



TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Ústav zdravotnických studií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Efektivita léčby močových konkrementů
pomocí holmiového laseru

2013

Jiří Hrubý

Technická univerzita v Liberci
Ústav zdravotnických studií

Studijní program: B 3944 Biomedicínská technika
Studijní obor: 3901R032 Biomedicínská technika

**Efektivita léčby močových konkrementů pomocí
holmiového laseru**

**The efficiency of the holmium laser treatment of
urinary stones**

Jiří Hrubý

2013

Bakalářská práce

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Ústav zdravotnických studií
Akademický rok: 2011/2012

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Jiří Hrubý**
Osobní číslo: **Z10000003**
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor: **Biomedicínská technika**
Název tématu: **Efektivita léčby močových konkrementů pomocí holmiového laseru**
Zadávací katedra: **Ústav zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Teoretický úvod - lékařské lasery
Speciální část - holmiový laser v urologii
Holmiový laser pro léčbu močových konkrementů v KN Liberec, a.s.
Statistické zhodnocení efektivity metody na vzorku pacientů
Doporučení pro praxi

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy: **50 - 70 stran**

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

GOLDMAN, L. The Biomedical Laser: Technology and Clinical Applications. New York : Springer-Verlag, 1981. ISBN 0-387-90571-5

ČIHÁK, R. Anatomie. 2. vydání Praha: Grada Publishing, 2001. 497 s. ISBN 80-7169-970-5

KAWACIUK, I. Urologie. 1. vydání. Praha : Galén, 2009. 531 s. ISBN 978-80-7262-627-7

ROZMAN, J. a kol. Elektronické přístroje v lékařství. 1. vydání. Praha : Academia, 2006. 408 s. ISBN 80-200-1308-3.

ŠAFAŘÍK, L. DVOŘÁČEK, J. Použití Ho:YAG laseru na horních močových cestách. Endoskopie. 1998, roč. 7, č. 3, s. 55-56. ISSN 1211-1074

ŠAFAŘÍK, L., BABJUK, M., DVOŘÁČEK, J. Použití laserů v urologii. Praktický lékař. 1997, roč. 77, č. 1, s. 22-25. ISSN 0032-6739

ŠAFAŘÍK, L. Lasery v urologii. Medica Revue. 1998, roč. 5, č. 2, s. 55-56.

ŠAFAŘÍK, L., DVOŘÁČEK, J. Endourologie a současné kontaktní litotryptory v léčbě urolitiázy. Endoskopie. 1997, roč. 6, č. 3-4, s. 46-50.

Vedoucí bakalářské práce:


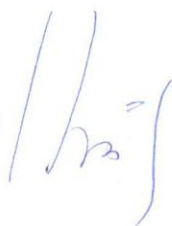
MUDr. Jan Mečl

KNL, a.s. Liberec - urologické oddělení

Datum zadání bakalářské práce: **31. března 2012**

Termín odevzdání bakalářské práce: **30. dubna 2013**

prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs
rektor



Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 29. března 2013

Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím bakalářské práce a konzultantem.

Datum: 29. 4. 2013

Podpis:



Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce MUDr. Janu Mečlovi za odborné vedení práce, poskytování cenných rad, za jeho ochotu a čas, který mi věnoval. Dále bych chtěl poděkovat personálu z oddělení urologie v Krajské nemocnici Liberec, a.s. za jejich ochotu a pomoc se získáním potřebných dat během urologických operací. Mé poděkování patří také Ing. Julii Volfové za ochotu a odborné rady ke statistické části. V neposlední řadě bych rád poděkoval svým rodičům za jejich podporu nejen během mého studia na Technické univerzitě v Liberci. Dík patří také mé přítelkyni, která byla velice tolerantní a byla mi velkou oporou v průběhu psaní celé práce.

ANOTACE

AUTOR	Jiří Hrubý
INSTITUCE	UZS - Biomedicínská technika
NÁZEV PRÁCE	Efektivita léčby močových konkrementů pomocí holmiového laseru
VEDOUcí PRÁCE	MUDr. Jan Mečl
POČET STRAN	59
POČET PŘÍLOH	0
ROK OBHAJOBY	2013
SOUHRN	<p>Bakalářská práce se zabývá efektivitou holmiového laseru v urologii. První část práce pokládá teoretický základ praktické části. Popisuje anatomii a fyziologii močového ústrojí a problematiku urolitiázy. Dále se věnuje laserům, představení prvku holmium, laserové litotrypsi a podrobnému popisu holmiového laseru. Praktická část práce je zaměřena na holmiový laser Auriga a soubor pacientů v Krajské nemocnici Liberec, a.s. Cílem práce je navrhnout efektivní nastavení holmiového laseru při léčbě močových konkrementů s ohledem na zkoumané ovlivňující faktory.</p>
KLÍČOVÁ SLOVA	Laser, Ho: YAG laser, urolitiáza, urologie, holmium, laserová litotrypse

ANNOTATION

AUTHOR	Jiří Hrubý
INSTITUTE	UZS – Biomedical technology
THESIS TITLE	The efficiency of the holmium laser treatment of urinary stones
SUPERVISOR	MUDr. Jan Mečl
NUMBER OF PAGES	59
NUMBER OF APPENDICES	0
YEAR	2013
SUMMARY	<p>The Bachelor's Thesis deals with the efficiency of holmium laser in urology. The first part considers the theoretical basis for the practical part. It describes the anatomy and physiology of urinary tract and kidney stones. It also discusses the lasers, introduces the element holmium, laser lithotripsy and gives a detailed description of the holmium laser. The practical part is focused on the holmium Auriga laser and a sample of patients in the Regional Hospital, Liberec. The aim of the thesis is to design an effective setting of holmium laser in the treatment of urinary calculi with a view to explored influencing factors.</p>
KEY WORDS	Laser, Ho: YAG laser, urolithiasis, urology, holmium, laser lithotripsy

Obsah

Seznam obrázků	9
Seznam tabulek	10
Seznam grafů	10
Seznam symbolů a zkratek	11
Úvod	12
1. Močové ústrojí	13
1.1 Ledviny	13
1.2 Odvodné močové cesty	15
1.2.1 Močovod	15
1.2.2 Močový měchýř	15
1.2.3 Močová trubice	15
2. Urolitiáza	17
2.1 Rizikové vlivy	17
2.2 Vznik konkrementů	18
2.3 Složení konkrementů	18
3. Laser	20
3.1 Princip laseru	20
3.1.1 Spontánní emise	21
3.1.2 Stimulovaná emise	21
3.2 Vlastnosti laseru	23
3.3 Dělení laserů	25
3.3.1 Podle délky generovaného impulzu	25
3.3.2 Podle aktivního prostředí	25
3.3.3 Podle bezpečnosti	27
4. Holmium jako prvek	29
4.1 Využití Holmia	29
4.2 YAG (yttrito-hlinitý granát)	30

5. Laserová litotrypse	31
6. Holmiový laser.....	33
6.1 Využití v medicíně.....	34
6.2 Optická vlákna	34
6.2.1 Stavba optického vlákna	35
7. Výzkumná část	36
7.1 Holmiový laser Auriga v KNL	36
7.2 Seznámení s přístrojem.....	37
7.3 Ovládání a nastavení přístroje.....	39
7.4 Popis výběru výzkumného souboru	42
7.4.1 Robustní metody statistické analýzy.....	43
7.5 Vyhodnocení dosažených výsledků.....	44
7.5.1 Analýza nejistot	46
7.5.2 Statistické určení četnosti věku pacientů	46
7.5.3 Statistické určení četnosti velikosti konkrémentů	48
8. Doporučení pro praxi	51
8.1 Komplikace při litotrypsi holmioým laserem a jejich řešení	52
8.1.1 Při laserové litotrypsi holmioým laserem nedošlo k rozdrcení konkrémentu na fragmenty	52
8.1.2 Při laserové litotrypsi holmioým laserem dochází k expulzi konkrémentu od hrotu laserového vlákna	52
Závěr	53
Seznam použité literatury	55

Seznam obrázků

Obr. 1: Močové ústrojí.....	13
Obr. 2: Struktura ledviny	14
Obr. 3: Močové konkrementy	19
Obr. 4: Konstrukce laseru	20
Obr. 5: Spontánní emise.....	21
Obr. 6: Stimulovaná emise.....	22
Obr. 7: Elektromagnetické spektrum	23
Obr. 8: Nekoherentní a koherentní zdroj záření	24
Obr. 9: Režimy práce laseru	25
Obr. 10: Bezpečnostní tabulky pro laserová pracoviště	28
Obr. 11: Čistý vzorek holmia.....	29
Obr. 12: Laserová litotrypse a fixace močového konkrémentu Dormiovým košíkem...	32
Obr. 13: Ureterorenoskopie holmiovým laserem	32
Obr. 14: Laserová optická vlákna	35
Obr. 15: Stavba optického vlákna.....	35
Obr. 16: Holmiový laser Auriga	36
Obr. 17: Předepsané umístění laseru Auriga	38
Obr. 18: LCD displej laseru Auriga – „SETUP“ nastavení software	39
Obr. 19: Nainstalované optické vlákno v přístroji Auriga.....	40
Obr. 20: Displej zobrazující varování 14 „Please connect applicator!“	40
Obr. 21: Zeleně zářící zaměřovací laser	40
Obr. 22: Nastavení laseru Auriga s nejmenším výkonem	41
Obr. 23: Nastavení laseru Auriga s nejvyšším výkonem.....	41
Obr. 24: Nastavení laseru Auriga o energii 1200 mJ, frekvenci 8 Hz a výkonu 9,6 W .	42
Obr. 25: Použití Dormiova košíku v močovodu	43
Obr. 26: CT snímek pacienta s vyznačeným močovým konkrémentem v močovodu ...	45

Seznam tabulek

Tab. 1: Rozdělení barev viditelného spektra podle vlnové délky.....	23
Tab. 2: Nejpoužívanější pevnolátkové lasery	26
Tab. 3: Srovnání holmiového laseru s ostatními běžně používanými typy laserů.....	33
Tab. 4: Průměry vláken a doporučené velikosti pracovních kanálů	35
Tab. 5: Technická data laseru Auriga	37
Tab. 6: Veškerá možná nastavení laseru Auriga pro litotrypsi	41
Tab. 7: Naměřená data na výzkumném souboru.....	44
Tab. 8: Tabulka četností - věk pacientů	47
Tab. 9: Tabulka četností - velikost konkrementu	48

Seznam grafů

Graf 1: Rozdělení pacientů dle věkového rozpětí.....	47
Graf 2: Rozdělení konkrementů dle velikosti	48
Graf 3: Závislost výkonu laseru Auriga na velikosti močového konkrementu	51

Seznam symbolů a zkratek

Značka	Rozměr	Význam
m	[kg]	hmotnost
l	[m]	délka
V	[l]	objem
t	[s]	čas
h	[J.s]	Planckova konstanta
v	[Hz]	frekvence
c	[m.s ⁻¹]	rychlost světla
λ	[m]	vlnová délka
Φ_e	[W]	zářivý tok
P	[W]	výkon
E	[J]	energie
t	[°C]	teplota
I	[A]	elektrický proud
n		index lomu
F	1 F = 0,33 mm	French
IR		infračervené spektrum
Dg.		diagnóza
CT		počítačová tomografie
ORL		otorinolaryngologie
LCD		liquid crystal display
s		směrodatná odchylka
$\bar{x}(\vartheta)$		uřezaný průměr
P _L		pivotová polosuma
R _L		pivotové rozpětí
x _H		horní pivot
x _D		dolní pivot

Úvod

Během studia Biomedicínské techniky mne zaujalo využití laserů v medicíně. Jejich objev patří bezesporu k nejdůležitějším objevům minulého století. Laser se za padesát let své existence stal nedílnou součástí našeho života. Prudký rozvoj laserů v mnoha oborech je zapříčiněn výjimečnými vlastnostmi a kvalitou vyzařovaného světla. S rozvojem laserů v medicíně úzce souvisí problematika obsluhy a efektivního nastavení.

Možnost získání dat a zkušeností z urologie v Krajské nemocnici Liberec, a.s. mne vedla ke zvolení tématu zabývající se léčbou močových konkrementů pomocí holmiového laseru.

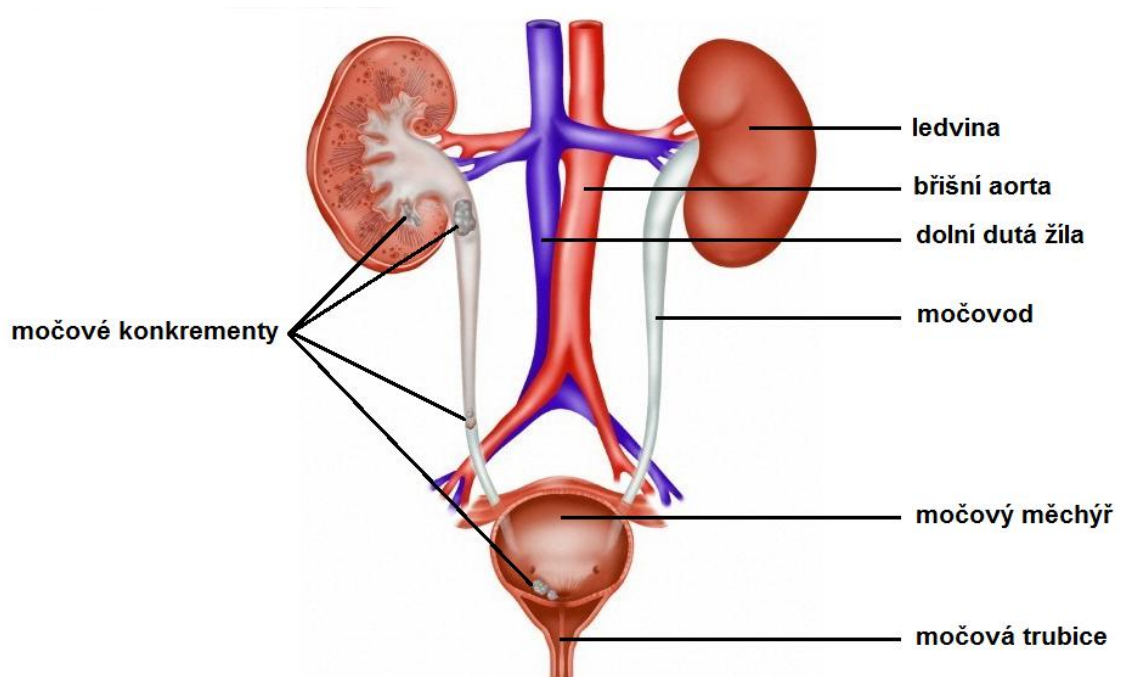
V teoretické části práce se budu studovat anatomické podklady a charakteristiku močových konkrementů. Dále bude pojednáváno o principu laseru, stimulované a spontánní emisi, jednotlivých typech laserů a prvku holmium. Závěr teoretické části bude tvořit laserová litotrypse a holmiový laser. Druhá, výzkumná, část práce bude zaměřena na holmiový laser Auriga, výzkumný soubor pacientů a zpracování naměřených dat.

Motivací pro vznik mé práce byl fakt, že obslužný personál laseru neměl doporučení týkající se nastavení přístroje pro konkrétní situace. Z tohoto důvodu jsem byl požádán vedoucím mé bakalářské práce, který vykonává funkci primáře urologie o pomoc s definováním efektivního nastavení laserového přístroje Auriga, který je v Krajské nemocnici Liberec, a.s. využíván k léčbě močových konkrementů.

Cílem práce je realizovat doporučení pro praxi, které v budoucnu zefektivní léčbu močových konkrementů a také sníží dobu zákroku. Vycházet budu z vyhodnocení dosažených výsledků a zkušeností urologů v Krajské nemocnici Liberec, a.s.

1. Močové ústrojí

Močové ústrojí se skládá z ledvin a odvodných cest močových, viz Obr. 1. Odvodné močové cesty jsou párové (ledvinné kalichy, ledvinné pánvičky a močovody) a nepárové (močový měchýř a močová trubice). Hlavní funkcí je odstraňování produktů látkové výměny z krve [3].

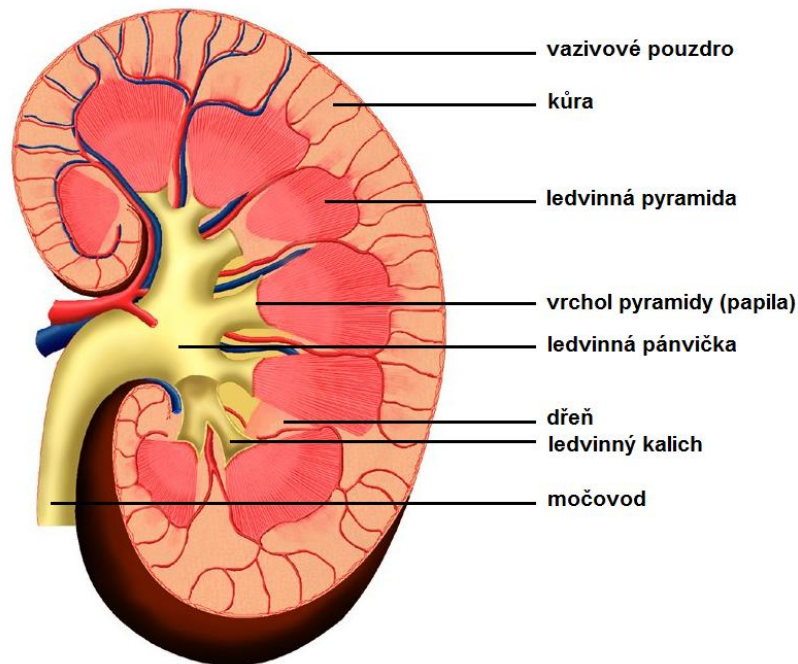


Obr. 1: Močové ústrojí [42]

1.1 Ledviny

Ledviny jsou párový orgán a mají červenohnědou barvu. Tvarem připomínají fazoli. U dospělého člověka váží přibližně 150 g, mají délku kolem 10 cm a šířku asi 6 cm. Topograficky jsou uloženy v tukovém pouzdře podél páteře v blízkosti dvanáctého hrudního a prvního bederního obratle. Přestože jsou ledviny nezbytným orgánem pro život, jedna ledvina na všechny funkce stačí. Jejich strukturu znázorňuje Obr. 2.

Základní funkcí ledvin je vylučování škodlivých a cizorodých látek z lidského těla. Procesem glomerulární filtrace dokážou přefiltrovat až 1700 l/den a vyloučit 0,7 - 1,8 l/den moči. Vylučováním odpadních látek se udržuje homeostáza, čímž se udržuje objem vody a obsah solí v těle. Na udržení homeostázy má také velký vliv hodnota pH. Mezi další funkce ledvin patří regulace krevního tlaku, produkce erythropoetinu, hormonu reninu a aktivace vitamínu D [2], [3], [5].



Obr. 2: Struktura ledviny [41]

Ledviny se z hlediska stavby makroskopicky dělí na kůru a dřeň. Dřeň tvoří trojúhelníkovité útvary, tzv. ledvinné pyramidy. Na vrcholu pyramidy se nachází renální papila, která je protkána otvůrkou, představující ústí odvodných kanálků. Papily dále pokračují v kalichy ledvinné, které jsou začátkem odvodných močových cest.

Mikroskopicky ledviny rozdělujeme na nefrony, sběrné a odvodné kanálky. Nefron je základní morfologickou a funkční jednotkou ledviny. Skládá se z Malphigiho tělíska a ledvinného tubulu. Malphigiho tělísko je tvořeno klubičkem vlásečnic, zvaným Glomerulus, uloženém v Bowmanově pouzdře. Zde vzniká primární moč, které se za 24 hodin vytvoří kolem 170 l. Z Bowmanových váčků vystupují ledvinné kanálky (proximální kanálek, Henleova klička a distální kanálek), ve kterých se primární moč upravuje tubulární resorpcí a tubulární sekrecí. Vzniká moč sekundární neboli definitivní. Sekundární moč má pH v rozmezí 4,5 - 7,8 (pH krve je 7,4)

a putuje z nefronu přes sběrný a odvodný kanálek až na začátek odvodných močových cest [2], [3].

1.2 Odvodné močové cesty

Do odvodných močových cest patří kalichy ledvinné, pánvičky ledvinné, močovod, močový měchýř a močová trubice. Je to systém dutých orgánů sloužící k odvodu definitivní moči z ledvin. Začínají malými kalichy ledvinnými nasedajícími na ledvinné papily. Na ně navazují velké kalichy ledvinné a poté plynule přecházejí v pánvičku ledvinnou, která sbírá moč a ta je dále odváděna do močovodu [3], [5].

1.2.1 Močovod

Močovod je párová tlustostěnná trubice. U dospělého jedince má délku 20 - 30 cm, průsvit kolem 5 mm a jeho průběh je lehce esovitý. Průsvit močovodu se fyziologicky zužuje ve třech místech. První zúžení je při výstupu z ledvinné pánvičky, nazývá se pelviureterický přechod. Druhé zúžení je při průběhu močovodu přes kyčelní tepny a třetí se nachází v místě přechodu do močového měchýře. Zúžené oblasti představují riziko zaklínění močových konkrementů, při kterém vzniká akutní záchvatovitá bolest (ledvinná kolika). Základní funkcí močovodu je transport moče z ledvinné pánvičky do močového měchýře. [3], [5].

1.2.2 Močový měchýř

Močový měchýř je součástí odvodných močových cest mezi močovodem a močovou trubicí. Jedná se o dutý tlustostěnný orgán nacházející se mezi konečníkem a stydkými kostmi. Jeho funkce spočívá ve shromažďování definitivní moči před močením. Pocit plného měchýře nastává při zaplnění asi 200 – 250 ml moče. Maximální kapacita močového měchýře je však až 700 ml moče, což umožňuje jeho velmi pružná stěna [3], [5].

1.2.3 Močová trubice

Močová trubice je konečnou částí odvodných cest močových. Mužská močová trubice vychází ze dna močového měchýře, vstupuje do penisu a končí otvorem

v žaludu. Skládá se ze čtyř úseků. Ženská močová trubice také vychází z močového měchýře a ústí těsně před vchodem poševním. U žen má močová trubice z funkčního hlediska za úkol pouze odvod moči, u mužů kromě této funkce představuje také vývodnou cestu pohlavní [2], [3].

Délka močové trubice se liší pohlavím. U žen má délku 2 - 4 cm, průběh je rovný a průsvit rovnoměrný o šířce 6 - 8 cm. U mužů je délka močové trubice přibližně 20 cm s esovitým průběhem a dvěma zakřiveními. Průsvit u muže je nerovnoměrný, obsahuje zúžená a rozšířená místa. Z toho vyplývá větší náročnost výkonu při cévkování muže, které je prováděno pouze lékařem, oproti cévkování ženy, které může provádět zdravotní sestra [3], [5].

2. Urolitiáza

Urolitiáza je patologický stav organismu vyznačující se tvorbou krystalických částic až konkrementů v ledvinách či v močových cestách. Přítomnost konkrementů v ledvinách se nazývá nefrolitiáza, přesněji kalikolitiáza v případě, že se konkrementy nalézají v kalichu a pyelolitiáza, jsou-li konkrementy v ledvinné pánvičce. V močových cestách se název specifikuje také podle lokalizace, kde se močové konkrementy vyskytují (močový měchýř - cystolitiáza, močovod - ureterolitiáza, močová trubice - uretrolitiáza). Typickými příznaky urolitiázy jsou dysurie, krev v moči, zástava moči a ledvinná kolika [6], [8].

2.1 Rizikové vlivy

- **Geografické vlivy** - V USA, Velké Británii, Číně, Indii, středním východě a ve střední Evropě je četnost výskytu urolitiázy vysoká. Oproti tomu je nízký výskyt ve Střední a Jižní Americe a v Africe.
- **Etnické vlivy** - Existuje mnoho výzkumných prací, které dokazují menší postižení černochů urolitiázou než bělochů v podobných klimatických podmínkách. V USA je v obdobných socioekonomických podmínkách výskyt kalciurie u bělochů až o 40 % vyšší ve srovnání s černochoy.
- **Sezónní vlivy** - Dalším ovlivňujícím faktorem ve výskytu urolitiázy jsou roční období. V létě při vyšších teplotách je urolitiáza častější, pravděpodobně z důvodu oligurie a tudíž větším zahuštěním moči.
- **Vliv povolání** - Výrazně vyšší riziko urolitiázy představuje sedavé povolání a povolání, ve kterých jsou zaměstnanci vystaveni častému stresu. Velký problém nastává na pracovištích, kde zaměstnanci nemají možnost dostatečného pití a močení v průběhu pracovní směny. To se týká také horkých provozů, např. v hutích a válcovnách. Extrémně zvýšená četnost urolitiázy je u chirurgů, téměř 5x vyšší než je průměr v populaci.
- **Vliv pohlaví a věku** - Z hlediska pohlaví bývají muži v dospělosti 2 - 3krát častěji postiženi oproti ženám. Vrchol výskytu u mužů je kolem 40. roku, u žen

kolem 30. roku. V dětském věku se urolitiáza objevuje stejnoměrně u obou pohlaví. Nejčastější výskyt urolitiázy je mezi 20. a 60. rokem života.

- **Změny pH moči** - Fyziologická hodnota pH moči je v rozmezí 4,5 - 7,0. pH moči závisí na mnoha faktorech, např. na složení stravy, acidobazické rovnováze a obsahu jednotlivých iontů v moči. Nízké pH moči, tedy kyselé prostředí snižuje rozpustnost kyseliny močové a cystinu. Vysoké pH moči, tedy zásadité prostředí podporuje vznik fosfátových a struvitových konkrementů.

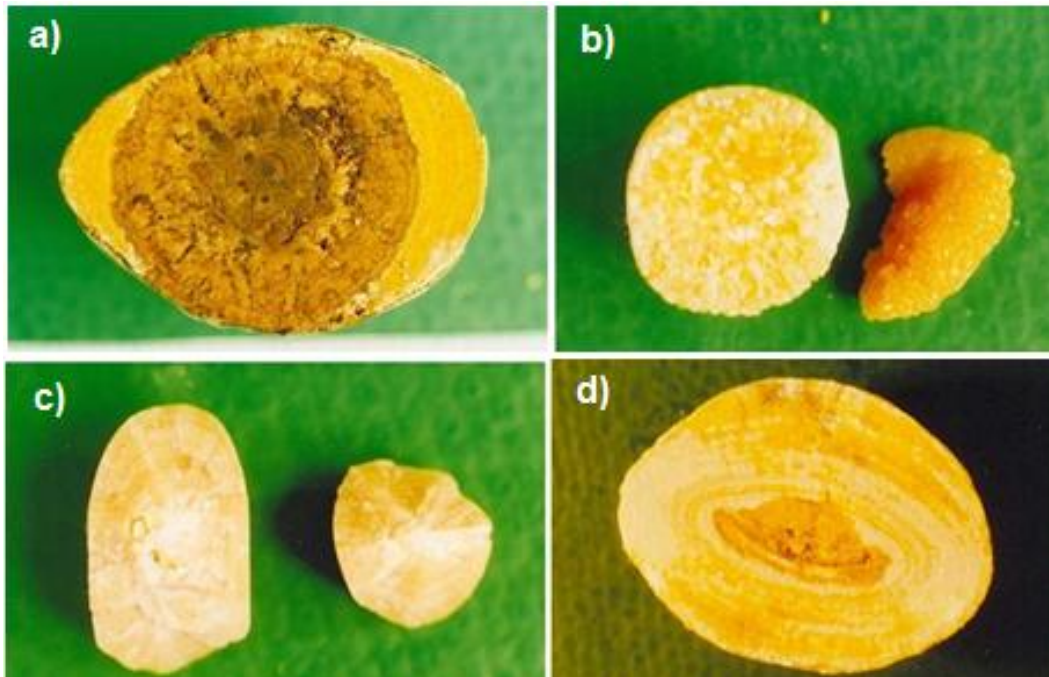
2.2 Vznik konkrementů

Jedná se o složitý fyzikálně-chemický proces, při kterém se poruší vzájemná vazba mezi nasycením moči látkami pro tvorbu konkrementů a inhibitory, bránící krystalizaci a shlukování krystalů. První fáze vzniku konkrementů je tzv. homogenní nukleace, kdy se pomocí shlukování začíná tvořit krystalický sediment. Základem pro tvorbu tohoto sedimentu jsou volné krystaly látky, která bude tvořit konkrement. Na malé krystalky se nabalují další a postupně se vytváří konkrement. Začátek vzniku konkrementu je již většinou v ledvinách, přesněji v nefronu nebo ve sběrných kanálcích. V další fázi nastává tzv. heterogenní nukleace. Ta se odehrává již na pevných látkách (odloupavý epitel, bakterie, bílkoviny v moči). Pro další růst konkrementu je nutná fixace na sliznici nebo stagnace ve zpomaleném proudu moči. Na celý vznik konkrementů mohou působit inhibitory tvorby konkrementů (citrát, hořčík, zinek, atd.). Důležitou roli hraje také organická matrix, která drží krystaly pohromadě a vytváří podobu konkrementu. Je tvořena proteiny a glykoproteiny a podílí se 2 - 3 % na celkové hmotnosti konkrementu [6], [7], [8].

2.3 Složení konkrementů

Pro zjištění složení konkrementu je zapotřebí provést analýzu. Analýza má velký význam pro další postup léčby. Informace o hlavních iontech konkrementu (Ca, Mg, Na, fosfát, urát, cystin, oxalát, NH₄) se získávají chemickou analýzou. Nejčastěji se močové konkrementy vyskytují ve formě směsí [6], [7].

Mezi nejčastější litiázy patří oxalátová nebo fosfátová. Oxalátové konkrementy tvoří whewellit (štřavelan vápenatý, také nejčastější minerál močových konkrementů), weddelit (štřavelan vápenatý dihydrát) nebo směs whewellitu s weddelitem. Fosfátové konkrementy tvoří samostatný apatit, brushit, směs apatitu s brushitem nebo směs apatitu a struvitu, viz Obr. 3. Méně častá je litiáza urátová nebo cystinová. Cystinové konkrementy bývají složeny z čistého cystinu. Urátové konkrementy jsou tvořeny kyselinou močovou a směsí kyseliny močové s oxaláty a močanem amonným [6], [8].

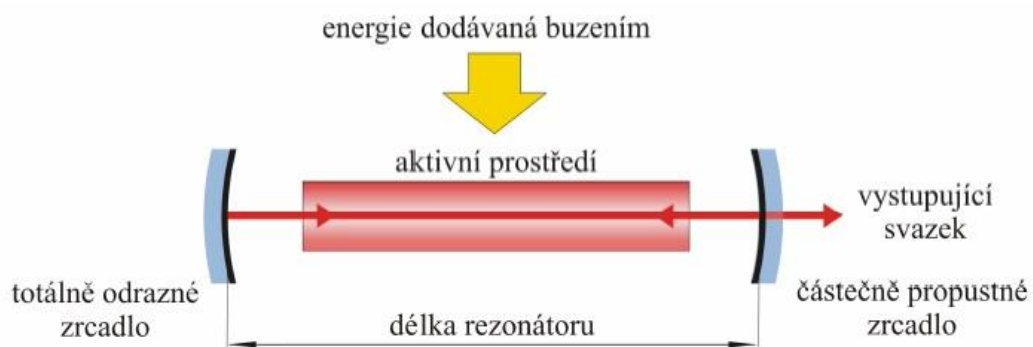


Obr. 3: Močové konkrementy [35]

- a) whewellit – hnědé centrum, kyselina močová – oranžový obal
- b) cystinový konkrement
- a) brushitový konkrement
- b) konkrement s vrstvami struvitu a apatitu

3. Laser

Laser je zkratkové slovo anglických slov Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation. V českém překladu laser znamená zesílení světla pomocí stimulované emise záření. Vychází ze zkratky Maser (Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation). Toto zařízení, prvně sestavené v roce 1953, však zářilo v mikrovlnné oblasti. První funkční laser představil v roce 1960 v USA Theodore Herold Maiman [10], [12].



Obr. 4: Konstrukce laseru [34]

3.1 Princip laseru

Princip laseru je založen na stimulované emisi záření. Jedná se o úzký svazek koherentního a monochromatického vlnění, které opticky vnímáme jako světelný paprsek. Laser tvoří aktivní prostředí, rezonátor a zdroj energie. Konstrukci laseru znázorňuje Obr. 4.

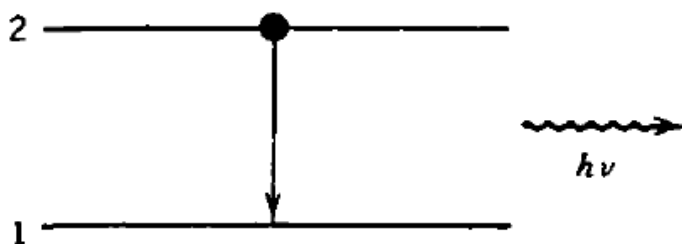
Zdrojem energie může být výbojka, která do aktivního prostředí dodává energii nebo elektrický výboj. Elektrony obíhají kolem každého atomového jádra na hladinách, které jsou odstupňovány podle energie. Elektrony mohou mezi energetickými hladinami přeskakovat. Výbojka dodá energii do aktivního média a následně jsou elektrony excitovány ze své základní energetické hladiny do vyšší, čímž dojde k excitaci. Na vyšší energetické hladině se však elektrony neudrží a přestupují na svou základní energetickou hladinu. Tento proces se opakuje a vytváří se nerovnovážný stav, při

kterém je více atomů na vyšších energetických hladinách než na hladinách nižších. Tímto vzniká inverzní populace. Další elektrony inverzní populace vzájemně působí a spouštějí stimulovanou emisi fotonů. Více je stimulovaná emise popsána v podkapitole 3.1.2. Vystupující laserové záření má stejnou frekvenci, fázi i polarizaci, protože fotony obsažené v tomto záření vznikají při přestupu atomů mezi stejně vzdálenými hladinami [10], [14].

Rezonátor zpravidla tvoří dvě zrcadla, přičemž jedno je plně odrazné, tedy nepropustné a druhé polopropustné. Opakovanými odrazy paprsků v rezonátoru a opětovným průchodem aktivním médiem se laserový paprsek exponenciálně zesiluje. Výsledný laserový paprsek uniká jako úzký světelný svazek polopropustným zrcadlem rezonátoru [13], [33].

3.1.1 Spontánní emise

Pro vznik spontánní emise se atom musí dostat do excitovaného stavu, k čemuž dříve nebo později dojde a z vyšší energetické hladiny přejde na nižší hladinu. Opuštění vyšší hladiny doprovází emise fotonu. Tento jev nastává samovolně a je znázorněn na Obr. 5. Spontánní emise jsou nekoherentní, jelikož na sobě nejsou nijak závislé [9], [14].

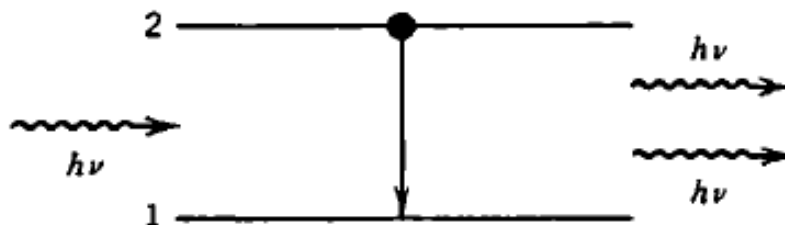


Obr. 5: Spontánní emise [9]

3.1.2 Stimulovaná emise

Atomy na základní energetické hladině E_1 mají nejnížší celkovou energii a mohou pouze absorbovat dopadající kvantum elektromagnetického záření. Stimulovaná emise nastává tehdy, zastihne-li atom elektromagnetické záření na vyšší energetické hladině E_2 , tedy v excitovaném stavu. Přejde-li do tohoto stavu foton o energii E , která je rovna rozdílu energií hladin atomu. Stimulující foton donutí atom

přejít na nižší energetickou hladinu a následně dojde k emisi dalšího fotonu. Vzniklý foton má stejnou frekvenci, směr šíření i polarizaci jako foton stimulující, viz Obr. 6 [9], [14].



Obr. 6: Stimulovaná emise [9]

Frekvenci vyzářeného fotonu popisuje vztah

$$\nu = \frac{E_2 - E_1}{h} \quad (3.1)$$

kde ν značí frekvenci záření, h je Planckova konstanta ($h = 6,626 \cdot 10^{-34}$ J.s), E_1 je základní energetická hladina atomu a E_2 je vyšší energetická hladina atomu.

Vlnovou délku λ vyzářeného fotonu lze vyjádřit vztahem

$$\lambda = \frac{c}{\nu} \quad (3.2)$$

kde λ je vlnová délka elektromagnetického vlnění a c je rychlost světla.

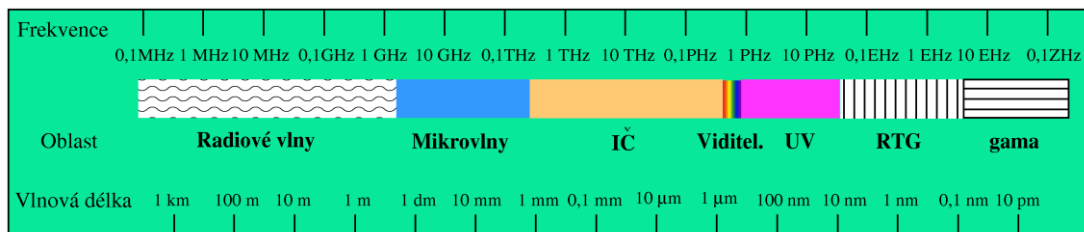
Ze vztahu (3.1) a (3.2) vychází vzorec pro energii fotonu E

$$E = h\nu = \frac{hc}{\lambda} = E_2 - E_1 \quad (3.3)$$

3.2 Vlastnosti laseru

Záření vycházející z laseru je tzv. uspořádané. To znamená, že má stejnou vlnovou délku, frekvenci, směr šíření a stejný fázový posun [10], [11], [18].

- **Koherentnost** charakterizuje pevná časová a prostorová fáze.
- **Monochromaticnost** znamená, že v ideálním případě všechny fotony kmitají stejnou frekvencí, resp. vlnovou délkou, proto je světlo tvořeno pouze jedinou barvou.
- **Kolimace (směrovost)** je charakterizována rovinným úhlem divergence paprsku. Výsledné světelné paprsky jsou rovnoběžné a všechny fotony mají stejný směr. Díky této vlastnosti lze laserový paprsek přesně směřovat do místa, ve kterém je potřeba koncentrovat energii.
- **Vlnová délka** označuje vzdálenost ve směru šíření periodické vlny dvou nejbližších bodů, které kmitají ve stejné fázi. Čím kratší je vlnová délka, tím větší energii může foton nést. Vlnová délka určuje, ve které oblasti elektromagnetického spektra se bude laserový paprsek pohybovat, viz Obr. 7. Rozdělení barev viditelného spektra podle vlnové délky znázorňuje Tab. 1. Značka vlnové délky je λ a základní jednotka m .



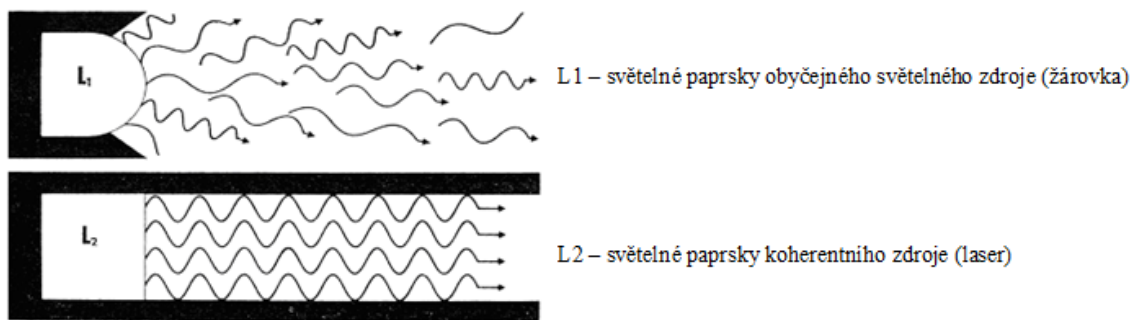
Obr. 7: Elektromagnetické spektrum [29]

Tab. 1: Rozdělení barev viditelného spektra podle vlnové délky [29]

Barva	fialová	modrá	zelená	žlutá	červená
Vlnová délka [nm]	350 - 430	430 - 500	500 - 550	550 - 600	600 - 750

- **Zářivý tok** je energie elektromagnetického záření vyzářeného za jednotku času t . Značí se Φ_e a základní jednotkou je watt (W).
- **Výkon laseru** udává množství vyzářené energie v laserovém paprsku za jednotku času dopadající na určitou oblast. Základní jednotkou je watt (W). Samotná energie laseru se udává v jednotkách joule (J).

Na rozdíl od laseru, který představuje koherentní zdroj záření, klasická žárovka generuje záření zcela chaoticky a fotony se rozbíhají do všech směrů, s náhodnou fází a různou vlnovou délkou. Tento rozdíl mezi koherentním a nekoherentním zdroji je znázorněn na Obr. 8.



Obr. 8: Nekoherentní a koherentní zdroj záření [15]

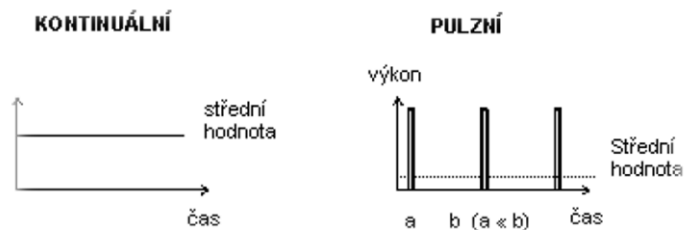
3.3 Dělení laserů

Lasery můžeme dělit pomocí mnoha různých kritérií. Podle délky generovaného impulsu, aktivního prostředí, excitace, vyzařované vlnové délky a podle použití.

3.3.1 Podle délky generovaného impulsu

Lasery se dělí podle délky generovaného impulsu na kontinuální a pulzní, viz Obr. 9. Některé literární zdroje se zmiňují o dalším dělení na tzv. Q-pulzní režim, popisující pulzní lasery emitující velice krátké pulzy.

- **Kontinuální** - Nepřetržité spojité záření laseru po dobu rovnou nebo delší než 0,25 s. Kontinuální režim záření využívají převážně plynové lasery.
- **Pulzní** - Pulzy trvající méně než 0,25 s. s opakovací frekvencí rovnou 1 s. Pulzního režimu lze dosáhnout přerušováním budícího elektrického výboje, pomocí přechodových jevů v aktivním prostředí nebo rotujícími zrcadly rezonátoru. Pulzní režim se nejčastěji využívá u pevnolátkových laserů. Frekvence pulzů u pulzních laserů bývá v rozmezí 1 Hz – 100 kHz.



Obr. 9: Režimy práce laseru [16]

3.3.2 Podle aktivního prostředí

- **Pevnolátkové lasery** - Jak z názvu vyplývá, aktivní prostředí pevnolátkových laserů je tvořeno pevnými látkami. Tvoří ho krystalické a amorfní izolanty dopované vhodnými ionty. Výhodou těchto laserů je flexibilita, stabilita a malé nároky na údržbu. Tyto lasery pracují především v pulzním režimu. Vlnové délky záření pevnolátkových laserů se pohybují v oblasti infračerveného a viditelného světla. První funkční laser s aktivním prostředím tvořeným pevnou látkou byl červeně zářící rubínový laser, jehož aktivní prostředí bylo tvořeno krystalem rubínu, dopovaného chromem. V současnosti nejpoužívanější

pevnotlátkové lasery shrnuje Tab. 2. Nejvíce využívaný je Nd: YAG laser, jehož aktivní prostředí tvoří yttrium aluminium garnetový krystal dopovaný neodymem Nd_3^+ . Tento laser se uplatňuje zejména v medicíně a strojní technologii [10], [18].

Tab. 2: Nejpoužívanější pevnolátkové lasery

Typ laseru	Aktivní prostředí	Vlnová délka λ [nm]	Spektrální oblast
Rubínový	$\text{Al}_2\text{O}_3: \text{Cr}_3^+$	694,3	červená
Nd: YAG	$\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}: \text{Nd}_3^+$	532, 1064	IR
Ho: YAG	$\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}: \text{Ho}_3^+$	2100	IR
Er: YAG	$\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}: \text{Er}_3^+$	1560, 2940	IR
Alexandritový	$\text{Al}_2\text{BeO}_4: \text{Cr}_3^+$	700-818	červená, IR
Titan - safírový	Ti, Al_2O_3	690-1000	červená, IR

- **Plynové lasery** - Plynové lasery mohou být atomární (He - Ne), molekulové (CO_2) nebo iontové (Ar), záleží na složení aktivního prostředí. Tyto plyny neustále proudí ve skleněných trubicích, na jejichž koncích jsou zrcadla tvořící rezonátor. Plynové lasery převážně generují impuls kontinuálně, ale existují i pulzní systémy. Excitace je obvykle prováděna pomocí elektrického výboje v plynu, chemickou reakcí, expanzí horkého plynu, či zřídka pomocí optického buzení. Mezi výhody plynových laserů patří homogenita aktivního prostředí, vysoká účinnost a nízká rozbíhavost laserového svazku. Hlavní nevýhodou je malý výkon, který je závislý na objemu aktivního prostředí. Pro větší výkony musí být tyto lasery značně rozměrné. K nejrozšířenějším plynovým laserům patří infračervený laser CO_2 , červeně zářící He - Ne laser, modře a zeleně zářící Ar laser. Dále excimerový laser, který má aktivní prostředí tvořené zvláštními typy molekul, tzv. excimery, existujícími pouze ve vybuzeném stavu [10], [18].
- **Polovodičové lasery** - Polovodičové lasery jsou nejmladší a zároveň nejrozšířenější skupinou. Někdy jsou nazývány jako diodové, protože zdrojem záření je laserová dioda. Velkou výhodou je vysoká účinnost, které lze dosáhnout poměrně snadnou modulací výkonu a vlnové délky pouhou změnou budicího elektrického proudu. Další výhodou je nízká cena. Nevýhodou je větší

rozbíhavost paprsků oproti jiným typům laserů, která je dána malou velikostí diody a závislostí zařízení na teplotě aktivního prostředí. Polovodičové lasery našly své uplatnění zejména v telekomunikacích a výpočetní technice. Typickými příklady jejich použití je laserové ukazovátko a přehrávač CD/DVD. Nejčastějšími polovodičovými lasery jsou GaAs (Gallium Arsenide), GaAlAs (Gallium Aluminium Arsenid) a AlGaInP (Aluminium Gallium Indium Phosphide) laser [10], [18].

3.3.3 Podle bezpečnosti

Lasery lze dělit do níže uvedených bezpečnostních tříd. Toto rozdělení určuje norma ČSN EN 60825-1 a nařízení vlády č. 1/2008 o ochraně zdraví před neionizujícím zářením a hygienickými směrnici podle parametrů emitovaného záření [13], [23].

- **Třída I** - Lasery jsou zcela zakrytované. Jejich záření neproniká ven, případně zeslabené na předepsanou úroveň. Pro práci s laserovými zařízeními třídy I nejsou nutná žádná zvláštní opatření.
- **Třída II** - Lasery v bezpečnostní třídě II emitují záření nepřekračující výkon 1 mW. Pro práci s laserovými zařízeními v této třídě musí být obsluhující personál poučen o možném riziku a dané laserové zařízení musí být označeno předepsanou varovnou tabulkou. Poškození zraku může nastat při déle trvajícím přímém kontaktu s laserovým paprskem.
- **Třída III a)** - Lasery třídy III a) mají výkony nepřekračující 5 mW. Poučení personálu a označení laserového zařízení je shodné s bezpečnostní třídou II. Poškození oka může nastat při přímém pohledu do zdroje laserového záření.
- **Třída III b)** - Lasery zařazené do této třídy disponují maximálním výkonem 0,5 W a jejich záření je emitováno v různých vlnových délkách. Obsluhující personál musí používat předepsané ochranné pomůcky (ochranné pracovní brýle pro danou vlnovou délku laserového záření). Při přímém nebo zrcadlově odraženém zásahu oka laserovým zářením může nastat poškození zraku.
- **Třída IV** - Výkony laserů této bezpečnostní třídy jsou větší než 0,5 W. Z hlediska bezpečnostních a technických opatření jsou charakterizovány legislativními a hygienickými předpisy. Jedná se např. o použití ochranných brýlí pro příslušnou vlnovou délku. Laserové zařízení musí být vybaveno akustickou nebo světelnou signalizací v aktivním režimu, všechny vstupy do

místnosti s laserovým zařízením musí být opatřeny výstražnými štítky, viz Obr. 10. Hrozí nebezpečí nevratného poškození nejen zraku, ale i pokožky. Zdraví nebezpečný je přímý kontakt s laserovým paprskem, zrcadlový odraz a také difúzní odraz paprsku.



Obr. 10: Bezpečnostní tabulky pro laserová pracoviště [36]

4. Holmium jako prvek

Holmium je prvek pevného skupenství (při teplotě 20° C) s atomovým číslem 67 a chemickou značkou Ho. Patří do skupiny lanthanoidů. Holmium je měkký, stříbřitě bílý kov s teplotou tání 1461° C a teplotou varu 2720° C. Čistý prvek holmium je znázorněn na Obr. 11. Své jméno prvek získal po latinském názvu švédského města Stockholm. Byl objeven roku 1878 pány M. Delafontaine, J.L. Soret a T. Cleve ve Švédsku. Holmium má neobvyklé magnetické vlastnosti, obzvláště v kombinaci s prvkem yttrium. Ve sloučeninách se vyskytuje pouze v mocenství Ho^{+3} . Sloučeniny holmia Ho^{+3} vykazují podobné vlastnosti jako sloučeniny hliníku. Nereaguje s vodou a je odolný korozi. Holmité soli mají žlutou nebo hnědou barvu. V přírodě se holmium vyskytuje pouze ve formě sloučenin [31], [32].



Obr. 11: Čistý vzorek holmia [32]

4.1 Využití Holmia

Holmium má mnoho využití. Jeho slitiny se používají mimo jiné na výrobu moderátorových tyčí v jaderných reaktorech. Holmium má nejvyšší magnetický moment ze všech přirozeně se vyskytujících prvků a pro tuto vlastnost je součástí silných magnetů pro fokusaci magnetických polí. Nás nejvíce zajímá uplatnění Holmia při výrobě laserů zářících v infračerveném spektru. Aktivní prostředí pevnolátkového

laseru tvoří YAG, tzn. yttrium aluminium granát, který je dopovaný právě ionty holmia Ho^{3+} . Více se holmiovému laseru věnuji v 6. kapitole [31], [32].

4.2 YAG (yttrito-hlinitý granát)

Zkratka YAG znamená yttrito-hlinitý-garnetový krystal. Jedná se o bezbarvý izotropní krystal s vysokou lomivostí a chemickou značkou $\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$. YAG krystal byl poprvé syntetizován v roce 1960. V dnešní době je nejčastějším aktivním médiem u pevnolátkových laserů. Toto důležité postavení si získal díky zvládnuté technologii zpracování a tím zachování nejvyšší optické kvality krystalu. Strukturálně je podobný přírodnímu diamantu. Nejčastěji se YAG krystal průmyslově zpracovává do tvaru tyče. Krystal musí být dopován ionty určitého chemického prvku schopného stimulované emise, převážně ze skupiny prvků vzácných zemin - lanthanoidů. Skupina lanthanoidů zahrnuje 15 kovových prvků 6. periody periodické soustavy prvků s atomovými čísly 58 až 71. Významnými lanthanoidy z pohledu laserů jsou holmium, neodým a erbium [17], [37].

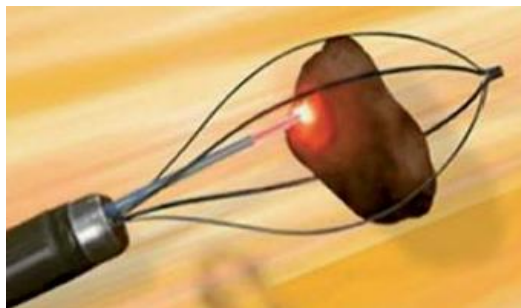
5. Laserová litotrypse

Použití laseru pro litotrypsi je jednou z možností, jak lze močové konkrementy fragmentovat. Další možnosti léčby močových konkrementů jsou destrukce konkrementů mechanicky, elektrokineticky, elektrohydraulicky nebo mimotělní (extrakorporální) rázovou vlnou. Zpravidla lze říci, že močové konkrementy o průměru do 4 mm odchází spontánně s šancí až 85 %, často bohužel s příznaky renální koliky. U konkrementů o velikosti nad 5 mm je spontánní odchod s výrazně menší šancí, udává se šance okolo 50 % a spontánní odchod konkrementů nad 8 mm je téměř nulový. Léčba močových konkrementů pomocí intrakorporální litotrypse se většinou volí u konkrementů o velikosti 5 mm a více v případě, že z těla pacienta neodejdou samovolně [19], [20].

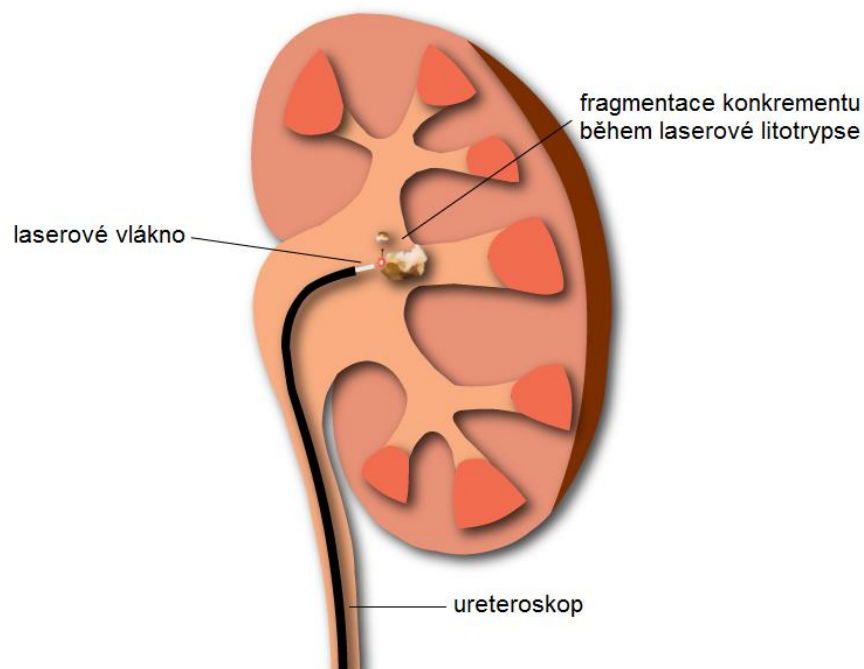
Zmínky o laserové litotrypsi jsou již z roku 1968. Vědci Mulvaney a Beck vyvinuli pulzní rubínový laser a provedli experimentální litotrypsi. Tento laser však pro vysoké riziko poškození okolních vnitřních tkání nebyl nikdy zaveden do klinické praxe. Během následujících let se objevilo několik typů pulzních laserů, které prokazatelně zvládají použití při litotrypsi. V dnešní době se v laserové litotrypsi objevuje alexandritový laser, Neodym: YAG laser, Erbium: YAG laser a zejména Holmium: YAG laser, který se dnes považuje za zlatý standard jak v léčbě močových konkrementů, tak pro některé operace v urologii. Litotrypse holmiovým laserem se stala suverénní metodou v léčbě urolitiázy hlavně díky tomu, že umožňuje fragmentaci prakticky jakéhokoli konkrementu. Energie holmiového laseru je v maximální míře absorbována vodou, penetrace laserové energie je kolem 0,4 cm. To představuje nespornou výhodu při neúmyslném výboji laserového paprsku mimo cíl, který je z větší části pohlcen irigační tekutinou a nedojde k poškození okolních tkání. Irigační tekutina proudí ureteroskopem do pacienta a oplachuje zorné pole [19], [21].

Mechanismus litotrypse holmiovým laserem je založen na fototermickém a termomechanickém principu. Energie je na konkrement aplikována v podobě krátkých pulzů o vysoké energii. Holmiový laser využívá obsahu malého množství vody v konkrementech. Laserový paprsek je absorbován konkrementem a jeho energie se transformuje do energie tepelné. Dojde k přehřátí vody v konkrementu na několik set

stupňů Celsia, nastane vaporizace a struktura se rozpadá na fragmenty, viz Obr. 13. Pro výsledný efekt musí být laserové vlákno v přímém kontaktu s povrchem konkrementu. Pulzní palba laseru může způsobit nežádoucí pohyb konkrementu v močových cestách. Aby nedošlo k nechtěnému pohybu, lze pro fixaci použít Dormiův košík, viz Obr. 12. Aktivací laseru se vyvrtá hladký otvor do konkrementu. Fragmentace je velmi rychlá. Musí se dbát na důkladné proplachování irigační tekutinou, aby nedošlo k znepráhlednění zorného pole drobnými fragmenty. Při výkonu v močovodu by konkrement neměl být výraznější silou tlačěn močovodem do ledviny. Holmiový laser se využívá nejen v močovodu, ale také v ledvině v kalichopánvičkovém systému [20], [21].



Obr. 12: Laserová litotrypse a fixace močového konkrementu Dormiovým košíkem [19]



Obr. 13: Ureterorenoskopie holmiovým laserem [38]

6. Holmiový laser

Holmiový (Ho: YAG) laser je dnes jedním z nejpoužívanějších pevnolátkových pulzních laserů. Srovnání s nejběžnějšími typy laserů znázorňuje Tab. 3. Délka generovaného pulsu je 350 μ s. Jeho aktivní médium je krystal z yttria, hliníku a granátu dopovaný holmiem. Excitaci média zpravidla zajišťuje xenonová výbojka. Energie holmiového laseru je absorbována do hloubky 0,4 mm tekutiny. Vlnovou délku má 2100 nm, tudíž jeho paprsek spadá do infračerveného elektromagnetického spektra. Pro svou vlnovou délku se využívá na širší spektrum miniinvazivních zákroků, výborně však zvládá dezintegraci močových konkrementů. Prostřednictvím nastavení energie a frekvence pulzu je možné si zvolit velikost fragmentů, na které chceme konkrement rozdrtit [20], [25].

Tab. 3: Srovnání holmiového laseru s ostatními běžně používanými typy laserů [24]

	Ho: YAG	Nd: YAG	CO₂
Vlnová délka	~ 2100 nm	1064 nm	10,6 μ m
Spektrální oblast	IR	IR	IR
Hloubka penetrace	Střední (> 0,5 mm)	Hluboká (> 5 mm)	Střední (> 1 mm)
Efekt	Litotrypse, ablace, koagulace	Koagulace	Termální ablace
Aplikace	Litotrypse, atermická ablace tvrdých i měkkých tkání, povrchová koagulace (hemostáza)	Koagulace, ablace s hlubokou koagulační zónou	Ablace s hlubokou koagulační zónou (karbonizace), řezání s dobrou hemostázou

Výhody

Výhod holmiového laseru je mnoho. Mezi nejdůležitější výhody patří minimální termická destrukce okolních tkání, spolehlivost, vysoká účinnost, malé riziko krvácení, možnost přenosu laserového záření flexibilními vlákny různých průměrů a mimo jiné fakt, že laser není limitován tvarem ani tvrdostí konkrémentu.

Nevýhody

Nevýhod je podstatně méně. Mezi nejvýraznější patří větší technická obtížnost výkonu a relativně vyšší pořizovací náklady, které závisí na výkonnosti daného laserového přístroje.

6.1 Využití v medicíně

Hlavní uplatnění našel holmiový laser právě v medicíně a to zejména v ortopedii, gastroenterologii, ORL a urologii. V urologii se holmiový laser převážně využívá pro litotrypsi ledvinných i močových konkrémentů, ablaci měkkých i tvrdých tkání, vaporizaci tumorů a laserovou koagulaci [24].

6.2 Optická vlákna

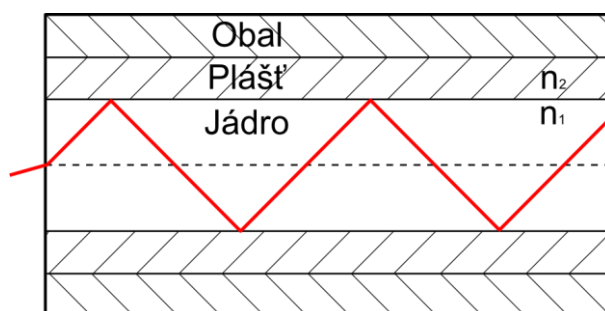
Flexibilní křemíková vlákna slouží k přenosu laserové energie na povrch konkrémentů. Mají různé průměry a mohou být rigidní (neohebné) nebo flexibilní. Flexibilní vlákna lze zavést pohodlně do celých močových cest. Materiály, ze kterých se vyrábí, jsou vysoce kvalitní a udávají vlnovou délku, pro kterou bude dané vlákno určeno. Vlákna se vyrábí buď jednorázová, nebo resterilizovatelná. Resterilizovatelná vlákna vydrží až několik desítek použití, čímž se značně snižují provozní náklady. Laserová vlákna na jedno použití se zpravidla poznají podle černého obalu, zatímco vlákna opakovaně použitelná mají obal modrý, viz Obr. 14. Urologové v KNL při operacích s holmiovým laserem používají optická vlákna o průměrech jádra 230 a 600 μm . Další možné průměry vláken jsou 365 a 800 μm [26], [44].



Obr. 14: Laserová optická vlákna [26]

6.2.1 Stavba optického vlákna

Optické vlákno se zpravidla skládá z jádra, pláště jádra a ochranného obalu. Stavbu optického vlákna znázorňuje Obr. 15. Jádro je tvořeno materiálem, který disponuje minimálním útlumem v optickém frekvenčním pásmu a větším indexem lomu. Nejčastěji je jádro křemíkové skleněné. Plášť musí mít pro správnou funkci menší index lomu (n_2) než je index lomu jádra (n_1). Z předešlého tvrzení tedy platí $n_1 > n_2$. Obal má funkci ochrany celého vlákna před mechanickým poškozením [26], [22].



Obr. 15: Stavba optického vlákna

Tab. 4: Průměry vláken a doporučené velikosti pracovních kanálů [26]

Průměr jádra [μm]	Vnější průměr vlákna [μm]	Min. pracovní kanál [F]
230	450	2,5
365	700	3
600	900	4
800	1200	5

7. Výzkumná část

7.1 Holmiový laser Auriga v KNL

Krajská nemocnice Liberec, a.s. (dále jen KNL) zakoupila v roce 2008 nové laserové zařízení na oddělení urologie. Jedná se o holmiový laser Auriga (viz Obr. 16) od německého výrobce StarMedTec GmbH. Dodavatelem byla společnost GRANE s.r.o. a pořizovací cena činila 1,5 mil. Kč [45].



Obr. 16: Holmiový laser Auriga [24]

7.2 Seznámení s přístrojem

Jedná se o pulzní pevnolátkový laser, jehož aktivní prostředí tvoří YAG krystal dopovaný ionty holmia. Pracuje na vlnové délce 2100 nm, z čehož vyplývá, že jeho paprsek září v infračerveném spektru a není lidským okem viditelný. Zakoupený laserový přístroj Auriga je výkonově slabší verzí s maximálním výkonem 30 W a tím se řadí do skupiny středně výkonných laserů. V nabídce výrobce je identický laserový přístroj o maximálním výkonu 50 W pod názvem Auriga XL, který se lépe uplatní např. na ablaci tkáně při operacích prostaty. Holmiový laser Auriga spadá do bezpečnostní třídy IV, tudíž se na práci s tímto přístrojem vztahují všechna bezpečnostní opatření popsána v legislativních předpisech a dále příslušné bezpečnostní a hygienické normy. Hodnoty energie a frekvence pulzů jsou nastavitelné. Energie v rozsahu 200 - 3000 mJ a opakovací frekvence pulzů 3 - 20 Hz. Veškerá technická data laserového systému Auriga shrnuje Tab. 5.

Tab. 5: Technická data laseru Auriga [28]

Typ laseru	pevnolátkový - Holmium: YAG
Režim práce	pulzní
Laserový paprsek třídy IV.	
Vlnová délka	2100 nm
Výkon (max.)	30 W
Energie pulzu	200 - 3000 mJ
Délka pulzu (trvání pulzu)	200 - 600 μ s, dle režimu práce
Opakovací frekvence pulzu	3 - 20 Hz
Zaměřovací paprsek třídy II.	
Vlnová délka	532 nm
Výkon (max.)	1 mW
Spektrální oblast	viditelné světlo (zelená)

Rozměry zařízení

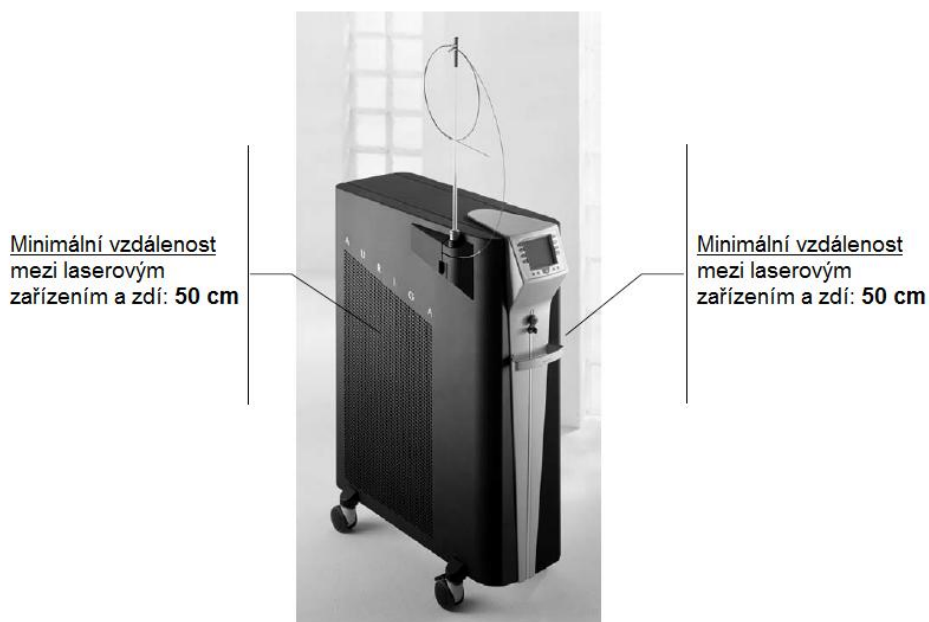
- hmotnost základní laserové jednotky: 71 kg
- rozměry základní laserové jednotky (délka/šířka/výška): 84 × 35 × 102 cm

Základní požadavky elektrické instalace

- napájení 230 V ± 10 %, 1 - fázové, 50 Hz/60 Hz, 16 A

Prostorové požadavky pro instalaci přístroje

- veškeré malířské práce musí být dokončeny alespoň týden před instalací laseru
- podlaha pro instalaci přístroje musí být hladká, rovná a musí splňovat nosnost vyžadovanou pro instalaci laseru
- umístění laserového zařízení od stěny musí být minimálně 50 cm od strany přístroje, kde jsou umístěny ventilační otvory, viz Obr. 17
- vzhledem k tepelné emisi laserového zařízení musí být zajištěno dostatečné větrání místnosti, doporučené větrání je minimálně 100 m³/h
- teplota v místnosti pro provoz přístroje je 18° C až 28° C
- vlhkost dovolující provoz přístroje je udávána v rozmezí 20 - 80 %



Obr. 17: Předepsané umístění laseru Auriga [27]

7.3 Ovládání a nastavení přístroje

K ovládání laserového přístroje Auriga slouží podsvícený, dobře čitelný LCD displej spolu s ovládacími prvky po stranách displeje. LCD displej laserového systému Auriga je zobrazen na Obr. 18.



Obr. 18: LCD displej laseru Auriga – „SETUP“ nastavení software

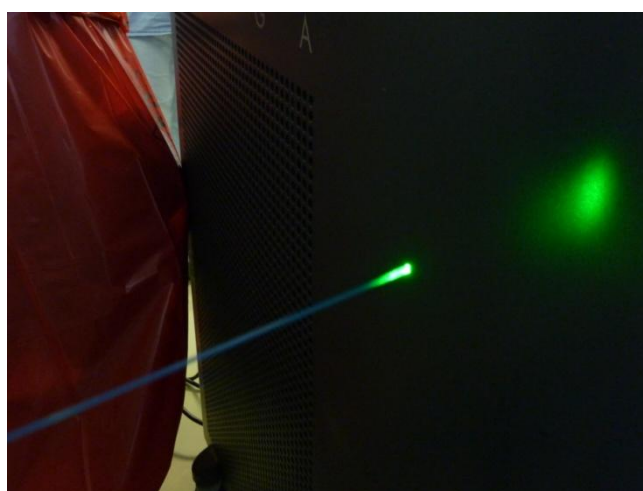
Pro uvedení laseru Auriga do provozu, musíme nejdříve přístroj připojit k elektrické síti pomocí běžné síťové zásuvky s napětím 230 V. Dále je potřeba přístroj nastartovat pomocí otočením klíče, podobně jako u automobilu. Po zapnutí se na ovládacím displeji zobrazí úvodní obrazovka, kde je na výběr ze tří operačních režimů (litotrypse, ablace a koagulace). Po výběru režimu je potřeba našroubovat zakončení optického vlákna se závitem do připraveného otvoru na boku přístroje, viz Obr. 19. Bez nainstalovaného optického vlákna nepustí software obsluhující osobu dále a na displeji se zobrazí varování č. 14 „Please connect applicator!“, viz Obr. 20. Po úspěšné instalaci vlákna se dostaneme do pohotovostního režimu STNDBY (Stand-by), ve kterém přístroj Auriga generuje laserový paprsek zářící zelené barvy (viz Obr. 21) o vlnové délce 532 nm s maximálním výkonem 1 mW. Tento zaměřovací paprsek se řadí do bezpečnostní třídy II. Po stisknutí tlačítka s vyobrazenou ikonou laseru ve střední části pod displejem se laser dostane do aktivního režimu READY. Následně generuje laserový paprsek vlnové délky 2080 nm. Paprsek spadá do infračervené oblasti, lidským okem je neviditelný a tudíž velice nebezpečný. Do režimu READY se přístroj zpravidla přepíná až po zavedení optického vlákna do močových cest pacienta.



Obr. 19: Nainstalované optické vlákno v přístroji Auriga



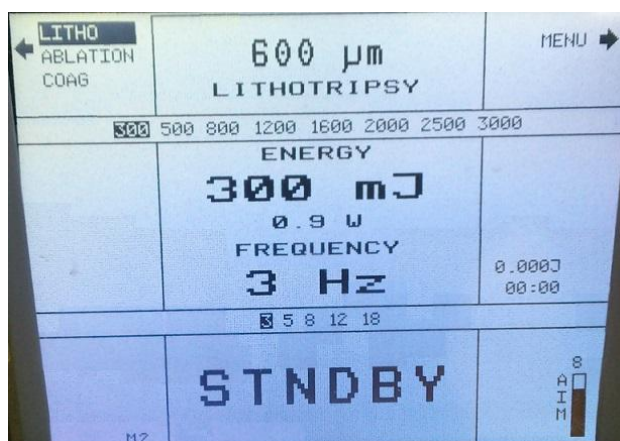
Obr. 20: Displej zobrazující varování 14 „Please connect applicator!“



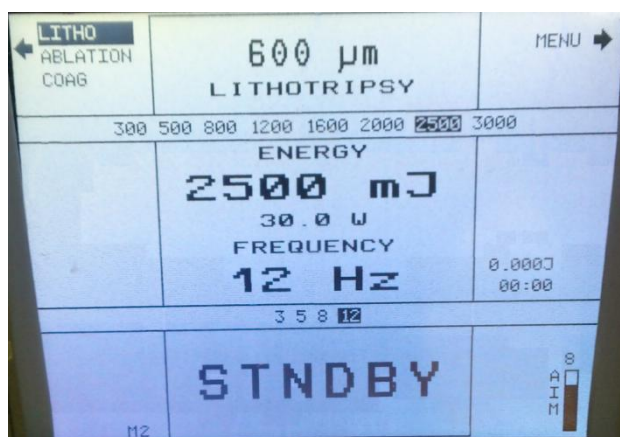
Obr. 21: Zeleně zářící zaměřovací laser

Tab. 6: Veškerá možná nastavení laseru Auriga pro litotripsii

Energie [mJ]	Frekvence [Hz]	Výkon [W]
300	3	0,9
300	5	1,5
300	8	2,4
300	12	3,6
300	18	5,4
500	3	1,5
500	5	2,5
500	8	4
500	12	6
500	18	9
800	3	2,4
800	5	4
800	8	6,4
800	12	9,6
800	18	14,4
1200	3	3,6
1200	5	6
1200	8	9,6
1200	12	14,4
1600	3	4,8
1600	5	8
1600	8	12,8
1600	12	19,2
2000	3	6
2000	5	10
2000	8	16
2000	12	24
2500	3	7,5
2500	5	12,5
2500	8	20
2500	12	30
3000	8	24

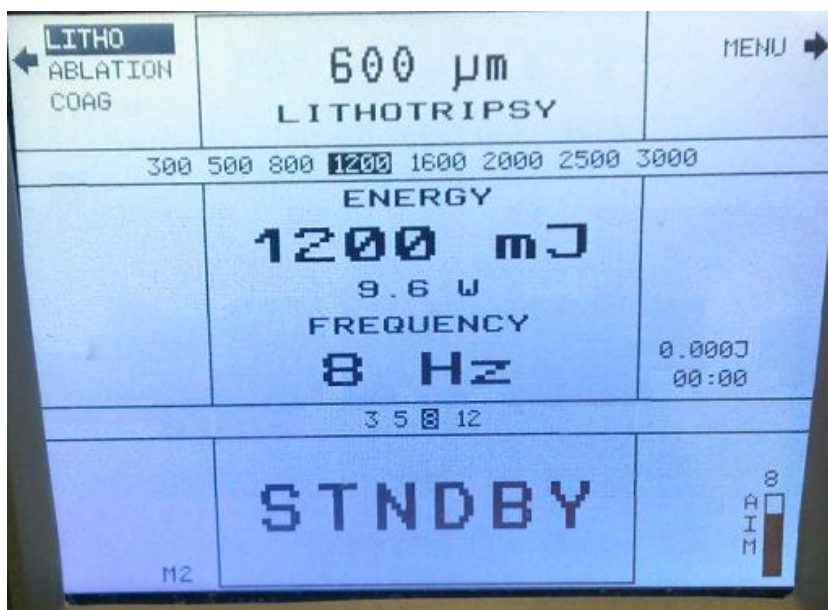


Obr. 22: Nastavení laseru Auriga s nejmenším výkonem



Obr. 23: Nastavení laseru Auriga s nejvyšším výkonem

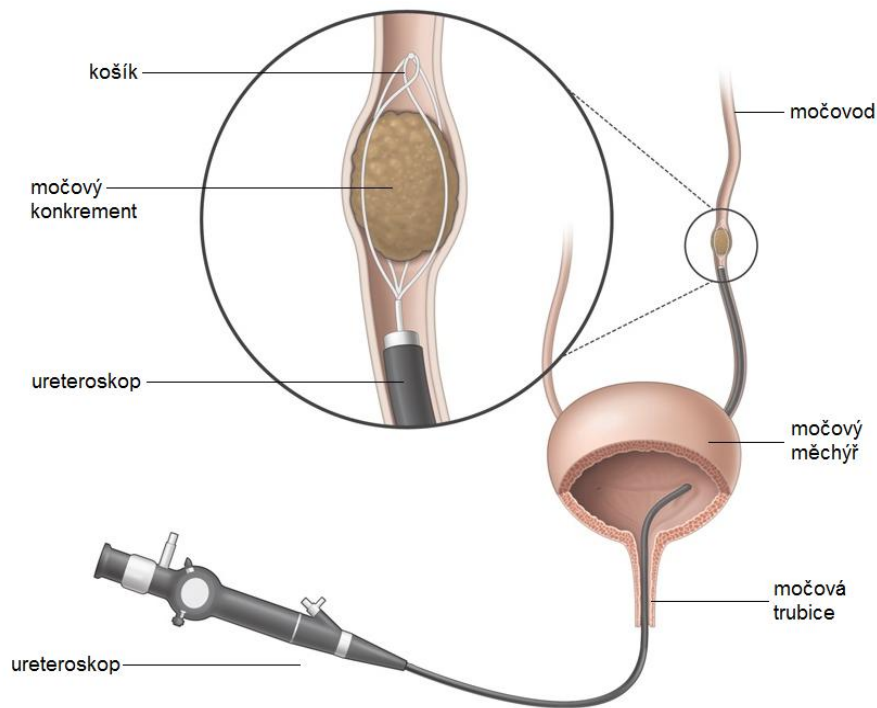
V levém horním rohu displeje jsou na výběr již výše zmíněné tři pracovní režimy. V horní části je zobrazen průměr použitého optického vlákna [μm]. Níže jsou uvedeny hodnoty možných energií. Ve středu displeje se zobrazuje námi zvolená hodnota energie pulzu [mJ] s přepočtem na výkon [W], viz Tab. 6 a zvolená frekvence pulzů [Hz] z řady dostupných frekvencí pro námi zadanou energii. Tato řada dostupných frekvencí se nachází ve spodní části displeje. Detailně LCD displej znázorňuje Obr. 24.



Obr. 24: Nastavení laseru Auriga o energii 1200 mJ, frekvenci 8 Hz a výkonu 9,6 W

7.4 Popis výběru výzkumného souboru

Data jsme shromažďovali v období od ledna do dubna 2013 na oddělení urologie v KNL. Byl jsem přítomen u 17 případů, ve kterých byl použit holmiový laser Auriga. Z časových a studijních důvodů a z důvodu omezeného množství zákroků nebylo v našich silách zajistit objemnější výzkumný soubor. Soubor pacientů není reprezentativní, jde pouze o náhodný výběr, což je dáno možností přímého pozorování operativního zákroku. K danému rozsahu souboru byly k vyhodnocení získaných výsledků použity robustní metody statistické analýzy. Litotrypsie bylo v tomto období provedeno více, ne však u všech byl použit holmiový laser. V mnoha případech ve zkoumaném období byl použit k extrakci konkrementu Dormiův košík bez asistence holmiového laseru, viz Obr. 25. Nasbíraná data za zkoumané období jsou uvedena v Tab. 7.



Obr. 25: Použití Dormiova košíku v močovodu [39]

7.4.1 Robustní metody statistické analýzy

„Základním problémem statistické analýzy je korektnost jejich výsledků. Ta závisí na kvalitě výběrového souboru (reprezentativnost), na možné existenci vybočujících hodnot, na dostatečném počtu prvků výběrového souboru, výsledcích průzkumové analýzy (soubor má pravděpodobně jiné rozložení než Gaussovo).

Při narušení předpokladu normality dat, což je obvykle způsobeno vybočujícími hodnotami měření, nebo existence dalších nejistot v rozložení dat, lze získat korektnější odhady parametrů s využitím tzv. robustních metod.

Robustní metody umožňují stanovení základních bodových odhadů - odhadů parametrů polohy, u nichž je možné dále stanovit odhad velikosti jejich rozptylu případně mezi konfidenčních intervalů.“ (Pokorný, Matematické metody vyhodnocování experimentů, s. 41)

Tab. 7: Naměřená data na výzkumném souboru

Pacient číslo	Pohlaví	Věk	Dg.	Doba zákroku [min]	Vlákno [μm]	Energie pulzu [mJ]	Frekvence pulzu [Hz]	Výkon [W]	Velikost konkrementu [mm]
1	muž	49	N201	30	600	1200	8	9,6	5
2	muž	54	N201	15	600	1200	8	9,6	7
3	muž	49	N201	15	600	1200	8	9,6	7
4	muž	59	N201	30	230	1200	5	6	8
5	muž	66	N201	15	600	1200	8	9,6	8
6	muž	65	N200	30	600	1200	8	9,6	8
7	muž	63	N200	30	600	1200	8	9,6	8
8	muž	53	N201	30	600	1200	8	9,6	8
9	žena	46	N200	30	600	1200	5	6	9
10	muž	41	N201	30	600	1200	8	9,6	9
11	muž	30	N200	15	600	1200	8	9,6	9
12	žena	65	N200	30	600	1200	8	9,6	9
13	žena	41	N201	30	600	1600	8	12,8	11
14	muž	76	N201	15	600	1600	8	12,8	12
15	muž	82	N201	30	600	1600	12	19,2	12
16	muž	53	N201	30	600	1600	12	19,2	13
17	muž	30	N201	30	600	1200	8	9,6	17

7.5 Vyhodnocení dosažených výsledků

Celkový počet výzkumného souboru tvořilo 17 (100 %) pacientů, 14 (82,4 %) mužů a 3 (17,6 %) ženy. Průměrný věk pacientů byl 54,2 let.

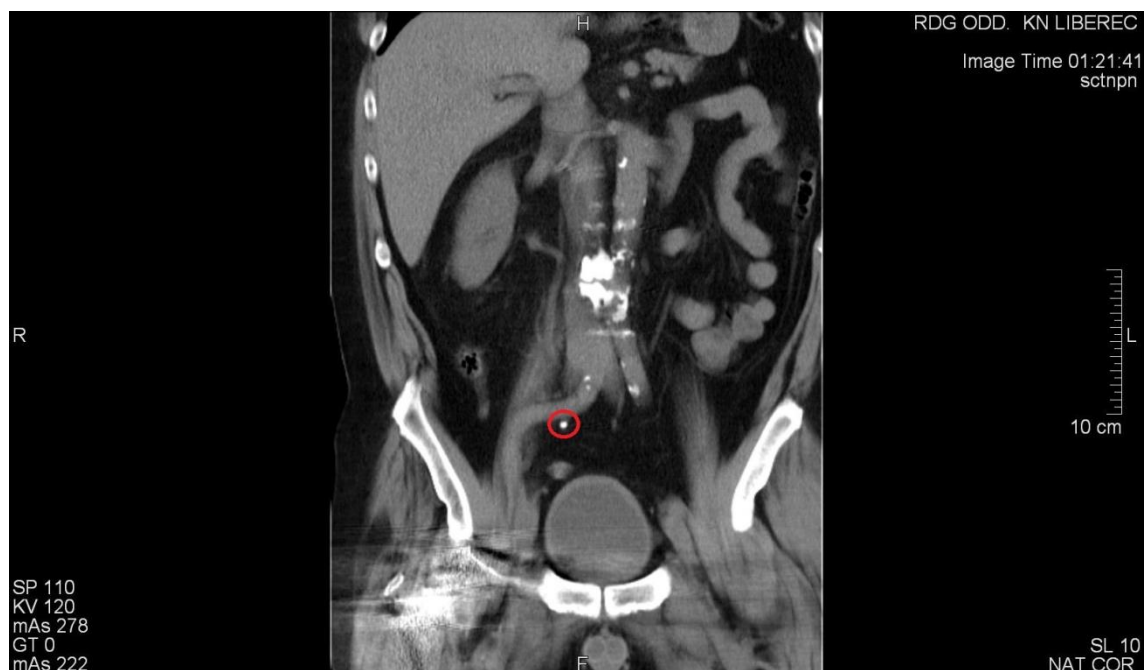
U zkoumaných zákroků se jednalo o diagnózy (Dg.) s interním označením N201 (70,59 %) a N200 (29,41 %). V případě přítomnosti močového konkrementu v močovodu se jedná o N201. U všech pacientů s touto diagnózou byl ureteroskop zaváděn do močovodu retrográdně přes močovou trubici a močový měchýř.

Diagnóza N200 charakterizovala konkrement v ledvině (ledvinné kalichy nebo ledvinná pánvička) a přístup ureteroskopu (ureterorenoskopu) byl shodný s přístupem u N201.

Doba potřebná k dezintegraci konkrementu se pohybovala mezi 15 - 30 minutami. Součástí doby zákroku bylo hledání efektivní hodnoty holmiového laseru a samotná fragmentace konkrementu. Uvedená doba zákroku nezahrnuje uvedení pacienta do anestezie, čas potřebný k přípravě instrumentária a k instalaci laserového vlákna.

U všech případů s jedinou výjimkou bylo použito resterilizovatelné vlákno o průměru jádra 600 μm . Cena vlákna činí 10.900 Kč bez DPH. Dle výrobce je vlákno minimálně 10krát resterilizovatelné. Na urologii KNL je toto vlákno využíváno přibližně na 20 laserových litotrypsí.

Velikost močových konkrementů byla určována pomocí výpočetní tomografie, viz Obr. 26. Přesnou velikost poté vypočetl speciální software. Konkrementy obsahující vápník zobrazí i prostý rentgenový snímek. Další běžnou zobrazovací metodou je ultrazvuk nebo CT vyšetření s kontrastní látkou [45].



Obr. 26: CT snímek pacienta s vyznačeným močovým konkrementem v močovodu

Grafické vyhodnocení dat a grafů bylo zpracováno pomocí počítačového programu Microsoft Office Excel 2007 a Microsoft Office Word 2007.

K odstranění konkrementů se většinou používala technika následné fragmentace. Nejdříve se dezintegroval původní konkrement na několik menších fragmentů, které se opět laserovou pulzní palbou fragmentovaly na přiměřeně menší části, aby byly schopny spontánního odchodu.

Rozhodnutí zdali se při zákroku využije holmiový laser nebo Dormiův košík je na zodpovídajícím operátorovi, který tak učiní po zavedení ureteroskopu a přiblížení se ke konkrementu. Hlavním rozhodovacím parametrem je velikost konkrementu. Jak jsem již uvedl v kapitole 5, močové konkrementy o průměru do 4 mm odchází spontánně s šancí až 85 %. Dormiův košík se v KNL používá převážně na vytažení malých konkrementů o průměru 4 - 7 mm, jestliže to dovoluje situace. Malý, ale zaklíněný konkrement nelze vytáhnout pomocí košíku, v takovém případě je nutno ho fragmentovat pomocí holmiového laseru. Větší konkrementy bývají řešeny ve většině případů holmiovým laserem Auriga.

Expertní odhad: „*Použití Dormiova košíku je přibližně u 20 % případů. U absolutní většiny případů (80 %) používáme laserový litotryptor Auriga.*“ (MUDr. Jan Mečl, KNL, duben 2013)

7.5.1 Analýza nejistot

Náhodný výběr nepředstavuje reprezentativní vzorek pacientů pro zákrok holmiovým laserem, proto nejsou blíže analyzovány dodatečné charakteristiky pacientů (složení konkrementu a pohlaví). Předmětem následného zkoumání mohou být tyto dodatečné charakteristiky a jejich případný vliv na nastavení holmiového laseru. Do nejistot je možno zahrnout subjektivní pohled urologů používajících laserový přístroj Auriga [45].

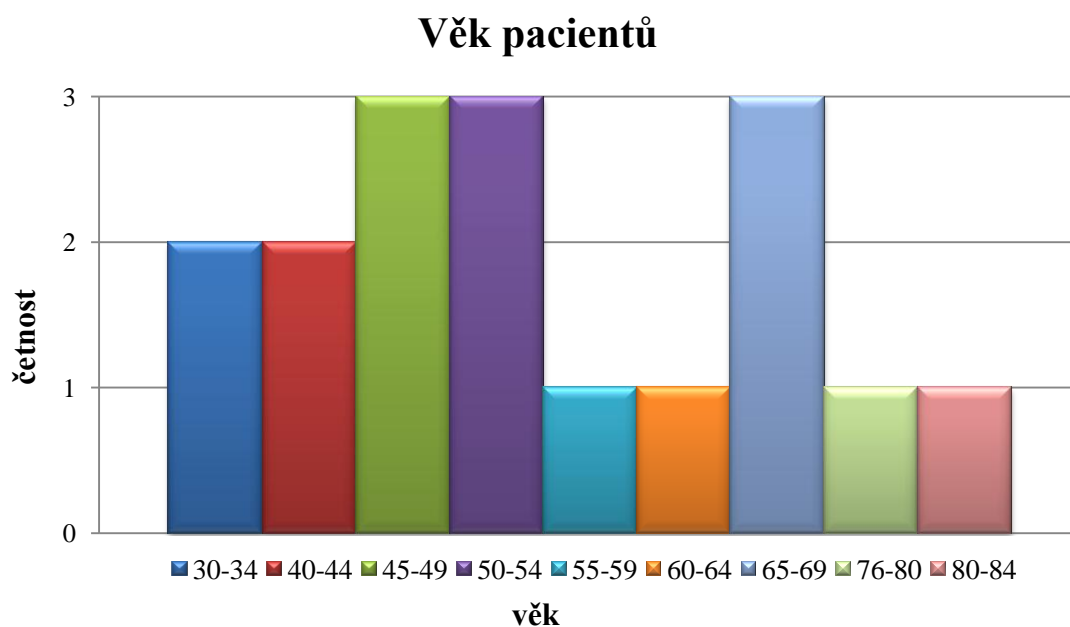
7.5.2 Statistické určení četnosti věku pacientů

Nejmenší sledovaná hodnota výzkumného souboru je 30 let a největší 82 let. Počet tříd je 9 a věkový interval byl vzhledem k výzkumnému souboru zvolen 5 let. Věkové intervaly, v nichž se nevyskytovali žádní pacienti, nejsou v tabulce četností zahrnuty. Grafické znázornění četnosti věku pacientů vyobrazuje Graf 1.

Tab. 8: Tabulka četností - věk pacientů

Třída	Věkový interval	Střed intervalu	Absolutní četnost	Relativní četnost	Kumulativní absolutní četnost	Kumulativní relativní četnost
1	30 – 34	32	2	0,12	2	0,12
2	40 - 44	42	2	0,12	4	0,24
3	45 - 49	47	3	0,18	7	0,41
4	50 - 54	52	3	0,18	10	0,59
5	55 - 59	57	1	0,06	11	0,65
6	60 - 64	62	1	0,06	12	0,71
7	65 - 69	67	3	0,18	15	0,88
8	75 - 79	77	1	0,06	16	0,94
9	80 - 84	82	1	0,06	17	1,00
Celkem			17	1,00		

Graf 1: Rozdělení pacientů dle věkového rozpětí



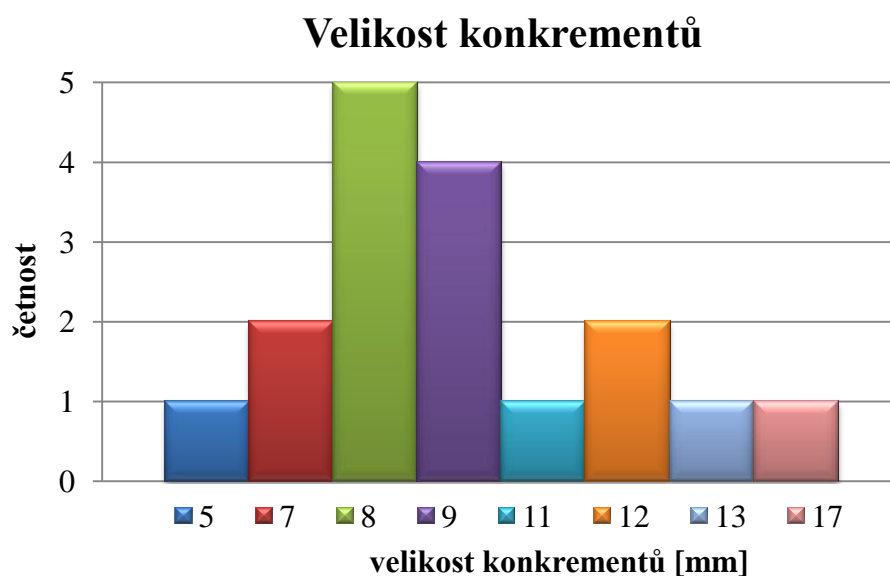
7.5.3 Statistické určení četnosti velikosti konkrémentů

Nejmenší sledovaná hodnota výzkumného souboru je 5 mm a největší 17 mm. Počet tříd je 8. Šířka intervalu je v tomto případě jednotková a pro lepší názornost tvoří intervaly hodnota konkrémentu.

Tab. 9: Tabulka četností - velikost konkrémentu

Třída	Velikost konkrémentu [mm]	Absolutní četnost	Relativní četnost	Kumulativní absolutní četnost	Kumulativní relativní četnost
1	5	1	0,06	2	0,12
2	7	2	0,12	3	0,18
3	8	5	0,29	8	0,47
4	9	4	0,24	12	0,71
5	11	1	0,06	13	0,76
6	12	2	0,12	15	0,88
7	13	1	0,06	16	0,94
8	17	1	0,06	17	1,00
Celkem		17	1,00		

Graf 2: Rozdělení konkrémentů dle velikosti



Medián

Medián dělí množinu seřazenou podle velikosti na dvě stejně početné poloviny. V našem výzkumném souboru medián představuje konkrement o velikosti 9 mm [43].

Směrodatná odchylka s

Dosazením do rovnice (7.2) získáme hodnotu k , která je rovna 4,65. Směrodatná odchylka s se po dosazení do rovnice (7.1) rovná 0,32.

$$s = \frac{x_{(n-k+1)} - x_k}{|2u_{\alpha/2}|} = \frac{x_{17-4,65+1} - x_{4,65}}{9,3} = \frac{x_{13} - x_5}{9,3} = \frac{11-8}{9,3} = 0,32 \quad (7.1)$$

kde n je n -tý vzorek souboru a hodnotu k vypočteme podle rovnice

$$k = \frac{n+1}{2} - |u_{\alpha/2}| * \sqrt{\frac{n}{4}} = \frac{17+1}{2} - |2,110| * \sqrt{\frac{17}{4}} = 4,65 \quad (7.2)$$

veličina $u_{\alpha/2}$ je $\alpha/2$ kvantil Gaussova normálního rozložení.

Modus

Modus je hodnota, která se ve statistickém souboru vyskytuje nejčastěji (hodnota s největší relativní četností). V našem výzkumném souboru modus představuje konkrement o velikosti 8 mm, viz Graf 2 [43].

Uřezaný průměr

Uřezaný průměr se používá tehdy, pokud chceme ze statistického souboru vyloučit vzdálená data. Počítá se z hodnot seřazených podle velikosti. Určuje střední hodnotu tak, že odřízne zvolený počet dat z nejvyšších a nejnižších hodnot souboru. Parametr ϑ jsme si zvolili 10% a k výpočtu jsme použili funkci *trimmean* v MS Office Excel 2007. Uřezaný průměr výzkumného souboru konkrementů je 9,2 mm [43].

$$\bar{x}(\vartheta) = \frac{1}{n-2M} \sum_{i=M+1}^{n-M} x(i) \quad (7.3)$$

kde hodnotu M vypočteme podle rovnice

$$M = \text{int}(\vartheta_n/100) \quad (7.4)$$

Vyhodnocení malých výběrů pro $4 < n < 20$

Pro odhad polohy se používá tzv. *pivotová polosuma* (P_L) [43]

$$P_L = 0,5(x_D + x_H) = 0,5(8 + 11) = 9,5 \quad (7.5)$$

pro odhad parametru rozptýlení se používá tzv. *pivotové rozpětí* (R_L)

$$R_L = x_H - x_D = 11 - 8 = 4 \quad (7.6)$$

hodnoty tzv. dolního a horního pivotu x_D a x_H jsou vybrané kvantily daného rozdělení, jejichž indexy H a D jsou určeny následovně

$$H = \frac{\text{int}\left(\frac{n+1}{2}\right)}{2} = \frac{\text{int}\left(\frac{17+1}{2}\right)}{2} = 5 \quad (7.7)$$

dolní pivot popisuje vztah

$$x_D = x(H) = 8 \quad (7.8)$$

horní pivot lze vyjádřit vztahem

$$x_H = x(n + 1 - H) = x(17 + 1 - 5) = x(13) = 11 \quad (7.9)$$

pivoty se používají následovně, např. pro 95% interval spolehlivosti střední hodnoty

$$P_L - R_L * t_{L,0,975}(n) \leq \mu \leq P_L + R_L * t_{L,0,975}(n) \quad (7.10)$$

$$9,5 - 4 * 0,502 \leq \mu \leq 9,5 + 4 * 0,502$$

$$7,49 \leq \mu \leq 11,5$$

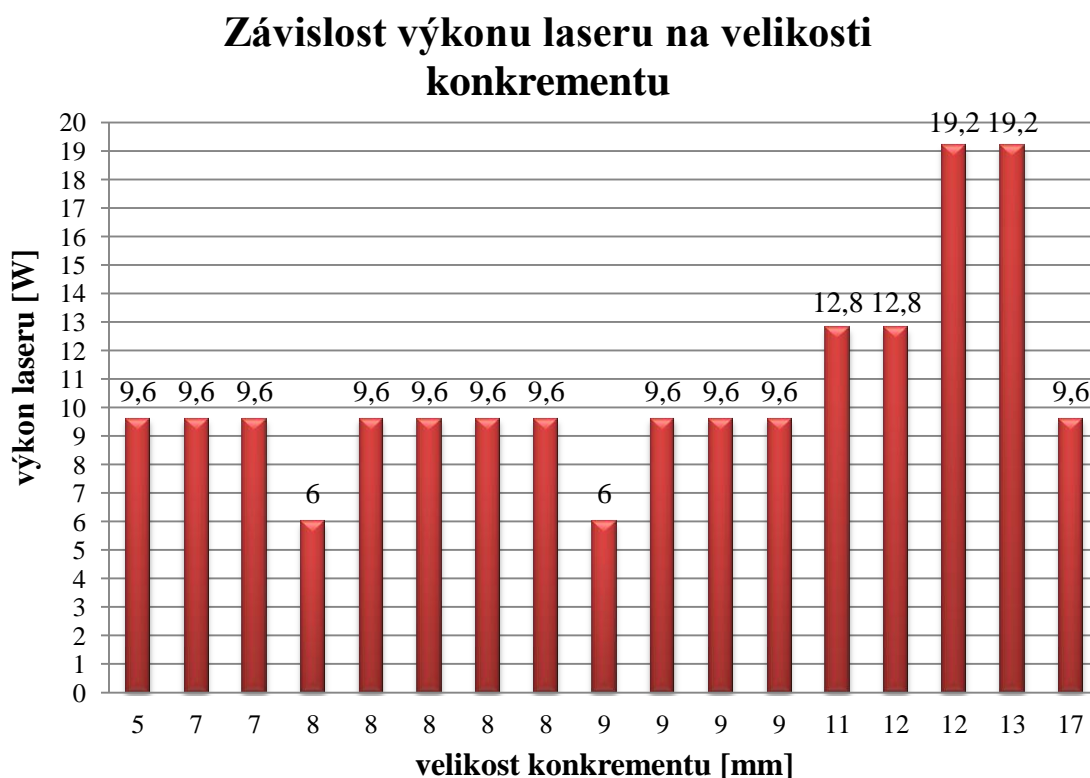
kvantily rozložení T_L určíme ze statistické tabulky pro kvantily T_L rozdělení [43].

Výsledný vztah $7,49 \leq \mu \leq 11,5$ pro 95% interval spolehlivosti střední hodnoty se může v budoucnu využít pro další zkoumání. Předmětem následného zkoumání mohou být dodatečné charakteristiky (např. vliv složení konkrémentu a vliv pohlaví) a jejich případný vliv na nastavená holmiového laseru Auriga.

8. Doporučení pro praxi

Z provedeného měření vyplývá, že nastavení holmiového laseru Auriga je závislé na velikosti konkrementu, viz Graf 3. Prvotní nastavení energie pro konkrement o průměru od 5 do 9 mm by mělo být 1200 mJ a frekvence 8 Hz, kdy výkon dosahuje hodnoty 9,6 W. Pro konkrement o průměru nad 10 mm je vhodné začít s nastavení energie 1200 mJ, přestože s největší pravděpodobností bude efektivní hodnota 1600 mJ a hodnota frekvence 8 Hz. Při nastavených 1600 mJ a 8 Hz má laser Auriga výkon 12,8 W a toto nastavení se u průměru konkrementu nad 10 mm jeví dostačující. V případě nedostatku doporučuji zvýšit frekvenci na následující hodnotu 12 Hz, viz Tab. 6. Další úpravy nastavení jsou samozřejmě možné po uvážení operujícího urologa podle vyvíjející se situace.

Graf 3: Závislost výkonu laseru Auriga na velikosti močového konkrementu



8.1 Komplikace při litotrypsi holmiovým laserem a jejich řešení

8.1.1 Při laserové litotrypsi holmiovým laserem nedošlo k rozdrčení konkrementu na fragmenty

Prvotní nastavení laseru urolog zvolil dle vlastního uvážení, avšak toto nastavení se projevilo jako nedostačující pro destrukci močového konkrementu. Pro dosažení efektivního rozdrčení konkrementu je třeba zvýšit energii i frekvenci pulzu a to na následující dostupnou hodnotu. Pokud po zvýšení obou hodnot přesto nedojde k cílené fragmentaci konkrementu, dále je za potřebí zvyšovat pouze energii. Při zvýšené energii a frekvenci pulzů musí operatér dbát extrémní opatrnosti, aby nedošlo k průniku laserového paprsku konkrementem a následnému poškození stěny močovodu. V tomto ohledu má holmiový laser obrovskou výhodu v příznivé hloubce penetrace tkáně do 0,5 mm a laserová energie je tedy z větší části pohlcena přítomnou irigační tekutinou.

8.1.2 Při laserové litotrypsi holmiovým laserem dochází k expulzi konkrementu od hrotu laserového vlákna

K odstranění nežádoucího odskoku je primárně třeba snížit frekvenci pulzu na následující menší dostupnou hodnotu, energii pulzu doporučuji ponechat. V případě, že po snížení frekvence není viditelná změna k lepšímu a konkrement stále odskakuje, je opět nutno frekvenci snížit o jednu hodnotu, eventuelně po frekvenci pulzu snížit také energii. Další možnost, jak lze vyřešit odskok močového konkrementu, je použití Dormiova košíku pro fixaci. Laserem lze následně fragmentovat konkrement za přítomnosti Dormiova košíku a tudíž bez problematického odskoku. Cena košíku se však pohybuje okolo 3.000 Kč a tím se snižuje ekonomická efektivita celého zákroku.

Závěr

V první, teoretické, části práce jsem prostudoval anatomii jednotlivých struktur močového ústrojí a zabýval jsem se problematikou urolitiázy. Další kapitoly přináší přehled jednotlivých typů, princip a vlastnosti laseru. V závěru teoretické části jsem vypracoval uvedení do problematiky laserové litotrypse, seznámení s holmiovým laserem a optickými vlákny. Ve výzkumné části jsem charakterizoval holmiový laser Auriga, na kterém probíhalo měření efektivního nastavení. Popisoval jsem výběr výzkumného souboru a naměřená data spolu se statistickým vyhodnocením. Měření a shromažďování dat bylo realizováno na oddělení urologie v Krajské nemocnici Liberec, a.s.

Silnou stránkou holmiového laseru je možnost fragmentace všech typů konkrementů bez ohledu na velikost a složení. Nespornou výhodou vidím ve skvělém zpracování a využití flexibilních optických vláken k přenosu laserové energie přímo na konkrement. V dnešní době není překvapující, že hlavní nevýhodu léčby močových konkrementů pomocí holmiového laseru představuje vysoká cena přístroje. Nutno podotknout, že dnešní ceny těchto laserových systémů oproti létům předešlým výrazně klesly, především z důvodu konkurence na trhu a objevování opět nových účinných metod destrukce močových konkrementů (elektrokinetické systémy a litotrypse extrakorporální rázovou vlnou).

Vytyčené cíle v zadání mé bakalářské práce byly splněny a výstupem je doporučení pro praxi, tzn. návrh nastavení laseru a výrazné zkrácení doby zákroku pro plánované i mimořádné užití holmiového laseru Auriga. Věřím, že výsledky této práce zefektivní aplikace holmiového laseru nejen v Krajské nemocnici Liberec, a.s., ale také na dalších urologických odděleních. Empiricky je dokázáno, že dalším faktorem ovlivňující efektivitu holmiového laseru je složení konkrementu. Tato skutečnost by mohla být předmětem dalšího zkoumání.

Možným nástupcem holmiového laseru by se v budoucnu mohl stát pulzní pevnolátkový laser s aktivním prostředím YAG dopovaný ionty Erbium. Tento laser je dnes ve fázi testování a první zveřejněné studie vykazují jeho vysokou účinnost v urologických aplikacích. Dále studie naznačují, že v laserové litotrypsi může být Erbium: YAG laser efektivnější než holmiový laser. Dopusud nevyřešenou otázkou jsou

vysoké náklady na speciální optická laserová vlákna pro přenos vlnové délky Erbium, která je 2940 nm. Tento fakt je také hlavní nevýhodou a důvodem, proč se zatím Erbium: YAG laser v praxi nevyskytuje.

Jednoznačně však můžeme tvrdit, že litotrypse pomocí holmiového laseru je v současnosti nejefektivnější dostupnou metodou léčby močových konkrémentů.

Seznam použité literatury

- [1] KAWACIUK I. *Urologie obecná a speciální*. Jihočany : H&H, 1992. 207 s. ISBN 80-85467-94-1
- [2] ČIHÁK, R. *Anatomie*. 2. vydání Praha : Grada Publishing, 2001. 497 s. ISBN 80-7169-970-5
- [3] POSPÍŠILOVÁ B., PROCHÁZKOVÁ O. *Anatomie pro bakaláře I: obecná anatomie, systémy pohybové a orgánové*. 1. vydání. Liberec : Technická univerzita v Liberci, 20XX. 155 s. ISBN 978-80-7372-675-1
- [4] NOVOTNÝ I., et al. *Biologie člověka*. 4. vydání. Praha : Fortuna, 2010. 240 s. ISBN 978-80-7373-007-9
- [5] SILBERNAGL S., DESPOPOULOS A. *Atlas fyziologie člověka*. 6. vydání. Praha : Grada Publishing, a.s., 2004. 448 s. ISBN 978-80-247-0630-6
- [6] KRÍŽEK V., SADÍLEK, L. *Urolitiáza etiopatogeneze, konzervativní terapie a prevence*. 1. vydání. Praha : Avicem zdravotnické nakladatelství, 1990. 202 s. ISBN 80-201-0010-5
- [7] KAWACIUK, I. *Urologie*. 1. vydání. Praha : Galén, 2009. 531 s. ISBN 978-80-7262-627-7
- [8] DRACH G. W. *Common problems in infections and stones*. 1. vydání. St.Louis : Mosby Year Book, 1991. 350 s. ISBN 0-8151-2909-2
- [9] SALEH B. E. A., TEICH M. C. *Základy fotoniky, svazek 3*. 1. vydání. Praha : Matfyzpress, 1995. 226 s. ISBN 80-85863-05-7
- [10] NAVRÁTIL L., et al. *Lasery a pulzní magnety v terapii*. 1. vydání. Praha : Alberta, 1994. 93 s. ISBN 80-85792-09-5.
- [11] MAŤÁTKO J. *Elektronika - lasery: kvantové generátory světla*. 1. vydání. Praha : Idea servis, 1998. 57 s. ISBN 80-85970-21-X.
- [12] GOLDMAN L. *The Biomedical Laser: Technology and Clinical Applications*. New York : Springer-Verlag, 1981. 342 s. ISBN 0-387-90571-5.
- [13] ROZMAN J. et al. *Elektronické přístroje v lékařství*. 1. vydání. Praha : Academia, 2006. 408 s. ISBN 80-200-1308-3.
- [14] BENEŠ J., et al. *Základy lékařské biofyziky*. 1. vydání. Praha : Univerzita Karlova, 2006. 196 s. ISBN 80-246-1009-4.
- [15] SEDLÁČEK K. *Laser v mnoha podobách*. 1. vydání. Praha : Naše vojsko, 1982. 253 s.
- [16] ENGST P., et. al. *Aplikace laserů*. 1. vydání. Praha : SNTL, 1989. 204 s. ISBN 0400689.
- [17] TOUŽÍN J. *Stručný přehled chemie prvků*. 1. vydání. Brno : Masarykova univerzita, 2003. 225 s. ISBN 80-210-2635-9

- [18] VRBOVÁ M. *Lasery a moderní optika*. 1. vydání. Praha : Prometheus, 1994. 474 s. ISBN 80-85849-56-9.
- [20] POKORNÝ J., KÖHLER O., HANUŠ T. Laser v endourologii. *Endoskopie* [online]. 17. vydání. Olomouc : Solen, s.r.o., 2008, č. 3, s. 74-79. ISSN 1804-6096. Dostupné z: <<http://www.casopisendoskopie.cz/pdfs/end/2008/03/07.pdf>>.
- [19] POKORNÝ J., HANUŠ T. Současnost a perspektiva laserové litotripse v urologii. *Endoskopie* [online]. 18. vydání. Olomouc : Solen, s.r.o., 2009, č. 3, s. 105-107. ISSN 1804-6096. Dostupné z: <<http://www.casopisendoskopie.cz/pdfs/end/2009/03/06.pdf>>.
- [21] BABJUK M. Současné možnosti intrakorporální litotripse. *Urologické listy* [online]. Praha : Ambit Media, a. s., 2004, č. 2, s. 29 – 31. ISSN 1801-7584. Dostupné z: <http://www.prolekare.cz/pdf?id=ul_04_02_04.pdf>.
- [22] PSOTA, P. *Vláknová optika*. Liberec : TUL, 2012. Výukový materiál k předmětu Laserová technika a vláknová optika.
- [23] ČSN EN 60825-1. *Bezpečnost laserových zařízení*. [s.l.] : Český normalizační institut, Červen 2008. 80 s.
- [24] STARMEDTEC. *Lasers in Urology*. Germany, 2008
- [25] STARMEDTEC. *The Holmium Laser in Surgery - Interdisciplinary Applications*. Germany, 2008.
- [26] STARMEDTEC. *How to Check and Rework Fibers*. Germany, 2008
- [27] STARMEDTEC. *Installation Instructions - Auriga*. Germany.
- [28] STARMEDTEC. *Product list - Auriga*. Germany.
- [29] Elektromagnetické spektrum. In *Wikipedia : the free encyclopedia* [online]. St. Petersburg (Florida) : Wikipedia Foundation, 13. 10. 2005, last modified on 8. 3. 2013 [cit. 2013-01-12]. Dostupné z WWW: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Elektromagnetick%C3%A9_spektrum>.
- [30] HERÁČEK J., URBAN M., et al. *Urologie pro studenty* [online]. 2008-2009 [cit. 2012-12-10]. Urolitiáza - Příčiny, rizikové faktory. Dostupné z WWW: <<http://www.urologieprostudenty.cz/specialni-urologie/urolitiaza/priciny-rizikove-faktory>>
- [31] Holmium. In: *American Elements* [online]. 2009 [cit. 2012-12-16]. Dostupné z WWW: <<http://www.americanelements.com/ho.html>>.
- [32] Holmium. In *Wikipedia : the free encyclopedia* [online]. St. Petersburg (Florida) : Wikipedia Foundation, 17. 5. 2001, last modified on 31. 3. 2013 [cit. 2013-04-02]. Dostupné z WWW: <<http://en.wikipedia.org/wiki/Holmium>>.
- [33] Laser. In *Wikiskripta* [online]. Praha : MEFANET, 9. 12. 2010, last modified on 22. 3. 2013 [cit. 2013-03-28]. Dostupné z WWW: <<http://www.wikiskripta.eu/index.php/Laser>>.

- [34] LAPŠANSKÁ H. *Laserové technologie v praxi* [online]. Olomouc : Portál moderní fyziky, [cit. 2013-01-10]. Společná laboratoř optiky Univerzity Palackého a Fyzikálního ústavu Akademie věd České republiky. Dostupné z WWW: <<http://fyzika.upol.cz/cs/system/files/download/vujtek/granty/laser-prez.pdf>>.
- [35] Materiál - Druhy močových konkrementů. Calculi [online]. 2004 [cit. 2012-12-18]. Dostupné z WWW: <<http://www.calculi.cz/material.php>>.
- [36] VACHOVÁ J. *Lasery a přístroje IPL v praxi hygienické služby* [online]. Praha, [cit. 2013-01-20]. Hygienická stanice hlavního města Prahy. Dostupné z WWW: <http://www.szu.cz/uploads/documents/cpl/Materily_ze_seminaru/Materialy_2008/Vachova.pdf>.
- [37] YAG. In *Wikipedia : the free encyclopedia* [online]. St. Petersburg (Florida) : Wikipedia Foundation, 27. 5. 2007, last modified on 11. 3. 2013 [cit. 2013-01-13]. Dostupné z WWW: <<http://cs.wikipedia.org/wiki/YAG>>.
- [38] Ureteroscopy. *Kidney stoners* [online]. 2013 [cit. 2013-03-21]. Dostupné z WWW: <<http://www.kidneystoner.org/wp-content/uploads/2011/03/urs-diagram-600.jpg>>
- [39] Ureteroscopy (URS). *EAU Patient Information* [online]. Červen 2012 [cit. 2013-03-21]. Dostupné z WWW: <http://patients.uroweb.org/fileadmin/eau_images/images_full/URS.jpg>
- [40] Klinik für Urologie. *Augusta-Kranken-Anstalt gGmbH* [online]. 2012 [cit. 2013-03-21]. Dostupné z WWW: <http://www.urologie-klinik-bochum.de/organe/gif/ureterorenoskopie_01_g.jpg>
- [41] The kidneys and systemic sclerosis. *Scleroderma Society* [online]. [cit. 2013-03-21]. Dostupné z WWW: <<http://www.sclerodermasociety.co.uk/userfiles/kidney.jpg>>
- [42] Images of Urinary tract stones. *Department of Urinary tract stones* [online]. Červen 2008. [cit. 2013-03-21]. Dostupné z WWW: <<http://www.dwp.gov.uk/img/ut-stones1.jpg>>.
- [43] POKORNÝ M. *Matematické metody vyhodnocování experimentů* [online]. Olomouc : Moravská vysoká škola Olomouc, o. p. s., 2010 [cit. 2013-04-16]. 58 s. ISBN 978-80-87240-29-8. Dostupné z WWW: <http://www.mvso.cz/Files/WEB/APSYS/31Matematicke_metody_vyhodnocovani_experimentu.pdf>
- [44] Konzultace s MUDr. Janem Mečlem, Krajská nemocnice Liberec, leden - duben 2013
- [45] Konzultace s Ing. Julií Volfovou, Technická univerzita v Liberci, duben 2013