškození u laserů CO₂ a Er:YAG

	CO ₂	Er:YAG
Vlnová délka	10600 nm	2940 nm
Hloubka penetrace ve vodě	10 μm	0,3 μm
Rozsah termického poškození tkáně	75 - 150 μm	10 - 30 μm



Obr. 26 - Demonstrace rozdílné hemokoagulační schopnosti CO₂ (l.dx.) a Er:YAG (l.sin.) in vivo
(výkon resurfacing, stav těsně po výkonu)

Podobné rozdíly se podle vlnové délky mohou projevit v rychlosti preparace, přehlednosti operačního pole, četnosti peroperačního a pooperačního krvácení, termopškození okolí, bolestivosti a délce hojení.

Pracovní postup u tonsillektomie laserem.

Laserová tonsillektomie v lokální anestezii.

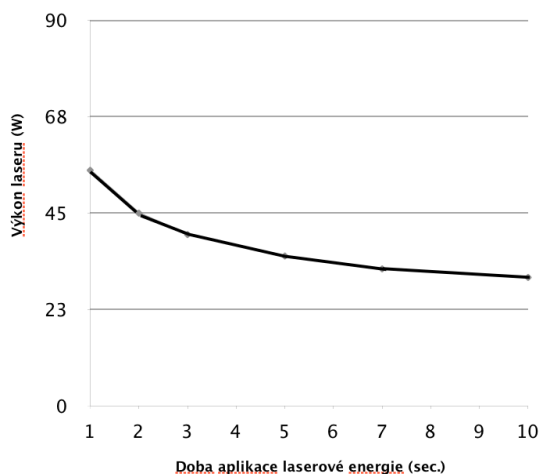
Laserovou tonsillektomii na rozdíl od laserové tonsillotomie nebo tzv. ablace [96,97,98] není (za předpokladu rozumného průběhu výkonu) vhodné provádět v lokální anestezii. Technicky tento výkon takto provést lze, ale bez jakéhokoliv profitu pro průběh operace nebo pro pacienta, vzhledem k tomu, že peroperační krvácení ve většině případů provedených klasickým způsobem není příliš veliké a preparace je rychlá. Klinicky jsme se o to pokoušeli Ho:YAG laserem, který podle našich zkušeností disponuje nejrychlejší preparací v tkáni a velmi dobrou koagulací. Paradoxně největším technickým problémem byla subtilnost a ohebnost laserového handpiecu. Při preparaci pevným nástrojem typu raspatoria nebo peanu s malým tamponem je možné zároveň částečně odtlačovat jazyk apod., což zde nešlo a ukázalo se hlavně v dolní polovině tkáně tonsily jako problematické. Tento problém by se dal vyřešit použitím

např. CO2 laseru, který přenáší paprsek systémem zrcadel v rameni a jeho handpiece je poměrně masivní. Nicméně ani tato změna techniky operace neslibovala výraznější zlepšení pro pacienta od zavedeného klasického postupu a již jsme ji nezkoušeli.

Laserová tonsillectomie v celkové anestezii.

Pozice lékaře a pacienta je identická s klasickou tonsillectomií v celkové anestezii. Intubace je prováděna orotracheálně, protože speciální endotracheální rourky určené pro laserovou operativu v dutině ústí nejsou k intubaci nasotracheální vhodné. Způsob intubace není komplikace nepřekonatelná, ale znamená to jistý malý diskomfort pro operátora.

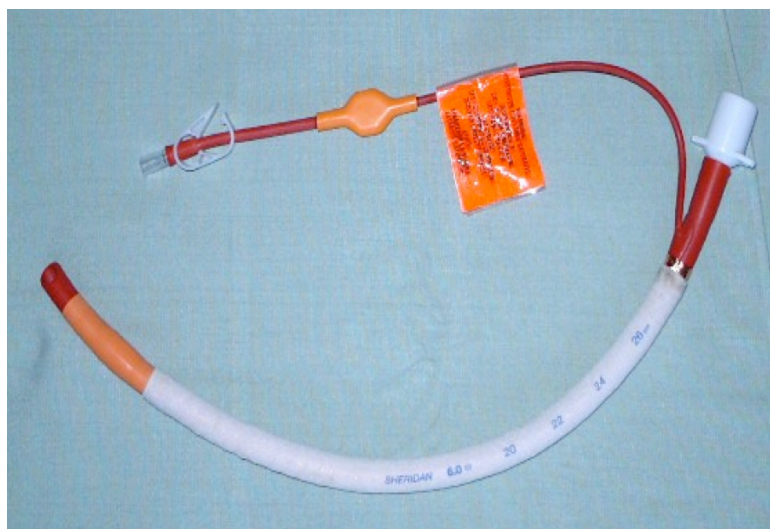
Použitá endotracheální kanyla musí být odolná vůči laserovému záření, tedy vyhovující do provozu v rámci dodržení bezpečnosti [99,100]. Jedná se o jednorázové endotracheální kanyly, jejichž tělo je tvořeno pružnou rourkou z nerezové oceli nebo měděné spirály s jednou případně dvěma manžetami a měkkým plastickým segmentem na distálním konci. Má klasický Magillho tvar a distální konec s Murphyho otvorem. Úkolem této kanyly je bezpečně zabránit složkám inhalační anestezie v kontaktu s laserovým paprskem při náhodném, krátkodobém kontaktu (obr. 27), nikoliv byla-li by vystavena trvalému laserovému záření [101,102].



Obr. 27 - Odolnost speciální ET kanyly vůči 0,5 mm laserovému paprsku aplikovanému kontinuálně na tělo kanyly 6,0 mm v průměru

Dále je důležité, aby nedošlo ke kontaktu kanyly s aktivní elektrochirurgickou elektrodou. Tento kontakt by mohl vést k popálení v místě kontaktu kanyly s tkání.

Poslední odlišností, důležitou hlavně pro anesteziologa, je resistance kanyly proti průtoku plynů. Laserová endoreacheální kanyla má stejnou resistenci jako kanyla z PVC s průměrem o 0,5 mm menším.



Obr. 27 - ET kanyla odolná vůči laserovému záření

Při práci s laserem musí být dodržena i ostatní pravidla bezpečnosti práce viz.kapitola 6.1.6.

Do nutného vybavení pro tento výkon patří kompletní instrumentální vybavení pro klasickou tonsillectomii (byť se z něj použije pouze pinzeta, rozvěrač úst a odsávačka), laser, případně vlákno, handpiece, ochranné brýle a vybavení anesteziologa s již výše zmíněnými endotracheálními kanylami.

Pracovní postup při operaci.

Chirurgickou pinzetou nebo Maršíkovými kleštěmi držíme tonsilu a táhneme ji mírně mediálně, pracovním paprskem nařízneme okraj předního patrového oblouku, vypreparujeme lůžko tonsily a směrem od horního polu k dolnímu postupně tonsilu uvolňujeme z lůžka (obr. 29). V závislosti na hemokoagulačních vlastnostech konkrétního typu laseru a průsvitu cév jsme někdy nuceni použít konvenční koagulaci. Některé typy laserů na řezu mohou vytvářet karbonizovanou vrstvu, tu stíráme, u většiny laserů je třeba odsávat dým z desikované, vaporizované a karbonizované tkáně.



Obr. 28 - Tonsillectomie Ho:YAG laserem

V obecné rovině při použití vhodného laseru je přehlednost díky bezkrevnosti operačního pole lepší než při klasické tonsillectomii, nicméně zde přistupuje nový faktor, kterým je orientace v laserované tkáni. Díky termopoškození vypadají tkáně bledší, jsou mezi nimi menší vizuální rozdíly a proto se na tuto novou skutečnost musí operátor soustředit, aby se při preparaci nedostal mimo oblast lůžka tonsily. V každém případě by k laserové tonsillectomii měl přistoupit operátor až po zvládnutí tonsillectomie klasické.

Výhody a nevýhody výkonu vyplynou z kapitoly č.7 Speciální část.

K rizikům výkonu, kromě rizik plynoucích z klasické tonsillectomie v celkové anestezii, přibývají rizika poškození pacienta laserem při nedodržení pravidel bezpečnosti práce.

6.4.7 RFITT tonsillectomie

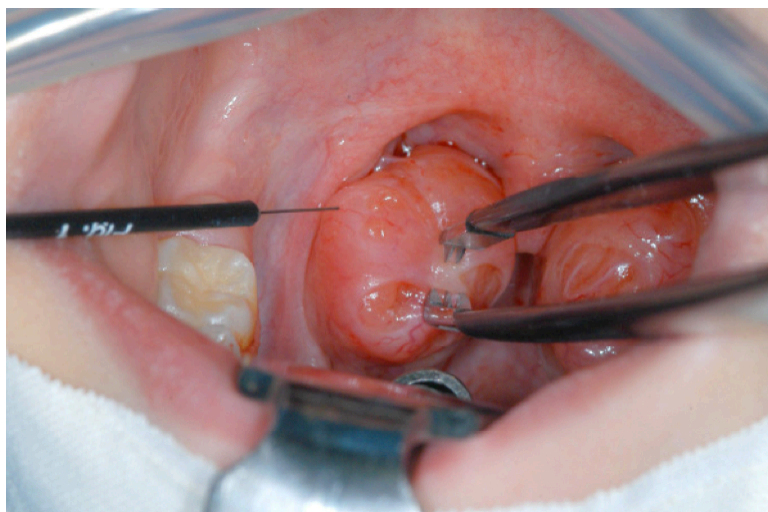
Tonsillectomii za pomoci radiofrekvenční ablace jsme prováděli pouze v celkové anestezii z důvodů identických jako u tonsillectomie laserové.

V celkové anestezii je pozice operátor-pacient bez změn. Vzhledem k fyzikální podstatě přístroje nebylo nutné ani zvláštní vybavení v oblasti anesteziologie. Při výkonu je nutné používat speciální radiofrekvenční pinzetu neboť je druhým, neaktivním pólem [71,72]. Opět

postupujeme po vypreparování lůžka od horního polu k distálnímu [103]. Tonsilu držíme a lehce medializujeme radiofrekvenční pinzetou (obr. 30).

Vysokofrekvenční generátory mají pro incizi speciální systémy. My jsme u generátoru firmy Olympus (Celon LAB ENT) měli k dispozici systém ProCut. Tkáň se při preparaci ochotně rozestupuje, nicméně hemokoagulace, zvláště větších cév je nedostatečná, proto je pomoc konvenční koagulace nutná. Vizuální charakter tkáně je opět lehce odlišný od klasické tonsillectomie a je vhodné k této operaci přistupovat až po zvládnutí tonsillectomie klasické.

Vybavení odpovídá klasické tonsillectomii a příslušenství k radiofrekvenčnímu generátoru. Anesteziologické vybavení je bez zvláštností. Operační výkon je bez nových rizik.



Obr. 29 - RFITT tonsillectomie (oficiální zdroj firma Olympus, CelonLab ENT, aplikátor ProCut)

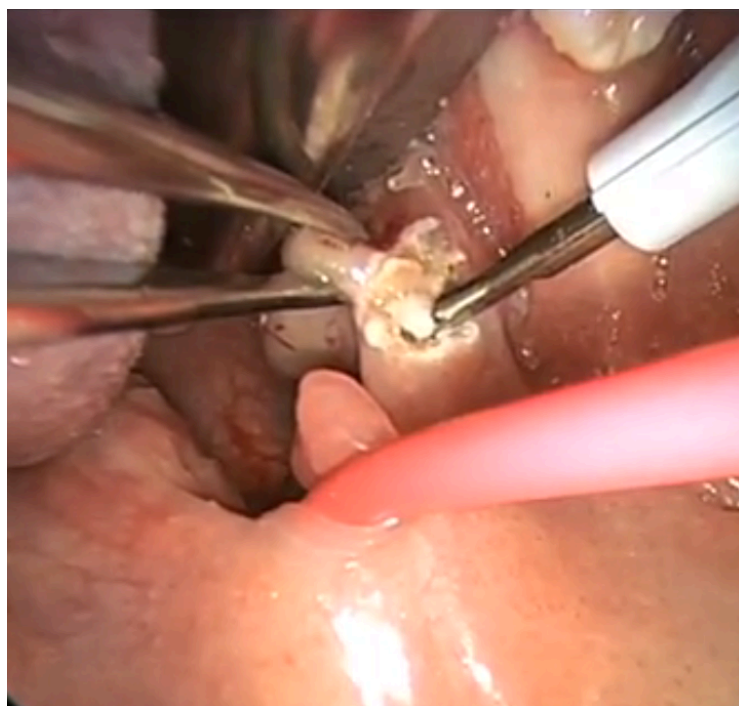
6.4.8 Tonsillectomie harmonickým skalpelem

Výkon jsme lokální anestezii sami neprováděli, neočekávali jsme proti klasickému postupu výraznější profit pro pacienta či operátora. V dostupné literatuře jsme též zmínku o smysluplných pokusech nenašli.

Při celkové anestezii a tomto způsobu tonsillektomie je znovu pozice operátora bez změn. Pro anesteziologa tento výkon též nepřináší nic nového. Preparace v tkáni prováděná stejným systémem, po naříznutí předního patrového oblouku v lůžku tonsily shora dolů, opět způsobuje lehkou změnu zbarvení tkáně na kterou si, stejně jako u předchozích metod, rychle zvykneme a není větší překážkou v orientaci (obr. 31). Preparované měkké tkáně je nutné držet pod lehkým tahem nebo tlakem kmitajícího konce handpiecu.

Hemostáza při preparačním nastavení není tak dokonalá jak při nastavení koagulačním, nicméně použití klasické koagulace je v podstatě výjimečné. Při operaci pro pacienta nová rizika nepřibývají, pouze je třeba se vyhnout kontaktu preparačního nástroje s jinými kovovými předměty, aby nedošlo k jeho poškození.

Při zákroku používáme harmonický skalpel s preparačním příslušenstvím, ostatní vybavení je opět bez změn. Rizika výkonu jsou též identická.



Obr. 30 - Tonsillektomie harmonickým skalpelem

7. Speciální část - Verifikace přínosu laserové, radiofrekvenční tonsillectomie a tonsillectomie harmonickým skalpelem proti tonsillectomii tradiční

7.1 Pracovní hypotéza

Předložená práce vychází z dostupných znalostí o laserech a jejich účincích, snažili jsme se zároveň při ní zužitkovat i naše praktické klinické zkušenosti. Využití laserového záření v miniinvazivní medicíně je dnes velmi široké. Vzhledem k nákladnosti laserového vybavení a tím jeho horší dostupnosti pro široké použití, jsou stále oblasti, kde již máme zodpovězenou otázku, zda by tento či jiný výkon byl nějakým druhem laseru proveditelný, ale ještě chybí jasná odpověď na otázku, jestli je tento přístroj přínosem pro výkon nebo pacienta. Měli jsme možnost pracovat i s radiofrekvenčním skalpelem a harmonickým skalpelem. Díky možnosti srovnání s těmito dalšími moderními “alternativními” metodami tonsillectomie je možné, že informace o našich výsledcích ovlivní i pohled na “alternativní” postupy u tohoto výkonu celkově.

Pro laickou veřejnost je slovo laser symbolem vědy, pokroku, přesnosti. Proto dalším technickým problémem, který jsme řešili, byla emotivní, subjektivní složka hodnocení pacientem. Z tohoto důvodu pacienti hodnotili obě strany zvlášť a bez znalosti metody, kterou byla strana operace provedena. Jako osu objektivizace, ke které bychom výsledky mohli vztahovat, jsme zvolili levostrannou tonsillectomii provedenou klasickým způsobem a na straně pravé jsme měnili “alternativní” metody. Srovnáním s referenčním výkonem (tradiční tonsillectomií) jsme chtěli zároveň mít možnost objektivně srovnat i “alternativní” metody mezi sebou.

Očekávali jsme potvrzení našeho empirického předpokladu, že v průběhu výkonu nalezneme technické odlišnosti plynoucí z rozdílných technických principů jednotlivých přístrojů, ale bolestivost během hojení v pooperačním období bude bez výraznějších odchylek.

7.2 Cíl práce

Při práci jsme se snažili sledovat a kvantifikovat průběh operace a pooperačního hojení. Průběh operace hodnotil operatér (peroperační krvácení, hemostáza přístroje - nutnost použití konvenční koagulace, přehlednost operovaného terénu, doba operace). Při kontrolách pacientů byl sledován vývoj dalších sledovaných symptomů (bolest, pooperační krvácení, infekce, otoky, bolesti uší, huhňavost, polykací obtíže, zatékání potravy, poruchy chuti).

Jednotlivé cíle:

1. Srovnat průběh a efekt tonsillektomie Ho:YAG laserem s klasickou tonsillektomií. Srovnat bolestivost v pooperačním průběhu.
2. Srovnat průběh a efekt tonsillektomie laserem chlazeným vodním paprskem (Er,Cr:YSGG) s klasickou tonsillektomií. Srovnat bolestivost v pooperačním průběhu.
3. Srovnat průběh a efekt tonsillektomie RFITT s klasickou tonsillektomií. Srovnat bolestivost v pooperačním průběhu.
4. Srovnat průběh a efekt tonsillektomie harmonickým skalpelem s klasickou tonsillektomií. Srovnat bolestivost v pooperačním průběhu.
5. Srovnat přínos jednotlivých metod mezi sebou a aplikovat poznatky do klinické praxe.

7.3 Materiál a metodika

7.3.1 Metodika

Prospektivní, částečně zaslepená studie byla provedena na jednom pracovišti, ORL klinice LF UK FN Plzeň, v období od ledna 2009 do května 2013. Do studie byly zařazeni pacienti s diagnózou chronické tonsillitidy indikovaní k chirurgickému řešení. Všichni nemocní byli podrobně informováni o záměrech studie a podepsali souhlas se zařazením do studie (příloha 11.1)

Pacienti byli rozděleni do 4 skupin po deseti respondentech:

- skupina A - pacienti s provedenou klasickou tonsillektomií na levé straně a s tonsillektomií laserem na pravé straně (Ho:YAG laser)
- skupina B - pacienti s provedenou klasickou tonsillektomií na levé straně a s tonsillektomií laserem s chlazením vodním paprskem na pravé straně (Er,Cr:YSGG laser)
- skupina C - pacienti s provedenou klasickou tonsillektomií na levé straně a s tonsillektomií radiofrekvenčním skalpelem na pravé straně
- skupina D - pacienti s provedenou klasickou tonsillektomií na levé straně a s tonsillektomií harmonickým skalpelem na pravé straně

Rozdělení pacientů do těchto skupin bylo provedeno náhodně. Klasická tonsillektomie byla brána jako referenční osa k evaluaci subjektivního hodnocení operátorem i pacienty. Pacienti byli před operací seznámeni s tím, že každá strana bude operována jiným přístrojem, ale nebyla jim podána informace jakým. Tato informace jim byla poskytnuta až po uplynutí jednoho měsíce od operace.

U všech pacientů byl v rámci předoperačních vyšetření proveden krevní odběr jehož součástí byla i kontrola parametrů krevní srážlivosti.

1. den hospitalizace byla provedena edukace pacienta, zkontrolována předoperační vyšetření, proveden příjem otolaryngologem a anesteziologem, podepsány informované souhlasy s zařazením do studie (příloha 11.1), operací (příloha 11.2), a s celkovou anestezii (příloha 11.3).

2. den hospitalizace byl proveden operační výkon a vyplněn “Dotazník k výkonu - hodnocení operatérem” (příloha 11.5)

3.-6. den hospitalizace (1. - 4. pooperační) byl v rámci ranní vizity vyplňován “Dotazník k výkonu - hodnocení pacientem” (příloha 11.4).

6. den hospitalizace byl pacient zároveň propuštěn do domácího ošetřování.

Dále byly prováděny ambulantní kontroly:

7. pooperační den - vyplněn “Dotazník k výkonu - hodnocení pacientem” a provedena ORL kontrola.

14. pooperační den - vyplněn “Dotazník k výkonu - hodnocení pacientem” a provedena ORL kontrola.

U poloviny pacientů z každé skupiny bylo provedeno histologické vyšetření zpracované Šiklovým patologicko-anatomickým ústavem Fakultní nemocnice a Lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Plzni.

Všichni pacienti byli operováni a kontrolováni jedním lékařem.

7.3.2 Soubor respondentů

Ve zkoumaném souboru bylo zařazeno 40 pacientů, kteří vyhověli kritériím. Jednalo se o 32 žen a 8 mužů. Průměrný věk v době operace byl 34,1.

Zařazovací kritéria: věk nad 18 let, diagnóza chronická tonsillitis.

Vyřazovací kritéria: chronická onemocnění hltanu (kromě chronické tonsillitis), anamnesticky operace či zranění v oblasti hltanu, peritonsilární absces, porucha krevní srážlivosti či jiné krevní choroby, rozštěp patra či anamnesticky jeho operace, systémová onemocnění ovlivňující schopnost hojení, obecné kontraindikace celkové anestezie.

Tab. 5 - Charakteristika studovaného souboru

Celkem soubor (n=40)	Operační technika	Ženy	Muži	Věk			Směrodat náodchylk a
				minimální	maximální	průměr	
Sk. A (n=10)	Ho:YAG	9	1	18	47	31,1	11,23
Sk. B (n=10)	Er,Cr:YSGG	8	2	22	62	39,3	13,66
Sk. C (n=10)	RFITT	8	2	19	58	35,2	11,60
Sk. D (n=10)	Harm. skalpel	7	3	22	48	30,8	8,99

7.3.3 Technické nastavení přístrojů

Tab. 6 - Nastavení použitých přístrojů

Sk. A - Ho:YAG	Výkon (W)	Frekvence pulzů (Hz)	Průměr vlákna (μm)	Režim
	12	12	365	ablační
Sk. B - Er,Cr:YSGG	Výkon (W)	Frekvence pulzů (Hz)	Podíl vody (%)	Podíl vzduchu (%)
	6	75	20	20
Sk. C - RFITT	Výkon (W)			
	16			
Sk. D - Harm. skalpel	Intenzita výkonu (%)			
	100			

7.3.4 Chirurgická část

Všichni pacienti zařazení do studie byli hospitalizováni a sledováni na ORL klinice FN a LF UK Plzeň. Indikace k operaci byly prováděny lékaři ambulancí ORL kliniky, byla respektována obecná doporučení pro indikaci chirurgického řešení chronické tonsillitis. Operace, pooperační hodnocení, pooperační kontroly a sledování i ambulantní kontroly byly provedeny jedním otolaryngologem.

Všechny operační výkony proběhly na sálech ORL kliniky FN a LF UK Plzeň. U všech výkonů byl nekomplikovaný průběh.

Výkon postupovali pacienti bez znalosti, kterou z pěti srovnávaných metod, bude tonsillektomie na které straně provedena, aby nedošlo k ovlivnění výsledků.

Definice zkoumaných parametrů:

Hodnoceno operátorem:

Peroperační krvácení = počet použití koagulace. Za jedno použití koagulace bylo bráno zastavení krvácení z jednoho místa, které bylo neúspěšně stavěno zkoumanou metodou. (Nejedná se o drobné difuzní tkáňové krvácení spontánně se zastavující.)

Pooperační krvácení. Jakékoliv krvácení z lůžek po tonsillektomii 1.-14.den pooperační.

Trvání operace. Doba od zavedení rozvěrače do úst, po poslední kontrolu hemostázy po tonsillektomii. Měřeno v minutách.

Orientace v tkáni, přehlednost operačního pole. Subjektivní hodnocení operatérem přehlednosti operačního pole závislé na dekolorizaci tkání. Stupnice od 1 do 5.

1 - perfektně přehledné - není sebemenší problém se zorientovat v tkáních i při rychlé preparaci, perfektní hemostáza veškerého krvácení,

2 - dobře přehledné - není problém se zorientovat v tkáních, při přiměřeně rychlé preparaci a hemostáze,

3 - přehledné - při opatrné preparaci a důsledné hemostáze dobrá orientace v tkáních,

4 -špatně přehledné - špatná orientace v tkáních, nutná opatrná a pomalá preparace, důsledná hemostáza i velmi drobného krvácení,

5 - nepřehledné - v tkáních se nelze zorientovat.

Bolestivost v pooperačním období. Hodnoceno subjektivně pacientem ve škále 1-5. Hodnoceno 1., 2.,3.,4.,7. a 14.pooperační den.

1 - bez bolesti,

2 - nevelké bolesti,

3 - bolesti snesitelné, dají se vydržet,

4 - výrazné, velmi nepříjemné bolesti,

5 - nesnesitelné bolesti.

Hodnocení bolesti je vždy složité pro individuální parametry jako je práh bolesti a spotřeba analgetik. Abychom nebyli na těchto proměnných závislí, zvolili jsme klasickou tonsillektomii vlevo jako referenční osu a sledovali jsme finálně hlavně pouze stranové rozdíly v bolestivosti - rozdíl vnímání bolestivosti vzhledem k tonsillektomii klasické. Předpokládali jsme, že obě strany jsou prahem bolestivosti a aplikací analgetik ovlivněny stejně.

Ostatní symptomy - jako krátkodobé subfebrilie (5x), přetrvávající foetor ex ore (2x), prolongované hojení-dlouhodobě přetrvávající fibrinové povlaky (ne), infekci a nutnost aplikace ATB (2x P PNC i.m.), krátkodobě kortikoidů (4x), huhňavost (po 14-ti dnech ne), polykací obtíže (po 14-ti dnech ne) jsme sledovali, avšak ve statistickém hodnocení nejsou použity, protože zde nebyl vztah k nějaké stranové prevalenci, použité metodě a nebyly podstatné pro studii.

Po chirurgické léčbě a ukončení hospitalizace byli pacienti převedeni do domácí péče a sledování ambulantně.

Histologické zpracování vzorků probíhalo v Šiklově patologicko-anatomickém ústavu Fakultní nemocnice a Lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Plzni.

7.3.5 Metodika histologického zpracování

Tkáň je fixována rutinně v 10% formalínu. Následně je kompletně celá tkáň zabločkována po stranové orientaci. Řezy jsou vedeny kolmo na spodinu paralelně s podélnou osou tonsily.

Materiál je označen tak, aby bylo možno rekonstruovat následně celou tonsilu.

Dále je materiál rutinně dehydrován v autotechnikonu. Tkáň je následně zalita do parafinu a krájeny jsou řezy vysoké 2 mikrometry. Po odparafinování jsou řezy barveny automaticky standardně hematoxylinem a eosinem.

Jako devitalizovaná zóna byla definována tkáň s piknotickými jádry, eosinofilní cytoplasmou, porušenými bazálními membránami a totální destrukcí buněčných struktur.

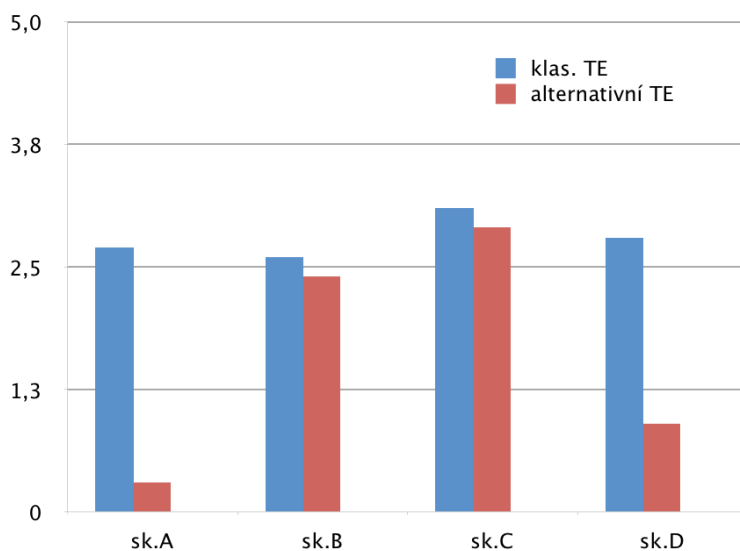
Vybavení: Olympus BX40, okulár WH10x/22, objektiv Olympus Plan 10x/0,25.

7.4. Výsledky

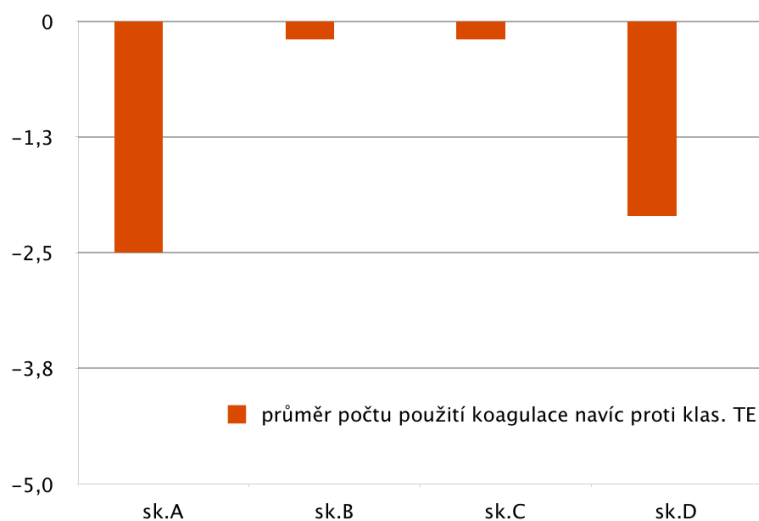
Tab. 7 - Průměrné hodnoty, jejich rozdíly u sledovaných parametrů

	Krvácení		Doba operace (min)	Orientace v tkáni
	peroperační	pooperační		
Sk. A - Ho:YAG				
průměry P	0,3	0	8,3	1,3
průměry L	2,8	0	10,3	2,6
<i>rozdíl</i>	<i>-2,5</i>	<i>0</i>	<i>-2</i>	<i>-1,3</i>
Sk. B - Er,Cr:YSGG				
průměry P	2,4	0	14,3	2
průměry L	2,6	0,1	10	3
<i>rozdíl</i>	<i>-0,2</i>	<i>-0,1</i>	<i>4,3</i>	<i>-1</i>
Sk. C - RFITT				
průměry P	2,9	0	11,8	2,6
průměry L	3,1	0,1	10,2	2,9
<i>rozdíl</i>	<i>-0,2</i>	<i>-0,1</i>	<i>1,6</i>	<i>-0,3</i>
Sk. D - Harm. skalpel				
průměry P	0,9	0	10,2	2,2
průměry L	3	0	9,5	2,6
<i>rozdíl</i>	<i>-2,1</i>	<i>0</i>	<i>0,7</i>	<i>-0,4</i>

Při zkoumání průběhu výkonu - rozdílu v peroperačním krvácení jsme našli rozdíly významné (graf - obr. 32,33) u Ho:YAG laseru, který měl v podstatě bezkrevný průběh výkonu, harmonický skalpel téměř též. Krvácení při Er,Cr:YSGG laserem a u radiofrekvenčního skalpelu bylo srovnatelné.

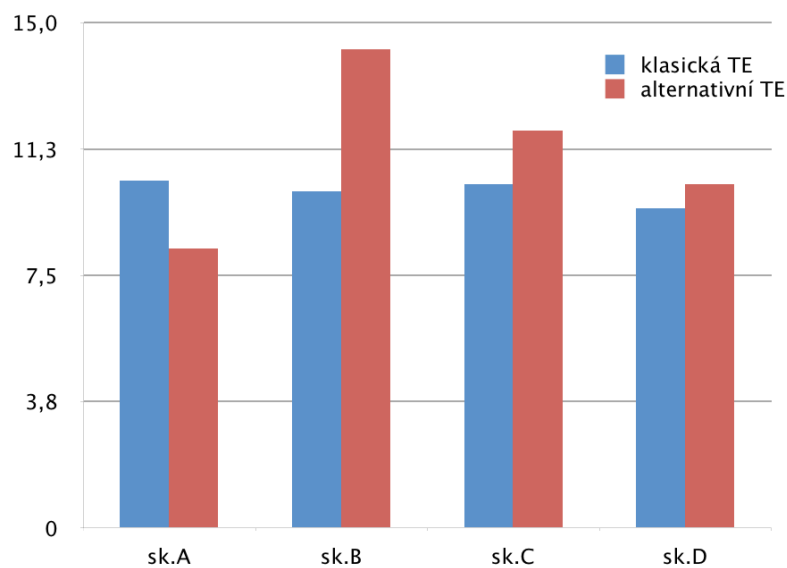


Obr. 31 - Průměrný počet použití koagulace pro peroperační krvácení

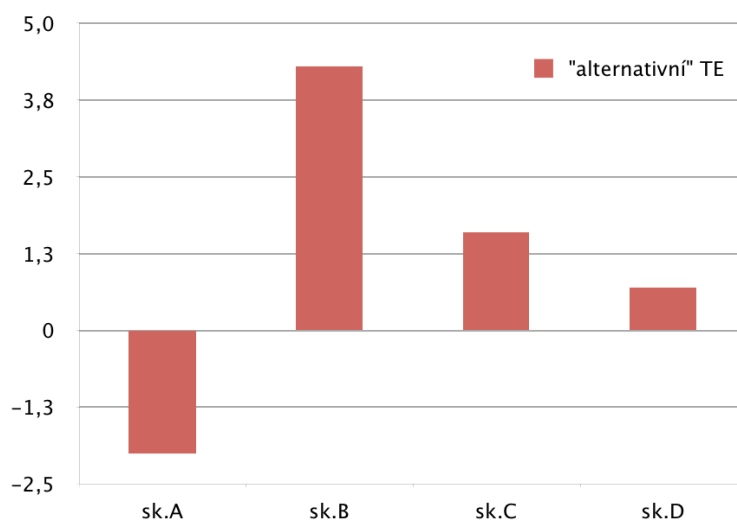


Obr. 32 - Rozdíly v průměrném počtu použití koagulace při peroperačním krvácení vztážené ke klasické tonsillektomii

Srovnání průměrné doby operace (graf - obr. 34,35) ukázalo zkrácení průměrné operační doby jednostranné tonsillectomie u Ho:YAG laseru o 2 min. , u harmonického skalpelu byla operační doba bez významného prodloužení a průměrná operační doba při použití radiofrekvence a Er,Cr:YSGG laseru byla delší o 1,6 min. respektive 4,3 min.

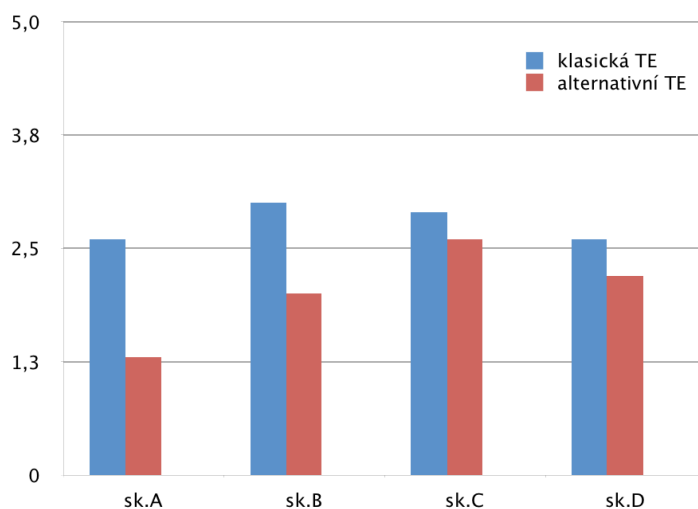


Obr. 33 - Průměrná doba operace (v min.)

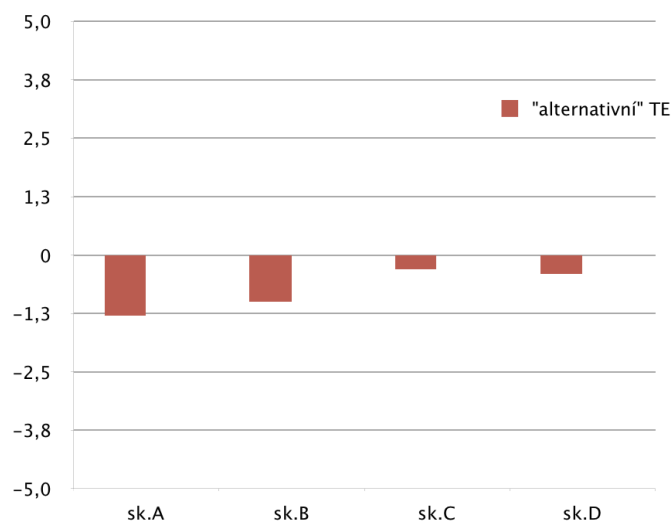


Obr. 34 - Průměrná doba operace vztažená ke klasické tonsillectomii (v min.)

Při sledování obtížnosti orientace ve tkáni (graf - obr. 36,37) jsme statisticky zpracovávali hodnocení operátora ve škále 1-5. Jako výrazně lepší orientace v tkáni při srovnání s klasickou tonsillectomií byla hodnocena při operaci Ho:YAG laserem respektive Er,Cr:YSGG laserem. Při operaci radiofrekvenční a harmonickým skalpelem byly shledány nevýznamné rozdíly.



Obr. 35 - Hodnocení orientace v tkáni operátorem (škála 1-5)

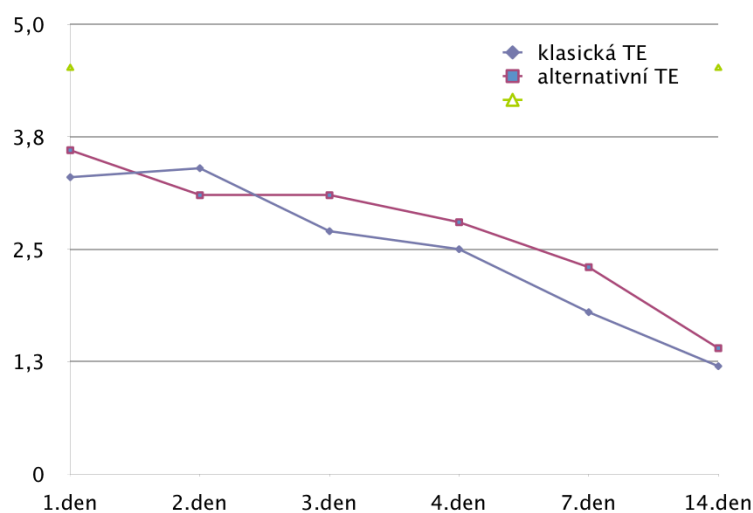


Obr. 36 - Hodnocení orientace v tkáni operátorem vztahované ke klasické tonsillectomii (škála 1-5)

Tab. 8 - Vývoj bolestivosti v pooperačním období

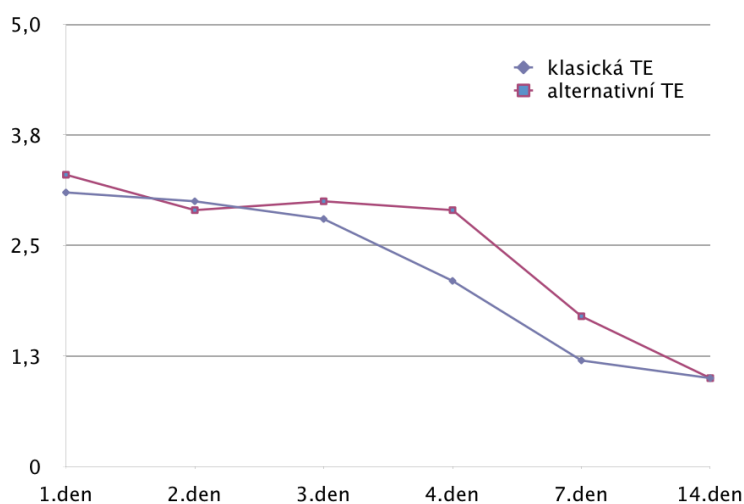
	Bolest pooperační					
	1. den	2. den	3. den	4. den	7. den	14. den
Sk. A - Ho:YAG						
průměry P	3,6	3,1	3,1	2,8	2,3	1,4
průměry L	3,3	3,4	2,7	2,5	1,8	1,2
<i>rozdíl</i>	<i>0,3</i>	<i>-0,3</i>	<i>0,4</i>	<i>0,3</i>	<i>0,5</i>	<i>0,2</i>
Sk. B - Er,Cr:YSGG						
průměry P	3,3	2,9	3	2,9	1,7	1
průměry L	3,1	3	2,8	2,1	1,2	1
<i>rozdíl</i>	<i>0,2</i>	<i>-0,1</i>	<i>0,2</i>	<i>0,8</i>	<i>0,5</i>	<i>0</i>
Sk. C - RFITT						
průměry P	3,4	3,4	3,4	2,5	2,5	1,3
průměry L	3,5	3,6	3,3	2,6	2,5	1,4
<i>rozdíl</i>	<i>-0,1</i>	<i>-0,2</i>	<i>0,1</i>	<i>-0,1</i>	<i>0</i>	<i>-0,1</i>
Sk. D - Harm. skalpel						
průměry P	3,1	2,8	2,8	2,5	2	1,3
průměry L	3,1	2,8	2,1	2,3	2,1	1,1
<i>rozdíl</i>	<i>0</i>	<i>0</i>	<i>0,7</i>	<i>0,2</i>	<i>-0,1</i>	<i>0,2</i>

Porovnáním subj. vývoje bolestivosti v 5ti bodové škále v pooperačním období ve skupině A (graf - obr. 38) jsme zjistili pouze nevýznamné odchylky mezi klasickou tonsillectomií a Ho:YAG laserem.



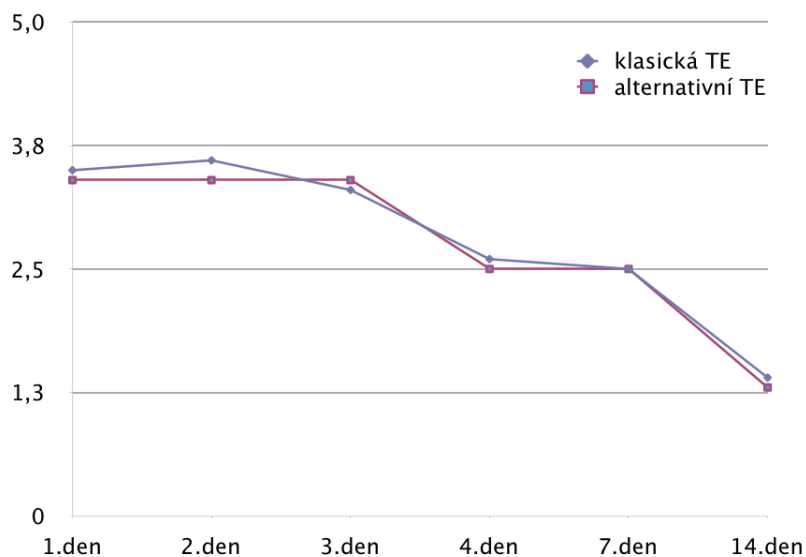
Obr. 37 - Vývoj pooperační bolestivosti, skupina A , Ho:YAG laser

Porovnáním subjektivního vývoje bolestivosti na pětibodové škále v pooperačním období ve skupině B mezi klasickou tonsillectomií a Er,Cr:YSGG laserem (graf - obr. 39) jsme zjistili rozdíl 4. pooperační den kdy bolestivost strany operované klasicky byla menší, jinak ostatní dny byly rozdíly ve vývoji nevýznamné.



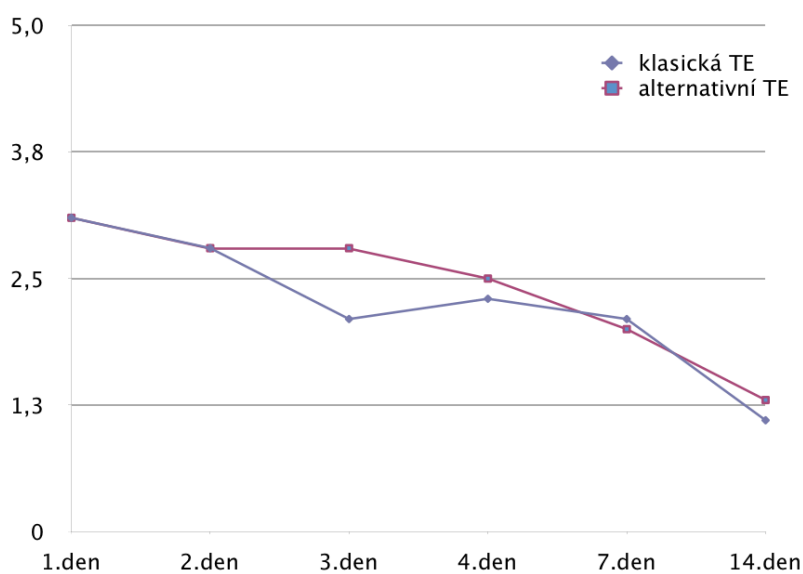
Obr. 38 - Vývoj pooperační bolestivosti, skupina B, Er,Cr:YSGG laser

Průběh bolestivosti pooperačního období (graf - obr.40) ve skupině C (RFITT versus klasická tonsillektomie) byl pro obě metody téměř identický.



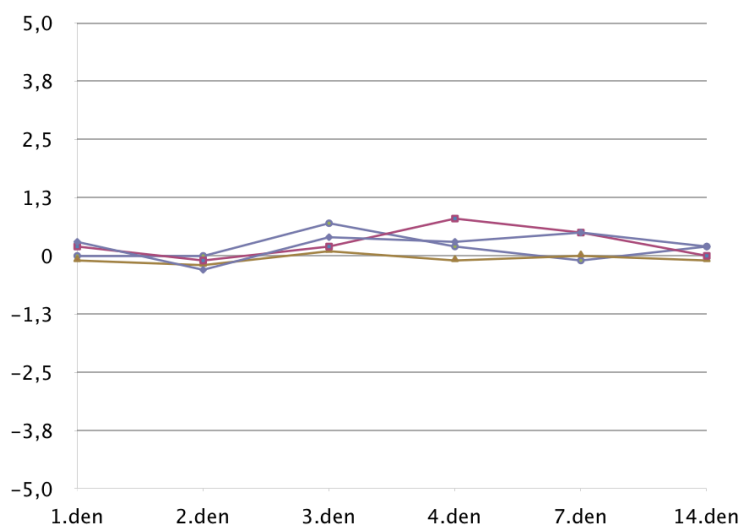
Obr. 39 - Vývoj pooperační bolestivosti, skupina C, RFITT

Ve skupině D (klasická tonsillektomie versus harmonický skalpel) byl jediný významný rozdíl přítomen 3. den (graf - obr. 41), kdy strana operovaná klasický způsobem bolela méně.



Obr. 40 - Vývoj pooperační bolestivosti, skupina D, harmonický skalpel

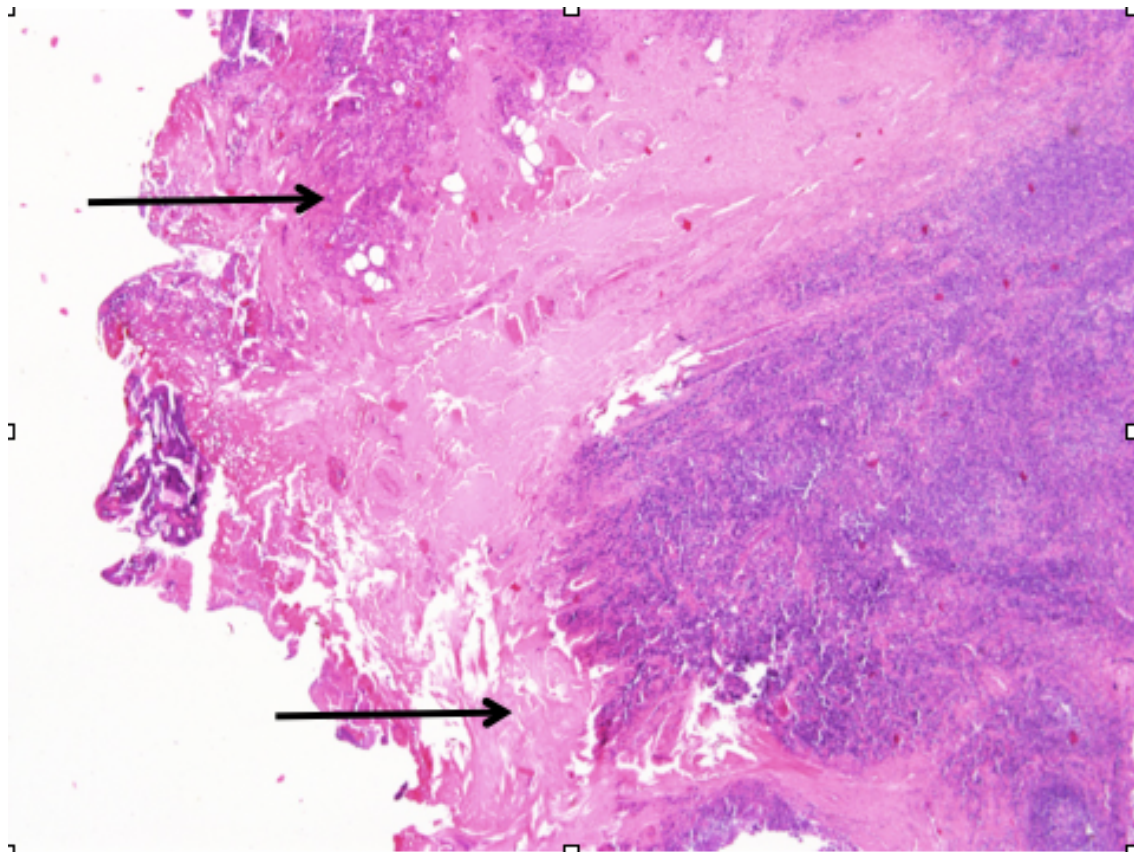
Srovnání všech metod v rozdílu bolestivosti pooperačního období (graf - obr. 42) hodnotami vztaženými ke klasické tonsilectomii přineslo zásadní poznatek. Žádná z metod nevykázala statisticky významnou odchylku od průběhu klasické tonsillectomie.



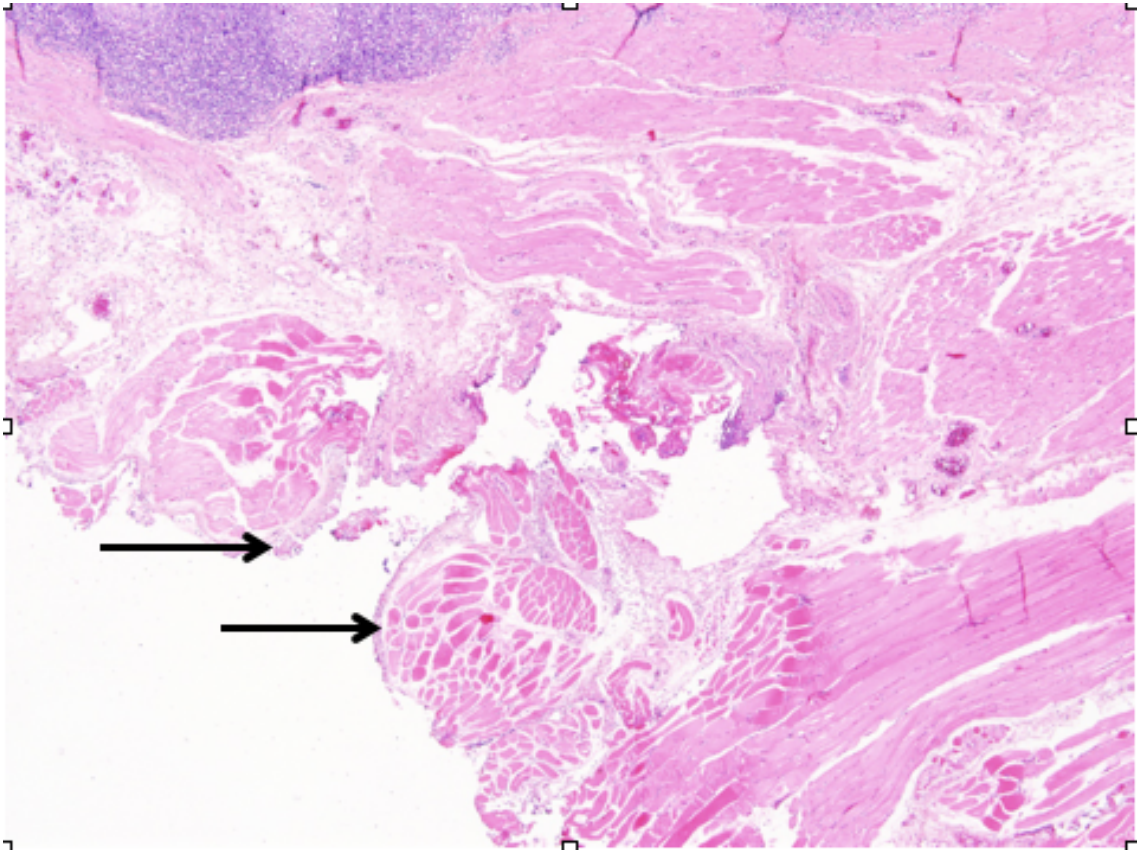
Obr. 41 - Vývoj pooperační bolestivosti skupin A, B, C, D vztažený ke klasické tonsillectomii

Rozbor četnosti pooperačního krvácení nepřinesl nové poznatky. Počet pooperačních krvácení byl 5% (v absolutním počtu 2), ale v souboru k hodnocení této problematiky příliš malém.

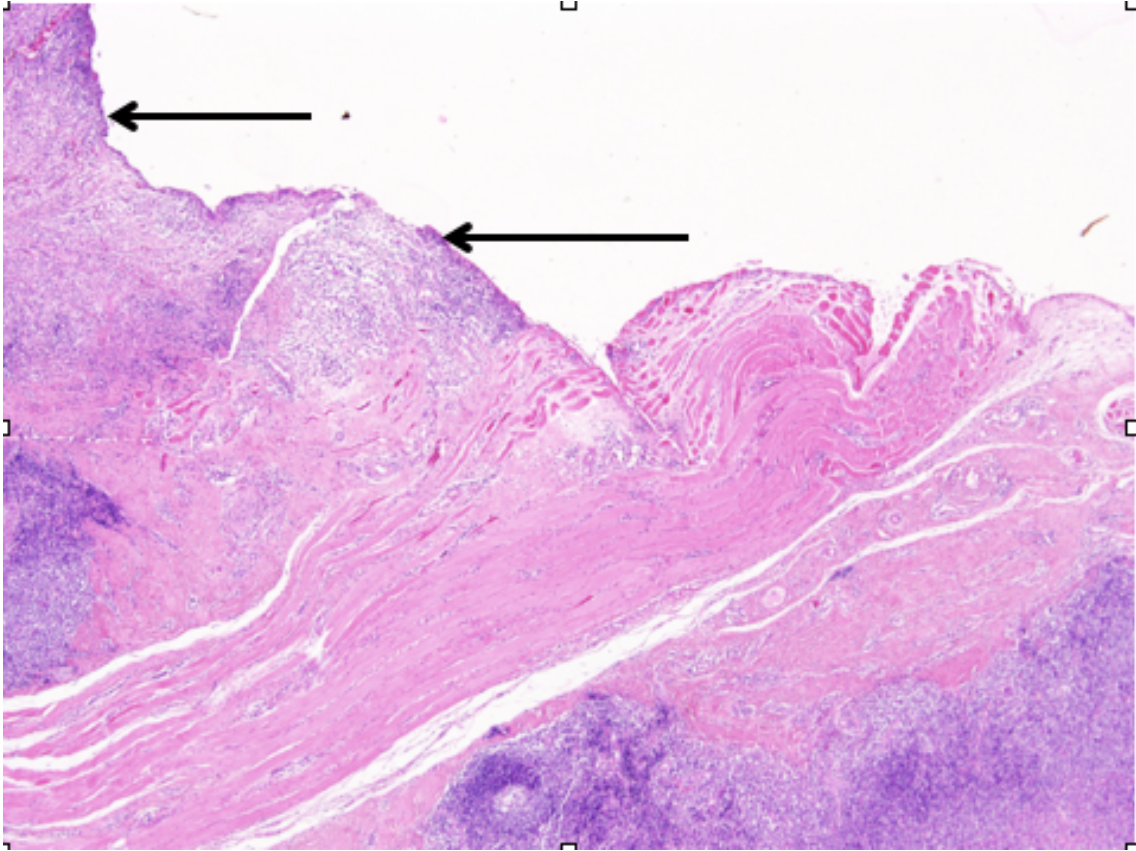
Histologické vyšetření - zjištěná zóna devitalizace:



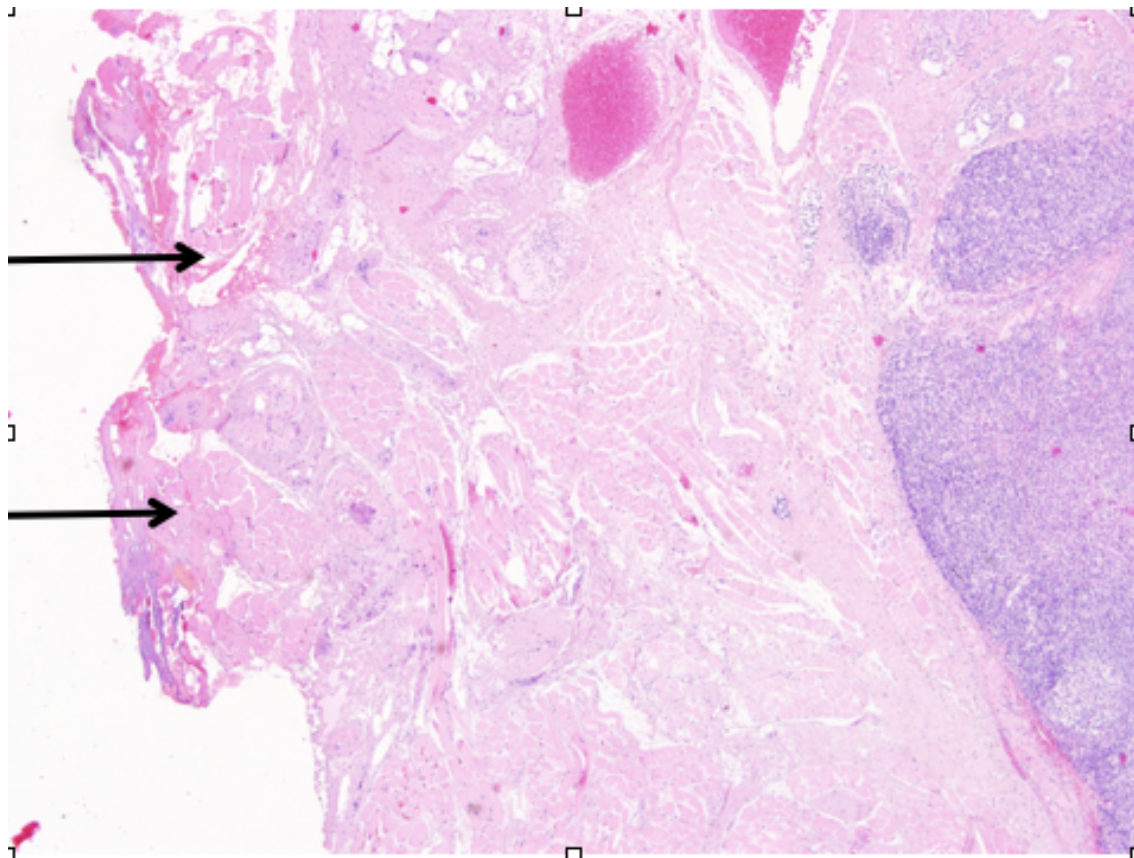
Obr. 42 - Skupina A (Ho:YAG, zóna devitalizace 0,2-0,5mm)



Obr. 43 - Skupina B (Er,Cr,:YSGG, zóna devitalizace 0,01-0,07mm)



Obr. 44 - Skupina C (RFITT, zóna devitalizace 0,1- 1 mm)



Obr. 45 - Skupina D (harmonický skalpel, zóna devitalizace 0,3-1 mm)

7.5 Diskuze

V předložené práci jsme se zabývali možným přínosem laseru resp. dalších přístrojů užívaných v miniinvazivní medicíně pro tonsillektomii. Sledovali jsme více parametrů, které mají pro posouzení přístroje při výkonu různou důležitost.

V grafu - obr. č. 32,33 jsme rozebírali krvácení při operaci. Žádný ze způsobů ošetření nebyl provázen krvácením, které by nějak výrazně ztěžovalo průběh, u Ho:YAG laseru a harmonického skalpelu jsme dokonce zaznamenali téměř bezkrvný průběh [104]. Celkově je to příjemná skutečnost, avšak tento parametr není v posuzování přínosu přístroje nejzásadnějším.

Graf - obr. 34,35 se zabýval dobou operace. Tento parametr je závislý nejen na operačním poli, rychlosti preparace přístroje, ale též na schopnostech a zkušenostech operátora. Proto bylo výhodou, že operace prováděl jeden lékař. Bereme-li operaci jako celek, tak u RFITT a harmonického skalpelu byla operační doba téměř identická. Zkrácení průběhu výkonu jedné strany o 2 min. u Ho:YAG laseru nebo prodloužení o 4,3 min u Er,Cr:YSGG laseru není podstatným argumentem pro či proti výkonu byl-li by tento argument jediný. Dalším faktorem, který technicky délku operace ovlivňoval byly technické možnosti přístroje. Ho:YAG v tomto provedení nemá horní výkonové omezení výkonu technické, ale medicínské. Naopka Er,Cr:YSGG laser, přestože se jednalo o nejnovější přístroj tohoto typu, měl nejvyšší výkon technicky nastavitelný na 6 W, což se při daném absorpčním koeficientu k jeho vlnové délce projevilo pomalejší preparací.

Orientace v tkáni a přehlednost operačního pole (graf - obr. 36,37) byly v podstatě souhrnem pocitů operátora ze změny vzhledu tkáni způsobené užitím srovnávaných přístrojů oproti zvyklému pohledu při klasické tonsillektomii. I při klasické tonsillektomii v klidném terénu nezměněném zánětem se přehlednost mezi jednotlivými operacemi může lišit. Ovlivňuje ji charakter tkáni, způsob uložení tonsil v lůžku, přítomnost drobného difuzního krvácení, anatomické předpoklady pacienta apod. Proto se i zde domníváme, že podstatné je vždy sledování rozdílu proti levé straně, ošetřené klasickým způsobem.

Sledovaný parametr se významně lišil u Ho:YAG laseru. V tomto případě je to jednoznačně dáno výbornou hemostázií drobného difuzního krvácení i větších cév a rychlou preparací. Zvyknout si na nový vzhled tkáni nevyžadovalo při přípravných operacích dlouhý proces. Zvyšující výkon laseru zvyšoval kvalitu hemostázy, ale nad 13 W se rozšiřovala i zóna

termopškození [105,106], což se v přípravných operacích (nezahrnutých do naší práce) projevovalo výraznými fibrinovými povlaky (výrazně silnějšími než při klasické tonsillectomii a šířícími se i lehce mimo zónu původní vlastní preparace) a zvýšenou bolestivostí v pooperačním období.

I u Er,Cr:YSGG laseru jsme hodnotili orientaci v tkáni jako lepší. Změna vzhledu tkáně by byla srovnatelná s Ho:YAG laserem, ale orientaci v tkáni by zhoršovalo velmi drobné difuzní krvácení, které však díky chladicímu paprsku vody bylo z tkáně smyto. Stejně jako u klasické tonsillectomie se toto nevýznamné krvácení zastavovalo spontánně. Tedy souhrnně orientace v tkáni a přehled operačního pole velmi dobrý.

Při hodnocení tohoto hlediska u radiofrekvence a harmonického skalpelu jsme při srovnání s klasickým výkonem hodnotili zlepšení jako nevýznamné.

Z hlediska subjektivního hodnocení pacienta je u výkonu typu tonsillectomie (neonkologického, "běžného", laickou veřejností častou podceňovaného) nejdůležitější vývojový diagram bolestivosti (grafy - obr. 38,39,40,41). Pro žádnou skupinu neznamenal výraznější odlišnost v průběhu. Nejzásadnější z uvedených je graf - obr. 42, který srovnává odchylky v průběhu bolestivosti všech alternativních metod vůči klasické tonsillectomii. Domníváme se, že dokazuje nezávislost průběhu bolestivosti v pooperačním období na žádném z použitých technických postupů. Průběh tohoto pro pacienta nepříjemného období je ovlivněn individuálním prahem bolestivosti, lze jej ovlivnit farmakologicky, ale jak dokazují grafy - obr. 38-42, nelze jej významně ovlivnit výběrem operační metody.

Krvácení se - jako komplikace pooperační [107,108,109,110] - v tomto statisticky malém souboru nelišilo od obecně publikovaných údajů literárních. Nicméně pro skutečně validní posouzení by bylo třeba provést od každé metody počty operací v desítkách, což v této fázi výzkumu nemělo smysl.

Hodnocení šířky ireverzibilního termického poškození tkáně (obr. 43-46) dokazují šetrnost všech metod při preparaci měkké tkáně. Rozbor detailních rozdílů vzhledem k charakteru preparace in vivo není při srovnávání přínosnosti metod pro tonsillectomii podstatný, jak ostatně ukazují i klinické výsledky.

Velikost souborů jednotlivých skupin by se mohla zdát malá, nicméně celá práce je součástí našeho získávání klinických zkušeností z práce s lasery trvající přes 12 let a je svými

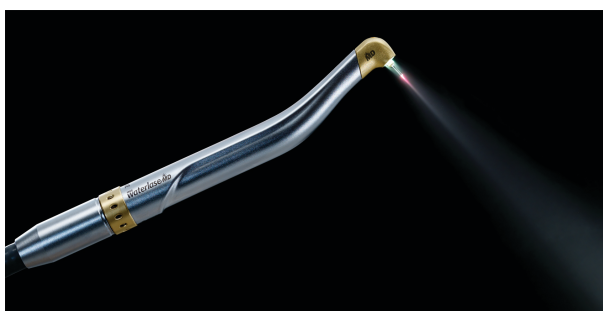
výsledky spíš potvrzením našich předpokladů než překvapením. Celkově operovaných v přípravné fázi bylo podstatně více, ale u prezentovaných pacientů jsme dostatečně sledovali hodnocené parametry, tak aby měly výpovědní hodnotu a bylo z nich možno utvořit klinicky platné závěry.

Hodnocení metod a technické poznámky.

Ho:YAG laser je svým vláknem aplikovatelným univerzálním ORL hanpiecem pro vláknové lasery naprosto uzpůsoben k práci v dutině ústní. Operační průběh, peroperační krvácení, preparace, přehlednost, operační doba, to vše bylo lepší než u klasické tonsillectomie, nicméně po korelaci s průběhem bolesti pooperačního období není zisk pro pacienta příliš veliký.

Er,Cr:YSGG laser je primárně určen pro výkony stomatologické [111,112,113] a tomu odpovídá i tvar hanpiecu (obr. 47). Pro výkony hlouběji v oropharyngu by byl vhodnější rovný handpiece, který však výrobce dodává pouze k předchůdci tohoto přístroje a zde ještě není vyvinut. Z pohledu průběhu operace byl přínos menší než u předchozí metody. Peroperační krvácení nevýznamně lepší než u klasické tonsillectomie, operační doba delší, přehlednost operačního pole lepší, průběh bolestivosti pooperačně nevýznamně horší. Celkově je též použití bez zisku pacienta.

Práce s ProCut systémem [114] a harmonickým skalpelem [115,116,117,118] byla technicky bez obtíží. Přinesla nevýznamné prodloužení operační doby, nevýznamně lepší přehlednost operačního pole, nižší peroperační krvácení u harmonického skalpelu, respektive nevýznamně nižší u RFITT a průběh bolestivosti v pooperačním období byl též bez vylepšení. Celkově tedy použití obou přístrojů také bez profitu pro pacienta, ve shodě s údaji publikovanými v jiných studiích [119,120,121,122].



Obr. 46 - Aplikátor Er,Cr:YSGG laser s chladicím paprskem
(oficiální zdroj firma Biolase)

8. Závěr

Cílem práce bylo získání spektra subjektivních a objektivních dat, jejichž srovnáním by bylo možno posoudit zda zkoumané přístroje nabízejí nové možnosti v provedení tonsillectomie. Všechny zkoumané metody byly bezpečné a poskytly požadovaný standard výkonu. Nicméně po objektivním vyhodnocení výsledků, přes dílčí rozdíly ve sledovaných parametrech u jednotlivých přístrojů, jsme neprokázali, že by zkoumané alternativní metody nabízely tak zásadní výhody proti klasické tonsillectomii, abychom očekávali jejich výrazné rozšíření.

Vzhledem k přínosu námi zkoušených přístrojů v jejich základních indikacích a k nepopiratelnému snížení invazivity u těchto postupů, se nabízí vysvětlení, že pro bolestivost po tonsillectomii je zásadnějším faktorem relativní velikost a exponovanost odhalené ranné plochy (orofaryngeální bakteriální floře, dýchání, příjmu potravy) než volba operační metody.

9. Význam pro klinickou praxi

Naše práce se zabývala srovnáním přínosu provedení tonsillektomie čtyřmi poměrně drahými přístroji, které se velmi široce používají v jejich základních indikacích. Chtěli jsme odpovědět na otázku, bude-li jejich přínos zde stejně významný a jestli lze očekávat výraznější rozšíření těchto výkonů, případně dokonce můžeme-li očekávat v budoucnu nahrazení původního způsobu provedení výkonu.

Velký důraz jsme kladli na metodiku a sledování průběhu bolestivosti pooperačního období. Pro komfort pacienta, průběh stonání i návrat do pracovního procesu je to faktor zásadní. U neoncologických relativně běžných výkonů naopak ještě tento zájem pacienta postupuje do popředí. Výsledky naší práce jasně ukázaly, že tonsillektomie provedené laserem, radiofrekvenčním či harmonickým skalpelem jsou bezpečné a standardně proveditelné, avšak tyto přístroje nepřinášejí průběhu operace ani pooperačního období výrazný efekt.

Tato data mohou pomoci klinickým pracovištím v rozhodování, jakým způsobem tonsillektomie provádět, ale i při rozhodování o technickém vybavení ordinace či oddělení, kdy stojíme před volbou, zda pořídit laser a případně jaký.

Dalším přínosem naší práce je fakt, že pooperační bolestivost byla (v rámci studie) nezávislá na volbě operační metody. Otevírají se tím další možnosti směřování výzkumu snížení invazivity toho v ORL praxi běžného výkonu.

10. Seznam literatury

1. Einstein A. Über einen die Erzeugung und Verwandlung des Lichtes betreffenden heuristischen Gesichtspunkt. Ann. Phys. 1905; 17 132.
2. Bose SN. Plancks Gesetz und Lichtquantenhypothese. Z. Phys. 1924 ; 26 178.
3. Einstein A. Quantentheorie des einatomigen idealen Gases Sitz. Preussischen Akad. Wiss. 1924; 22 261.
4. Einstein A. Quantentheorie des einatomigen idealen Gases, Zweite Abhandlung Sitz. Preussischen Akad. Wiss. 1925; 83.
5. Basov NG, Prochorov AM. Application of molecular beams for the radiospectroscopic study of rotational molecular spectra. J. Exp. Theor. Phys. 1954; 27 431.
6. Gordon JP, Zeiger HJ, Townes CH. Molecular microwave oscillator and new hyperfine structure in the microwave spectrum of NH₃. Phys. Rev. 1954; 95 282.
7. Schawlow AL, Townes CH. Infrared and optical masers Phys. Rev. 1958; 112 1940.
8. Maiman TH. Simulated optical radiation in ruby. Nature 1960; 187 493.
9. 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.
10. Johnson LF. Optical maser characteristics of rare-earth ions in crystals. J. Appl. Physiol. 1961; 34 897.
11. 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.
12. Patel CKN. Selective excitation through vibrational energy transfer and optical maser action in N₂–CO₂. Phys. Rev. Lett. 1964; 13 617.
13. Bromberg JL. The laser in America 1950 - 1979. Laser History Project / MIT Press 1991.
14. Pengl Q, Juzeniene A, Chen J, Svaasand LO, Warloe T, Giercksky K. Lasers in Medicine. Reports on Progress in Physics. 1960; 71(5).

15. Betka J. Principy CO₂ laseru a jeho využití v chirurgii. *Novinky v medicíně*. 1990; 51(7)-44.
16. Betka J, Klozar J et al. Komplikace CO₂ laserové chirurgie v oblasti hlavy a krku. *Cesk Otolaryngol*. 1989; 38:321-7.
17. Betka J, Taudy M et al. Clinical application of the CO₂ laser in head and neck surgery. *Cesk Otolaryngol Foniatr*. 1993; 42:203-17.
18. Keye WR Jr. KTP and argon laser laparoscopy. *Obstet Gynecol Clin North Am*. 1991; 18(3):605-11.
19. Jones T, Fleming C, Llewelyn J. Management of vascular lesions of the mouth and lips using a potassium titanyl phosphate (KTP) laser: review of patient satisfaction. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011; 49(5):364-7.
20. Erceg A, Greebe RJ, Bovenschen HJ, Seyger MM. A comparative study of pulsed 532-nm potassium titanyl phosphate laser and electrocoagulation in the treatment of spider nevi. *Dermatol Surg*. 2010; 36(5):630-5.
21. Glade R, Vinson K, Richter G, Suen JY, Buckmiller LM. Endoscopic management of airway venous malformations with Nd:YAG laser. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 2010; 119(5):289-93.
22. Berlien HP, Philipp C, Engel-Murke F, Fuchs B. Use of laser in vascular surgery . *Zentralbl Chir*. 1993; 118(7):383-9.
23. Elsheemy MS, Maher A, Mursi K, Shouman AM, Shoukry AI. Holmium:YAG laser ureteroscopic lithotripsy for ureteric calculi in children: predictive factors for complications and success. *World J Urol*. 2013; 116(5):275-9.
24. Bader MJ, Tilki D, Gratzke C, Sroka R, Stief CG, Reich O. Ho:YAG-laser: treatment of vesicourethral strictures after radical prostatectomy. *World J Urol*. 2010; 28(2):169-72.
25. Alexiades-Armenakas MR, Dover JS, Arndt KA. Fractional laser skin resurfacing. *J Drugs Dermatol* 2012; 11(11):1274-87.
26. Dmovsek-Olup B, Vedlin B. Use of Er:YAG laser for benign skin disorders. *Lasers Surg Med*. 1997; 21(1):13-9.

27. Grunewald S, Bodendorf MO, Zygoris A, Simon JC, Paasch U. Long-term efficacy of linear-scanning 808 nm diode laser for hair removal compared to a scanned alexandrite laser. *Lasers Surg Med.* 2013; 32(2):187-95.
28. Wheeland RG. Permanent hair reduction with a home-use diode laser: Safety and effectiveness 1 year after eight treatments. *Lasers Surg Med.* 2012; 44(7):550-7.
29. Yu JT, Wang XD, Bao MR, Yan L. Research on the effect of root canal seal achieved by irradiation of Er, Cr:YSGG laser. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue.* 2004; 13(1):27-9.
30. Pié-Sánchez J, España-Tost AJ, Arnabat-Domínguez J, Gay-Escoda C. Comparative study of upper lip frenectomy with the CO2 laser versus the Er, Cr:YSGG laser. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2012; 17(2):228-32.
31. Babighian S, Caretti L, Tavolato M, Cian R, Galan A. Excimer laser trabeculotomy vs 180 degrees selective laser trabeculoplasty in primary open-angle glaucoma. A 2-year randomized, controlled trial. *Eye.* 2010; 24(4):632-8.
32. Ohtsuki A, Hasegawa T, Komiyama E, Takagi A, Kawasaki J, Ikeda S. 308-nm excimer lamp for the treatment of alopecia areata: clinical trial on 16 cases. *Indian J Dermatol.* 2013; 58(4):326.
33. Sugar A. Ultrafast (femtosecond) laser refractive surgery. *Curr Opin Ophthalmol.* 2002; 13(4):246-9.
34. Esmaelinejad M, Bayat M, Darbandi H, Bayat M, Mosaffa N. The effects of low-level laser irradiation on cellular viability and proliferation of human skin fibroblasts cultured in high glucose mediums. *Lasers Med Sci.* 2013; 19(3):425-9.
35. Sanati MH, Torkaman G, Hedayati M, Dizaji MM. Effect of Ga-As (904nm) and He-Ne (632.8 nm) laser on injury potential of skin full-thickness wound. *J Photochem Photobiol B.* 2011; 103(2):180-5.
36. Horský P, Hušek K et al. Biostimulační He-Ne laser v léčbě chronické tonzilitidy dětského věku. *Cesk Otolaryngol.* 1991; 40:27-33.
37. Hubáček J, Uvízl M et al. Zkušenosti s léčbou aftózní stomatitidy a herpes labialis zářením He-Ne laseru. *Cesk Otorinolaryngol Foniatr.* 1992; 41:276-80.

38. Česká technická norma ČSN EN 80625-1 ed.2 (2007), Bezpečnost laserových zařízení - Část 1: Klasifikace zařízení a požadavky.
39. A. Moritz et al. Oral Laser Application. Quintessenz Verlag. 2006; 37:27-33.
40. 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).
41. 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).
42. Astl J, Slavíček A et al. Instrumentální a laserová chirurgie ektopické štítné žlázy na kořeni jazyka. Cesk Otorinolaryngol Foniatr. 1992; 41:262-6.
43. Hubáček J, Hložek Z et al. Zkušenosti s laserovou myringoplastikou a myringotomií. Otorinolaryngol. 1995; 44:3-5.
44. Klačanský J, Profant M et al. CO₂ laser v chirurgii ucha. Otorinolaryngol. 1995; 44:119-21.
45. Jovanovic S, Schnfeld U. Application of the CO₂ laser in stapedotomy. Adv Otorhinolaryngol Basel Karger. 1995; 49:95-100.
46. Profant M, Kuniak B et al. Stapedotómia laserom. Cesk Otolaryngol Foniatr. 1993; 42:217-21.
47. Klozar J, Plzák J, Zábrodský M, Betka J. Effectiveness and side effects of one-stage laser-assisted uvuloplasty in primary rhonchopathy. ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec. 2007; 69(5):316-21.
48. Fišer F, Hájek M et al. Ošetření jizevnatých tracheobronchiálních stenóz fibrolaserem. Cesk Otorinolaryngol Foniatr. 1992; 41:129-34.
49. Crockett DM, Reynolds BN. Laryngeal laser surgery. Otolaryngol Clin North Am. 1990; 23:49-66.
50. Betka J. The use of lasers in medicine. Sb Lek. 1989; 91(5):146-9.

51. 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.
52. Klozar J, Betka J et al. Léčba papilomatózy hrtanu laserem. *Cesk Otorinolaryngol Foniatr.* 1992; 41:78-81.
53. 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
54. Betka J, Klozar J, Taudy M, Kasík P, Jablonický P. Experience with laser surgery of malignant tumours in the area of head and neck. *Czech Med.* 1991; 14(3):129-34.
55. Mladina R, Risavi R et al. CO₂ laser anterior turbinectomy in the treatment of non-allergic vasomotor rhino-patia. A prospective study upon 78 patients. *Rhinology* 1991; 29:267-72.
56. 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.
57. Supiyaphun P, Aramwatanapong P, Kerekhanjanarong V, Sastarasadhith V. KTP laser inferior turbinoplasty: an alternative procedure to treat the nasal obstruction. *Auris Nasus Larynx.* 2003; 30(1):59-64.
58. 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.
59. Smith TL, Smith JM. Electrosurgery in otolaryngology-head and neck surgery: principles, advances, and complications. *Laryngoscope.* 2001; 111(5):769-80.
60. Cho SI, Chung BY, Choi MG, Baek JH, Cho HJ. Evaluation of the clinical efficacy of fractional radiofrequency microneedle treatment in acne scars and large facial pores. *Dermatol Surg.* 2012; 38(71):1017-24.
61. Treska V, Skalický T, Sutnar A, Liska V. Surgical management of the colorectal carcinoma liver metastases. *Rozhl Chir.* 2009; 88(2):69-74.
62. Aizawa T, Mamiya Y, Namiki K, Okubo Y, Kim T. Economic evaluation of treatment for benign prostatic hyperplasia--transurethral resection vs thermotherapy vs laser vaporization. *Nihon Hinyokika Gakkai Zasshi.* 2002; 93(7):736-42.

63. Lavergne T, Ollitrault J, Sebag C, Le Heuzey JY, Guize L. New energy sources for ablative methods. *Arch Mal Coeur Vaiss.* 2005; 98(3):212-5.
64. Utley DS, Goode RL, Hakim I. Radiofrequency energy tissue ablation for the treatment of nasal obstruction secondary to turbinate hypertrophy. *Laryngoscope.* 1999; 109(5):683-6.
65. Lin HC, Lin PW, Su CY, Chang HW. Radiofrequency for the treatment of allergic rhinitis refractory to medical therapy. *Laryngoscope.* 2003; 113(4):673-8.
66. Seeger J, Zenev E, Gundlach P, Stein T, Müller G. Bipolar radiofrequency-induced thermotherapy of turbinate hypertrophy: pilot study and 20 months' follow-up. *Laryngoscope.* 2003; 113(1):130-5.
67. Bäck LJ, Hytönen ML, Malmberg HO, Ylikoski JS. Submucosal bipolar radiofrequency thermal ablation of inferior turbinates: a long-term follow-up with subjective and objective assessment. *Laryngoscope.* 2002; 112(10):1806-12.
68. Advincula AP, Wang K. The evolutionary state of electrosurgery: where are we now? *Curr Opin Obstet Gynecol.* 2008; 20(4):353-8.
69. Cavaliere M, Mottola G, Iemma M. Comparison of the effectiveness and safety of radiofrequency turbinoplasty and traditional surgical technique in treatment of inferior turbinate hypertrophy. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2005; 133(6):972-8.
70. Harrill WC, Pillsbury HC 3rd, McGuirt WF, Stewart MG. Radiofrequency turbinate reduction: a NOSE evaluation. *Laryngoscope.* 2007; 117(11):1912-9.
71. Friedman M, LoSavio P, Ibrahim H, Ramakrishnan V. Radiofrequency tonsil reduction: safety, morbidity, and efficacy. *Laryngoscope.* 2003; 113(5):882-7.
72. Maddern BR. Electrosurgery for tonsillectomy. *Laryngoscope.* 2002; 112(8):11-3.
73. Simunjak B, Slipac J, Krmpotić P, Dubravčić-Simunjak S. Efficiency of radiofrequency assisted uvulopalatopharyngoplasty in the treatment of snoring. *Acta Clin Croat.* 2011; 50(3):357-60.
74. Fibbi A, Ameli F, Brocchetti F, Mignosi S, Cabano ME, Semino L. Tongue base suspension and radiofrequency volume reduction: a comparison between 2 techniques for the treatment of sleep-disordered breathing. *Am J Otolaryngol.* 2009; 30(6):401-6

75. Lee SJ, Park KH. Ultrasonic energy in endoscopic surgery. *Yonsei Med J.* 1999; 40(6): 545-9.
76. Amaral JF. Ultrasonic dissection. *Endosc Surg Allied Technol.* 1994; 2(3-4):181-5.
77. Amaral JF. Laparoscopic cholecystectomy in 200 consecutive patients using an ultrasonically activated scalpel. *Surg Laparosc Endosc.* 1995; 5(4):255-62
78. Amaral JF. Laparoscopic application of a Ultrasonically Activated Scalpel. *Gastrointest. Endosco. Clin. N Am.* 1993; 3:381-91
79. Amaral JF. The Experimental development of Ultrasonically activated scalpel for laparoscopic use. *Surg laparosc Endoscopy.* 1994; 4:92-9
80. Docimo G, Ruggiero R, Gubitosi A, Gili S, Conzo G, Docimo L. Ultrasound scalpel in thyroidectomy. Prospective randomized study. *Ann Ital Chir.* 2012; 83(6):491-6.
81. Prgomet D, Janjanin S, Bura M, Bilić M, Prstacić R, Katić V. The use of harmonic scalpel in head and neck surgery: a report on 161 patients. *Lijec Vjesn.* 2008; 130(7-8):178-82.
82. Prgomet D, Janjanin S, Bilić M, Prstacić R, Kovac L, Katić V. A prospective observational study of 363 cases operated with three different harmonic scalpels. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2009; 266(12):1965-70
83. Schwaitzberg SD, Hawes RH, Rattner DW, Kochman ML. Novel challenges of multi-society investigator-initiated studies: a paradigm shift for technique and technology evaluation. *Surg Endosc.* 2013; 27(8):2673-7.
84. Saidu MN, Tessier M, Tessier D. Single-incision laparoscopic surgery--hype or reality: a historical control study. *Perm J.* 2012; 16(1):47-50.
85. Markar SR, Karthikesalingam A, Thrumurthy S, Muirhead L, Kinross J, Paraskeva P. Single-incision laparoscopic surgery (SILS) vs. conventional multiport cholecystectomy: systematic review and meta-analysis. *Surg Endosc.* 2012; 26(5):1205-13.
86. Dutta S. Early experience with single incision laparoscopic surgery: eliminating the scar from abdominal operations. *J Pediatr Surg.* 2009; 44(9):1741-5

87. Whippey A, Kostandoff G, Paul J, Ma J, Thabane L, Ma HK. Predictors of unanticipated admission following ambulatory surgery: a retrospective case-control study. *Can J Anaesth.* 2013; 60(7):675-83.
88. Singarelli S, Berni A, Coppo G. Day-surgery, one-day surgery: the experience of an ENT Unit in a 250 bed Hospital. *Acta Otorhinolaryngol Ital.* 2005; 25(6):365–369.
89. Volk GF, Pantel M, Guntinas-Lichius O, Wittekindt C. Prognostic value of anterior rhinomanometry in diode laser turbinoplasty. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2010; 136(10):1015-9.
90. Caffier PP, Frieler K, Scherer H, Sedlmaier B, Göktas O. Rhinitis medicamentosa: therapeutic effect of diode laser inferior turbinate reduction on nasal obstruction and decongestant abuse. *Am J Rhinol.* 2008; 22(4):433-9.
91. Kastner J, Kuchař M, Zábrodský M, Hroboňová J, Plzák J, Betka J. Chronická hypertrofická rinitida rezistentní na konzervativní terapii – porovnání různých chirurgických technik mukotomie/turbinoplastiky (včetně ekonomické analýzy). *Otorinolaryng. a Foniat.* 2012; 61(3):162-171
92. Lejska V. Kompendium ORL dětského věku. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1995, ISBN 80-7169-132-1
93. Strunk CL, Nichols ML. A comparison of the KTP/532-laser tonsillectomy vs. traditional dissection/snare tonsillectomy. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 1990; 103(6):966-71.
94. Grossenbacher R. Experiences with CO2-laser-surgery in otorhinolaryngology (author's transl) *HNO.* 1979; 27(12):403-8.
95. Havel M, Sroka R, Englert E, Stelter K, Leunig A, Betz CS. Intraindividual comparison of 1,470 nm diode laser versus carbon dioxide laser for tonsillotomy: a prospective, randomized, double blind, controlled feasibility trial. *Lasers Surg Med.* 2012; 44(7):558-63
96. Krespi YP, Kizhner V. Laser tonsil cryptolysis: In-office 500 cases review. *Am J Otolaryngol.* 2013; 34(5):420-4
97. Andrews PJ, Latif A. Outpatient laser tonsillar ablation under local anaesthetic. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2004; 261(10):551-4.

98. Krespi YP, Ling EH. Laser-assisted serial tonsillectomy. *J Otolaryngol*. 1994; 23(5):325-7.
99. Sosis MB, Braverman B, Caldarelli DD. Evaluation of a new laser-resistant fabric and copper foil-wrapped endotracheal tube. *Laryngoscope*. 1996; 106(7):842-4.
100. Sosis MB, Caldarelli D. Evaluation of a new ceramic endotracheal tube for laser airway surgery. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 1992; 107(4):601-2
101. Hirshman CA, Smith J. Indirect ignition of the endotracheal tube during carbon dioxide laser surgery. *Arch. Otolaryngol*. 1980; 106:639-641
102. Sosis MB, Pritikin JB, Caldarelli DD. The effect of blood on laser-resistant endotracheal tube combustion. *Laryngoscope*. 1994; 104(7):829-31.
103. Ragab SM. Bipolar radiofrequency dissection tonsillectomy: a prospective randomized trial. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2005; 133(6):961-5.
104. Neumann C, Street I, Lowe D, Sudhoff H. Harmonic scalpel tonsillectomy: a systematic review of evidence for postoperative hemorrhage. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2007; 137(3):378-84.
105. Beer F, Körpert W, Passow H, Steidler A, Meinel A, Moritz A. Reduction of collateral thermal impact of diode laser irradiation on soft tissue due to modified application parameters. *Lasers Med Sci*. 2012; 27(5):917-21.
106. Tunc B, Gulsoy M. Tm: fiber laser ablation with real-time temperature monitoring for minimizing collateral thermal damage: ex vivo dosimetry for ovine brain. *Lasers Surg Med*. 2013; 45(1):48-56
107. Senska G, Schröder H, Pütter C, Dost P. Significantly reducing post-tonsillectomy haemorrhage requiring surgery by suturing the faucial pillars: a retrospective analysis. *PLoS One*. 2012; 7(10):47874
108. Tolska HK, Takala A, Pitkaniemi J, Jero J. Post-tonsillectomy haemorrhage more common than previously described--an institutional chart review. *Acta Otolaryngol*. 2013; 133(2): 181-6.

109. Ozkiriş M, Kapusuz Z, Saydam L. Comparison of three techniques in adult tonsillectomy. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2013; 270(3):1143-7.
110. Kim JW, Mun SJ, Lee WH, Mo JH. Post-tonsillectomy hemorrhage in children: a single surgeon's experience with coblation compared to diathermy. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2013; 270(1):339-44.
111. Aranha AC, Eduardo CP. In vitro effects of Er,Cr:YSGG laser on dentine hypersensitivity. Dentine permeability and scanning electron microscopy analysis. *Lasers Med Sci.* 2012; 27(4):827-34
112. Kinoshita J, Kimura Y, Matsumoto K. Comparative study of carious dentin removal by Er,Cr:YSGG laser and Carisolv. *J Clin Laser Med Surg.* 2003; 21(5):307-15.
113. Schoop U, Kluger W, Moritz A, Nedjelic N, Georgopoulos A, Sperr W. Bactericidal effect of different laser systems in the deep layers of dentin. *Lasers Surg Med.* 2004; 35(2):111-6.
114. Stelter K, Ihrler S, Siedek V, Patscheider M, Braun T, Ledderose G. 1-year follow-up after radiofrequency tonsillotomy and laser tonsillotomy in children: a prospective, double-blind, clinical study. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2012; 269(2):679-84
115. Sheahan P, Miller I, Colreavy M, Sheahan JN, McShane D, Curran A. The ultrasonically activated scalpel versus bipolar diathermy for tonsillectomy: a prospective, randomized trial. *Clin Otolaryngol Allied Sci.* 2004; 29(5):530-4.
116. Morgenstein SA, Jacobs HK, Brusca PA, Consiglio AR, Donzelli J, Donat TL. A comparison of tonsillectomy with the harmonic scalpel versus electrocautery. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2002; 127(4):333-8.
117. Roth JA, Pincock T, Sacks R, Forer M, Boustred N, Johnston W, Bailey M. Harmonic scalpel tonsillectomy versus monopolar diathermy tonsillectomy: a prospective study. *Ear Nose Throat J.* 2008; 87(6):346-9.
118. Kurzyński M, Szaleniec J, Składzień J. Harmonic scalpel tonsillectomy - personal experience and review of literature. *Otolaryngol Pol.* 2008; 62(5):561-6

119. Wiatrak BJ, Willging JP. Harmonic scalpel for tonsillectomy. *Laryngoscope*. 2002; 112(8): 14-6.
120. Lachanas VA, Hajioannou JK, Karatzias GT, Filios D, Koutsias S, Mourgelas C. Comparison of LigaSure vessel sealing system, harmonic scalpel, and cold knife tonsillectomy. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2007; 137(3):385-9.
121. Alexiou VG, Salazar-Salvia MS, Jervis PN, Falagas ME. Modern technology-assisted vs conventional tonsillectomy: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 2011; 137(6):558-70.
122. Schrey A, Pulkkinen J, Fremling C, Kinnunen I. Ultrasonically activated scalpel compared with electrocautery in tonsillectomy. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*. 2004; 66(3): 136-40.

11. Přílohy

11.1 Souhlas pacienta se zařazením do studie.

Jméno, příjmení (pacienta).....rc.....
Bydliště.....

Při operačním výkonu zvaném tonsillectomie (odstranění krčních mandlí viz protokol nazvaný “Souhlas pacienta s operačním výkonem”) budou srovnávány výsledky klasického odstranění krčních mandlí chirurgickým instrumentariem a stejného výkonu provedeného laserem, radiofrekvenčním skalpelem nebo harmonickým skalpelem.

Pravá i levá krční mandle bude odstraněna odlišnou metodou.

V rámci zachování maximální objektivity hodnocení se pacient informací, kterou metodou byly tonsily odstraněny, dozví měsíc po výkonu, po ukončení sledování všech parametrů.

Byl jsem seznámen/a s jednotlivými alternativami výkonu i jejich riziky. Lékař mi odpověděl na všechny mé otázky.

Souhlasím se zařazením do studie.

Dne.....
pacienta..... Podpis

Dne.....
lékaře..... Podpis

11.2 Poučení o tonsillektomii, souhlas pacienta s operačním výkonem

FN a LF UK v Plzni

TONZILEKTOMIE (odstranění krčních mandlí)

Vážená paní, vážený pane,

na základě předchozích vyšetření Vám doporučil ošetřující lékař provedení tzv. tonzilektomie (odstranění krčních mandlí). Máte právo svobodně se rozhodnout o postupu při poskytování zdravotních služeb Vaší osobě, pokud jiné právní předpisy toto právo nevyklučují. K provedení navrhovaného zdravotního výkonu je potřeba Vašeho souhlasu. Pro usnadnění rozhodnutí Vám chceme podat následující informace o přípravě, způsobu provedení, významu i možných komplikacích tohoto výkonu.

Důvod výkonu

Především v raném dětství představují krční mandle důležitý orgán obranyschopnosti organismu. Spolupodílejí se na vytváření protilátek, které jsou poté k dispozici po celý život. Význam mandlí v tomto procesu postupně klesá. Kromě mandlí se v oblasti horních cest dýchacích nacházejí další místa, která se podílejí na obranyschopnosti organismu. Odstranění krčních mandlí tudíž nemá na imunitu (obranyschopnost) zásadní vliv.

Důvody k odstranění mandlí jsou opakované záněty mandlí (angíny), chronický zánět mandlí, některá onemocnění (klouby, ledviny, srdce), absces (hnisavé ložisko) v okolí mandle.

Alternativy (jiné možnosti) léčby/řešení zdravotního problému:

Výkon se může provést klasickými nástroji (chirurgicky), případně laserem, harmonickým skalpelem nebo radiofrekvenčně.

Příprava k výkonu

Výkon provádíme buď v místním znecitlivění (znecitlivující injekce do oblasti mandle a jejího okolí), častěji však v celkové narkóze (anestézii), kdy musíte před výkonem podstoupit celkové vyšetření. Celkovou narkózu podává lékař specialista - anesteziolog. Ten Vám při anesteziologickém vyšetření podá o způsobu znecitlivění podrobné informace.

V den výkonu nesmíte od půlnoci jíst, pít ani kouřit.

Postup při výkonu

Výkon je prováděn po otevření úst (často pomocí speciálního rozvěrače). Mandle se odstraňují z lůžka tak, aby se šetřila okolní tkáň. Krvácení je stavěno zpravidla elektrokoagulací (ošetřením místa krvácení elektrickým proudem).

Rizika, následky a možné komplikace výkonu

Vzácně se vyskytují všeobecná rizika zákroku spojená s podáním anestézie jako např. trombóza (ucpání žíly krevní sraženinou), embolie (ucpání cévy pohyblivým vmetkem), poruchy krevního tlaku, poruchy srdeční činnosti, infekce v ráně, alergická reakce na podávané léky nebo dezinfekční prostředky, záněty žil. Někdy může dojít během výkonu k poškození zubu (u špatného chrupu).

Vedlejší projevy a možná rizika této operace jsou ospalost a neklid těsně po operaci, bolesti v krku (někdy vystřelující do ucha), polykací obtíže, krvácení. Po výkonu může dojít ke krvácení, někdy i masivnímu (značnému), dále se může vyskytnout zánět (teploty, bolesti v krku, zvětšené mízní uzliny na krku), porucha chuti, která trvá několik dní až měsíců, zcela výjimečně je trvalá. Po zjizvení lůžek může být porucha polykání, výjimečně i trvalá.

Chování po výkonu, možná omezení

Vaše reakce a schopnosti budou po výkonu v celkové narkóze (anestézii) omezeny (především prvních 24 hodin), proto se řiďte pokyny zdravotnického personálu. Výkon bývá často spojen s krvácením (vždy informujte personál). Bolesti budou tlumeny podáváním analgetik (léků proti bolesti). V případě zánětu je nutno nasadit antibiotika. Asi 10 dní budete jíst pouze měkkou stravu. Pro zamezení rizika krvácení dodržujte klid, nepijte horké nápoje, nekoupejte se v teplé vodě (2 týdny). Případné očkování u dětí odložte (očkovat nejdříve 2 měsíce po zákroku).

Doba pobytu v nemocnici je asi 1 týden, pak budete mít ještě 2 týdny klidový režim v domácím prostředí.

Pokud jste něčemu nerozuměl/a nebo máte doplňující otázky, obraťte se na ošetřujícího lékaře nebo sestru.

Dovolujeme si Vás informovat, že na poskytování zdravotních služeb v naší nemocnici se mohou podílet osoby získávající způsobilost kvýkonu povolání zdravotnického pracovníka nebo jiného odborného pracovníka, a to včetně nahlížení do zdravotnické dokumentace. Přítomnost těchto osob při poskytování zdravotních služeb můžete odmítnout a jejich nahlížení do zdravotnické dokumentace můžete během svého léčení zakázat. Bližší informace Vám na vyžádání poskytne ošetřující lékař.

PROHLÁŠENÍ PACIENTA/KY (ZÁKONNÉHO ZÁSTUPCE)

By/la jsem seznámena s údaji o účelu, povaze, předpokládaném prospěchu, následcích a možných rizicích navrhovaných zdravotních služeb (zdravotního výkonu).

By/la jsem seznámen/a s alternativami (jinými možnostmi) navrhovaných zdravotních služeb (zdravotního výkonu), s jejich výhodami a riziky a měl/a jsem možnost si jednu z alternativ zvolit (pokud tato možnost volby existuje a pokud výkon nepodléhá zvláštním právním předpisům).

By/la jsem seznámen/a s možnými omezeními v obvyklém způsobu života a v pracovní schopnosti po poskytnutí zdravotních služeb (po zdravotním výkonu) a s možnými očekávanými změnami zdravotního stavu a zdravotní způsobilosti.

By/la jsem seznámen/a s léčebným režimem, vhodnými preventivními opatřeními a s možnými kontrolními zdravotními výkony.

By/la jsem poučen/a o právu svobodně se rozhodnout o postupu při poskytování zdravotních služeb mé osobě (mému dítěti), pokud jiné právní předpisy toto právo nevyklučují.

Nezamlčel/a jsem žádné mně známé údaje o mém zdravotním stavu (o zdravotním stavu mého dítěte), které by mohly nepříznivě ovlivnit moji léčbu (léčbu mého dítěte) či ohrozit mé okolí, zejména rozšířením infekční choroby.

Souhlasím s nezbytným použitím omezovacích prostředků, jejichž účelem je odvrácení bezprostředního ohrožení života, zdraví nebo bezpečnosti mé osoby (mého dítěte) v souvislosti s poskytováním zdravotních služeb (prováděním zdravotního výkonu).

Prohlašuji, že mi byla poskytnuta podrobná informace o implantovaném zdravotnickém prostředku podle zvláštního právního předpisu. (Toto prohlášení se týká pouze pacientů s implantovaným zdravotnickým prostředkem.)

Prohlašuji, že jsem byl/a poučen/a o možnosti odvolání tohoto informovaného souhlasu a beru na vědomí, že případné odvolání souhlasu nebude účinné, pokud již bude započato provádění zdravotního výkonu, jehož přerušování může způsobit vážné poškození zdraví nebo ohrožení života mého (mého dítěte).

V případě výskytu neočekávaných komplikací vyžadujících neodkladné provedení dalších zákroků nutných k záchraně života nebo zdraví souhlasím, aby byly provedeny veškeré další potřebné a neodkladné výkony nutné k záchraně života nebo zdraví.

Prohlašuji, že jsem mohl/a klást doplňující otázky, na které mi bylo řádně odpovězeno, a že jsem informacím a poučení plně porozuměl/a a souhlasím s poskytnutím navrhovaných zdravotních služeb (zdravotním výkonem).

NÁZOR NEZLETILÉHO PACIENTA (PACIENTA ZBAVENÉHO ZPŮSOBILOSTI K PRÁVNÍM ÚKONŮM):

(vyplní lékař/ka nebo zdravotnický pracovník poskytující údaje a poučení)

Pacient s poskytnutím zdravotních služeb (zdravotním výkonem) souhlasí/nesouhlasí (nehodící se škrtněte).

Názor pacienta nebyl zjištěn, neboť údaje uvedené v tomto souhlasu s poskytnutím zdravotních služeb (zdravotním výkonem) týkající se nezletilého pacienta (pacienta zbaveného způsobilosti k právním úkonům) nebyly tomuto pacientovi poskytnuty z důvodu (např. nízký věk pacienta/ky):

Lékař/ka (zdravotnický pracovník) poskytující údaje a poučení:

jmenovka (hůlkovým písmem nebo razítkem) ZOK podpis V Plzni dne: v hodin

podpis pacienta/ky nebo zákonného(ých) zástupce(ů) Vyplňte v případě, že se pacient/ka nemůže s ohledem na svůj zdravotní stav podepsat (např. pro úraz horní končetiny):

Současný zdravotní stav pacienta/ky nedovoluje, aby podepsal/a tento souhlas, protože:

Způsob projevu vůle (souhlasu):

kývnutím hlavy gestem: očima jinak: Svědek:

jméno a příjmení podpis (není-li svědek zaměstnancem FN, uveďte se adresu a datum narození)

Vyplňte v případě, že pacient/ka (zákonný zástupce) odmítl/a souhlas podepsat: Pacient/ka (zákonný zástupce) odmítl/a tento souhlas podepsat.

Lékař/ka (zdravotnický pracovník) poskytující údaje a poučení:

Svědék:

11.3 Poučení o anestezii, souhlas s výkonem - FN a LF UK v Plzni

na základě Vámi již schváleného léčebného postupu, Vám (Vašemu dítěti, svěřenci) naše klinika zajistí při výkonu, který bude proveden v naší nemocnici, celkovou anestezii (narkózu, uspání). Celkovou anestezii k tomuto výkonu bude podávat lékař naší kliniky (anesteziolog), který je specialistou na podávání anestezií a který Vám podrobně zodpoví Vaše případné otázky. Pohovořit si s ním budete moci při předanestetickém vyšetření, které je součástí přípravy na provedení vlastního výkonu i anestezie a provádí se většinou den před výkonem na anesteziologické ambulanci. Nechodící pacienty anesteziolog v rámci předanestetického vyšetření sám navštíví u jejich lůžka.

Důvod podání celkové anestezie

Jak jste již byl/a informován/a svým ošetřujícím lékařem, bez celkové anestézie, kterou Vám zajistí anesteziolog, by vlastní výkon nebylo možné provést.

Příprava k celkové anestezii

V den před plánovaným výkonem již jezte jen lehce stravitelnou stravu, nekuřte ani nepijte alkohol.

Přípravu k celkové anestezii Vám vysvětlí anesteziolog, který Vás vyšetří v rámci předanestetického vyšetření. Tato příprava je individuální, slouží k bezpečnému a nekomplikovanému podání anestézie a její součástí je i předepsání léků, které Vám budou podány v rámci tzv. premedikace (podání léků s uklidňujícími účinky před výkonem v anestézii) – viz níže.

Při pohovoru s anesteziologem pravdivě zodpovězte všechny otázky, které Vám položí, a sami ho informujte o Vašich zdravotních problémech, o kterých se domníváte, že by je měl znát a není o nich dosud informován.

Pokud Vám anesteziolog při předanestetickém vyšetření neurčí jinak, pak v den výkonu musíte být zcela lačný(á). To znamená, že nejpozději od půlnoci již nesmíte jíst ani pít.

Postup při celkové anestezii

Co je premedikace?

Jedná se o podání anesteziologem ordinovaných léků před výkonem v anestezii, a to ve formě tablet, nebo injekcí do svalu či žilního systému, méně často jako kapky, sirup, nebo čípky. Hlavním cílem premedikace je uklidnit Vás, zbavit Vás přirozeného strachu a umožnit Vám klidně se v noci před výkonem vyspat. Podává se u hospitalizovaných pacientů večer před výkonem a pak 1/2 - 1 hodinu před zahájením podávání anestezie. Po podání premedikace před výkonem již nesmíte chodit ani vstávat z lůžka.

Co je celková anestezie?

Celková anestezie je lékařský zákrok, který má za cíl uvést Vás do umělého spánku, úplně Vám odstranit vnímání bolesti, umožnit operátorovi provedení operačního výkonu a opět Vás probudit k vědomí. Po přivezení do operačního traktu, nebo na pracoviště, kde má být výkon v anestezii proveden, Vám sestřička změří krevní tlak, počet pulsů a přiloží Vám na hrudník elektrody na snímání EKG. Pokud již z oddělení nemáte zajištěný žilní přístup, pak Vám do žíly na horní končetině zavede žilní kanylu (tenkou umělohmotnou hadičku) na podávání anestetik a infuzí (nitrožilní podání speciálních roztoků k úhradě chybějících tekutin v důsledku lačnění). Pod dohledem anesteziologa Vám pak podá do této kanyly anestetika a Vy pozvolna v průběhu několika vteřin usnete.

Rizika a možné komplikace celkové anestezie

Každý lékařský zákrok - tedy i celková anestezie - má svá rizika a komplikace, která mohou v krajním případě i ohrozit život nemocného, ale jsou zcela ojedinělá. Výskyt těchto komplikací nelze nikdy zcela odstranit, ale lze jej snížit podrobným předoperačním vyšetřením, předoperační přípravou a Vaším přesným dodržením všech pokynů, které dostanete od anesteziologa, Vašeho ošetřujícího lékaře a od lékaře, který bude výkon provádět.

Komplikace si můžeme rozdělit na malé, nezávažné a velké, závažné.

Malé komplikace jsou relativně častější, patří k nim například lehké alergické reakce (reakce z přecitlivělosti) na podaná anestetika projevující se např. vyrážkou, svěděním, zčervenáním, pocitem nedostatku vzduchu, apod. Dále to může být krevní výron po zavedení žilní kanyly, poškození kůže dezinfekcí (protiinfekční prostředek) u vnímavých jedinců, drobné poranění rtů, jazyka, dutiny nosní, uvolnění řezáků při obtížném zavádění tracheální rourky do dýchacích cest (speciální plastová trubice zaváděná do průdušnice k zajištění bezpečného dýchání v průběhu výkonu), zánět spojivek, apod. V pooperačním období pak mohou někdy po určitou dobu

přetrvávat bolesti v krku, nebo ve svalech. Ojedinelé, ale nepříjemné bývají přechodné poruchy čítí či hybnosti končetin z útlaku jednotlivých nervů způsobené operační polohou.

Velké komplikace jsou zcela ojedinělé. Patří mezi ně např. těžké, alergické reakce, vdechnutí žaludečního obsahu, poruchy srdeční činnosti a krevního oběhu, zcela ojedinělý je i vznik náhlé, vysoké horečky, která dříve ohrožovala život pacientů. I tyto komplikace ale dokáže anesteziolog s pomocí nejmodernější monitorovací (sledovací) techniky ihned rozpoznat, léčit a převést Vás bezpečně přes celý výkon.

Chování po výkonu, možná omezení

Po skončení výkonu Váš anesteziolog rozhodne podle typu zvolené anestézie a náročnosti operačního zákroku, zda budete uložen/a zpět na Vaše lůžko, na lůžko „probouzecího“ pokoje, eventuelně na lůžko jednotky intenzivní péče (JIP = oddělení zaměřené na intenzivní sledování, urychlené vyšetřování a léčbu náhlých příhod), nebo resuscitačního (oživovacího) oddělení, které je známé veřejnosti také jako ARO.

Pokud se u Vás po výkonu objeví jakékoliv obtíže, které Vás znepokojí, ihned přivolejte sestru a oznamte jí, o jaké obtíže se jedná.

V následujících hodinách, event. až dnech, smíte opustit lůžko pouze s vědomím Vašeho ošetřujícího lékaře a nesmíte provádět žádné právní úkony.

Dovolujeme si Vás informovat, že na poskytování zdravotních služeb v naší nemocnici se mohou podílet osoby získávající způsobilost k výkonu povolání zdravotnického pracovníka nebo jiného odborného pracovníka, a to včetně nahlížení do zdravotnické dokumentace. Přítomnost těchto osob při poskytování zdravotních služeb můžete odmítnout a jejich nahlížení do zdravotnické dokumentace můžete během svého léčení zakázat. Bližší informace Vám na vyžádání poskytne ošetřující lékař.

PROHLÁŠENÍ PACIENTA/KY (ZÁKONNÉHO ZÁSTUPCE)

By/la jsem seznámena s údaji o účelu, povaze, předpokládaném prospěchu, následcích a možných rizicích navrhovaných zdravotních služeb (zdravotního výkonu).

Byl/a jsem seznámen/a s alternativami (jinými možnostmi) navrhovaných zdravotních služeb (zdravotního výkonu), s jejich výhodami a riziky a měl/a jsem možnost si jednu z alternativ

zvolit (pokud tato možnost volby existuje a pokud výkon nepodléhá zvláštním právním předpisům).

Byl/a jsem seznámen/a s možnými omezeními v obvyklém způsobu života a v pracovní schopnosti po poskytnutí zdravotních služeb (po zdravotním výkonu) a s možnými očekávanými změnami zdravotního stavu a zdravotní způsobilosti.

Byl/a jsem seznámen/a s léčebným režimem, vhodnými preventivními opatřeními a s možnými kontrolními zdravotními výkony.

Byl/a jsem poučen/a o právu svobodně se rozhodnout o postupu při poskytování zdravotních služeb mé osobě (mému dítěti), pokud jiné právní předpisy toto právo nevyklučují.

Nezamlčel/a jsem žádné mně známé údaje o mém zdravotním stavu (o zdravotním stavu mého dítěte), které by mohly nepříznivě ovlivnit moji léčbu (léčbu mého dítěte) či ohrozit mé okolí, zejména rozšířením

infekční choroby.

Souhlasím s nezbytným použitím omezovacích prostředků, jejichž účelem je odvrácení bezprostředního ohrožení života, zdraví nebo bezpečnosti mé osoby (mého dítěte) v souvislosti s poskytováním zdravotních služeb (prováděním zdravotního výkonu).

Prohlašuji, že mi byla poskytnuta podrobná informace o implantovaném zdravotnickém prostředku podle zvláštního právního předpisu. (Toto prohlášení se týká pouze pacientů s implantovaným zdravotnickým prostředkem.)

Prohlašuji, že jsem byl/a poučen/a o možnosti odvolání tohoto informovaného souhlasu a beru na vědomí, že případné odvolání souhlasu nebude účinné, pokud již bude započato provádění zdravotního výkonu, jehož přerušování může způsobit vážné poškození zdraví nebo ohrožení života mého (mého dítěte).

V případě výskytu neočekávaných komplikací vyžadujících neodkladné provedení dalších zákroků nutných k záchraně života nebo zdraví souhlasím, aby byly provedeny veškeré další potřebné a neodkladné výkony nutné k záchraně života nebo zdraví.

Prohlašuji, že jsem mohl/a klást doplňující otázky, na které mi bylo řádně odpovězeno, a že jsem informacím a poučení plně porozuměl/a a souhlasím s poskytnutím navrhovaných zdravotních služeb (zdravotním výkonem).

Informace uvedené v tomto souhlasu s poskytnutím zdravotních služeb týkající se nezletilého pacienta (pacienta zbaveného způsobilosti k právním úkonům) byly tomuto pacientovi poskytnuty přiměřeně jeho rozumové a volní vyspělosti.

POSOUZENÍ ZPŮSOBILOSTI NEZLETILÉHO PACIENTA NEBO PACIENTA ZBAVENÉHO ZPŮSOBILOSTI K PRÁVNÍM ÚKONŮM K VYSLOVENÍ SOUHLASU:

(vyplní lékař/ka poskytující údaje a poučení)

Pacient/ka je rozumově a volně vyspělý/á k vyslovení souhlasu s poskytnutím navrhovaných zdravotních služeb.

Pacient/ka není rozumově a volně vyspělý/á k vyslovení souhlasu s poskytnutím navrhovaných zdravotních služeb.

Lékař/ka (zdravotnický pracovník) poskytující údaje a poučení:

jmenovka (hůlkovým písmem nebo razítkem) ZOK podpis V Plzni dne: v hodin

podpis pacienta/ky nebo zákonného zástupce Vyplňte v případě, že se pacient/ka nemůže s ohledem na svůj zdravotní stav podepsat (např. pro úraz horní končetiny):

Současný zdravotní stav pacienta/ky nedovoluje, aby podepsal/a tento souhlas, protože:

Způsob projevu vůle (souhlasu):

kývnutím hlavy gestem: očima jinak: Svědek:

jméno a příjmení podpis (není-li svědek zaměstnancem FN, uvede se adresa a datum narození)

11.4 Dotazník k výkonu - hodnocení pacientem

Jméno, příjmení (pacienta).....rc.....

Bydliště.....

Diagnóza..... plánovaný výkon.....

Hodnocení bolestivosti pooperačního průběhu

Stupnice :

- 1- bez bolesti
- 2- nevelké bolesti
- 3- bolesti snesitelné, dají se vydržet
- 4- výrazné, velmi nepříjemné bolesti
- 5 - nesnesitelné bolesti

1.pooperační den

bolest vpravo

1 2 3 4 5

bolest vlevo

1 2 3 4 5

další potíže.....

poznámky ošetřujícího lékaře.....

2.pooperační den

bolest vpravo

1 2 3 4 5

bolest vlevo

1 2 3 4 5

další potíže.....

poznámky ošetřujícího lékaře.....

3.pooperační den

bolest vpravo

1 2 3 4 5

bolest vlevo

1 2 3 4 5

další potíže.....
poznámky ošetřujícího lékaře.....

4.pooperační den

bolest vpravo	bolest vlevo
1 2 3 4 5	1 2 3 4 5

další potíže.....
poznámky ošetřujícího lékaře.....

7.pooperační den

bolest vpravo	bolest vlevo
1 2 3 4 5	1 2 3 4 5

další potíže.....
poznámky ošetřujícího lékaře.....

14.pooperační den

bolest vpravo	bolest vlevo
1 2 3 4 5	1 2 3 4 5

další potíže.....
poznámky ošetřujícího lékaře.....

11.5 Dotazník k výkonu - hodnocení operátora

Jméno, příjmení (pacienta).....rc.....

Bydliště.....

Diagnóza..... plánovaný výkon.....tonsillectomie.....

Vlevo tonsillectomie klasická, vpravo tonsillectomie
provedena:

anestezie: celková x lokální

Nastavení přístroje:

.....
.....
.....
.....
.....

Hodnocení peroperačního krvácení - počet použití koagulace:

vlevo..... vpravo.....

Trvání operace

vlevo.....min. vpravo.....min.

Orientace v tkáni

(škála 1-5, 1-perfektně přehledné, není sebemenší problém se zorientovat v tkáních i při rychlé preparaci, perfektní hemostáza veškerého krvácení, 2- dobře přehledné, není problém se zorientovat v tkáních, při přiměřeně rychlé preparaci a hemostáze, 3- přehledné - při opatrné

preparaci a důsledné hemostáze dobrá orientace v tkáních, 4-špatně přehledné - špatná orientace v tkáních, nutná opatrná a pomalá preparace, důsledná hemostáza i velmi drobného krvácení, 5-nepřehledné - v tkáních se nelze zorientovat.)

vlevo.....

vpravo.....

Přítomnost peroperačního krvácení :

vlevo.....

vpravo.....

způsob řešení komplikace

11.6 Přehledný seznam obrázků

- Obr. 1 - Elektromagnetické spektrum
- Obr. 2 - Spontánní emise, stimulovaná emise
- Obr. 3 - Obecné schéma laseru
- Obr. 4 - Základní vlastnosti laseru (srovnání s běžným zdrojem světla)
- Obr. 5 - Rezonátor
- Obr. 6 - Příklady transverzálních módů
- Obr. 7 - Nastavení výstupní vlnové délky pulzního laseru nastavením úhlu difrakční mřížky
- Obr. 8 - Tabulka absorpce v tkáni v závislosti na vlnové délce
- Obr. 9 - Hloubka penetrace do lidské kůže některých laserů používaných v medicíně
- Obr. 10 - Interakce laserového záření s tkání v závislosti na délce expozice a hustotě výkonu
- Obr. 11 - Přehled klasifikace laserů do bezpečnostních tříd
- Obr. 12 - Přehled potenciálních rizik jednotlivých laserových tříd
- Obr. 13 - Zakončení RFITT hanpiecu
- Obr. 14 - Průběh monitorace impedance tkáně a akustického signálu
- Obr. 15 - Závislost průměru poškozené tkáně na nastaveném výkonu
- Obr. 16 - Animace termického poškození tkáně při ošetření dolní skořepky nosní
- Obr. 17 - Princip harmonického skalpelu
- Obr. 18 - Funkce sondy harmonického skalpelu
- Obr. 19 - Arteriální zásobení patrové tonsily I.
- Obr. 20 - Arteriální zásobení patrové tonsily II.
- Obr. 21 - Arteriální zásobení patrové tonsily III.
- Obr. 22 - Venózní zásobení oblasti patrové tonsily
- Obr. 23 - Nervové zásobení oblasti patrové tonsily
- Obr. 24 - Sinus tonsilaris
- Obr. 25 - Postup při tonsillektomii
- Obr. 26 - Demonstrace rozdílné hemokoagulační schopnosti CO₂ l.dx. a Er:YAG l.sin. in vivo
- Obr. 27 - Odolnost speciální ET kanyly vůči 0,5 mm laserovému paprsku
- Obr. 27 - ET kanyla odolná vůči laserovému záření
- Obr. 28 - Tonsillectomie Ho:YAG laserem
- Obr. 29 - RFITT tonsillectomie
- Obr. 30 - Tonsillectomie harmonickým skalpelem
- Obr. 31 - Průměrný počet použití koagulace pro peroperační krvácení

- Obr. 32 - Rozdíly v průměrném počtu použití koagulace při peroperačním krvácení
- Obr. 33 - Průměrná doba operace (v min.)
- Obr. 34 - Průměrná doba operace vztažená ke klasické tonsillektomii (v min.)
- Obr. 35 - Hodnocení orientace v tkáni operátérem (škála 1-5)
- Obr. 36 - Hodnocení orientace v tkáni operátérem vztažené ke klasické tonsillektomii (škála 1-5)
- Obr. 37 - Vývoj pooperační bolestivosti, skupina A, Ho:YAG laser
- Obr. 38 - Vývoj pooperační bolestivosti, skupina B, Er,Cr:YSGG laser
- Obr. 39 - Vývoj pooperační bolestivosti, skupina C, RFITT
- Obr. 40 - Vývoj pooperační bolestivosti, skupina D, harmonický skalpel
- Obr. 41 - Vývoj pooperační bolestivosti skupin A-D vztažený ke klasické tonsillektomii
- Obr. 42 - Skupina A (Ho:YAG, zóna devitalizace 0,2-0,5mm)
- Obr. 43 - Skupina B (Er,Cr:YSGG, zóna devitalizace 0,01-0,07mm)
- Obr. 44 - Skupina C (RFITT, zóna devitalizace 0,1- 1 mm)
- Obr. 45 - Skupina D (harmonický skalpel, zóna devitalizace 0,3-1 mm)
- Obr. 46 - Aplikátor Er,Cr:YSGG laser s chladicím paprskem

11.7 Přehledný seznam tabulek

Tab. 1 - Přehled laserů s kontinuálním vyzařováním používaných v medicíně

Tab. 2 - Přehled laserů s pulzním vyzařováním používaných v medicíně

Tab. 3 - Fototermální laserová interakce s tkání

Tab. 4 - Srovnání hloubky penetrace a rozsahu termického poškození u laserů CO₂ a Er:YAG

Tab. 5 - Charakteristika studovaného souboru

Tab. 6 - Nastavení použitých přístrojů

Tab. 7 - Průměrné hodnoty, jejich rozdíly u sledovaných parametrů

Tab. 8 - Vývoj bolestivosti v pooperačním období

11.8 Výuková činnost autora související s tématem

2003 - nyní odborný asistent ORL kliniky FN a LFUK Plzeň

autorem založené nepovinně volitelné předměty vyučované na LF UK v Plzni:

2004 “Lasery v ORL”

autorem založené nepovinně volitelné předměty s účastí zahraničních lektorů nebo s částí výuky v zahraničí:

2007 “Diagnostika a léčba poruch dýchání ve spánku”

2008 “Fotomedicína”

11.9 Zahraniční spolupráce autora související s tématem

výuková:

2007 - 2013 **Sächsische Schweiz Klinik Sebnitz** - výukové stáže pro studenty v rámci předmětu “Diagnostika a léčba poruch dýchání ve spánku”

pracovní:

2008 externí odborný konzultant laserového výrobce **QuantelDerma GmbH**

2008 externí odborný konzultant laserového výrobce **StarMedTech company**

2012 externí odborný konzultant laserového výrobce **Biolase**

11.10 Přednášková činnost autora související s tématem - zahraniční

- 2006 **Lasers in Medicine**, Sächsische Schweiz Klinik Sebnitz, SRN
- 2007 **Doporučené diagnostické a léčebné postupy pro poruchy dýchání ve spánku**, X. ČESKÝ A IV. ČESKO-SLOVENSKÝ SJEZD SPÁNKOVÉHO LÉKAŘSTVÍ, Martin, Slovensko
- 2009 **Efficacy and safety of linear scanning 808 nm diode laser system for hair removal**, 18. Celoevropský dermatologický kongres, Berlin, SRN
- 2010 **Infrared lasers in ENT**, StarMedTech company, Mnichov, SRN
- 2011 **Linear scanning 808 nm diode laser system versus spot-by-spot system**, 89. Celostátní dermatologický kongres, Curitiba, Brazílie
- Linear scanning 808 nm diode laser system versus spot-by-spot system**, workshop, Rio de Janeiro, Brazílie
- Exelo 2 versus full ablative lasers**, workshop, Sao Paolo, Brazílie

11.11 Přednášková činnost autora související s tématem - ostatní

- 2004 **OSAS a ronchopatie z pohledu ORL**, Postgraduální lékařské dny Plzeň
- 2006 **OSAS v dětském věku**, seminář ORL kliniky LFUK Plzeň
- 2007 **Patologie horních cest dýchacích při OSAS**, Celostátní vzdělávací akce pro personál spánkových laboratoří, Hrotovice
- Komplikace OSAS**, Postgraduální lékařské dny Plzeň
- Teorie laseru**, regionální seminář pro ORL, dermatology a praktické lékaře, Plzeň
- Lasery v dermatologii**, regionální seminář pro ORL, dermatology a praktické lékaře, Plzeň
- Možnosti ambulantní anestezie při laserových výkonech**, regionální seminář pro ORL, dermatology a praktické lékaře, Plzeň
- 2008 **Zkušenosti s terapií OSAS na ORL klinice v Plzni**, X. ČESKÝ a V. ČESKO-SLOVENSKÝ SJEZD SPÁNKOVÉHO LÉKAŘSTVÍ , Plzeň
- Zkušenosti s OSAS**, 6.Gerontologické dny, Plzeň
- Laserová terapie haemangiomu měkkého patra**, seminář ORL kliniky LFUK Plzeň
- Frakcionovaný handpiece versus fullablační lasery**, regionální seminář pro ORL, dermatology a praktické lékaře, Plzeň

Scannovací epilační systém versus běžné lasery, regionální seminář pro ORL, dermatology a praktické lékaře, Plzeň

Lasery v ORL, regionální seminář pro ORL, dermatology a praktické lékaře, Plzeň

2009 **Ho:YAG laser při tonsillektomii**, XI. ČESKÝ a V. ČESKO-SLOVENSKÝ SJEZD SPÁNKOVÉHO LÉKAŘSTVÍ, Ostrava

Současné zkušenosti s Ho:YAG laserem, regionální seminář pro ORL, dermatology a praktické lékaře, Plzeň

2011 **Odstranění cizorodého materiálu z kůže Rb laserem**, regionální seminář pro ORL, dermatology a praktické lékaře, Plzeň

2012 **Laserová analgezie v ORL**, regionální seminář pro ORL, dermatology a praktické lékaře, Plzeň

11.12 Publikační činnost autora související s tématem

11.12.1 Zkušenosti s laserovou operativou na ORL klinice FN a LFUK v Plzni

Plzeňský lékařský sborník 2013

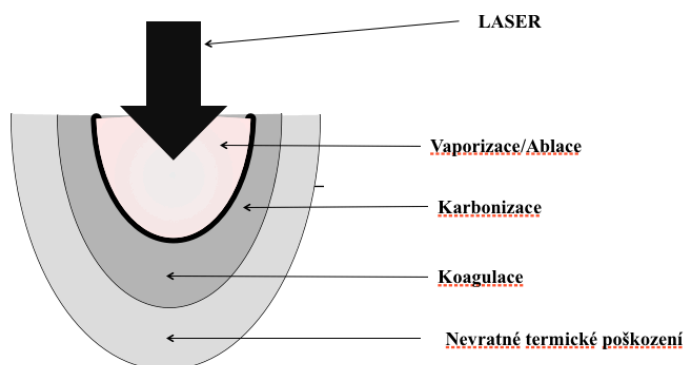
D.Slouka

Zakladatelem laserové medicíny se stal Albert Einstein, když v roce 1905 publikoval princip stimulované emise (1). První medicínsky využitý laser byl představen až v roce 1960 Theodorem Maimanem. Aktivním mediem byl krystal rubínu. Poté přišly na řadu 1961 HeNe zkontruovaný Javanem (2), v roce 1964 CO₂ laser (3), Nd:YAG, argonový laser a v 80. letech 20. století KTP a Er:YAG lasery. Všechny tyto přístroje se v různých technických modifikacích používají v moderní medicíně dodnes.

Laserové světlo je charakterizováno jedinečnou kombinací těchto vlastností: směrovost, koherence, monochromaticnost a vysoký jas. Lasery se od sebe mohou lišit podstatnou součástí a tou je aktivní medium. Aktivním mediem laseru může být plyn (CO₂, HeNe), tekutina (tzv. barvivové lasery), krystal (Er:YAG, Nd:YAG) nebo diody. Zvláště polovodičové (diodové) lasery se dnes progresivně vyvíjejí, důvodem je jejich široké použití a přijatelnější výrobní náklady než např. u laserů krystalických. Přenos laserové energie do tkáně se u chirurgických laserů zprostředkovává pohyblivým ramenem (Er:YAG) nebo vláknem (KTP), případně jinou optickou soustavou. Využití laserů dnes najdeme v dermatologii(4), gastroenterologii(5), gynekologii(6), chirurgii(7), neurochirurgii(8), oftalmologii(9), otolaryngologii(10), ortopedii(11), pneumologii(12), stomatologii(13), urologii(14).

Pro biomedicínské využití je zásadní vlnová délka laseru, cílový chromofor (hemoglobin, melanin, voda), absorpční koeficient laseru v dané tkáni a struktura impulsu (kontinuální, pulzní, Q-switch). Je tím definován rozsah interakce s tkání - hloubka ablace, rozsah termického poškození ap.

obr. 1 - histologický profil působení CO₂ laseru na tkáň



Cílem naší práce bylo získat představu o využitelnosti a praktičnosti jednotlivých laserů v oblasti nejběžnějších ORL operací vzhledem k jejich výkonu, vlnové délce, způsobu přenosu energie a dalším vlastnostem, které ovlivňují výsledek a komfort operátora a operace. Teoretické pole možného využití laserové energie v otolaryngologii je velice široké od naprosto úzce specifických výkonů v ušní operativě (laserová myringotomie, vaporizace ramének třmínku, ablace chrupavky v průdušnici), až k úplně běžným výkonům v dutině ústní, nosní, vedlejších dutinách nosních nebo hrtanu či kůži (mukotomie, tonsillektomie, LAUP, odstranění tumorů).

Materiál a metodika

Do práce jsme zařadili 10 chirurgických laserových přístrojů, s kterými jsme měli možnost pracovat na ORL klinice od února 2002 do června 2013. S krystalickým aktivním mediem KTP 532nm, Nd:YVO4 532nm, Th:DPFL 1920nm, Er,Cr:YSGG 2780nm a Ho:YAG 2100nm, z polovodičových laserů s vln. délkami 980nm, 810nm a 940nm. Všechny lasery přenášely laserový paprsek vláknem. Pouze plynový CO2 10600nm používá k přenosu systém zrcadel v pohyblivém rameni (tab.č.1).

	obch.název	vln.délka (nm)	akt.medium	způsob přenosu	chromofor	kontin. režim	pulsní režim
KTP	Aura XP	532	krystal	vlákno	hemoglobin	ano	ano
Nd:YVO4	Idas	532	krystal	vlákno	hemoglobin	ano	ano
Ho:YAG	Auriga	2100	krystal	vlákno	voda	ne	ano
Th:DPFL	Vela XL	1920	krystal	vlákno	voda	ano	ano
Er,Cr:YSGG	Waterlase iPlus	2780	krystal	vlákno	voda	ne	ano
polovodičový	Ceralas	980	dioda	vlákno	hemoglobin, voda	ano	ano
polovodičový	Velure S9	980	dioda	vlákno	hemoglobin, voda	ano	ano
polovodičový	LaserSmile	810	dioda	vlákno	hemoglobin, voda	ano	ano
polovodičový	ezLase 940	940	dioda	vlákno	hemoglobin, voda	ano	ano
CO2	Multipulse	10600	plyn	rameno	voda	ano	ano

tab. č.1 - studovaný soubor laserů

K srovnání jsme použili nejběžnější ORL operace, abychom vyloučili proměnné plynoucí ze složitosti komplikovanějších výkonů. Z výkonů v celkové anestezii (CA) jsme zařadili do srovnávání tonsillektomii, z výkonů v lokální anestezii (LA) mukotomii a uvulopalatoplastiku. Při operacích jsme hodnotili peroperační krvácení a nutnost použití konvenční koagulace a pooperační krvácení, přehlednost operačního pole, dobu operace, pooperační bolestivost, komplikace. Pozitivní hodnocení (+, ++, případně +++), negativní hodnocení (-).

Při kontrolách pacientů byl monitorován i vývoj dalších symptomů u jednotlivých sledovaných výkonů (tonsillektomie, uvuloplastika - infekce, otoky, bolesti uší, huhňavost, polykací obtíže, zatékání potravy, poruchy chuti, mukotomie - infekce rány, dlouhodobá sekrece z nosu, sinusitis, otoky nosu, obličej, srůsty v nosní dutině, poruchy čichu), ale pro minimum výskytu do hodnocení nebyly použity.

Výsledky

Při použití laserů k tonsillektomiím jsme zjistili, že všechny přístroje kromě ezLase jsou pro tento výkon bezpečně použitelné. Kromě Ho:YAG laseru se ukázala nutnost použití konvenční koagulace ve všech případech laserů, nicméně s různou frekvencí použití. Operační doba byla přibližně stejná jako při klasické tonsillektomii resp. u Ho:YAG laseru kratší (cca 2 min. v průměru), u Er,Cr:YSGG laseru a LaserSmile delší (cca 4 min. v průměru). Bolestivost v pooperačním období byla srovnatelná, u thuliového laseru vyšší a pooperační komplikace včetně krvácení řídké.

tab. č.2 - celková anestezie, tonsillektomie

	vln.délka (nm)	peroper. krvácení	nutná koagulace	doba operace	přehlednost oper. pole	bolest pooperačního období	komplikace
KTP	532	++	20 %	+	++	+	řídké
Nd:YVO4	532	+	50 %	+	++	+	řídké
Ho:YAG	2100	+++	0 %	+++	+++	+	řídké
Th:DPFL	1920	+	50 %	+	+	-	řídké
Er,Cr:YSGG	2780	++	100 %	+/-	++	+	řídké
polovodičový	980	++	20 %	+	++	+	řídké
polovodičový	980	++	20 %	+	++	+	řídké
polovodičový	810	+/-	100 %	+/-	+/-	+	řídké
polovodičový	940	-	100 %	nedokončeno	-	+	řídké
CO2	10600	++	20 %	+	++	+	řídké

Použití laserů v lokální anestezii demonstrovalo naprostou bezproblémovost použití všech laserů. Pouze Er,Cr:YSGG a CO2 byly z technických důvodů nepoužitelné pro mukotomii (nevhodný tvar handpiecu), Ho:YAG laser pro subj. nepříjemný (pro pacienta) pulsní režim, ezLase nepoužitelný pro oba výkony z technických důvodů. Nevhodný tvar handpiecu, pomalá preparace s nedostatečnou koagulací. Jinak všechny výkony byly bez výskytu peroperačního krvácení, doba operace u mukotomie do 10 min., u uvulopalatoplastiky do 15 min., bolest v pooperačním období u mukotomií žádná, resp. u LAUP ve zvyklých intencích (srovnatelná s běžnou angínou). Pooperační průběh byl bez komplikací.

tab.č.3 - lokální anestezie, mukotomie a uvulopalatoplastika

	vln.délka (nm)	mukotomie	LAUP	peroper.krv ácení	doba operace	bolest v pooper ačním období	jiné komplikac e
KTP	532	+++	+++	+++	+++	++	nebyly
Nd:YVO4	532	+++	+++	+++	+++	++	nebyly
Ho:YAG	2100	nepoužiteln é	+++	+++	+++	++	nebyly
Th:DPFL	1920	+++	+++	+++	+++	++	nebyly
Er,Cr:YSGG	2780	nepoužiteln é	+++	+++	+++	++	nebyly
polovodičov ý	980	+++	+++	+++	+++	++	nebyly
polovodičov ý	980	+++	+++	+++	+++	++	nebyly
polovodičov ý	810	+	++	+++	+++	++	nebyly
polovodičov ý	940	nepoužiteln é	nepoužitel né	-	-	-	-
CO2	10600	nepoužiteln é	+++	+++	+++	++	nebyly

Diskuze

Užití laserů v otolaryngologii je dnes naprosto běžnou záležitostí, nicméně vždy je třeba respektovat specifika vlastních výkonů. Již z obecného pohledu je vidět, že výkony na standardně prokrvených orgánech v ORL oblasti (nosní skořepy, měkké patro) jsou při použití laserů bezproblémové, dokonce v oblasti mukotomie by se přínos dal přirovnat k malému převratu.

Kontroverzním výkonem z tohoto pohledu je tonsillektomie. Operace popisovaná již z dob "starého Říma" nicméně tehdy technikou dnes neakceptovatelnou. Po celý svůj vývoj byla tato operace obávaná pro komplikaci krvácení, dokonce bývala i různými autory zatracovaná. Její technika se výrazněji zdokonalila až počátkem 20.století, kdy se začala ke stavění krvácení používat v případě potřeby ligatura (do té doby se stavělo krvácení vyplachováním studenou vodou). Současná technika operace se bez zásadních změn používá cca od roku 1910 (15).

Z pohledu pacienta je skutečně malým převratem laserová mukotomie jako řešení chronické hypertrofické rhinitidy. Místo původního výkonu (sestrižení sliznice nosní skořepy nůžkami) vyžadujícího hospitalizaci, celkovou anestezii (ve většině případů), ukončení výkonu přední tamponádou, opakované ambulantní kontroly a pracovní neschopnost, je dnes výkon proveditelný téměř bezkrevně a bezbolestně, v lokální anestezii ambulantně, bez přední tamponády i bez pracovní neschopnosti. Termopoškození tkáně ze 2-3 vpichů do nosní skořepy je výkonem s omezením dolní věkové hranice pouze schopností spolupráce dítěte.

Z pohledu operátora nás nejvíce oslovil Ho:YAG laser, který je v urologických indikacích široce používán (16). Při tonsillektomii byl průběh téměř bezkrevný s rychlou

preparací a zkrácením doby operace. U všech ostatních laserů jsme tonsillectomie provedli za různě častého použití konvenční koagulace, ve srovnatelné době operace s klasickým výkonem, celkem přehlednou preparací, bez odchylek v pooperační bolestivosti od zvyklého standardu. V celkovém hodnocení, bereme-li v úvahu i nutné použití speciálních "laseruvzdorných" intubačních kanyl (17), lasery pro tento výkon převratný vývoj neznamenaají.

Při mukotomiích a uvulopalatoplastikách jsme podle očekávání zjistili bezproblémový, příjemný průběh operací. Jedinou odchylkou byl subjektivně velmi nepříjemný pocit při mukotomii Ho:YAG laserem z pulsního režimu. Pro tento výkon v LA jsme uvedený laser hodnotili jako nevhodný. Tento typ laseru se v kontinuálním režimu nevyrábí. CO2 laser a Er,Cr:YSGG byly do nosní dutiny nepoužitelné pro mohutný handpiece, s kterým se lze bez obtíží pohybovat v LA v dutině ústní, nikoliv však v dutině nosní.

Závěr

Otolaryngologie, stejně jako ostatní medicínské obory, bude využívat laserovou medicínu pouze v přísně určených indikacích, kdy tyto špičkové přístroje přináší neoddiskutovatelný profit pro průběh operace i pro pooperační období. Do těchto výkonů lze zařadit laserovou mukotomii, případně uvulopalatoplastiku. Mezi výkony, které zůstanou vývojem laseru neposunuty, zřejmě zařadíme tonsillectomii a její technika zůstane stejná, tak již byla definována počátkem 20.století. Výsledky studií s dalšími přístroji spojenými s miniinvasivní medicínou - harmonickým skalepelem (18), radiofrekvenčním nožem (19) - dokonce naznačují, že pro bolestivost po tonsillectomii je zásadní relativně velká a exponovaná otevřená plocha lůžka více než výběr operační metody.

Souhrn

První operace s použitím laseru byla na ORL klinice FN a LF UK v Plzni provedena v roce 2002. Od té doby měli lékaři na ORL klinice možnost pracovat s celou řadou invazivních laserů, porovnat jejich vlastnosti, vyjádřit se k jejich možnému využití na poli otolaryngologie. Laserová medicína je dnes multioborově se rozvíjející směr, který při správné indkaci přináší pro pacienta velké množství výhod. Jak v průběhu operace, tak na poli miniinvasivity či v pooperačním období. Soubor vyzkoušených a hodnocených laserových přístrojů na ORL klinice v Plzni je jedním z největších v České republice.

Our experience with laser assisted surgery at the ENT clinic, Charles University Hospital and Medical School in Pilsen

Summary

The first surgery using a laser at the ENT clinic of the Charles University Hospital and Medical School in Pilsen was performed in the year 2002. Since then doctors at the ENT clinic have had the opportunity to work with a wide range of invasive lasers, compare their features and comment on their potential use in the field of ENT. Today laser medicine is an expanding field which - when used in right indications - offers numerous advantages to a patient: peroperatively, as well as du to the minimal invasiveness and postoperation period. The set of tested and evaluated lasers at the ENT clinic in Pilsen is one of the largest in the Czech Republic.

Literatura

1. Einstein A.: Über einen die Erzeugung und Verwandlung des Lichtes betreffenden heuristischen Gesichtspunkt Ann. Phys. 17, 1905, 132. - 2. Katzir A.: Lasers and Optical Fibers in Medicine, San Diego: Academic 1993. - 3. Patel C.: Selective excitation through vibrational energy transfer and optical maser action in N₂-CO₂, Phys. Rev. Lett. 13 617. - 4. Rai R, Natarajan K.: Laser and light based treatments of acne, Indian J Dermatol Venereol Leprol. 2013;79. - 5. Mao Y, Qiu H, Liu Q, Lu Z, Fan K, Huang Y, Yang Y.: Endoscopic holmium:YAG laser ablation of early gastrointestinal intramucosal cancer., Lasers Med Sci. 2013, 18. - 6. Adelman MR, Tsai LJ, Tangchitnob EP, Kahn BS.: Laser technology and applications in gynaecology., J Obstet Gynaecol. 2013;33(3):225-31. - 7. Mozafar M, Atqiaee K, Haghighatkah H, Taheri MS, Tabatabaey A, Lotfollahzadeh S.: Endovenous laser ablation of the great saphenous vein versus high ligation: long-term results., Lasers Med Sci. 2013, 14. - 8. Breuskin D, Divincenzo J, Kim YJ, Urbschat S, Oertel J.: Confocal laser endomicroscopy in neurosurgery: a new technique with much potential., Minim Invasive Surg. 2013;2013:851819. - 9. Reddy KP, Kandulla J, Auffarth GU.: Effectiveness and safety of femtosecond laser-assisted lens fragmentation and anterior capsulotomy versus the manual technique in cataract surgery., J Cataract Refract Surg. 2013 ;39(9):1297-306. - 10. Martellucci S, Pagliuca G, de Vincentiis M, Greco A, Fusconi M, De Virgilio A, Gallipoli C, Gallo A.: Ho:Yag laser for sialolithiasis of Wharton's duct., Otolaryngol Head Neck Surg. 2013;148(5):770-4. - 11. Pacheco PS, de Oliveira FA, Oliveira RC, Sant'ana AC, de Rezende ML, Greggi SL, Damante CA.: Laser phototherapy at high energy densities do not stimulate pre-osteoblast growth and differentiation., Photomed Laser Surg. 2013;31(5):225-9. - 12. Murgu SD, Colt HG.: Combined optical coherence tomography and endobronchial ultrasonography for laser-assisted treatment of postintubation laryngotracheal stenosis., Ann Otol Rhinol Laryngol. 2013;122(5):299-307. - 13. Seoane J, González-Mosquera A, López-Niño J, García-Caballero L, Aliste C, Seoane-Romero JM, Varela-Centelles P.: Er,Cr:YSGG laser therapy for oral leukoplakia minimizes thermal artifacts on surgical margins: a pilot study., Lasers Med Sci. 2013. - 14. Zhang FB, Shao Q, Tian Y.: Comparison of the diode laser and the thulium laser in transurethral enucleation of the prostate for treatment of benign prostatic hyperplasia., Beijing Da Xue Xue Bao. 2013;45(4):592-6. - 15. Lejska V., Komentium ORL dětského věku, 1995, 344: 218-221. - 16. Chen S, Zhu L, Yang S, Wu W, Liao L, Tan J.: High- vs low-power holmium laser lithotripsy: a prospective, randomized study in patients undergoing multitract minipercutaneous nephrolithotomy., Urology. 2012;79(2):293-7. - 17. Hirshman, C.A and Smith, J.: Indirect ignition of the Endotracheal Tube During Carbon Dioxide Laser, Surgery. Arch. Otolaryngol Vol. 106, 639-641, 1980. - 18. Wiatrak BJ, Willging JP.: Harmonic scalpel for tonsillectomy., Laryngoscope. 2002;112(8 Pt 2 Suppl 100):14-6. - 19. Friedman M, LoSavio P, Ibrahim H, Ramakrishnan V.: Radiofrequency tonsil reduction: safety, morbidity, and efficacy, Laryngoscope. 2003;113(5):882-7.

11.8.3 Možnosti homogenní aplikace laserového záření na rozsáhlé plochy lidské tkáně

D. Slouka¹, V. Kus²

¹ORL klinika, LFUK v Plzni,
Edvarda Beneše 1128, Plzeň

²Katedra elektromechaniky a výkonové elektroniky, Fakulta elektrotechnická, ZČU v Plzni,
Univerzitní 26, Plzeň

2

E-mail : slouka@fnplzen.cz, kus@kev.zcu.cz

Anotace:

Laserové přístroje jsou dnes řešeny mnoha technickými způsoby, které se odvíjí od jejich cílového použití, přičemž velmi speciální využití nacházejí lasery v lékařství. Účinek medicínských laserů je dán jejich základními fyzikálními vlastnostmi (vlnová délka, kolimace, koherence, monochromaticita) a jejich interakcí s biologickými vlastnostmi cílové tkáně. Specifickou oblastí aplikace laserů v lékařství jsou situace, kde je z klinických důvodů vyžadována aplikace laserového záření na rozsáhlejší plochy (desítky až stovky cm²) při zajištění maximální homogenity distribuce laserové energie. Obsahem tohoto článku je kvantifikovat dostupné metody plošné aplikace nejenom technicky, ale i na základě biologického efektu in vivo s dlouhodobým sledováním. Práce vznikla jako výsledek společného výzkumu LFUK v Plzni a FEL ZČU v Plzni.

Abstract:

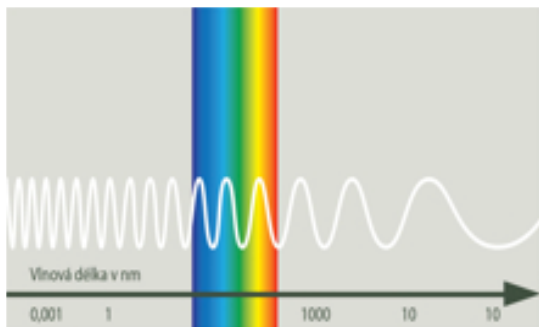
Laser devices today are built using many different technical designs determined by their target application where a very special use have lasers in medicine. The effects of medical lasers are determined by their basic physical properties (wavelength, collimation, coherence, monochromaticity) and their interactions with biological properties of the target tissue. A specific area of application of lasers in medicine are situations where clinical reasons require the laser irradiation over larger areas (tens to hundreds cm²) at maximum homogeneity of the distribution of laser energy. The aim of this article is to quantify the available methods for surface application not only technically, but also on the basis of biological effects in vivo with long-term monitoring. This work is a result of joint research of Charles University Medical School and University of West Bohemia, Department of Electromechanics and Power Electronics both in Pilsen.

ÚVOD

S myšlenkou stimulované emise přišel v roce 1917 A. Einstein, čímž položil teoretický základ pro budoucí vývoj laserů. Novou éru pak odstartoval v roce 1960 T. Maiman, který zkonstruoval první laser na bázi rubínového krystalu buzeného fotografickou výbojkou, který produkoval intenzivní temně červený paprsek. Ještě téhož roku zkonstruovali A. Javan, W. Bennett a D. Herriott plynový helium-neonový laser, generující kontinuální paprsek o vlnové délce 1150 nm. Prudký rozvoj laserů začíná rokem 1964, kdy byly zkonstruovány CO₂ laser (C. Kumar a N. Patel), argonový laser (W. Bridges) a Nd:YAG laser (J. Geusic a R. Smith).

FYZIKÁLNÍ VLASTNOSTI LASERŮ

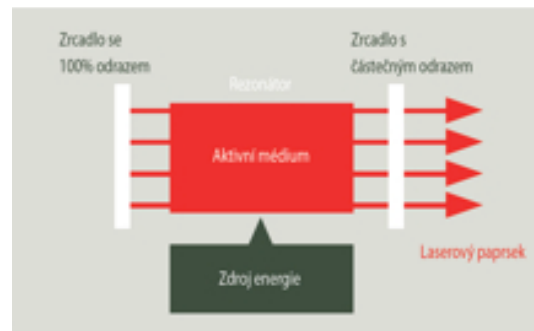
Elektromagnetické spektrum člení elektromagnetické vyzařování podle vlnové délky (obr.1). Na straně dlouhých vlnových délek začíná u radiových vln a na opačném konci u krátkých vlnových délek končí zářením gama. V elektromagnetickém spektru je obsažena určitá oblast vlnových délek, která se nazývá optické spektrum a obsahuje vlnové délky od ultrafialové po infračervenou. Podmnožinou optického spektra je oblast vlnových délek detekovatelných lidským okem, která se nazývá viditelné spektrum. Viditelné spektrum se nachází v oblasti od červeného po modré světlo. Výstup z laserů obecně spadá do oblasti optického spektra.



Obr. 1: Elektromagnetické spektrum

Každý laser je tvořen základními prvky, které jsou nezbytné pro vznik laserové energie (obr.2). Silně odražející zrcadlo a polopropustné výstupní zrcadlo slouží pro zesilování a oscilaci fotonů, stimulovaných v aktivním prostředí. Aktivní prostředí laseru obvykle určuje i název laseru, např. plyn CO₂, krystal Nd:YAG apod. Zdrojem

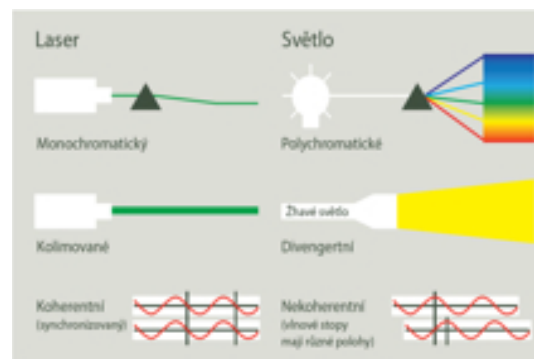
budící energie může být přímá elektrická stimulace, výbojka, matice výkonových LED diod nebo jiné zdroje energie optické stimulace k excitaci aktivního prostředí. Všechny tyto prvky tvoří rezonátor laseru.



Obr. 2: Obecné schéma laseru

Laser je jedinečný svou schopností vytvářet svazek fotonů, který má tři charakteristické vlastnosti: monochromaticnost (jedna vlnové délka, jedna barva), koherence (stejná fáze v prostoru a čase) a kolimace (vyzařování jedním směrem), (viz obr. 3).

Lasery obecně generují světlo o jedné vlnové délce nebo barvě. Pozice určité vlnové délky v elektromagnetickém spektru určuje míru absorpce této vlnové délky v různých materiálech a tím způsob a míru interakce laserového záření s materiálem. V průmyslových aplikacích se nejčastěji setkáváme s řezáním, popisováním a svařováním různých materiálů. V lékařství určuje koeficient absorpce na dané vlnové délce efekt laserového záření na tkáň. Různé tkáně reagují odlišně se laserovým světlem různých vlnových délek. Znalost těchto interakcí nabízí rozsáhlé možnosti využití laserů v medicíně. Požadovaných vlastností světelného svazku nelze dosáhnout běžnými zdroji světla, u kterých chybí zejména časová a prostorová koherence.



Obr. 3: Základní vlastnosti laseru (srovnání s běžným zdrojem světla)

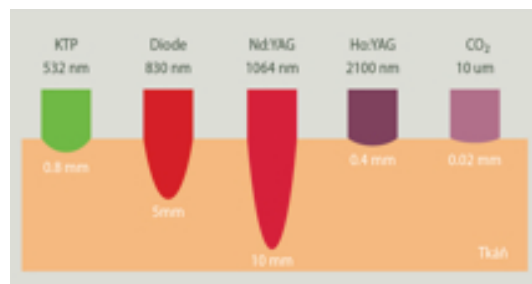
SPECIFIKA POUŽITÍ LASERŮ V LÉKAŘSTVÍ

Zatímco při použití laserů v technických oborech dochází většinou k interakci laserového záření s jedním druhem materiálu, je situace v medicínské oblasti výrazně komplikovanější, jelikož lidské tkáně nejsou většinou homogenní. Lasery zde působí zejména na tyto cílové struktury (chromofory): voda [1-3], hemoglobin [4-5], melanin [6-9], protein (obr. 4).



Obr. 4: Koeficienty absorpce cílových chromoforů v závislosti na vlnové délce

V tkáních se obvykle vyskytují všechny čtyři, podle typu tkáně jsou zastoupeny v různých vzájemných poměrech a jsou různě rozmístěny. Požadovaná interakce s určitou tkání je proto závislá na celé řadě parametrů laserového záření. Kromě vlnové délky záření se jedná o charakter vyzařování (kontinuální, pulzní, délka pulzu), výkon nebo energii pulzu, způsob přenosu energie do tkáně. Na vlnové délce je závislý ještě i rozptyl, který určuje hloubku průniku laserového záření do tkáně, což je významný faktor při aplikaci laseru na hlouběji uložené cílové struktury [10-13], (obr. 5).



Obr. 5: Hloubka penetrace do tkáně v závislosti na vlnové délce

Spektrum vlnových délek laserů používaných v lékařství je velice široké a pohybuje se od 190 nm po cca 11000 nm. Velmi rozmanitá je i škála indikací zahrnující například vaporizaci, koagulaci, stimulaci buněčných struktur atd.

U většiny indikací laserů v lékařství se aplikuje laserový záření ve formě úzkého svazku o průměru stopy paprsku při dopadu na tkáň v řádu desetin až jednotek milimetru. V takových případech, např. řezání laserovým skalpelem, aplikace na mikroskopické struktury v oftalmologii apod., je samozřejmě velkou výhodou principiální vlastnost laseru kolimace [14-15].

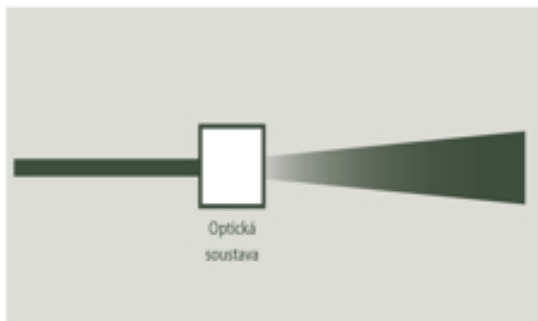
Existuje, však řada medicínských situací kde je naopak nezbytné aplikovat laserové záření na rozsáhlé plochy. Jedná se např. o řadu aplikací v dermatologii (odstraňování pigmentových změn, případně tetování na kůži, redukce nežádoucího ochlupení), plošné cévní malformace v cévní chirurgii, refrakční zákroky na rohovce v oftalmologii apod. V těchto případech je naopak nutno kolimovaný svazek vystupující z laseru aplikovat co nejhomogenněji na rozsáhlou plochu.

ROZBOR MOŽNOSTÍ PŘENOSU LASEROVÉ ENERGIE NA VĚTŠÍ PLOCHU TKÁNĚ

V případě terapie některých afekcí např. nadměrné ochlupení (hypetrichoza), vyhlazení kožního povrchu – vrásek, jizev (kožní resurfacing) [16], „oheň“ – vrozená choroba, lokální spleť cév (naevus flameus) ap. je potřeba aplikovat laserovou energii plošně v rozsahu jednotek až stovek cm². Pro typické zdroje laserového záření je přítom charakteristický úzký kolimovaný vystupující svazek o průměru obvykle maximálně do několik milimetrů. V praxi existuje několik technických řešení tohoto

„rozporu“, tj. jak aplikovat homogenně laserové záření na velkou plochu.

Technicky nejjednodušší metodou je rozšířit úzký laserový paprsek, vystupující z laserového zdroje, na požadovaný průměr pomocí optické soustavy (obr. 6).

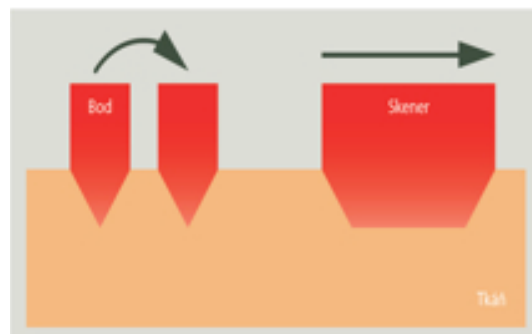


Obr. 6: Rozšíření laserového paprsku průchodem optickou soustavou

Toto řešení umožňuje zajistit i velmi dobrou homogenitu stopy laserového paprsku. Nevýhodou je výrazný pokles hustoty energie, která klesá s druhou mocninou průměru paprsku. Pro hustoty energie potřebné pro invazivní zákroky (např. pro selektivní fototermodolýzu, fotodisrupci ap.) by bylo nutné použít vysoce výkonný laser, což je nerealizovatelné buď z důvodů technických (laser o takovém výkonu není v současnosti možné zkonstruovat) nebo ekonomických (astronomická cena takového zařízení). Proto metoda optického rozšíření paprsku nachází uplatnění u neinvazivních zákroků, zejména v laserové biostimulaci, kde jsou požadovány nízké hodnoty hustoty laserové energie [17-18].

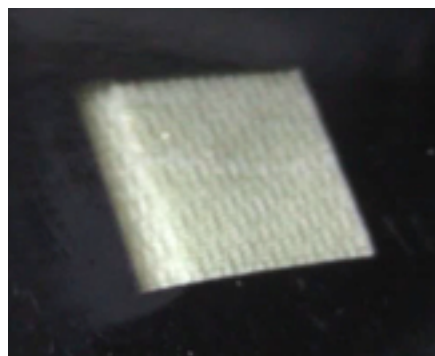
Další možností pokrytí větší plochy je aplikace jednotlivých laserových pulzů bod po bodu (tzv. spot-by-spot) do dvojrozměrné matice. Tato aplikace využívá buď automatické skenery, nebo jsou jednotlivé pulzy aplikovány ručně do maticové šablony. Tento způsob plošné aplikace je u dermatologických laserů relativně rozšířen. Výhodou je pokrytí rozsáhlé plochy paprskem o vysoké hustotě energie. Tento způsob aplikace je výhodný u indikací, kdy je cílová tkáň umístěna na povrchu, tj. co nejbližší místu kontaktu laserového záření s tkání (typická je např. plošná vaporizace horních vrstev kůže). V případě hlouběji uložených cílových struktur má tato metoda aplikace jistou nevýhodu v tom, že díky rozptylu a ochlazení okolními tkáněmi je pokrytí ne zcela homogenní (obr. 7). S hloubkou průniku se oblast, ve které je dostatečná hustota

energie pro dosažení žádoucího účinku, zužuje a čím hlouběji je uložena cílová tkáň, tím méně homogenní je rozložení laserové energie.

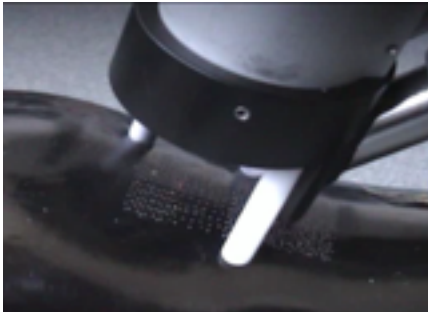


Obr. 7: Řez tkání s konickým profilem paprsku

Třetí metodou pokrytí rozsáhlejších ploch laserovým zářením je tzv. lineární skenování [19]. U této metody je výchozí laserový paprsek vytvářen do podoby velmi úzkého obdélníku (tzv. slit). Tento tvar je pak lineárně rozmítán (obr. 7), přičemž rychlostí rozmítání lze měnit parametry interakce s tkání. Tímto způsobem lze dosáhnout velmi rychlého pokrytí rozsáhlých ploch a zároveň lze při volbě vhodné šířky obdélníkového paprsku dosáhnout homogenního rozložení hustoty energie i v hlouběji uložených tkáňových strukturách



Obr. 8: Fullablace, spot-by-spot



Obr. 9: Matice spot-by-spot

POROVNÁNÍ PLOŠNÉ APLIKACE LASEROVÉHO ZÁŘENÍ V KLINICKÉ PRAXI

Klinické ověření účinku jednotlivých metod plošné aplikace laserového záření jsme provedli u hypertrichózy (nadměrné ochlupení). Tato indikace byla vybrána záměrně, jelikož představuje klinicky relativně složitou situaci. Cílovým chromoforem pro laser o vlnové délce kolem 800 nm jsou shluky částic kožního pigmentu melaninu, které se koncentrují kolem vlasového folikulu v jeho anagenní růstové fázi a jsou uloženy v hloubce několika mm pod povrchem kůže.

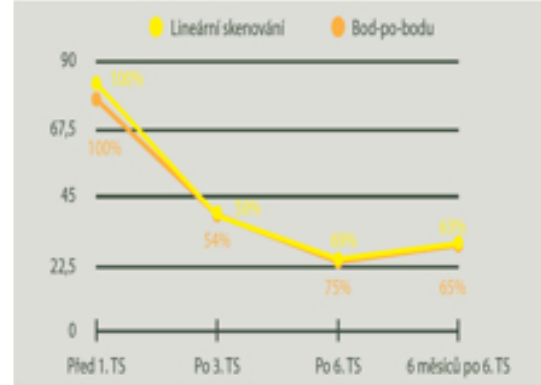
Metoda optického rozšíření laserového svazku nebyla v tomto klinickém porovnání použita, jelikož hustoty energie v řádu desítek J/cm^2 , nutných k fototermolýze vlasového folikulu, není technicky možné s běžně dostupnými lasery na relevantních plochách dosáhnout. Z tohoto důvodu byly klinicky porovnány metoda aplikace „bod po bodu“ v manuálním režimu do předkreslené maticové šablony s metodou lineárního skenování.

Materiál a metody

Byl ošetřen soubor 18-ti pacientů (15 žen, 3 muži) věku 19-51 let. Těmto pacientům byla laserem ošetřena levá podpažní jamka lineárním skenovacím systémem a pravá podpažní jamka spot-by-spot systémem v 6-ti sezeních. Interval mezi jednotlivými ošetřeními byl 3-5 týdnů. Terapie bez lokální anestezie, u metody „bod po bodu“ s kontaktním chlazením, velikost spotu 1 cm^2 . U metody lineárního skenování s chlazením vzduchem, velikost spotu 12 cm^2 . Parametry byly nastaveny podle charakteru hypertrichózy, fototypu kůže, individuální reakce a též upravovány v průběhu studie dle subjektivního komfortu pacienta.

Porovnání klinických výsledků

Obě metody vykazovaly redukci ochlupení bez signifikantního rozdílu v jednotlivých fázích ošetřování.



Obr. 10: Redukce ochlupení v čase

Tab. 1- Porovnání klinických výsledků

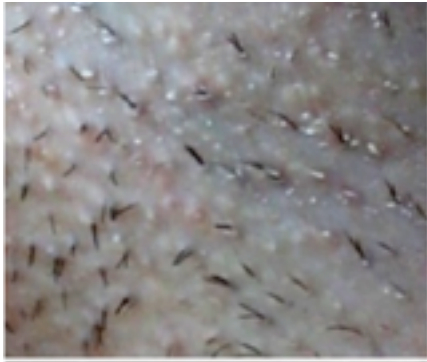
V subjektivním vnímání bolestivosti nebyl výsledován signifikantní rozdíl. Pacienti hodnotili jednotlivá ošetření na stupnici 1-5 (1 nebolestivé, 2 jen mírná bolest, 3 bolest, 4 bolest velká, 5 bolest nesnesitelná).

Doba výkonu byla u obou metod výrazně rozdílná.

Nebyly pozorovány žádné komplikace či závažné vedlejší účinky.

VYUŽITÍ METOD V KLINICKÉ PRAXI

Metoda aplikace „bod po bodu“ s kontaktním chlazením safírovým sklíčkem má malou ošetřující plochu (vel. 1 cm^2), je tedy velmi náročná na přípravu a čas. Z těchto důvodů je problematické ošetření větších ploch (desítky cm^2), ošetření rozsáhlých ploch (stovky cm^2) je pak v praxi nerealizovatelné. Pro přiblížení se homogennímu ošetření kůže, je nutné na větší plochy zakreslit systém matice či jiný, aby nedošlo k ošetření některých ploch 2x nebo dokonce vynechání některých míst.



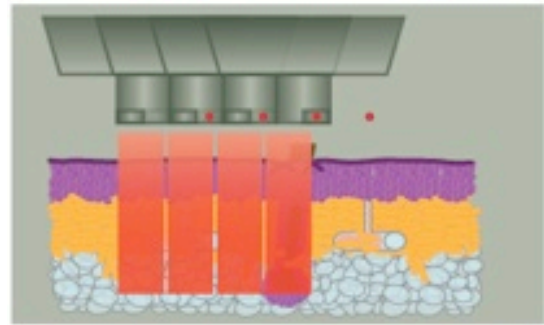
Obr. 11: Snímek kůže před použitím laseru



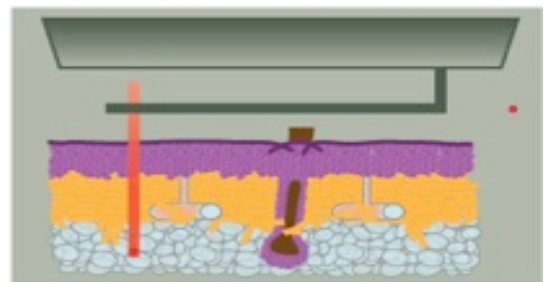
Obr. 12: Snímek kůže po použití laseru

Homogenita ošetření bude vždy sporná (obr.13). Při vícenásobném překryvu ošetřených ploch dojde k aplikaci výrazně většího množství laserové energie a zvyšuje se tím riziko termického poškození tkáně (puchýř, spálenina, jizva). Nejen z tohoto důvodu je nutný zkušený personál. Z časových důvodů byla studie provedena na limitované ploše – podpažní jamka. Při ošetření zad by jedno sezení trvalo přes 40 min. se zvyšující se nepřesností ošetření daného větší plochou. Výhodou tohoto systému je subtilnější aplikátor.

Lineární skenovací systém (obr. 14) má díky umístění zdroje záření (matice laserových diod) v aplikátoru nevýhodu větší hmotnosti, avšak při srovnatelné ploše je ošetřovací čas méně než pětina při výrazně lepším zajištění homogenity, díky výrazné eliminaci lidského faktoru. Velkou výhodou se jeví systém chlazení vzduchem, který umožňuje ochlazení nikoliv jen malé ozařované oblasti, ale i jejího okolí, kde též dochází k resorpci tepla uvolněného selektivní fototermolýzou folikulu.



Obr. 13: Schéma metody „bod po bodu“



Obr. 14: Schéma lineárního skenování

ZÁVĚR

V praxi je v podstatě nemožné úplně se vyhnout překryvu ošetřovaných ploch při práci s malým spotem aplikátoru (1cm²). Měřitelnost překrytí je obtížná. Při práci s velkým aplikátorem (10cm²) se překryv dá lépe kontrolovat a v podstatě minimalizovat. Je zde menší riziko nežádoucího termického poškození kůže.

Srovnáním obou metod jsme zjistili, že při stejné redukci ochlupení je ošetření lineárním skenovacím systémem oproti staršímu způsobu více než 5x rychlejší, je kontrolovatelnější a tím bezpečnější.

Dopad výsledků do praxe může být poměrně rozsáhlý v oblasti technické i v oblasti medicínské. V současné době používané laserové systémy pro cévní medicínu nebo pro léčbu nežádoucích pigmentací využívají výhradně metody aplikace „bod po bodu“, přičemž i zde lze na základě našich výsledků predikovat možnost uplatnění lineárního skenovacího principu, za účelem zkvalitnění a zefektivnění klinických výsledků.

PODĚKOVÁNÍ

Práce vznikla s podporou Evropského fondu pro regionální rozvoj a Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy ČR v rámci projektu Regionální inovační centrum elektrotechniky (RICE), číslo projektu CZ.1.05/2.1.00/03.0094.

ILUSTRAČNÍ VIDEA

K následujícím obrázkům jsou připojena ilustrační videa či animace: obr. 8, obr.9, obr.13, obr. 14.

LITERATURA

- [1] Duplechain, J, K., "Fractional CO2 Resurfacing: Has It Replaced Ablative Resurfacing Techniques?", *Facial Plast Surg Clin North Am.* 2013. doi:10.1016/j.fsc.2013.02.006, The Aesthetic center, 1103 Suite 300, Lafayette, LA 70508, USA.
- [2] Nirmal B, Pai SB, Sripathi H, Rao R, Prabhu S, Kudur MH, Nayak SU, "Efficacy and safety of Erbium-doped Yttrium Aluminium Garnet fractional resurfacing laser for treatment of facial acne scars", *Indian J Dermatol Venereol Leprol.* 2013 Mar-Apr; 79 (2) : 1 9 3 - 8 . doi : 10.4103/0378-6323.107635, Department of Dermatology, Kasturba Medical College, Manipal University, Manipal, India.
- [3] Wang CC, Huang CL, Sue YM, Lee SC, Leu FJ, "Treatment of cosmetic tattoos using carbon dioxide ablative fractional resurfacing in an animal model: a novel method confirmed histopathologically", *Dermatol Surg.* 2013 Apr;39(4):571-7. doi: 10.1111/dsu.12104. Epub 2013 Jan 7, Department of Dermatology, Cardinal Tien Hospital, New Taipei City, Taiwan.
- [4] Rubin IK, Farinelli WA, Doukas A, Anderson RR, "Optimal wavelengths for vein-selective photothermolysis", *Lasers Surg Med.* 2012 Feb;44(2):152-7. doi: 10.1002/lsm.21161. Epub 2012 Jan 12, Dermatology Center, Bethesda, Maryland 20817, USA.
- [5] McCoppin HH, Hovenic WW, Wheeland RG, "Laser treatment of superficial leg veins: a review", *Dermatol Surg.* 2011 Jun; 37(6):729-41. doi: 10.1111/j.1524-4725.2011.01990, Department of Dermatology, University of Missouri, Columbia, Missouri 65212, USA.
- [6] Uyar B, Saklamaz A., "Effects of the 755-nm Alexandrite laser on fine dark facial hair: review of 90 cases", *J Dermatol.* 2012 May; 39(5):430-2. doi: 10.1111/j.1346-8138.2011.01480.x. Epub 2012 Jan 10, Departments of Dermatology Endocrinology, Izmir Sifa Hospital, Basmane, Izmir, Turkey.
- [7] Nilforoushzadeh MA, Naieni FF, Siadat AH, Rad L., "Comparison between sequential treatment with diode and alexandrite lasers versus alexandrite laser alone in the treatment of hirsutism", *J Drugs Dermatol.* 2011 Nov;10(11):1255-9, Skin and Stem Cell Research Center, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
- [8] Zainab J., "Laser hair removal in a patient with polycystic ovarian syndrome and vitiligo", *J Cosmet Dermatol.* 2011 Mar; 10(1):72-3. doi: 10.1111/j.1473-2165.2010.00542.x.
- [9] Haak CS, Nymann P, Pedersen AT, Clausen HV, Feldt Rasmussen U, Rasmussen AK, Main K, Haedersdal M., "Hair removal in hirsute women with normal testosterone levels: a randomized controlled trial of long-pulsed diode laser vs. intense pulsed light", *Br J Dermatol.* 2010 Nov;163(5):1007-13. doi: 10.1111/j.1365-2133.2010.10004.x., Department of Dermatology D-92, Bispebjerg Hospital, University of Copenhagen, Bispebjerg Bakke 23, DK-2400 Copenhagen NV, Denmark.
- [10] Sainter AW, King TA, Dickinson MR, "Effect of target biological tissue and choice of light source on penetration depth and resolution in optical coherence tomography", *J Biomed Opt.* 2004 Jan-Feb;9(1):193-9, Laser Photonics Research Group, Department of Physics and Astronomy, Schuster Laboratory, University of Manchester, Manchester, UK.
- [11] Gotter B, Faubel W, Neubert RH., "Optical methods for measurements of skin penetration", *Skin Pharmacol Physiol.* 2008;21(3):156-65. doi: 10.1159/000131081. Epub 2008 Jun 3., Institute of Pharmacy, Martin Luther University, Halle/Saale, Germany.

- [12] Sattayut S, Hortong K, Kitichaiwan C., "The Ablation Properties of CO₂ Laser Irradiating to Absorption Media: An In Vitro Study", *Int J Dent.* 2012;2012:230967. doi: 10.1155/2012/230967. Epub 2012 Nov 25., Lasers in Dentistry Research Group and Oral Surgery Department, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University, Khon Kaen 40002, Thailand
- [13] Thompson AC, Wade SA, Brown WG, Stoddart PR., "Modeling of light absorption in tissue during infrared neural stimulation", *J Biomed Opt.* 2012 Jul;17(7):075002. doi: 10.1117/1.JBO.17.7.075002., Swinburne University of Technology, Faculty of Engineering and Industrial Sciences, PO Box 218, Hawthorn, 3122, Australia.
- [14] Celik EU, Ergücü Z, Türkün LS, Türkün M., "Effect of different laser devices on the composition and microhardness of dentin.", *Oper Dent.* 2008 Sep-Oct;33(5):496-501. doi: 10.2341/07-127., Süleyman Demirel University School of Dentistry, Department of Restorative Dentistry, Isparta, Turkey.
- [15] Chiseliță D, Cantemir A, Stogrea A., "Laser refractive surgery for moderate or high myopic astigmatism--1 year outcome", *Oftalmologia.* 2012;56(1):77-85.
- [16] Wang, B.; Wu, Y.; Luo, Y. -J.; et al., "Combination of intense pulsed light and fractional CO₂ laser treatments for patients with acne with inflammatory and scarring lesions", *Clinical and experimental dermatology*, Volume: 38 Issue: 4 Pages: 344-351 DOI: 10.1111/ced.12010 Published: Jun 2013
- [17] Herranz-Aparicio J, Vázquez-Delgado E, Arnabat-Domínguez J, España-Tost A, Gay-Escoda C., "The use of low level laser therapy in the treatment of temporomandibular joint disorders", *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2013 May 31., Centro Médico Teknon, C/ Vilana 12 , 08022 Barcelona, Spain.
- [18] Ferraresi C, Hamblin MR, Parizotto NA., "Low-level laser (light) therapy (LLLT) on muscle tissue: performance, fatigue and repair benefited by the power of light", *Photonics Lasers Med.* 2012 Nov 1;1(4): 267-286., Laboratory of Electro-thermophototherapy, Department of Physical Therapy, Federal University of São Carlos, São Carlos, São Paulo 13565-905, Brazil; and Department of Biotechnology, Federal University of São Carlos, São Carlos, São Paulo 13565-905, Brazil.
- [19] Talour, K.; Schollhammer, M.; Garlantezec, R.; et al., "Predictive factors for pain in technical dermatological procedures", *Annales de dermatologie et de venerologie*, Volume: 140 Issue: 1 Pages: 5-14 DOI: 10.1016/j.annder.2012.05.012 Published: JAN 2013