

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická
Katedra teorie obvodů



Diplomová práce

**Endovaskulární laserová ablace – vliv
vlnové délky záření**

Bc. Michal Zelený

Lékařská elektronika a bioinformatika

Specializace: Lékařská technika

2024

Vedoucí práce: doc. Ing. Vratislav Fabián, PhD.

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Zelený** Jméno: **Michal** Osobní číslo: **483533**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**
Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**
Specializace: **Lékařská technika**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Endovaskulární laserová ablace – vliv vlnové délky záření

Název diplomové práce anglicky:

Endovascular Laser Ablation – Effect of the Wavelength

Pokyny pro vypracování:

- 1) Proveďte rešerši typů používaných zdrojů laserového záření pro endovaskulární ablaci varixů, s ohledem na vlastnosti tkání, kterými záření prochází.
- 2) Navrhněte metodiku měření distribuce energie laserového záření v tkáni či vhodném fantomu tkáně.
- 3) Navrhněte přípravky a proveďte měření pomocí zdrojů laserového záření o vlnových délkách používaných pro endovaskulární laserové ablaci (EVLA).
- 4) Realizujte měření distribuce teplotního pole na vhodném fantomu pro různé vlnové délky laserového záření a proveďte porovnání.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Tuchin, Valery V. "Tissue optics." Bellingham, WA, USA: Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE), 2015.
[2] Vrbová, Miroslava, Petr Gavrilov, and Helena Jelínková. Úvod do laserové techniky. České vysoké učení technické, 1998.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

doc. Ing. Vratislav Fabián, Ph.D. katedra fyziky FEL

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **20.09.2023**

Termín odevzdání diplomové práce: **24.05.2024**

Platnost zadání diplomové práce: **16.02.2025**

doc. Ing. Vratislav Fabián, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

doc. Ing. Radoslav Bortel, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Diplomant bere na vědomí, že je povinen vypracovat diplomovou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v diplomové práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne

.....

Podpis autora práce

Poděkování

Za odbornou pomoc, cenné rady a vedení celým projektem děkuji panu doc. Ing. Vratislavu Fabiánovi, Ph.D.

Za vedení a vstřícný přístup na univerzitě Politecnico di Torino děkuji panu prof. Guido Perrone. Také děkuji M.Sc. Aurora Bellone za kolegiální přístup a odbornou pomoc.

V neposlední řadě děkuji své rodině za podporu a trpělivost během studia.

Bc. Michal Zelený

Abstrakt

Diplomová práce se zaměřuje na studium vlivu vlnové délky laserového záření při endovenózní laserové ablacii (EVLA) křečových žil. Křečové žíly představují závažný zdravotní problém, který postihuje až 20-30 % populace. EVLA je jednou z nejrozšířenějších metod léčby.

Práce se zabývá návrhem metodiky experimentů k posouzení účinků různých vlnových délek laserového záření na tkáň nebo vhodný fantom. Experimentální část byla prováděna na Fakultě elektrotechnické ČVUT a na univerzitě Politecnico di Torino. Bylo vytvořeno zařízení pro kontrolovaný posun laserového vlákna a provedeny experimenty na fantomech tkáně (albumen, játra a žíly). Byly použity různé vlnové délky (915-975 nm, 1470 nm a 1900-1940 nm) a sledován jejich vliv na absorpci v tkáních.

Výsledky ukázaly, že pásmo 1900-1940 nm vykazuje nejvyšší absorpci v tenké vrstvě tkáně.

Klíčová slova: křečové žíly, EVLA, laser, vlnová délka, absorpce

Abstract

This thesis focuses on the study of the effect of laser wavelength during endovenous laser ablation (EVLA) of varicose veins. Varicose veins are a serious health problem affecting up to 20-30% of the population. EVLA is one of the most widely used treatment methods.

This paper deals with the design of experimental methodology to assess the effects of different wavelengths of laser radiation on tissue or suitable phantom. The experimental part was carried out at the Faculty of Electrical Engineering of the CTU and at the university Politecnico di Torino. A device for the controlled displacement of the laser fibre was created and experiments were performed on tissue phantoms (albumen, liver and veins). Different wavelengths (915-975 nm, 1470 nm and 1900-1940 nm) were used and their effect on absorption in tissues was studied.

The results show that the 1900-1940 nm band introduces the highest absorption in the thin tissue layer.

Keywords: varicose veins, EVLA, laser, wavelength, absorption

Obsah

Prohlášení.....	5
Poděkování.....	6
Abstrakt.....	7
Abstract.....	7
Obsah.....	8
Úvod.....	11
1 Teoretická část.....	13
1.1.1 Žíly a varixy.....	13
1.2 Klinická léčba varixů.....	16
1.2.1 Endovenózní laserová ablace.....	17
1.3 Laser.....	19
1.3.1 Diodový laser.....	20
1.3.2 Vláknový laser.....	20
1.3.3 Rizika a bezpečnost práce s laserem.....	21
1.4 Zdroje laserového záření pro EVLA.....	22
1.5 Interakce záření s hmotou.....	23
1.5.1 Interakce laserového záření s tkání.....	24
1.5.2 Vliv vlákna.....	27
1.6 Měření teploty.....	27
1.6.1 Distribuované a kvazi-distribuované měření teploty.....	29
1.7 Výroba FBG.....	31
1.8 Fantom tkáně: albumen.....	33
1.9 Optická vlákna.....	34
1.9.1 Manipulace s optickými vlákny.....	35
2 Praktická část.....	37
2.1 Zařízení pro kontrolovaný posun laserového vlákna.....	37

2.1.1	Sestavení zařízení pro posun optického vlákna	37
2.1.2	Program pro ovládání	38
2.1.3	Výroba desky plošných spojů.....	41
2.2	Teplotní senzory pro experimenty	43
2.2.1	Termokamera.....	43
2.2.2	Výroba FBG	43
2.2.3	Použití FBG.....	45
2.3	Fantomy pro experimenty	46
2.4	Laserové zdroje pro experimenty.....	46
2.4.1	Oprava diodového laseru	46
2.4.2	Laser s dvěma diodami	48
2.4.3	Program pro ovládání laseru a záznam teploty.....	49
2.4.4	Splice optického vlákna.....	50
2.4.5	Výroba vláknového laseru (TFL)	52
2.4.6	Výroba přípravků pro experimenty s albumenem	54
2.5	Metodika a provedení experimentů	55
2.5.1	Experimenty na tuhém albumenu	55
2.5.2	Experimenty na tekutém albumenu	56
2.5.3	Experimenty na játrech.....	59
2.5.4	Experimenty na žilách	60
2.6	Zpracování a výsledky experimentů	62
2.6.1	Experimenty na tuhém albumenu	62
2.6.2	Experimenty na tekutém albumenu	63
2.6.3	Experimenty na játrech.....	64
2.6.4	Experimenty na žilách	65
3	Diskuze	67
4	Závěr	69
5	Reference	70

Úvod

Křečové žíly nejsou jen kosmetickým problémem, od určitého stádia představují zdravotní problém (bércový vřed, tromboflebitida apod.). Je odhadováno, že problémy s křečovými žilami má v určitém bodě života 20-30 % populace.^[1]

K léčbě křečových žil existuje několik účinných metod, které jsou popsány blíže v této diplomové práci. Konkrétně se práce zaměřuje na metodu endovenózní laserové ablace (EVLA), která přináší velmi dobré výsledky a nyní se jedná o nejrozšířenější metodu pro léčbu křečových žil.

Neexistuje jednotná metodika nastavení parametrů dávkování energie při výkonu EVLA a zákroky se tedy spoléhají pouze na zkušenost operujících lékařů.

Cílem této práce je navrhnout metodiku experimentů pro zkoumání účinků laserového záření na různých fantomech tkáně. Pro experimenty je vytvořeno zařízení, které kontrolovaně posouvá laserové vlákno. Dále jsou zhodnoceny účinky laserového záření různých vlnových délek, různých výkonů a rychlostí vytahování laserového vlákna na tkáň a přibližně odhadnout vhodné nastavení těchto parametrů pro EVLA.

Výzkum probíhal současně na FEL ČVUT a na univerzitě Politecnico di Torino.

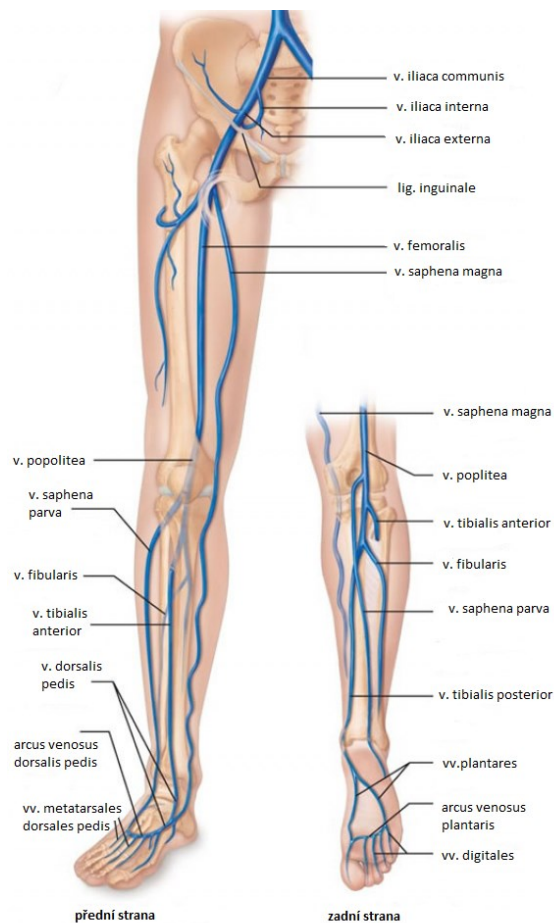
V diplomové práci je nejprve rozebrána problematika křečových žil a možnosti léčby. Následuje rozbor laseru a interakce laserového záření s tkání. Dále jsou popsány způsoby měření teploty a FBG. V praktické části jsou nejdříve uvedeny potřebné přípravy – laserové zdroje, fantomy tkáně, ovládací software a aparatura pro experimenty. Následně jsou rozebrány experimenty, které jsou rozčleněny do 3 částí: experimenty na bílku, na játrech a na cévách. Nakonec jsou výsledky experimentů rozebrány.

1 Teoretická část

1.1.1 Žíly a varixy

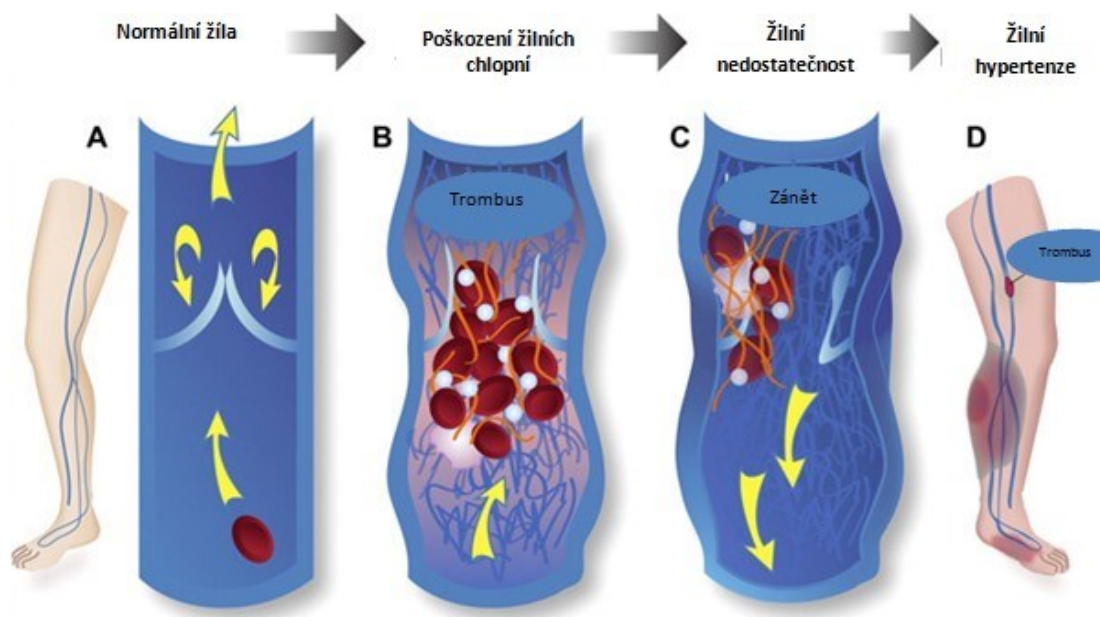
Žíly, stejně jako tepny, vedou v těle krev. Tlak krve v žilách je ale fyziologicky jen do 20 mm Hg. Proto je i žilní stěna oproti stěně tepny tenčí. Žilní stěna se skládá ze tří vrstev: tunica intima, tunica media a tunica adventitia. Vnitřní tunica intima je jednobuněčná vrstva endotelu. Tunica media je tvořena hladkou svalovinou. Vnější tunica adventitia obsahuje kolagen a elastická vlákna, vyživuje cévy a obsahuje nervová zakončení. Žíly v končetinách obsahují dvojcípé chlopně bránící proudění krve proti jejímu fyziologickému směru.^[2]

Žilní systém dolní končetiny je tvořen hlubokými a povrchovými žilami. Hluboké žíly kopírují tepny. Největší hlubokou žilou je vena femoralis. V oblasti kolene volně přechází ve vena poplitea. S v. poplitea je spojena povrchová vena saphena parva. Povrchová vena saphena magna vede po vnitřní straně nohy, od kotníku až po tříslu, kde se spojuje s v. femoralis.^[3] Hlavní spojení velkých žil dolní končetiny se nachází v podkolení (v. saphena parva) nebo v třísle (v. saphena magna). V místě spojení se nachází další chlopně brání nefyziologickému přenosu tlaku v žilním řečišti.



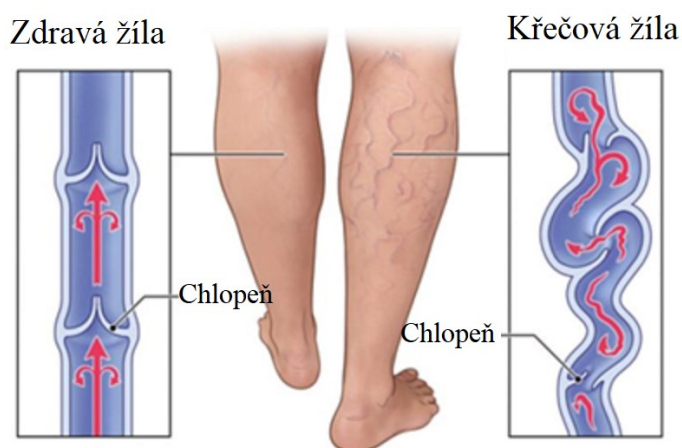
Obr. 1 – Žilní systém dolní končetiny, převzato z [3]

Nefunkčnost žilních chlopní vede k městnání krve v žíle. Spolu s nedostatečností žilní stěny vede ke vzniku varixů (křečových žil), nefunkčních rozšířených žil dolních končetin. Pokud chlopně hlubokého žilního systému nezvládají svou funkci, povrchové žíly jsou ještě více roztaženy, a tím hůře fungují chlopně povrchového žilního systému. Pokud odkysličená krev neproudí v proximálním směru, dochází k městnání krve a odpadní látky nejsou efektivně odváděny.



Obr. 2 – Ilustrace vzniku křečových žil, převzato z [4]

Důsledkem může být otěkaní nohou (hromadění tekutiny), pocitu těžkých nohou, křeče, tromboflebitida, vznik červených nebo hnědavých skvrn na kůži (způsobeno zbarvením hemosiderinem), vznik varixů a metličkových žil. Ve velmi pokročilém stádiu může dojít k vytvoření bércového vředu (ulcus cruris). Může také dojít k zánětu povrchových žil či dokonce k ruptuře křečové žíly. Křečové žíly jsou tedy zdravotním rizikem a jejich odstranění vede ke zlepšení zdravotního stavu. Zároveň i z kosmetického hlediska bývají odstraňovány i metličkové žilky (velmi malé varixy, průměr do 2 mm), které jsou z lékařského hlediska méně významné.^[5]



Obr. 3 – Ilustrace křečových žil, převzato z [6], upraveno

Je odhadováno, že křečové žíly postihují v nějakém rozsahu zhruba 20-30 % světové populace.^[1] Statisticky se vyskytují přibližně dvakrát častěji u žen než u mužů.^[1] Důležitými faktory pro křečové žíly jsou genetika (zhruba 90 %)^[5], pohlaví a hormony (ženy: těhotenství, antikoncepce), věk (opotřebení žilních chlopní) a životní styl (dlouhá stání či

sezení; obezita vede k vyššímu tlaku na žíly). Pro jednotné vyhodnocování závažnosti křečových žil byla vytvořena CAEP¹ klasifikace žilních onemocnění. Stupnice klasifikuje od stupně C0 (žádné žilní onemocnění) až po C6 (otevřený/aktivní bércový vřed).

- C1: teleangiektázie a/nebo retikulární žíly
- C2: křečové žíly, větší než \varnothing 3 mm
- C3: edém DK
- C4: pigmentace kůže, lipodermatoskleróza
- C5: zhojený bércový vřed
- C6: otevřený nebo aktivní bércový vřed

Stupně C1 a C2A (asymptomatický st. C2) jsou považovány za spíše kosmetický problém. Mohou ale být předzvěstí horších zdravotních problémů. Stupně C2S (symptomatický st. C2) až C6 mají klinický význam a křečové žíly by měly být léčeny.^[7]

1.2 Klinická léčba varixů

Léčbou varixů se rozumí uzavření nebo odstranění postižených cév. K problematice varixů lze přistupovat různými způsoby. Konzervativní přístup spočívá v užívání venofarmak a používání kompresních punčoch. Jedná se nicméně jen o symptomatickou léčbu (zmírnění otoků, snížení bolesti, bránění dalšímu růstu varixů).

Klasický chirurgický přístup, tzv. stripping, je invazivní zákrok spočívající v extrakci celé postižené žíly (nejčastěji vena saphena magna, případně vena saphena parva). Daná žíla je podvázána v obou místech napojení do žilního systému (v. saphena magna v třísele a v zákolení, v. saphena parva v zákolení a níže v oblasti lýtky). Následně je zaveden stripper (Babcockova sonda) do kmene žíly a pomocí ní je postižený segment žíly vytažen. Zákrok probíhá v celkové anestezii.^[8]

Další možností jsou různé druhy endovenózní léčby, při které se postižená žíla nevytahuje z těla ven, ale je uzavřena zevnitř nebo fibrotizována (přeměněna na vazivovou tkáň). Jsou rozlišovány termální a netermální metody. Termální metody – radiofrekvenční terapie (RFA) a endovenózní laserová ablace (EVLA) – spočívají v tepelném poškození žilního endotelu. RFA využívá radiofrekvenční sondy zavedené přes katetr k radiofrekvenčnímu ohřevu a tepelnému poškození vnitřní stěny žíly. EVLA (viz kap. 1.2.1) využívá k poškození endotelu žilní stěny laserové vlákno zavedené přes katetr. Nevýhodou

¹ Committee on Aviation Environmental Protection

termálních metod je nutnost provedení tumescentní anestezie, která znamená pro pacienta více vpichů. Termální metody jsou ale více spolehlivé.

Netermální endovenózní metody využívají jiných než tepelných principů ke zničení nefunkční žíly. Skleroterapie spočívá v aplikaci sklerotizační pěny či tekutiny do postižené žíly. Sklerotizační látka² poškodí endotel žíly a vyvolá v žíle sterilní zánět. Výsledkem je, že dojde k fibrotizaci žíly (přemění se na vazivový pruh). Tato metoda je vhodnější pro menší křečové žilky (sklerotizační kapalina pro mikrovarixy \varnothing 1-3 mm, sklerotizační pěna pro retikulární a větší varixy). Samostatná sklerotizace však bohužel vede často k časně recidivě. Použití kyanoakrylátového lepidla³ zevnitř žíly je příkladem netepelné terapie u které nehrozí riziko popálení a/nebo poškození nervů. Mechanicko-chemická ablace (MOCA)⁴ je další metoda netermální endovenózní ablace. MOCA využívá speciální hrot drátu zavedený pomocí katetru, který se otáčí velmi vysokou rychlostí (3000 ot./min) přičemž je vstříkována sklerotizační látka, která proniká perforovanou žilní stěnou. Při této metodě se nepoužívá lokální anestetikum. Metoda je efektivní pro žíly o průměru do 6,5 mm, pro žíly průměrem větším než 10 mm není metoda vhodná.^[9] Všechny endovenózní metody používají ultrasonografii k lokalizaci hrotu katetru v žilním řečišti. Novinkou mezi metodami léčby varixů je echoterapie⁵, neinvazivní metoda s použitím vysoce-intenzivního fokusovaného ultrazvuku (HIFU).

Nošení kompresních punčoch po jakékoliv formě zákroku je součástí léčebného plánu výše zmíněných metod.^[10]

Po výkonu na žilních kmenech může následovat flebektomie, odstranění menších postižených žil odstupujících z hlavního kmene povrchové žíly. Ty jsou odstraňovány chirurgicky. Z malých vpichů (\varnothing 2-3 mm) jsou pomocí Varadyho instrumentů (speciálních háčků) odstraněny tyto metličkové žilky. Flebektomie probíhá při lokálním umrtvení. Alternativou pro flebektomii může být použití sklerotizační látky pro uzavření menších žilek.

1.2.1 Endovenózní laserová ablace

Endovenózní laserová ablace (EVLA) je moderní lékařská metoda pro léčbu křečových žil. Jedná se o moderní metodu 21. století.^[11] Metoda je minimálně invazivní a využívá

² Např. Aethoxysklerol či Fibrovein

³ Např. VenaSeal

⁴ Např. komerční systém ClariVein

⁵ Např. systém Sonovein

laserového záření aplikovaného přímo uvnitř postižené žíly, kde dochází k tepelnému narušení vnitřní strany žilní stěny. Ta je v důsledku uzavřena a zůstane po ní jen vazivový pruh. Odstranění křečové žíly vede ke zlepšení krevního oběhu v těle a snižuje bolesti a symptomy spojené s křečovými žilami.

K zavedení laserového vlákna dovnitř žíly se používá Seldingerova metoda. EVLA začíná zavedením optického vlákna skrz katetr do žíly v oblasti kolene pro výkon v oblasti stehna a v oblasti lýtky pro výkon v oblasti bérce. Optické vlákno je dále zaváděno vždy v proximálním směru, aby nešlo proti směru chlopní. Poloha vlákna je kontrolována pomocí sonografické sondy a vlákno je zasouváno až do bodu, kde se nefunkční žíla napojuje na hluboký žilní systém. Po dosažení požadované lokace hrotu vlákna je optické vlákno připojeno k laserovému zdroji a jsou nastaveny parametry záření (zejména výkon a případně volba vlnové délky či kombinace vlnových délek). Laser začne zářit v momentě sešlápnutí nášlapného pedálu a neprodleně musí začít postupné vytahování vlákna. Vlákno pak za sebou zanechává stopu svařené žíly.

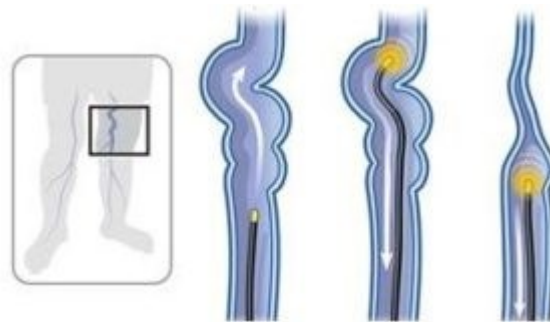
Při zákroku je lokálně aplikováno anestetikum. Injekcí je do podkoží aplikován tumescentní roztok, (zředěný roztok anestetika) jehož hlavní součástí je zpravidla trimekain (komerční značka Mesoacain), bupivakain (komerční značka Marcaine, působí déle a je méně kardiotoxický než trimekain), lidokain či jiný derivát kokainu jako lokální anestetikum.

Roztok dále obsahuje epinefrin (adrenalin), který způsobí lokální vazokonstrikci. Tím je sníženo krvácení, zpomalí se odplavování anestetika a je prodloužena doba jeho působení. Roztok může obsahovat dále bikarbonát sodný, fungující jako pufr. Díky tomu nedochází příliš ke zvyšování kyselosti prostředí, ve kterém je anestetikum méně účinné. V zásaditém prostředí se zvyšuje podíl neionizované formy anestetika, která lépe proniká dovnitř nervových vláken. Tam blokuje sodné membránové kanály. Díky tomu pak nedochází k transmisi nervového signálu od nociceptorů.^{[12][13]} Tumescentní roztok také ochlazuje okolí žíly – je podáván při pokojové teplotě nebo chlazený na 20 °C. Případnou modalitou anestezie je i lehká analgosedace pro snížení úzkosti a zvýšení pohodlí pacienta. Oproti chirurgické metodě je výhodou, že na kůži nezůstávají jizvy po zákroku a je sníženo riziko infekce. Případným nedostatkem může být riziko recidivy. Pokud je absorbovaná dávka energie příliš malá, může dojít k rekanalizaci a k nutnosti opakování zákroku.^[13]

Po zákroku je provedena časná kontrola pomocí duplexní ultrasonografie (DUS, kombinace černobílého 2D dynamického zobrazení a barevného impulsního dopplerovského ultrazvuku). Je kontrolována úspěšnost uzavření žíly a zda nevznikla

endovenózní tepelně indukovaná trombóza (EHIT). Pokud by k tomu došlo (např. situace kdy trombus od v. saphena magna/parva přerůstá do hlubokého žilního systému), je podán nízkomolekulární heparin jako prevence před plicní embolií.^[13]

Po zákroku je nasazena kompresní punčocha. Celkově výkon včetně závěrečné flebektomie trvá 30-60 minut (podle pokročilosti nálezu). Metoda se provádí ambulantně v lokální anestezii. S minimem pooperačního omezení a s krátkodobým nošením punčoch. Protože se zákrok provádí přes jedno místo vpichu, je speciálně riziko vzniku infekce opravdu minimální. Žíla uzavřená teplem laseru zůstává v těle, změní se během několika týdnů ve vazivový proužek. Menší varixy na postranních větvích se odstraní obdobně jako u klasické operace



Obr. 4 – Zavádění laserového vlákna do křečové žíly při EVLA, převzato z [14]

1.3 Laser

Laser je zdroj laserového záření. Laserové záření je druh elektromagnetického záření specifické tím, že je monochromatické, koherentní a má velmi úzký paprsek s malým úhlem divergence. Záření je charakterizováno především svojí vlnovou délkou a intenzitou.

Základním prvkem laseru je optický rezonátor – aktivní prostředí mezi dvěma zrcadly. V aktivním prostředí dochází ke stimulované emisi. Díky odrazu mezi dvěma zrcadly dochází k zesílení záření uvnitř aktivního prostředí. Podle druhu aktivního prostředí dělíme lasery na pevnolátkové, polovodičové, plynové, kapalinové, plazmové a lasery s volnými elektrony. Fotony uvnitř aktivního prostředí mají stejnou vlnovou délku a fázi – záření je koherentní. Jedno ze zrcadel má určitou malou transmisivitu a díky tomu opouští koherentní intenzivní paprsek optický rezonátor. (ref na lit o laserech) Určité konstrukce laserů jsou také schopné generovat velmi krátké pulzy. K tomu jsou používány metody Q-switching, gain-switching či MOPA konfigurace, díky kterým je dosahováno délky pulzů 0,5 až 500 ns.

Ještě kratších pulzů lze dosáhnout pomocí metody mode-locking nebo techniky CPA⁶.^[15] V takovém případě mají pulzy trvání stovek pikosekund až jednotek femtosekund, tento způsob záření se pak nazývá ultrafast laser.

1.3.1 Diodový laser

Diodový laser (DL) používá laserovou diodu jako zdroj záření. Aktivním prostředím je polovodič. Využívá se elektrické stimulace (elektrický proud je přiváděn na kontakty polovodiče) a dochází tak k excitaci elektronů v jeho struktuře, přičemž je dosaženo populační inverze. Excitované elektrony přecházejí na vyšší energetické hladiny a jsou schopné stimulované emise.^[16]

Diodové lasery jsou velmi kompaktní. Mají vysokou účinnost přeměny elektrické energie na světelnou. Diodové lasery dosahují vysoké efektivity, běžně okolo 50 %, avšak bylo dosaženo dokonce efektivity 80 %.^{[17][18]} Diodové lasery mají rychlou odezvu na změny vstupního signálu a díky tomu je možné vytvářet pulzní výstup.

Vlnová délka diodového laseru záleží na daném polovodiči. Pomocí diodového laseru je možné realizovat laserové zařízení široké palety vlnových délek mezi 375 a 3400 nm^[19], existují ale i laserové diody s delší vlnovou délkou i v *mid-IR* a *long-IR* oblasti až do 12,8 μm.^[20]

Pro docílení vyššího výkonu diodového laseru je třeba kombinovat záření z více diod. Jsou celkem tři možnosti, jak toto provést. První možností je kombinovat 2 na sebe kolmé lineární polarizace světla. Druhou možností je prostorové sloučení – jsou v combineru spojeny. Třetí možností je generovat mírně odlišné vlnové délky a ty pak ve wavelength combineru pomocí dichroických zrcadel sloučit.^[21]

Diodový laser je zpravidla řízen driverem, který sleduje proud a teplotu. Upravuje patřičně napětí na LD laser tak, aby proud diodou odpovídal požadovanému výkonu.^[19]

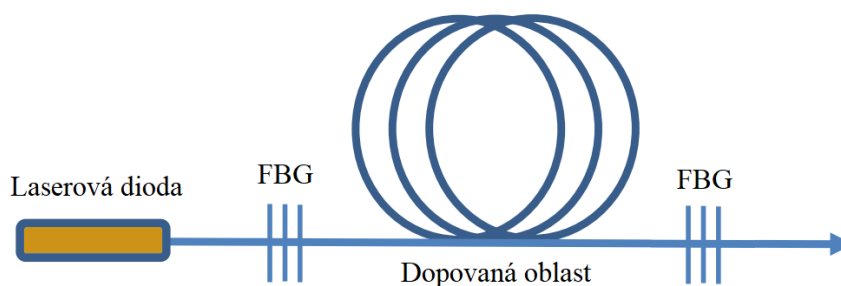
1.3.2 Vlákenný laser

Aktivní prostředí vláknového laseru je tvořeno aktivním optickým vláknem, tzn. vláknem dopovaným některým z prvků vzácných zemin (*rare-earth elements*) jako jsou erbium (Er³⁺), ytterbium (Yb³⁺), neodym (Nd³⁺), praseodym (Pr³⁺), thulium (Tm³⁺) a holmium (Ho³⁺). Na krajích dopovaného úseku vlákna se nachází FBG (viz kap. 1.6.1), které

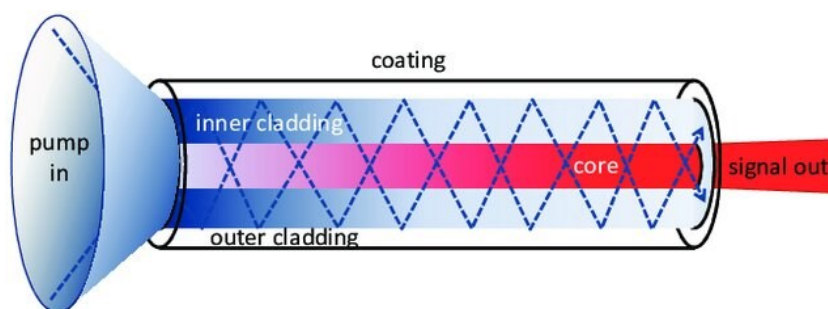
⁶ Chirped pulse amplification; pulzy laserového záření jsou roztaženy, zesíleny a následně opět sloučeny. Díky tomu je možné

dohromady vytváří rezonátor pro požadovanou vlnovou délku. Na rozdíl od diodových a plyných laserů, u kterých dochází k čerpání elektrické energie, v případě vláknových a pevnolátkových laserů dochází k optickému čerpání energie.

Vláknové lasery se řadí se mezi pevnolátkové lasery. Jejich výkon závisí na koncentraci dopantových iontů, na délce dopovaného vlákna a na efektivitě (zda se jedná o 3- nebo 4-úrovňový systém). Díky velkému poměru povrchu ku objemu není chlazení obtížné a je možné dosahovat vysokých výkonů.^[22] V dnešní době již byly zkonstruovány vláknové lasery dosahující kilowattového výkonu.^[23]



Obr. 5 – Ilustrace konstrukce vláknového laseru



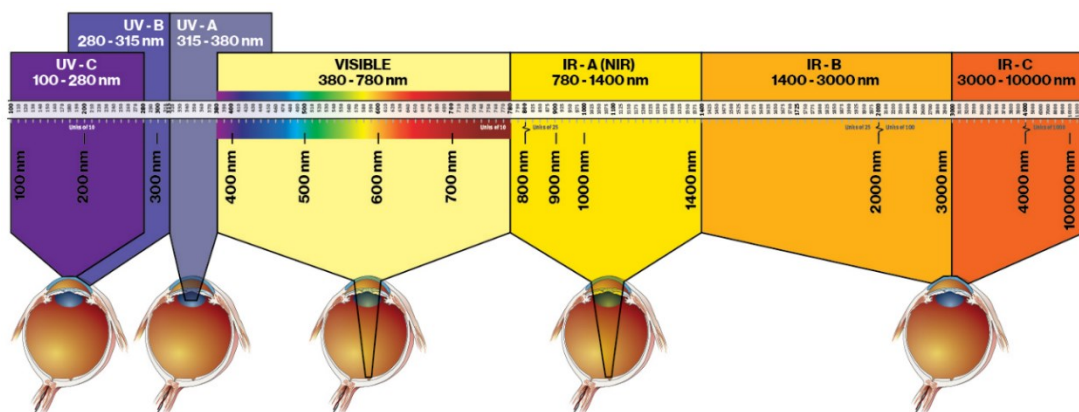
Obr. 6 – Ilustrace čerpání v aktivním optickém vlákně, převzato z [24]

1.3.3 Rizika a bezpečnost práce s laserem

Přestože výkon laseru běžně nepřesahuje jednotky či desítky watt, vzhledem k vysoké prostorové koncentraci laserového paprsku je hustota energie velmi vysoká. Pro klasifikaci bezpečnosti laserových zařízení je zavedena norma IEC 60825-1, která rozlišuje 4 hlavní třídy laserových zařízení. Třídou 4 představují laserové zdroje s nejvyšším rizikem. Jsou to lasery s výkonem vyšším než 0,5 W. Pro manipulaci s nimi je třeba dbát bezpečnostních opatření. Nezbytností jsou ochranné brýle dostatečné optické hustoty (OD) pro spektrální oblast vlnových délek, která by jinak mohla danou osobu ohrozit. Nelze spoléhat na mrkací reflex oka – ten by oko ochránil pouze v případě nižších intenzit záření vlnových délek viditelného světla (400-700 nm; laser třídy 2). Je vhodné uzpůsobit kontrolované prostředí

použitím bezpečnostních krytů a okolí přizpůsobit tak, aby neobsahovalo odrazové plochy. Laserový zdroj by měl mít možnost rychlého zastavení nouzovým vypínačem a také blokovacím zámekem (*interlock*), díky kterému dojde k vypnutí laseru v případě otevření dveří či odklopení ochranného poklopu. Pokud nejsou splněna preventivní opatření, může dojít k závažnému popálení kůže či poškození zraku při zásahu přímého, ale i odraženého laserového paprsku. Chirurgické lasery se řadí do laserové třídy 4.

Laserové záření může poškodit zrak. Lasery vlnových délek viditelného a NIR elektromagnetického záření prochází čočkou a dopadají na sítnici, v rozsahu 380–1400 nm hrozí poškození sítnice. Pro delší vlnové délky hrozí poškození rohovky, stejně jako záření o vlnových délkách kratších než 315 nm. Laserové záření o vlnové délce v rozsahu 315–380 nm poškozuje čočku a může způsobit šedý zákal.^[25]



Obr. 7 – Hloubka průniku laserového záření v lidském oku, převzato z [25]

1.4 Zdroje laserového záření pro EVLA

Za posledních 16 let EVLA téměř nahradila chirurgické odstraňování křečových žil. EVLA je méně invazivní, rychlejší a méně riziková metoda a má oproti chirurgické metodě vyšší úspěšnost.^{[26][27]}

Zpočátku (2005-2015) byly používány zejména lasery vlnových délek v rozmezí 900-1064 nm (diodové lasery 905, 915, 940, 975 a 980 nm; Nd:YAG laser 1064 nm). Později (od r. 2015) díky lepší dostupnosti laseru 1470 nm se začal postupně nahrazovat předchozí s kratšími vlnovými délkami. V posledních letech (od r. 2020) díky dostupnosti diodového laseru 1940 nm začal být používán i laser s touto vlnovou délkou.^[28]

Ukázalo se, že použití laserů s vlnovou délkou 1470 nm či 1900-1940 nm má vyšší účinnost operace (méně častá). Použití laseru s vlnovou délkou 1900-1940 nm má navíc ještě vyšší pozitivní vliv na menší bolestivost operace. Přibližné hodnoty výkonu (resp.

LEED) používané pro EVLA jsou: při použití 980nm laseru 15 W (100-150 J/cm), pro 1470 nm 10 W (67-100 J/cm) a pro 1940 nm 6-8 W (50-60 J/cm).^[28] Použití delších vlnových délek umožňuje úspěšný zákrok s menší dodanou energií do žíly. To je možné díky vyšší absorpci záření v cévní stěně (viz kap. 1.5).^{[29][30]}

Studie z roku 2013, která modeluje situaci při EVLA vyhodnocuje 1950 nm lasery jako nejvíce efektivní pro malé žíly (\varnothing 1 mm) a 1470 nm laser jako nejlepší pro střední žíly (\varnothing 1,5-2 mm).^[31]

Výsledky EVLA při použití laserového záření o vlnové délce 1060 nm má podobnou úspěšnost jako 1470 nm.^{[32][33]}

Při EVLA je laserové záření dodáváno do místa křečové žíly pomocí optického vlákna, které je při působení záření zároveň vytahováno. Parametry zákroku jsou rychlost vytahování (*pull-back speed*), vlnová délka a výkon laseru. Čím rychleji je vlákno vytahováno, tím nižší energie je do žilní stěny dodána. Čím vyšší je výkon laseru, tím více energie je do žilní stěny dodáno. Zavádí se souhrnná veličina LEED, která je poměrem výkonu P a rychlosti vytahování v a charakterizuje energii dodanou na jednotku délky.^{[28][34]}

$$LEED = P/v; \left[\frac{W}{cm/s} = \frac{W \cdot s}{cm} = \frac{J}{cm} \right]$$

Bohužel LEED nelze uvést jako jediný parametr u zákroku, protože se ztrácí informace o výkonu laseru a čase expozice žilní stěny.^{[28][34]} Ze studie z roku 2013 využívající modelování ke sledování teploty vnitřní stěny žíly vychází, že při konstantním LEED (30 J/cm) dochází k většímu nárůstu teploty pro vyšší výkony (vyšší rychlosti vytahování).^[31]

1.5 Interakce záření s hmotou

Při dopadu paprsku elektromagnetického záření na hmotu a při jeho průchodu hmotou dochází k několika efektům.

Při dopadu záření na rozhraní mezi dvěma materiály s různými optickými vlastnostmi (charakterizovány indexem lomu n) dochází k částečnému odrazu původního paprsku a částečnému lomu procházejícího paprsku. Kolik energie se odrazí a kolik projde je popsáno Fresnelovy vzorci a závisí na indexu lomu vstupního a výstupního prostředí, úhlu dopadu a případné polarizaci dopadajícího paprsku záření.

Při průchodu prostředím dochází k postupnému útlumu záření, podle Beer-Lambertova zákona. Útlum závisí na prostředí charakterizovaném lineárním extinkčním koeficientem μ a na vlnové délce záření λ :

$$I(d) = I_0 \cdot e^{-\mu(\lambda)d}$$

Intenzita záření I exponenciálně klesá s tloušťkou průchodu d , síla útlumu je vyjádřena pomocí lineární extinkčního koeficientu μ (pro homogenní látku se jedná o absorpční koeficient). I_0 značí počáteční intenzitu záření. Fyzikální význam převrácené hodnoty koeficientu je délka průchodu, po které má záření e-krát nižší intenzitu.

Lineární extinkční koeficient μ [m^{-1}] je součtem lineární absorpčního koeficientu α (někdy v literatuře také jako μ_a) a lineárního koeficientu rozptylu (*scattering*) σ (někdy označován jako μ_s), oba tyto koeficienty jsou závislé na vlnové délce záření (charakterizované vlnovou délkou λ):^{[35][36]}

$$\mu(\lambda) = \alpha(\lambda) + \sigma(\lambda)$$

1.5.1 Interakce laserového záření s tkání

Při interakci laserového záření s tkání dochází k různým mechanismům. Z hlediska optických vlastností tkáně jsou nejdůležitější koeficienty absorpce, rozptylu a reflexe. Ze znalosti těchto koeficientů lze určit transmisi tkání pro určité vlnové délky. Mezi důležité parametry tkáně patří dále tepelná kapacita a tepelná vodivost.^[37]

Je rozlišováno 5 hlavních kategorií interakce laserového záření s tkání:

(1) Fotochemická interakce, využívaná hojně ve fotodynamické terapii (PDT) při léčbě tumorů.

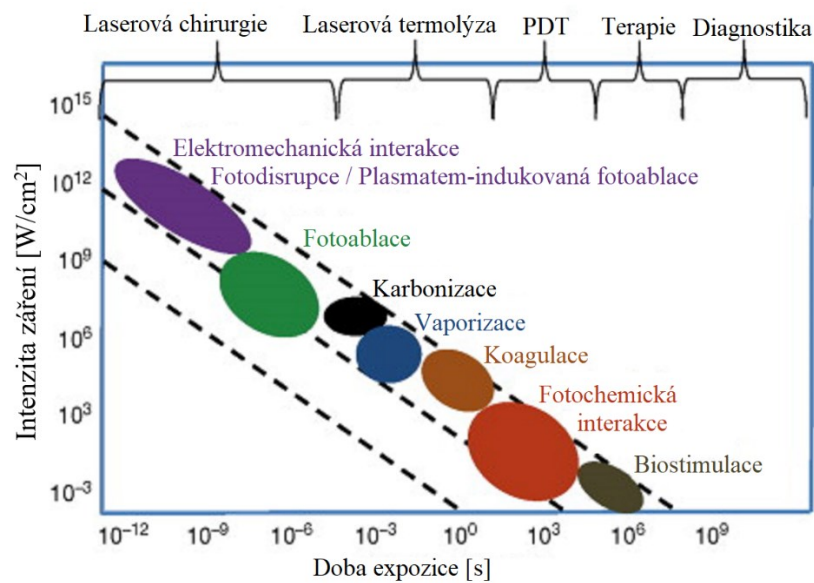
(2) Tepelná interakce způsobuje hypertermii, koagulaci, karbonizaci, roztavení nebo vaporizaci tkáně. Na základě absorpce záření dochází ke zvyšování teploty tkáně. Teplota nad 45 °C je označována jako hypertermie. Při 50 °C dochází ke snížení aktivity enzymů. Koagulace proběhne při teplotě nad 60 °C, při ní dochází k denaturaci proteinů a kolagenu a dojde k nekrotizaci tkáně. Od teploty 100 °C dochází ke karbonizaci, roztavení či vaporizaci. Karbonizace je patrná pohledem – karbonizovaná tkáň má černou barvu. Zpravidla je karbonizace nežádoucí, protože nekrotizace je dosaženo již při koagulaci, není tedy potřeba tkáň více zahřívat. K roztavení tkáně dochází při teplotách >300 °C v důsledku tepelného napětí vyvolaného místním lokálním teplotním gradientem. Teplotní hranice pro

nevratné změny je ale zároveň funkcí času expozice. Pro delší teplotní působení je tato hranice nižší. K nevratným změnám dochází při teplotě 50 °C po 2 minutách působení, zatímco při teplotě 50 °C dochází k nevratným změnám již po 6 sekundách.^[38]

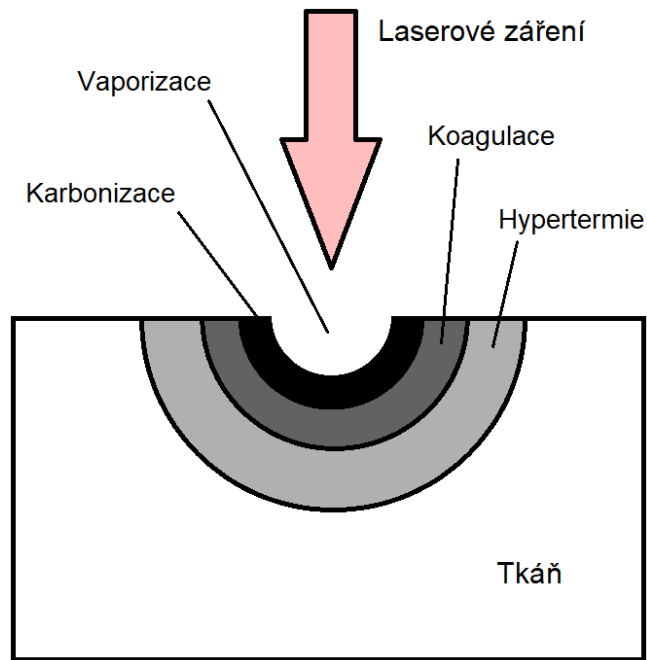
(3) Fotoablace se používá pro velmi čisté odstranění tkáně zpravidla působením UV laseru.

(4) K plasmatem-indukované ablací dochází při velmi vysokých hustotách výkonu. Dochází k tvorbě plazmatu, který způsobuje šokové vlny.

(5) Fotodisrupce je důsledkem mechanického působení plazmatu.^[37]



Obr. 8 – Interakce laserového záření s tkání, převzato z ^[39], upraveno



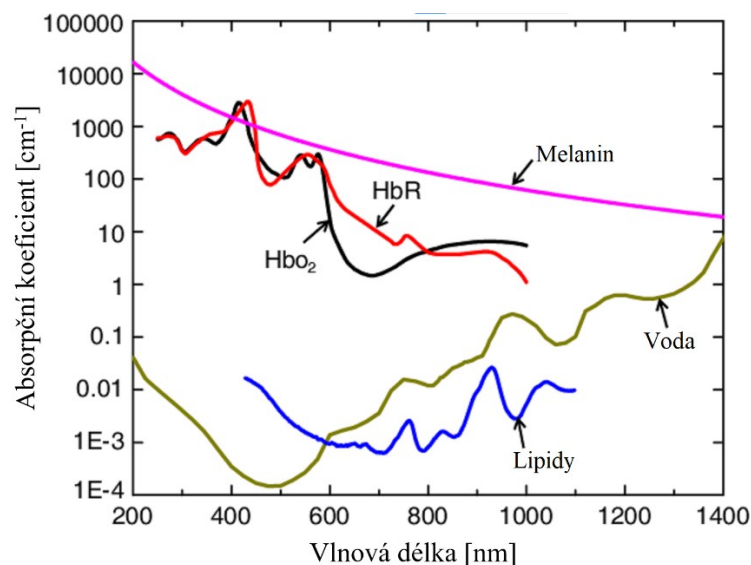
Obr. 9 – Ilustrace tepelného účinku laserového záření na povrchu tkáně



Obr. 10 – Absorpční spektrum vody⁷

Laserové záření daných vlnových délek má známé interakční vlastnosti s různými materiály a tkáněmi. Efekt působení na tkáň je předvídatelný a opakovatelný. V grafu níže je zobrazena absorpce záření různých složek tkáně.

⁷ Absorpční spektrum vody: data z <https://refractiveindex.info/?shelf=main&book=H2O&page=Hale>



Obr. 11 – Absorpce záření různými druhy tkání, převzato z [40], upraveno

Absorpce elektromagnetického záření ve vodě je mnohem silnější pro vlnové délky 1470 nm či 1900-1940 nm než při 915-975 nm. Kratší vlnové délky jsou absorbovány více krví (hemoglobin). 1940 nm poškozují více efektivněji cévní stěnu než 1470 nebo 1550 nm.^{[14][41]}

1.5.2 Vliv vlákna

Tloušťka jádra vlákna ovlivňuje interakci záření na hrotu vlákna s okolím. Při daném výkonu je při použití tenčího vlákna zvýšena hustota výkonu, což vede k dosažení vyšších teplot v bezprostřední blízkosti hrotu. Optické vlákno s průměrem jádra 100 μm má na hrotu 36x vyšší hustotu výkonu než vlákno s průměrem jádra 600 μm .

Pokud dochází k záření laserovým vláknem ve vzduchu či čisté vodě, samotný hrot vlákna se nezahřívá. Při záření v krvi je ale na hrotu ihned vytvořena tenká vrstva navařené krve. Tato vrstva absorbuje podstatnou část (zhruba 45 %) intenzity záření. Důsledkem je zahřívání konce vlákna, které pak vyzařuje jako černé těleso na nižších vlnových délkách.^[34]

1.6 Měření teploty

Existuje mnoho způsobů (měření teploty), zpravidla se využívá teplotní závislosti některých veličin, které je pak možné přímo měřit. Dilatační teploměry využívají teplotní roztažnosti média (zpravidla kapaliny). Bimetalické teploměry se sestávají z dvou spojených plíšků dvou různých kovů, při jejich zahřátí dochází k ohnutí plátku složeného z dvou kovů z důvodu rozdílné teplotní roztažnosti daných kovů. Odporové teploměry využívají změny elektrického odporu v závislosti na teplotě, často se jedná o platinové rezistory.

Termočlánek je další ze způsobů, jak měřit teplotu. Jedná se o spojení dvou kovů, uplatňuje se zde Seebeckův jev – na spoji vzniká termoelektrické napětí úměrné teplotě spoje. Termočlánek je konstrukčně jednoduchý a měření teploty je poměrně rychlé.^[42]

Výše zmíněné způsoby využívají kontaktního měření teploty. Tu je ale možné určit i bezkontaktně. Podle Planckova zákona vyzařuje absolutně černé těleso (AČT) teplejší než 0 K záření, jehož spektrum je popsáno vztahem:

$$H(\lambda, T) = \frac{2hc^2}{\lambda^5 \cdot \left(e^{\frac{hc}{\lambda k_B T}} - 1 \right)}$$

kde λ je vlnová délka [m], T je termodynamická teplota [K] a h , c a k_B jsou konstanty (Planckova konstanta $h = 6,626\ 070\ 15 \times 10^{-34}$ J·s, rychlost světla ve vakuu $c = 299\ 792\ 458$ m/s a Boltzmannova konstanta $k_B = 1,380\ 649 \times 10^{-23}$ J/K).

Reálná tělesa (tedy ne AČT) navíc ale záření odráží či jimi záření prochází. Odrazivost ρ a transmisivita τ tedy nejsou nulové, a proto je emisivita ε menší než 1: $\varepsilon + \rho + \tau = 1$. Pokud je emisivita nezávislá na vlnové délce, objekt je označován jako šedé těleso. V opačném případě je těleso označováno jako barevné.^[43] Emisivitu je potřeba zohlednit při bezkontaktním měření teploty. Z Planckova zákona je odvozen Stefan-Boltzmannův zákon, který popisuje intenzitu záření AČT. Pro šedé těleso platí:

$$I = \varepsilon \cdot \sigma \cdot T^4.$$

kde I je intenzita vyzařování [W/m²], ε je emisivita tělesa [-], σ je Stefanova-Boltzmannova konstanta ($\sigma = 5,670374419 \times 10^{-8}$ W·m⁻²·K⁻⁴) a T je termodynamická teplota tělesa [K].

Pyrometr (radiační teploměr) je bezdotykovým teploměrem, který detekuje intenzitu dopadajícího infračerveného záření na detektor. Ten využívá fotoelektrický, pyroelektrický či termoelektrický jev nebo bolometr, který mění svůj elektrický odpor při zahřátí infračerveným zářením. Z absorbované energie záření je pak možné při správně zvolené hodnotě emisivity zjistit teplotu objektu: $T = \sqrt[4]{E / (t \cdot \varepsilon \cdot \sigma \cdot A)}$.

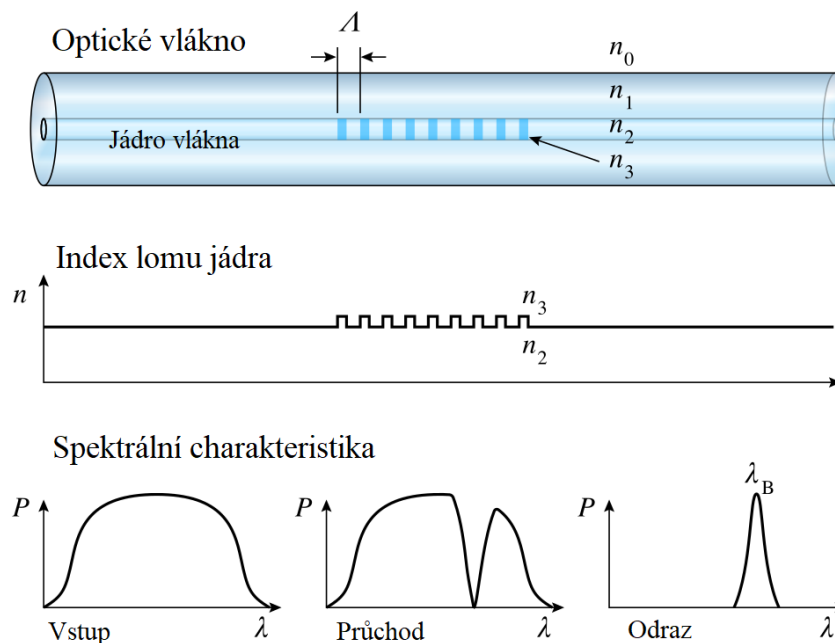
V případě termokamery se uplatňují stejné principy jako u pyrometru. Infračervené záření je detekováno polem detektorů a snímá se tak více bodů v prostoru. Ten využívá buď pyroelektrického nebo feroelektrického jevu, anebo se skládá z pole bolometrů, které mění svůj elektrický odpor při zahřívání infračerveným zářením. Zkonstruovaný obraz je následně vykreslen na displeji s použitím barevné škály k interpretaci teplot.

1.6.1 Distribuované a kvazi-distribuované měření teploty

Dalším způsobem měření teploty je použití distribuovaných teplotních snímacích senzorů (DTS). Jedná se o optoelektronická zařízení, která využívají optických vláken k měření teplotních profilů podél nich. Princip je takový, že na začátku je vyslán krátký pulz o konkrétní vlnové délce λ_0 a je sledována spektrální odezva. Kvůli teplotním vibracím molekul dochází k Ramanově rozptylu. Odražený paprsek zpět obsahuje 3 významné složky ve spektru: komponenta s totožnou vlnovou délkou jako přichodí pulz (λ_0), která vzniká Rayleighovým rozptylem, a dále 2 komponenty vznikající Ramanovým rozptylem (Stokesova a anti-Stokesova část). Vlnová délka a intenzita komponent odpovídajících Ramanově rozptylu nesou informaci o teplotě v daném místě. Navíc díky času odezvy lze vypočítat i vzdálenost tohoto místa.

Teplotu lze měřit také kvazi-distribuovaně – v mnoha bodech podél určité křivky. K tomu se používá pole FBG. Fiber Bragg grating (FBG) je optický prvek, struktura uvnitř jádra optického vlákna, která se vyznačuje periodicky měnícím se indexem lomu (viz obr. níže). Tato struktura odráží jednu konkrétní vlnovou délku λ_B , označovanou jako Braggova vlnová délka. FBG je kompaktní verzi dichroického zrcadla.

Braggova vlnová délka λ_B se mění v závislosti na teplotě a mechanickém namáhání v daném místě. Díky tomu lze měřit teplotu přesně a v mnoha bodech. Výhodou použití FBG je také odolnost vůči rušení vnějším elektromagnetickým polem.



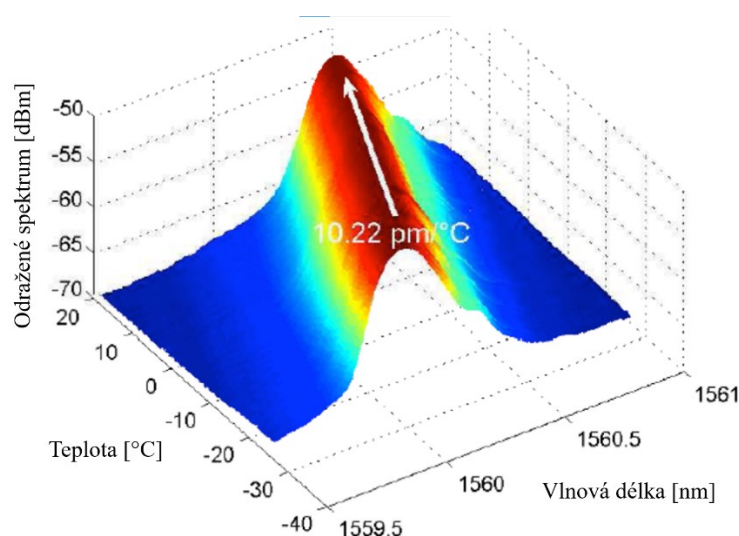
Obr. 12 – FBG: Periodicky variabilní index lomu jádra vlákna a vliv na širokospektrální vstupní záření, převzato a upraveno z [44]

Nevýhodou použití FBG pro měření teploty je smíšená citlivost na deformaci a teplotu (*strain-temperature cross-sensitivity*). Proto je pro přesné měření teploty potřeba zajistit co nejmenší mechanické namáhání této struktury, resp. aby případné mechanické napětí bylo konstantní.

Posun Braggovy vlnové délky λ_B v závislosti na namáhání ε a teplotu ΔT se řídí následujícím vztahem:

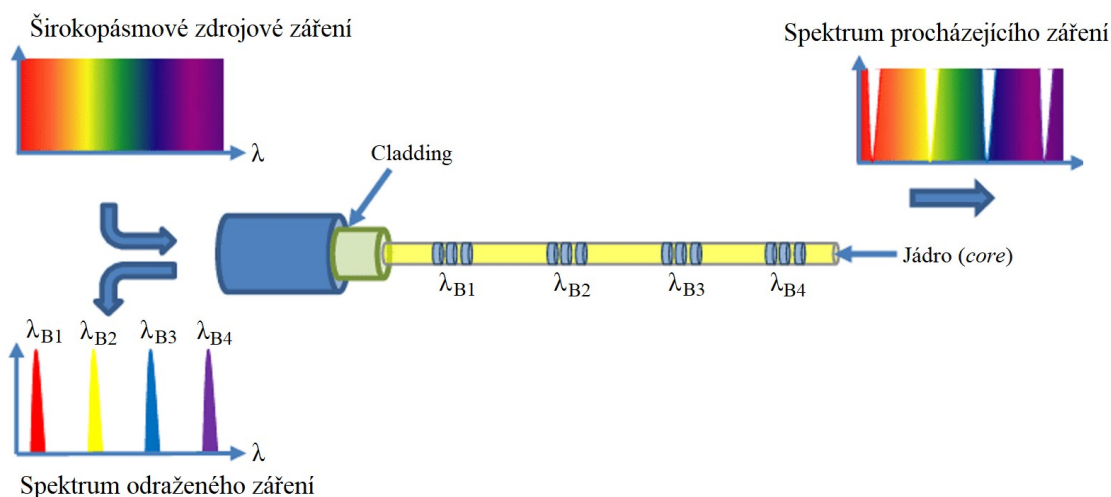
$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = P_e\varepsilon + K_T \cdot \Delta T = P_e\varepsilon + [P_e(\alpha_o - \alpha_f) + \xi] \cdot \Delta T$$

kde P_e je tenzometrický (*strain-optic*) koeficient, ε je relativní prodloužení ($\varepsilon = \Delta L/L$), K_T je teplotní citlivost, α_o a α_f jsou koeficienty teplotní roztažnosti (okolního materiálu a vlastního vlákna respektive), ξ (dn/dT) je termo-optický koeficient. Teplota má tedy vliv na změnu rozměru struktury, stejně jako mechanické namáhání, dochází ale také ke změně indexu lomu n . (ref [24]IP10) Standardní hodnota posunu Braggovy vlnové délky λ_B při změně teploty je +10 pm/K. Pro mechanické namáhání je standardní posun λ_B 1 nm/ ε .^[21]



Obr. 13 – Teplotní posun Braggovy vlnové délky: 10,22 pm/°C, převzato z [21], upraveno

Strukturu FBG lze použít i vícenásobně v jednu vláknu. Každé FBG má jinou Braggovu vlnovou délku λ_B a díky tomu lze snímat teplotu ve více bodech podél optického vlákna.



Obr. 14 – Pole FBG: Spektrum odraženého a procházejícího záření, převzato a upraveno z [45]

K analýze odražených vlnových délek slouží opto-vláknový analyzátor (*fiber optic sensing interrogator*). Ten vyhodnocuje odražené vlnové délky, na jejichž základě lze vypočítat změny teplot v místech jednotlivých FBG v poli.

1.7 Výroba FBG

FBG lze vyrábět pomocí UV masky nebo pomocí femtosekundového laseru. V obou případech dochází k nelineární absorpci záření a dochází v daném místě ke změně molekulární konfigurace. Index lomu je tak lokálně trvale pozměněn.

Výroba pomocí interferenčního vzorce ultrafialového záření vytváří změnu indexu lomu v řádu 10^{-5} . Délka FBG je v takovém případě v řádu centimetrů. Senzor lze pak použít pro měření teplot do 300 °C. Oproti tomu při výrobě FBG femtosekundovým laserem je možné vytvářet změny indexu lomu v řádu 10^{-3} a lokalizace femtosekundového laseru je tak přesná, že celé FBG je dlouhé v řádu milimetrů. Navíc takto změněný index lomu je schopen vydržet teplotu 700 °C.^[46]

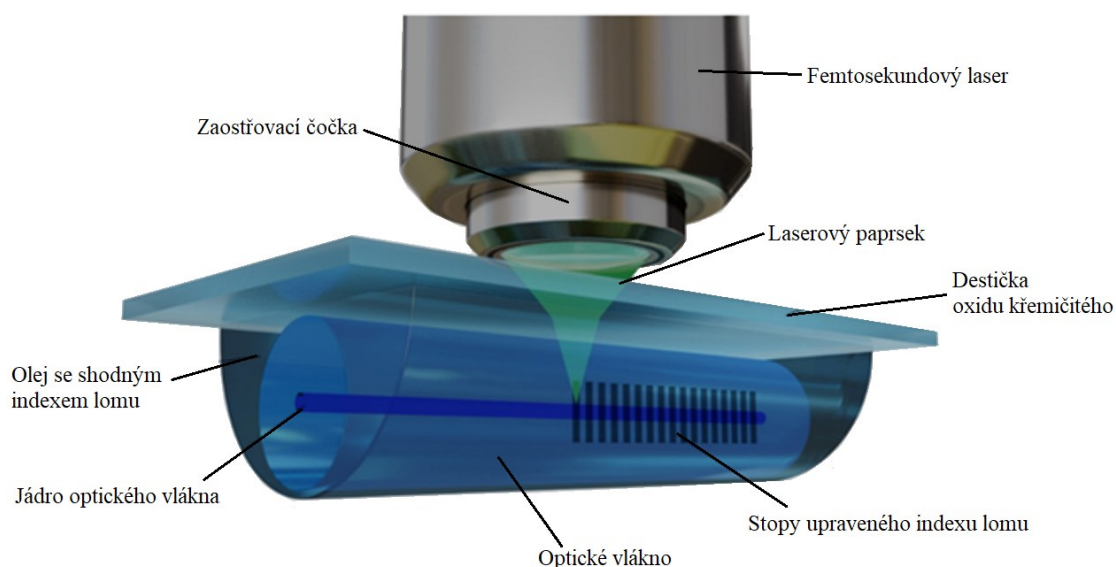
Čím vyšší výkon, tím větší je změna indexu lomu a zároveň je tím větší výsledná odrazivost FBG. Bohužel ale intenzivnější záření způsobí v daném místě mírnou ablaci materiálu a tím pádem se zvýší ztráty. V ideálním případě by FBG odráželo jednu diskrétní vlnovou délku λ_B . Výroba FBG nicméně není dokonale přesná, a proto lehce variabilní výkon laseru a lehce nepřesná translace vlákna způsobí, že i jiné vlnové délky, než zamýšlená Braggova vlnová délka jsou odraženy. Při analýze odraženého spektra vidíme tedy nejen vrchol na λ_B , ale i postranní laloky. Nicméně intenzity těchto takto odražených vlnových délek jsou velmi slabé (uváděno v SLSR, side-lobe suppression ratio) a díky tomu

je možné je odlišit od Braggovy vlnové délky korespondující se zamýšlenou periodou změn indexu lomu jádra vlákna.^[47]

Primární odražená vlnová délka není diskrétní a také má určitou šířku, označovanou FWHM (full-width half-maximum). Tato šířka je stanovována na hladině útlumu 6 dB od maxima. Ke zvýšení SLSR (potlačení bočních laloků) se používá apodizace profilu indexu lomu podél vytvářeného FBG (obr níže). Toho je možné dosáhnout postupným zvyšováním a následně snižováním intenzity pulzního paprsku laseru. Tvar apodizační křivky bývá zpravidla gaussovský.^[47]

Protože optické vlákno má na rozdíl od volného prostoru hranici, elektrické a magnetické pole uvnitř je svázáno hraničními podmínkami a řešením je jeden či superpozice více tzv. optických transverzálních módů (také vidů). Fundamentální gaussovský TEM₀₀ mód je v laserovém vláknu přítomen vždy, vyšší módy ale mohou být vzhledem ke konstrukci vlákna po určité dráze disipovány. Pokud je žádoucí zachovat pouze fundamentální mód TEM₀₀, je třeba dodržet podmínku $\frac{2\pi}{\lambda} \cdot r \cdot NA < 2,405$ pro danou vlnovou délku λ , kde r je poloměr jádra vlákna a $NA = \sqrt{n_{core}^2 - n_{clad}^2}$. Výstup z takového vlákna při použití vyhovující vlnové délky je laserový paprsek s vysokou kvalitou paprsku. Nevýhodou zachování pouze fundamentálního módu je snížení výstupní intenzity, tedy efektivity přenosu výkonu vláknem.^[46]

Pulzy femtosekundového laseru měnící index lomu jádra optického vlákna lze zaměřit na střed jádra, index lomu je pak pozměněn nejvíce ve středu vlákna a při jeho okrajích jen minimálně. FBG pak funguje pro fundamentální mód TEM₀₀ soustředící energii uprostřed jádra, ale nefunguje například pro mód LP₀₁, který soustřeďuje energii dále od osy jádra.^[46]
[47]



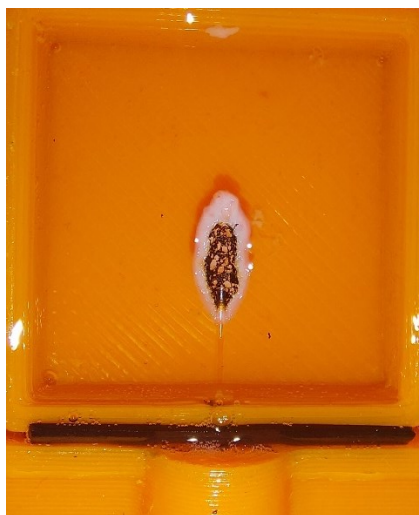
Obr. 15 – Ilustrace výroby FBG, převzato a upraveno z [56]

1.8 Fantom tkáně: albumen

Tkáň lze napodobit na základě podobnosti jejích vlastností. V tomto konkrétním případě je důležitá podobnost veličin popisující teplotní a elektromagnetické chování.

Vaječný bílek, albumen, je poměrně často používaným materiálem v laboratorních experimentech, ve kterých se používá jako fantom pro modelování tkáně. Albumen je průhledná viskózní kapalina, s mírně nažloutlým až nazelenalým odstínem. Je tvořen vodou 85-90 % a proteiny (albumin a další).^[48]

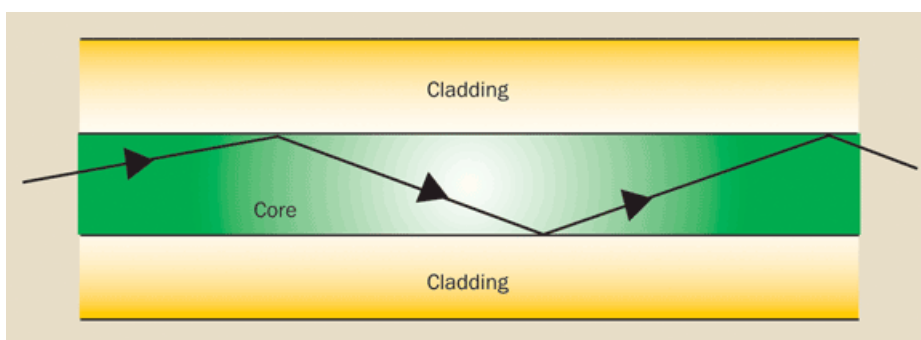
Albumen má také specifické vlastnosti při jeho zahřátí. Koagulace začíná kolem 60 °C a pokračuje až do teploty přibližně 84 °C. Koagulovaný albumen (sražení proteinů) je bílý, neprůhledný a již nemá svou původní viskózní tekutou konzistenci. Ke karbonizaci (zuhelnatění) dochází při teplotách od 150 °C.^[49] Karbonizovaný albumen je tmavě hnědý či černý. Výhodou použití albumenu je fakt, že koagulace i karbonizace jsou zjevně patrné na první pohled.



Obr. 16 – Karbonizovaný, koagulovaný a tekutý albumen

1.9 Optická vlákna

Optická vlákna jsou tenká vlákna složená z jádra (*core*) a obalové vrstvy jádra (*cladding*). Index lomu jádra n_{core} je vyšší než index lomu claddingu n_{clad} . Na rozhraní jádro-cladding dochází při průchodu světelného paprsku jádrem k totálnímu vnitřnímu odrazu a světlo je tak vedeno optickým vláknem s minimálními ztrátami.



Obr. 17 – Totální vnitřní odraz (TIR) v optickém vlákně, převzato z [50], upraveno

Bez vnějšího polymerového obalu (*coating*) jsou vlákna velmi křehká a manipulace s nimi vyžaduje opatrné zacházení. Není možné je nadkriticky ohýbat, aby nedošlo k jejich poškození či zlomení. Vlákno může být dále chráněno obalovým pláštěm (*jacket*), který slouží jako další ochranná vrstva.

Novinkou mezi optickými vlákny je radiální vlákno. To se oproti standartnímu přímému vlákně vyznačuje tím, že na hrotu vlákna je energie vyzářena do stran a ne dopředu. Tento druh vlákna může znamenat vyšší efektivitu při EVLA. Radiální vlákna jsou v tuto chvíli oproti přímým vláknům finančně několikanásobně nákladnější (kupní cena cca 3x, není možné je zkracovat). Žádná studie zatím neprokázala vyšší efektivitu při jejich použití pro EVLA.^[28]

1.9.1 Manipulace s optickými vlákny

Optická vlákna je možné zkrátit či napojit. To ale vyžaduje velmi precizní zacházení. Ke zkrácení či přípravě pro spojení dvou vláken se používá nástroj cleaver. Cílem je dosáhnout čistého kolmého řezu na konci vlákna. Před použitím cleaveru je nutné zbavit konec vlákna všech ochranných a funkčních vrstev okolo jádra (tedy jacketu, coatingu a claddingu) pomocí stripovacích kleští a následně očistit povrch holého jádra a zbavit ho tak případných zbytků claddingu chemicky, například pomocí isopropanolu. Princip cleaveru záleží na provedení. U jednodušších a menších cleaverů je vlákno nejprve uchyceno do drážky, ve směru kolmém k ostrému diamantovému disku. Dále je disk posunut přes vlákno, čímž dojde k naříznutí vlákna. Na závěr je volný konec vlákna rychle a řízeně zlomen tak, že k lomu dochází v místě nářezu vlákna a řez díky tomu bude v ideálním případě zcela kolmý. Složitější, automatické cleavery působí tenzi na konce vlákna a postupně je přibližován diamantový nůž, což vede při jeho dotyku k oddělení původního konce vlákna a vytvoření čistého kolmého konce.

Splicer slouží ke spojení dvou optických vláken, ke kterému dochází při zahřátí a přiložení obou konců optických vláken k sobě. Zahřátí je realizováno zpravidla elektrickým obloukem, ale je možné ho docílit i pomocí laseru. Předpokladem pro jejich dobré spojení ve smyslu dobré návaznosti a nízkého útlumu na rozhraní původních dvou vláken, je předchozí zpracování pomocí cleaveru. Po umístění obou konců vláken do spliceru dojde k jejich automatickému zarovnání vůči sobě, a to jak v horizontální, tak ve vertikální rovině. Zpravidla vidí uživatel v reálném čase automatický posun obou konců a jejich zarovnání vůči sobě. Dále také jejich úplné přisunutí a samotný výboj, který obě vlákna k sobě přitaví. Na displeji je následně zobrazen výsledek – podsvícené spojené optické vlákno, u kterého v případě úspěchu není poznat žádný rozdíl mezi jeho původními dvěma částmi. Následně přístroj zpravidla odhadne útlum ve spoji, ale jedná se pouze o odhad z optické analýzy zvenku – přístroj sám nedokáže změřit reálný útlum ve spoji. Po spojení vláken bývá zvykem nasadit na místo spoje ochrannou objímku (*sleeve*). Běžnou formou je teplem smršťovací polyetylenová objímka.

2 Praktická část

Stěžejní pro úspěšný zákrok EVLA je, aby energie dodaná do cévní stěny byla dostatečně velká a zároveň, aby teplota v okolí cévy nepřesáhla určitou mez. Z teoretických předpokladů i dostupných studií by mělo docházet k nejvyšší absorpci v cévní stěně pro záření v pásmu vlnových délek 1900-1940 nm. Díky tomu by mělo být možné snížit výkon jako prevence před poškozením nervových zakončení v tunica adventitia a popálením okolní tkáně.

Cílem experimentů je tedy prokázat vyšší efektivitu pro EVLA při použití laseru s vlnovou délkou v rozmezí 1900-1940 nm oproti 1470 a 900-1000 nm.

Jedním ze způsobů, jak kontrolovat LEED je na základě změny rychlosti vytahování laserového vlákna. K tomu je navrženo zařízení, které s vláknem manipuluje konkrétní nastavenou rychlostí. Efekt laserového záření je zkoumán nejprve ve vaječném albumenu, dále také v játrech, a nakonec v bovinních žilách. Teplota je zkoumána pomocí termokamery, polí FBG a termočládku.

2.1 Zařízení pro kontrolovaný posun laserového vlákna

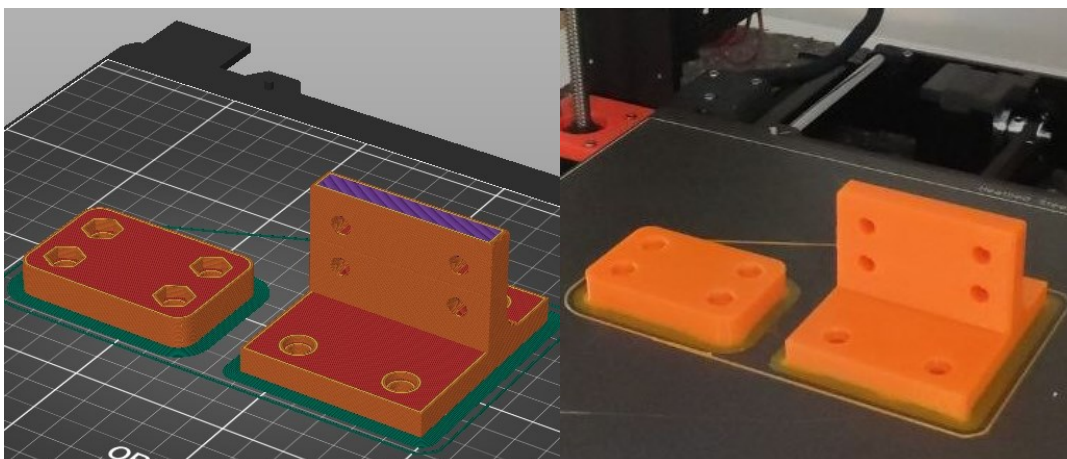
Pro zjištění efektů působení laserového záření při různých rychlostech je nutné vytvořit zařízení, které spolehlivě zajišťuje lineární pohyb optického vlákna požadovanou rychlostí. K tomu je použit krokový motor, na který je připevněna šneková hřídel.⁸ Po té se pohybuje jezdec, ke kterému je pevně připnuto optické vlákno. Na konci hřídele je otvor pro průchod optického vlákna k zajištění jeho přímého směru. Směr a rychlost motoru je řízena pomocí mikrokontroleru Arduino Nano.

2.1.1 Sestavení zařízení pro posun optického vlákna

Pro kontrolovaný pohyb optického vlákna byl vytvořen přípravek pro jeho uchycení k jezdcí na hřídeli. V prostředí Autodesk Fusion byly vytvořeny jednotlivé komponenty a ty byly následně vytištěny pomocí metody 3D tisku.⁹ Materiál tisku byl zvolen PETG (polyethylentereftalát + glykol), který má dostatečně vysokou teplotu skelného přechodu T_g (oproti PLA) a jehož tisk není příliš komplikovaný (oproti použití materiálu ABS). PETG je tepelně odolný až do 85 °C.^{[51][52]}

⁸ CNC lineární pohon 300 mm s krokovým motorem T8x2, model 1547127452

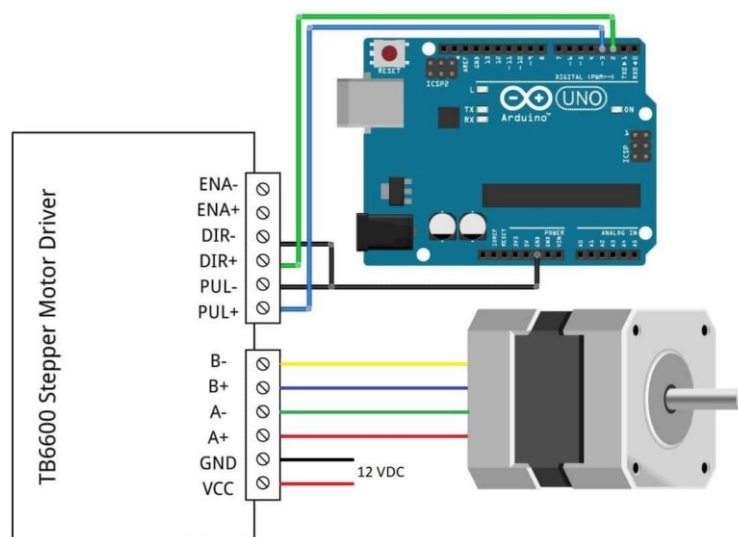
⁹ 3D tiskárna Prusa MK3S+



Obr. 18 – Model dílů (PrusaSlicer) a výtisk komponent pro uchycení optického vlákna k jezdcí motoru

První část je nejprve pomocí 4 šroubů připevněna k jezdcí lineárního motoru. Spolu s druhou částí pak tvoří svorku pro uchycení optického vlákna. Na vnitřní strany této svorky jsou umístěny gumové pásky a pomocí 4 šroubů dochází k dostatečnému upevnění optického vlákna ve svorce.

Motor je ovládán přes driver TB6600 pomocí mikrokontroleru Arduino Nano.



Obr. 19 – Schéma zapojení mikrokontroleru, driveru a fází krokového motoru, převzato z [53]

Přesnost lineárního posunu je 0,01 mm na 1 krok motoru.^[53]

Chod motoru je možné ovládat pomocí trojice tlačítek. Ve smyčce programu probíhá čtení jejich stavu a porovnávají jsou 2 poslední hodnoty. Pokud dojde k detekci změny z HIGH na LOW, je vykonán daný příkaz – zastavení, zrychlení nebo zpomalení chodu motoru.

2.1.2 Program pro ovládání

Pro mikrokontroler byl vytvořen program pro ovládání motoru skrze sériovou komunikaci. Stěžejní prvky jsou hodnoty proměnných *slowness*, která definuje časový odstup jednotlivých pulzů pro kroky motoru; *stop* (proměnná bránící chodu motoru, pokud má hodnotu 0, je umožněno vysílání pulzů z mikrokontroleru do driveru, pokud má hodnotu 1, je tomu zabráněno) a *input* typu char, který nabývá hodnotu přes sériovou komunikaci, je měněn podle příkazů operátora a podle něj jsou dále nastavovány hodnoty řídicích proměnných.

Struktura kódu je následující:

- Zahnutí knihoven *TimerOne.h* a *EEPROM.h*, deklarace proměnných a počáteční funkce *setup* nastaví hodnotu konstant, deklaruje proměnné a jejich datový typ a je navázána sériová komunikace s PC přes USB.
- Je definována funkce *motor_pulse*, která bude pravidelně volána každých 100 μ s (bez ohledu na stav čtení ostatních funkcí). Pokud jsou splněny podmínky, je vykonán 1 krok motoru. Proměnná *slowness* řídí rychlost chodu motoru tak, že volí, kolik 100 μ s intervalů má být mezi jednotlivými kroky.
- Jsou definovány funkce *save_to_EEPROM* a *read_from_EEPROM*, které zajišťují paměť polohy při odpojení mikrokontroleru od zdroje napájení.
- Následuje funkce *loop*, která je volána ve smyčce.
 - Uvnitř této smyčky je nejprve načten stav stisknutí ovládacích tlačítek. Je zkontrolováno, zda došlo ke stisku tlačítka pro zastavení nebo zda nedošlo k přesažení maximální uražené vzdálenosti a pokud ano, jako prevence před poškozením motoru je nastavena proměnná *stop* na 1.
 - Následně je vyhodnoceno, jestli došlo ke stisku tlačítek pro změnu rychlosti a pokud ano, je změněna hodnota proměnné *slowness* na odpovídající hodnotu.
 - Následuje vyhodnocení proměnné *input* od operátora.
 - Pokud má dojít ke změně směru chodu motoru (klávesa M/N, je změněna proměnná *dir*. Pokud má dojít ke změně rychlosti, je nastavena proměnná *slowness* na odpovídající hodnotu.
 - Dále pokud má dojít k resetování pozice a nastavení na 0, je to provedeno. Pokud má dojít k výpisu pozice a času od startu chodu, je to provedeno. Pokud má dojít k vrácení jezdce na startovní pozici 0, je to provedeno maximální rychlostí, bez ohledu na hodnotu proměnné *slowness* a na startu je jezdec zastaven.
 - Pokud je indikováno přepnutí do módu *special* (klávesa J/K, funkce *motor_pulse* vysílá pulzy do driveru tak, že dochází k postupnému zpomalování motoru, vždy

po dosažení předem definované vzdálenosti. Tento mód bude používán pro konkrétní specifické experimenty.

- Na konci smyčky dojde k zapamatování stavu tlačítek, aby v příštím čtení smyčky mohlo dojít k vyhodnocení, zda nedošlo právě v daný moment k jejich stisknutí.

Ukázka kódu:

```
void initializeTimerInterrupt() {
  Timer1.initialize(100); //Init the timer interrupt with 100 us period
  Timer1.attachInterrupt(motor_pulse); //Attaches the func motor_pulse()
}

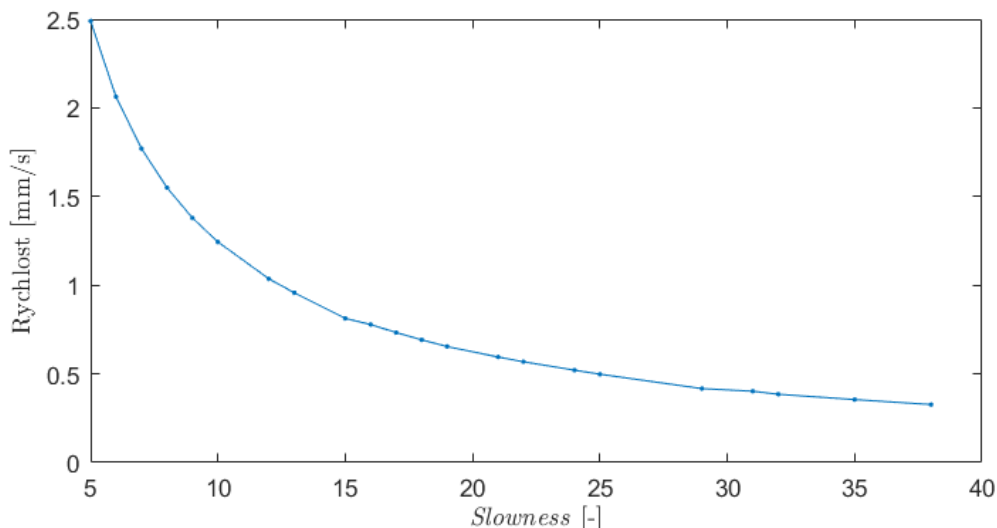
void motor_pulse() { // Spin the stepper motor 1 step:
  if (!stop && !returning) {
    if (!special) { //normal mode
      if (counter % slowness == 0) {
        digitalWrite(stepPin, HIGH); digitalWrite(stepPin, LOW);
        position += (dir ? -1 : 1);
        counter = 0;
      } } } counter++; }

long read_from_EEPROM(int address) {
  long value = 0;
  byte* p = (byte*)(void*)&value; // Get the address of the value
  for (int i = 0; i < sizeof(value); i++) {
    *p++ = EEPROM.read(address + i); //Read each byte
  } return value; }

void loop() {
  StButVal = digitalRead(StopButton); UpButVal = digitalRead(UpButton);
  if (UpButVal == LOW && UpButValPrev == HIGH) {
    if (stop == true) {
      stop = false; slowness_id = 0; slowness = speedVals[slowness_id];
    } else if (slowness_id < 4) {
      slowness_id++; slowness=speedVals[slowness_id]; } }
  if (Serial.available()) { input = Serial.read(); //Read the input char
  if (input == ' ') {
    stop = true; // Stop the motor
    special = false;
    Serial.println("Stop");
    save_to_EEPROM(position, 0); // Uloženi pozice do EEPROM
  } else if (input == 'n') { // směr od od motoru
    dir = true; digitalWrite(dirPin, HIGH);
    stop = false; special = false; startTime = millis();
  } else if (isDigit(input)) {
    stop = false;
    int digit = input - '0';
    slowness = speedVals[digit];
    speedVals[digit];
  } } }
```


Jezdec se nesmí dostat až na konec dráhy, jinak by mohlo dojít k poškození zařízení.^[53] Proto je hlídána uražená vzdálenost a případně je chod motoru preventivně zastaven.

Rychlost jezdce je závislá na proměnné *slowness*. Experimentálně bylo zjištěno, že platí $Rychlost \cong 12,4 / slowness$. Pro jednotlivé požadované rychlosti jsou ale přesně změřeny odpovídající hodnoty *slowness*. Nejvyšší rychlost, používaná pro rychlou manipulaci s jezdcem, je při daném nastavení 12,3 mm/s.

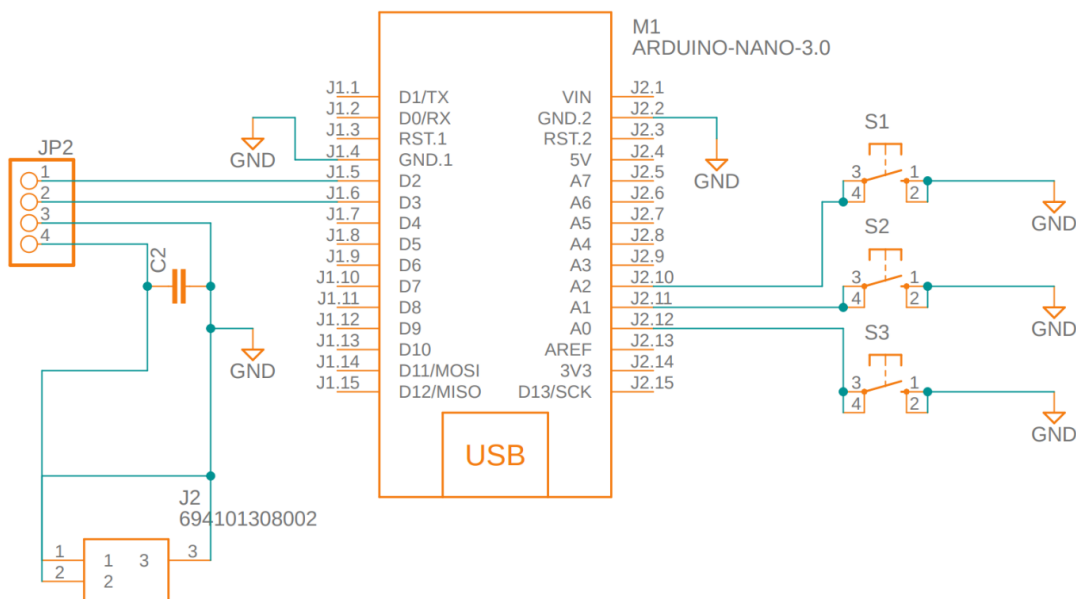


Obr. 20 – Naměřené rychlosti jezdce motoru, $Rychlost \cong 12,4 / Slowness$

Pro určité experimenty jsou předem připraveny pole hodnot *slowness* podle požadovaných rychlostí.

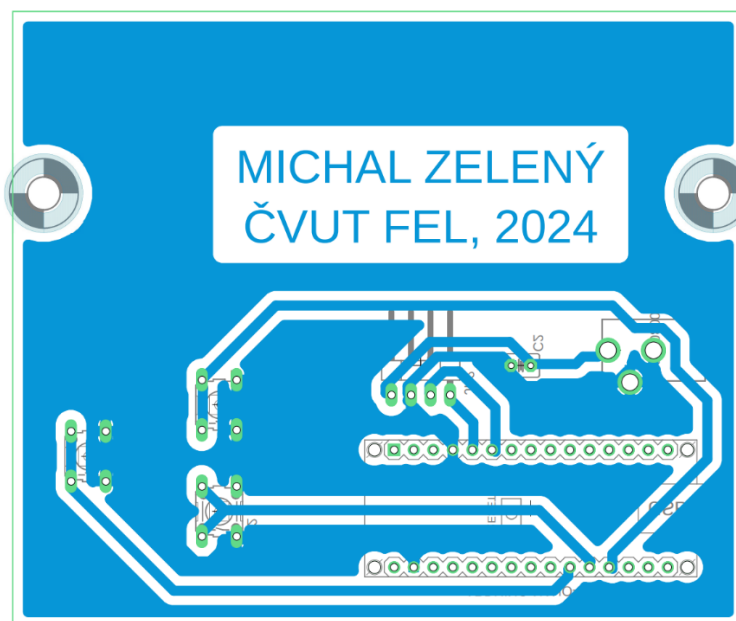
2.1.3 Výroba desky plošných spojů

Pomocí SW Autodesk Eagle bylo vytvořeno nejprve schéma zapojení, které vycházelo z již dříve ozkoušeného zapojení na nepájivém poli. Předtím bylo také nutné vytvořit součást pro připojení konektoru napájení 12 V.



Obr. 21 – Schéma zapojení komponent na desce plošných spojů, Autodesk Eagle

Dále byl vytvořen návrh plošného spoje. Tloušťka spojů byla nastavena na 1,2 mm a minimální mezera mezi spoji (*clearance*) je 0,6 mm.



Obr. 22 – Návrh plošného spoje, Autodesk Eagle

Deska plošných spojů byla následně vyfrézována, osazena součástkami a následně byla ověřena její funkčnost.



Obr. 23 – Vyfrézovaná deska plošných spojů

2.2 Teplotní senzory pro experimenty

2.2.1 Termokamera

V experimentech je pro snímání povrchové teploty používána termokamera Flir E6. Na termokameře lze nastavit fixní limity pro barevnou škálu použitou v obraze. Pomocí SW Flir Thermal Studio je čten obrazový výstup termokamery přes USB do PC a záznamy jsou nahrávány. Výstupní videozáznam má rozlišení 320x240 px a snímkovou frekvenci 15 fps.

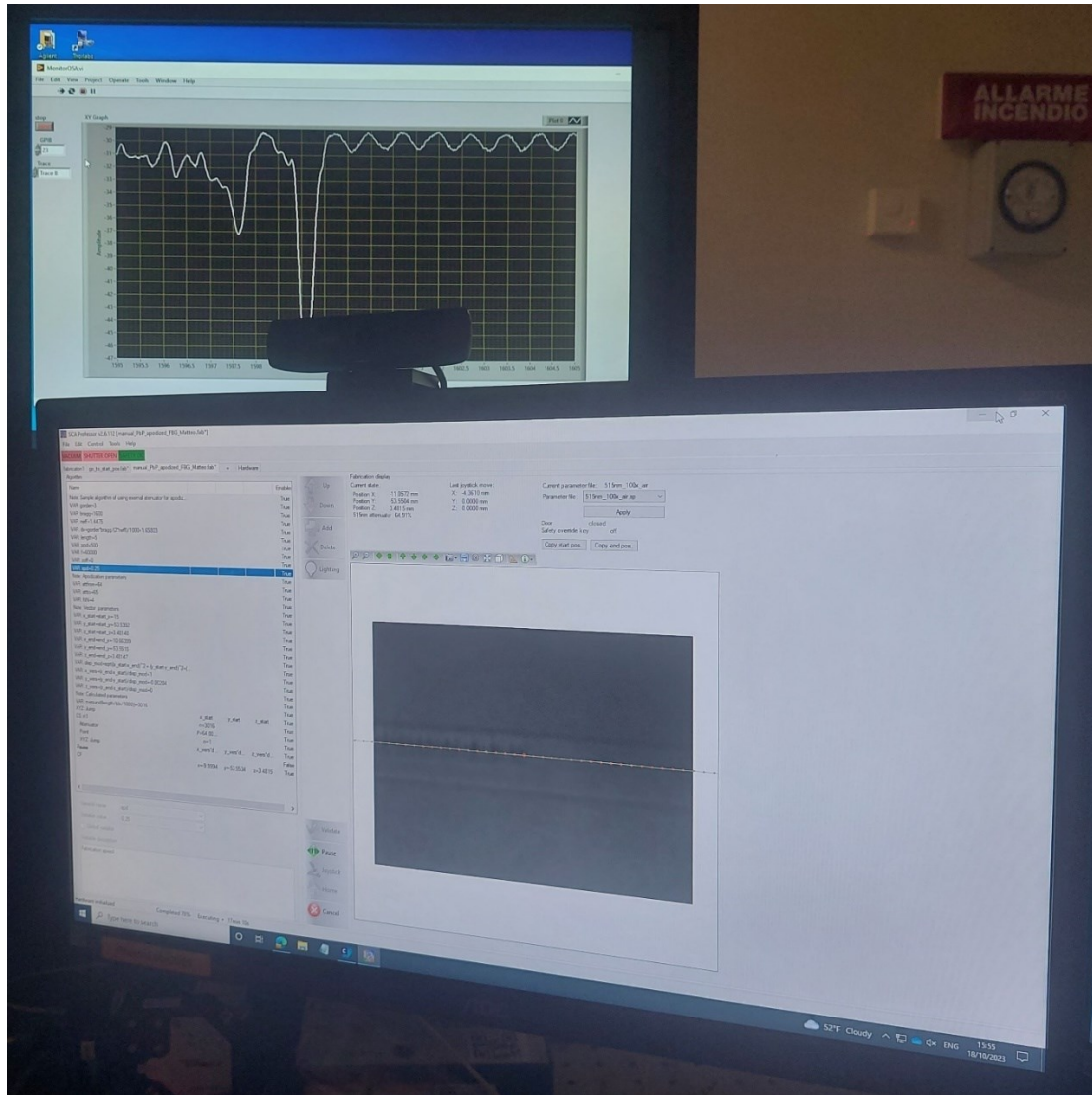


Obr. 24 – Termokamera FLIR E6, převzato z [54]

Při experimentech je spolu se záznamem z termokamery zaznamenáván čas podle stopek. Díky tomu je možné porovnávat dynamiku korespondujících záznamů.

2.2.2 Výroba FBG

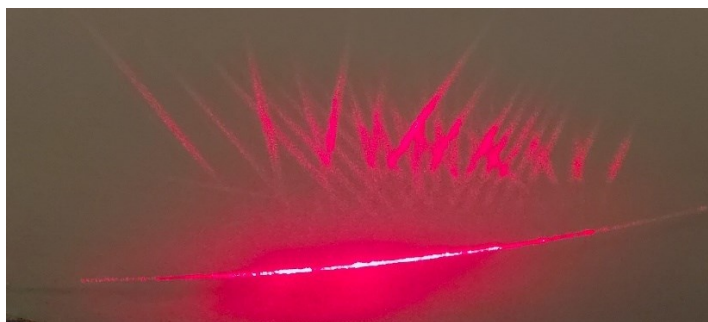
K výrobě vlastních FBG a polí FBG je používán femtosekundový laser Carbide¹⁰. Před zahájením procesu jsou nastaveny požadované parametry výsledného FBG či pole FBG. Pro každé FBG v poli je zvolena Braggova vlnová délka λ_B , odrazivost R a délka FBG. Dále také vzdálenosti mezi jednotlivými FBG v poli. Výroba různých polí FBG pro experimenty probíhala pomocí femtosekundového pulzního laseru.¹¹



Obr. 25 – Výroba FBG: nastavení parametrů, monitoring průběhu výroby

¹⁰ Výrobce Light Conversion, Vilnius

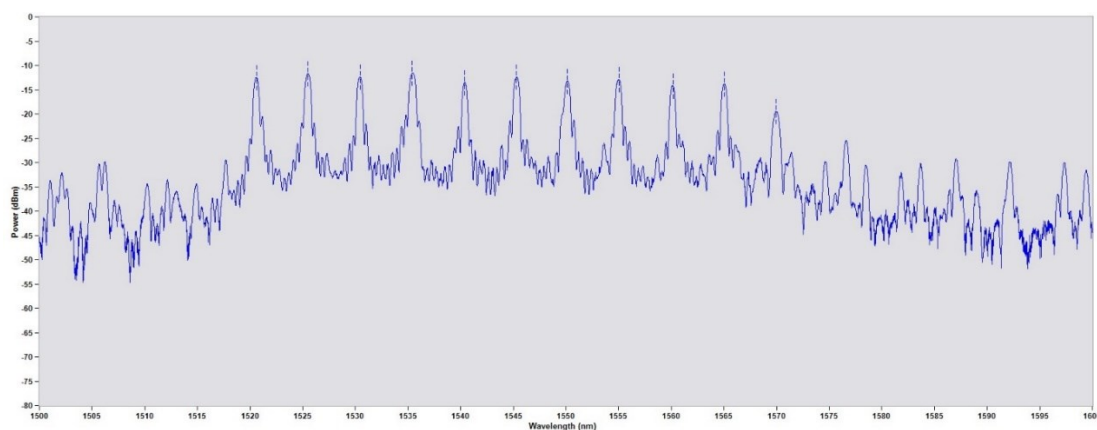
¹¹ Femtosekundový laser patří laboratoři Nextphot Links Foundation



Obr. 26 – Vyrobený senzor FBG při průchodu červeného laserového záření, ohnuto pro vytvoření zřetelných paprsků

2.2.3 Použití FBG

Jako FBG analyzátor je používán Micron Optics Hyperion si155¹² od 1500 do 1600 nm, ten získává data s frekvencí 1 kHz.(r HYPDATASHEET) Data jsou následně analyzována v SW Micron Optics Enlight. Výpočet jednotlivých λ_B vychází z prahování a derivace funkce přijatých intenzit vlnových délek a uživatelem zadaného počtu hledaných vrcholů (počet FBG). Nalezené vlnové délky $\lambda_{B,i}$ odpovídající Braggovým vlnovým délkám jednotlivých FBG v poli jsou ukládány a spektrum je vizualizováno.



Obr. 27 – Micron Optics Enlight: odražené spektrum z pole 11 FBG s nalezenými Braggovými vlnovými délkami (označené svislou šrafovanou čarou).

Data jsou ukládána a následně zpracovávána v SW LabView jsou data průměrována a ukládána s frekvencí 10 Hz. Tento FBG analyzátor umožňuje využít 4 kanály, je tedy možné snímat simultánně z 4 polí FBG. V experimentech jsou zpravidla využívány 1-2 kanály.

Pole FBG je před použitím kalibrováno použitím klimatické komory nebo tepelné podložky. Výstupní kalibrační soubor pro každé FBG v poli je použito pro přepočítání změny Braggovy vlnové délky $\Delta\lambda_B$ na teplotní inkrement ΔT . Vztah mezi nimi je téměř lineární,

¹² Výrobce Luna Technologies, Inc.

proto 2 koeficienty z kalibrace udávají dostatečnou přesnost přepočtu. Je ale možné použít interpolaci vyššího řádu a použít tak více koeficientů. Závislost $\Delta T(\Delta \lambda_B)$ lze ještě přesněji aproximovat použitím více koeficientů a provést tak interpolaci vyššího řádu.

2.3 Fantomy pro experimenty

Během experimentů je nejprve používán albumen v tuhé a tekuté podobě. Albumen má díky srovnatelnému obsahu vody podobné absorpční vlastnosti jako cévní stěna. Tuhý bílek je připravován pomocí silikonových forem. Albumen separovaný od vaječného žloutku je nejprve do forem nalit a následně je při pokojové teplotě uchován po dobu 2 hodin pro uvolnění případných vzduchových bublin vzniklých z procesu separace pro dosažení vyšší homogenity fantomu. Následuje zahřátí albumenu ve formách na teplotu přibližně 70 °C, čímž je dosažena jejich koagulace. Následně po ochlazení na teplotu 20-30 °C následuje geometrická úprava, kdy jsou pomocí přípravků pro řezání vytvořeny kvádry o rozměrech 30x30x10 mm.



Obr. 28 – Silikonové formy pro koagulaci albumenu

Další experimenty zkoumají efekty záření uvnitř vepřových jater. Závěrečné experimenty jsou prováděny na segmentech bovinních žil.

2.4 Laserové zdroje pro experimenty

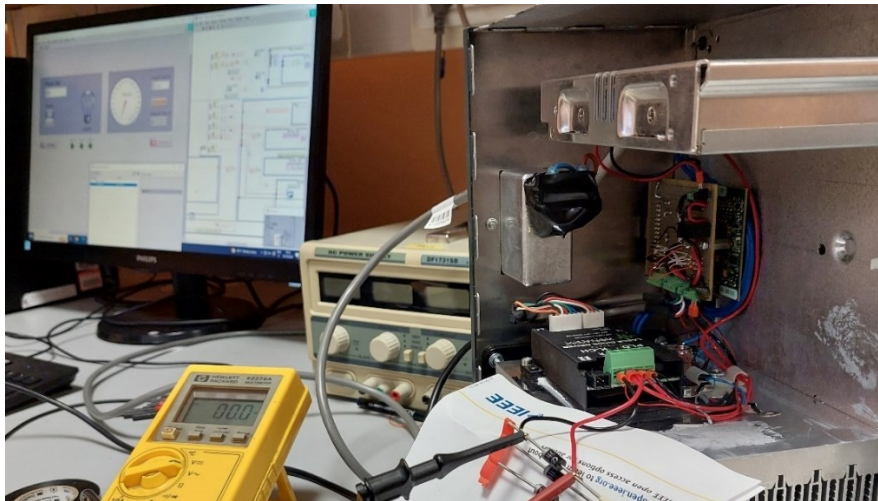
Při experimentech v Praze na ČVUT FEL jsou používány již funkční medicínské lasery, které září na vlnových délkách 980 nm, 1470 nm a 1940 nm.¹³

Na univerzitě Politecnico di Torino jsou nejprve dokončeny úpravy na laserových zdrojích. Ty jsou následně používány při experimentech. Jedná se o diodový laser 975 nm, o diodový laser 1470 nm a vláknový laser 1900 nm.

2.4.1 Oprava diodového laseru

¹³ Výrobce Wuhan Gigaa Optronics Technology Co. Ltd.

Na partnerské univerzitě Politecnico di Torino byla dokončena konstrukce zdroje laserového záření 975 nm. Nejprve byla připojena laserová dioda 975 nm¹⁴ a driver¹⁵, který řídí elektrický proud diodou. Dále bylo optické vlákno pomocí spliceru prodlouženo¹⁶ (viz kap. 1.9.1) a vyvedeno z ochranného krytu skrz vyvrtaný otvor. Na ochranném boxu bylo také připojeno bezpečnostní tlačítko pro zastavení laseru. Tlačítko je připojeno v sérii s mikrokontrolerem, vypnutí laseru je tedy možné buď přes ovládací SW nebo pomocí bezpečnostního tlačítka. Laserová dioda a driver jsou připevněny k chladiči. K diodě je také připevněn termočlánek, který snímá její teplotu. Termočlánek je připojen ke kartě National Instruments USB-6002 a teplota je zaznamenávána a zobrazována. Jedná se o kontrolní senzor – pokud by teplo nebylo dostatečně odváděno a teplota diody vzrostla nad kritickou mez, je laser vypnut. Maximální výkon tohoto laseru je 25 W.

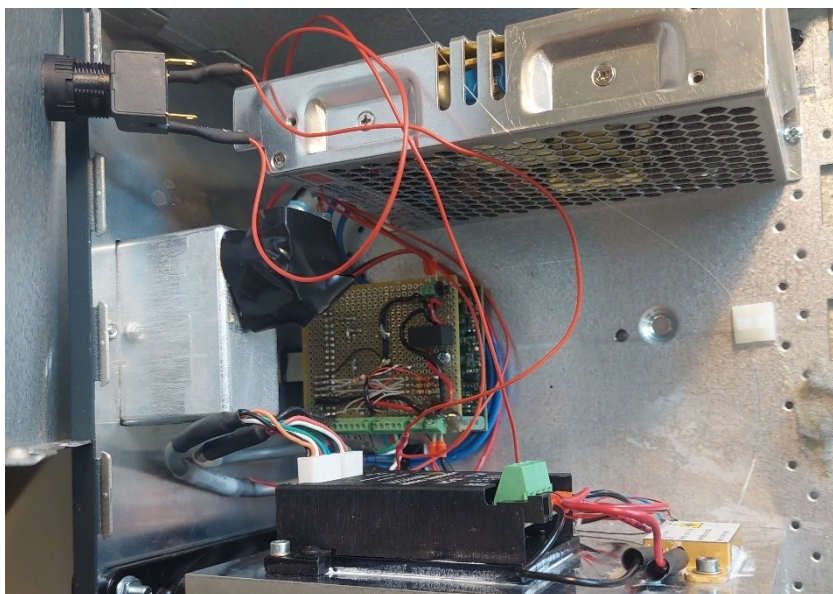


Obr. 29 – Zprovoznění diodového laseru

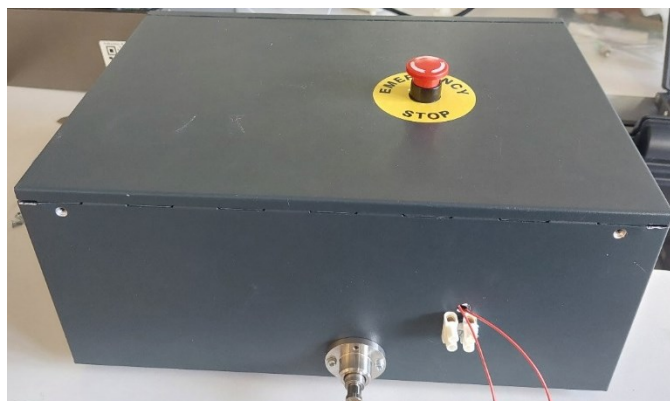
¹⁴ Laserová dioda BMU25-975-01-R, Oclaro

¹⁵ Driver laserové diody PLD12.5K-CH, Wavelength Electronics, Inc.

¹⁶ Optické vlákno M15L02 - Ø105 µm, výrobce Throlabs, Inc.



Obr. 30 – Dokončený diodový laser. Driver a laserová dioda na chladiči (dole), bezpečnostní vypínač (vlevo nahoře)



Obr. 31 – Výsledný uzavřený diodový laser

2.4.2 Laser s dvěma diodami

Pro experimenty s laserovým zářením o vlnové délce 1470 nm byl připraven laser s akronymem *Pomalas*¹⁷, který obsahuje 2 laserové diody (915 nm a 1470 nm). Pro potřeby experimentu je laser upraven. Nášlapný pedál je nahrazen elektrickým relé, které je spínáno pomocí karty National Instruments USB-6002.

¹⁷ Konstrukce: Giuseppe Poma

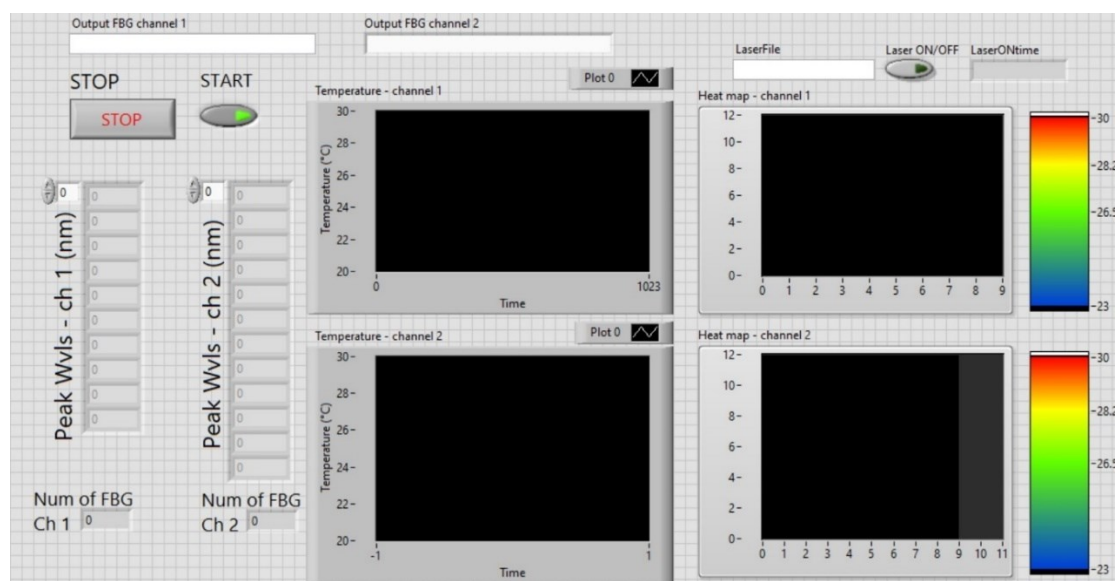


Obr. 32 – Laser „Pomalas“ umožňuje produkovat laserové záření o vlnové délce 915 nebo 1470 nm

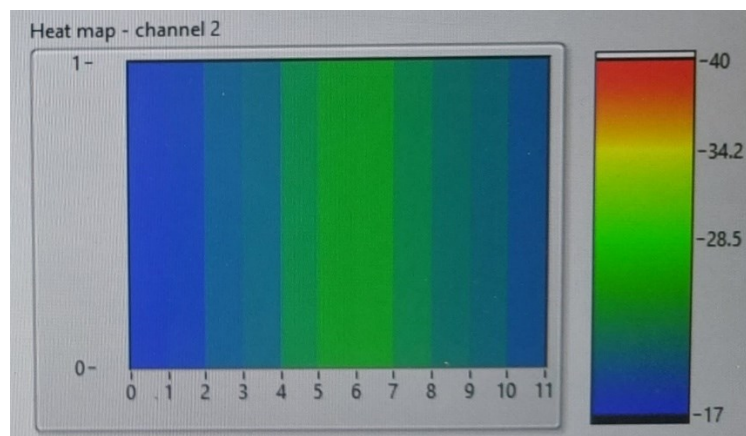
2.4.3 Program pro ovládání laseru a záznam teploty

Pro přesnou synchronizaci času záznamu teplot z polí FBG a spouštění laseru je potřeba vše spouštět z jednoho zařízení. V prostředí LabView byl vytvořen program pro spouštění laseru, ukládání dat z FBG analyzátoru a zápis časů běhu laseru. Program komunikuje přes USB s kartou National Instruments, díky které je spínáno relé pro zahájení činnosti laseru.

Program vytváří textový soubor s vlnovými délkami $\lambda_{B,i}$ v jednotlivé časové momenty pro jednotlivé kanály. Každý kanál odpovídá jednomu poli FBG. Pro daný kanál jsou nejprve určeny λ_0 , např. $\lambda_{0,1}$: 1550 nm, $\lambda_{0,2}$: 1555 nm a $\lambda_{0,3}$: 1560 nm a $\lambda_{0,4}$: 1565 nm. Získávané vlnové délky $\lambda_{B,i}$ se mění v řádu desetin až tisícín nanometrů od dané $\lambda_{0,i}$. Přepočítání na teplotu probíhá díky kalibračnímu souboru daných polí FBG. Teploty v jednotlivých FBG každého kanálu jsou pak v reálném čase zobrazovány.



Obr. 33 – Úvodní obrazovka programu pro ovládání laseru a záznam teplot, LabView



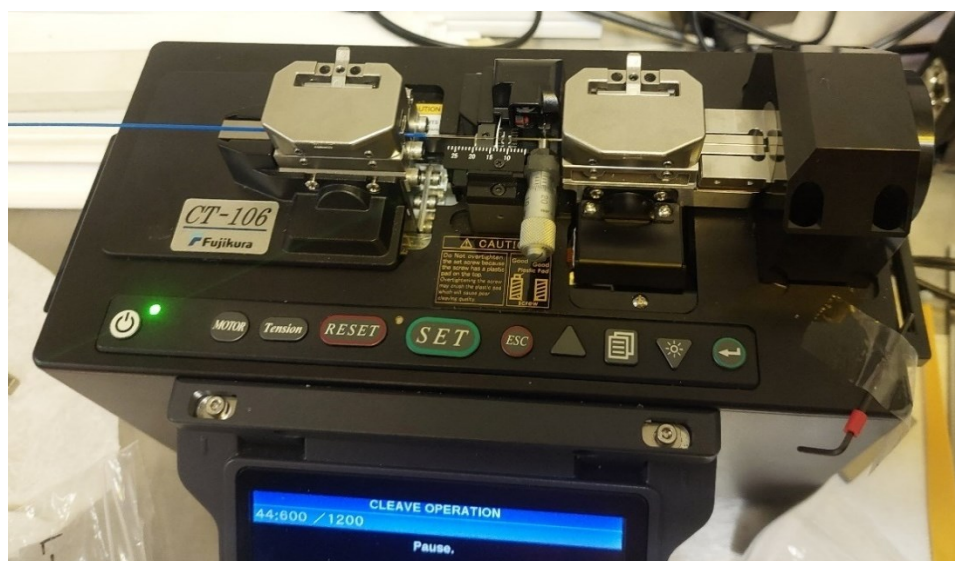
Obr. 34 – Zobrazování teploty pole FBG v reálném čase

Následná analýza teplotních dat probíhá v prostředí Matlab. Vlnové délky jsou nejprve podle kalibračních souborů převedeny na teploty a spolu s časovou informací o zapnutí a vypnutí laseru jsou vizualizovány v grafu.

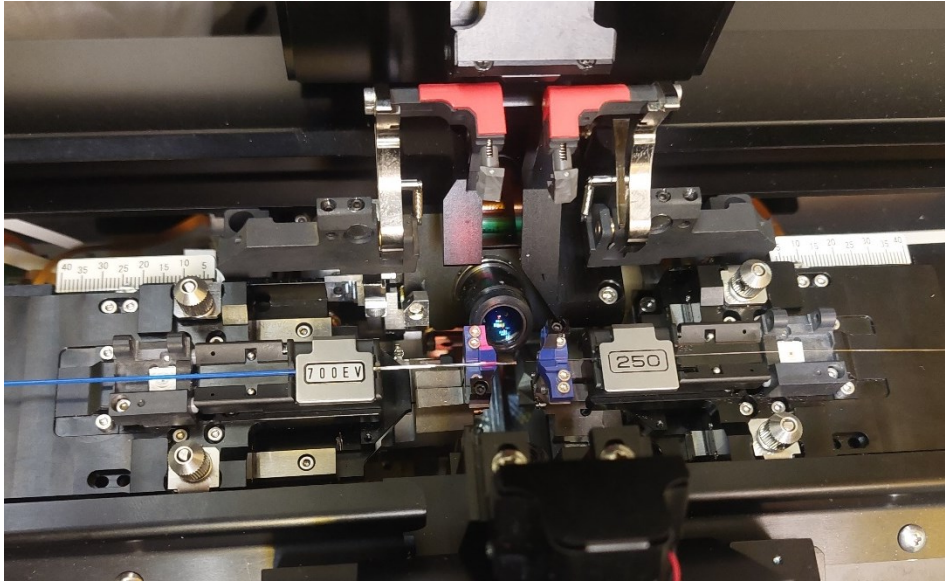
2.4.4 Splice optického vlákna

Výstupní optické vlákno diodového laseru 975 nm má průměr $\varnothing_{\text{core}}$ 125 μm ($\varnothing_{\text{cladding}}$ 250 μm). Hustota výkonu je na hrotu vlákna příliš vysoká, a proto je potřeba na něj napojit optické vlákno s větším průměrem. Na výstupní optické vlákno z laserové diody je tedy pomocí splicingu napojeno optické vlákno $\varnothing_{\text{core}}$ 600 μm .

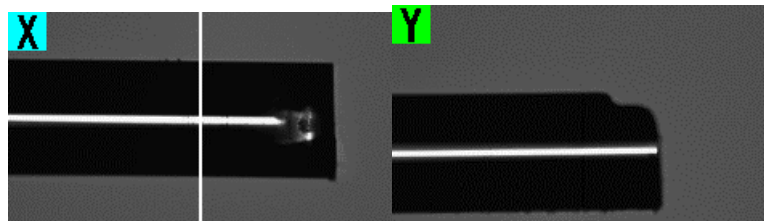
K přípravě vlákna $\varnothing_{\text{core}}$ 600 μm je použit poloautomatický cleaver Fujikura CT-106. K přípravě vlákna $\varnothing_{\text{core}}$ 125 μm je použit ruční cleaver Fujikura CT-07. K následnému spojení vláken je použit splicer Fujikura LZM-100. Spojení dvou vláken o takto rozlišných průměrech je obtížný úkol.



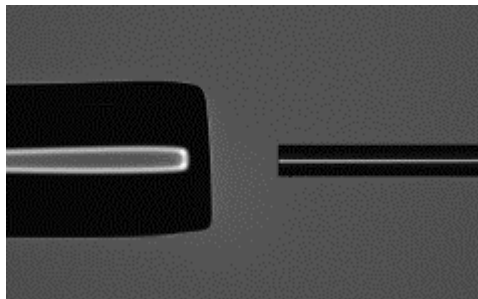
Obr. 35 – Automatický cleaver Fujikura CT-106 s vloženým optickým vláknem



Obr. 36 – CO₂ Splicer Fujikura LZM-100 s vlákny $\varnothing 600 \mu\text{m}$ (vlevo) a $\varnothing 125 \mu\text{m}$ (vpravo) před spojením



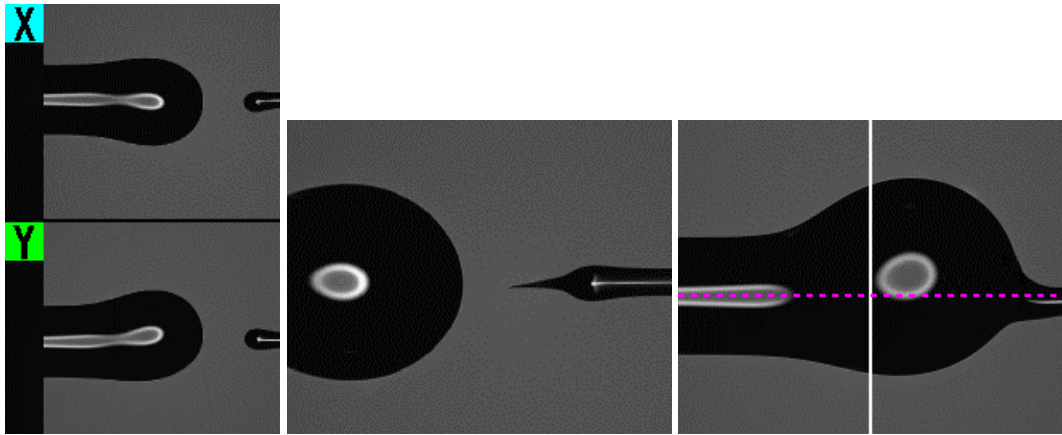
Obr. 37 – Výsledek nedokonale vytvořeného zakončení vlákna bez použití cleaveru (po použití ručního diamantového řezáku a zalomení)



Obr. 38 – Vlákna $\varnothing 600 \mu\text{m}$ (vlevo) a $\varnothing 125 \mu\text{m}$ (vpravo) před spojením, Fujikura LZM-100

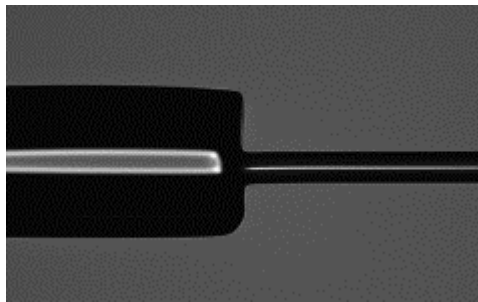
Splicer je dobře optimalizován pro spojení vláken podobných průměrů. Pro spojení dvou takto rozdílných vláken je potřeba změnit množství parametrů pro výkon splicingu, k čemuž je využit software AFL FPS. Postupně je testován vliv parametrů: poloha působení laseru, doba působení laseru a vzdálenost překrytí (síly přitlaku) po zahřátí. Program je dále použit k uložení snímků uvnitř spliceru (podsvíceno LED). Splicer LZM-100 používá pro spojení optických vláken CO₂ laser o maximálním výkonu 30 W, který míří kolmo na tyto vlákna.

Příliš dlouhá doba působení CO₂ laseru vede k přílišnému tavení konců vláken. Příliš velká mezera také vede k neúspěšnému spojení vláken.



Obr. 39 - Výsledky neúspěšných spojení vláken ($\varnothing 600 \mu\text{m}$ a $\varnothing 125 \mu\text{m}$) z důvodu příliš dlouhého tepelného působení spliceru (vlevo; 1500 ms *prefuse*, 3000 ms *lasing*), nedostatečného přitlaku po zahřátí (uprostřed) a příliš velkého přitlaku po zahřátí (vpravo)

Nakonec bylo dosaženo hodnot parametrů, jejichž použití vede k rozumnému výsledku spojení vláken. Nalezené hodnoty parametrů (*prefusing*: 800 ms, *lasing* 1000 ms, *lasing offset*: -110 μm , *overlap* 220 μm) jsou uloženy a použity ke spojení optického vlákna $\varnothing 125 \mu\text{m}$ z laserové diody a širšího optického vlákna $\varnothing 600 \mu\text{m}$ používaného při experimentech.



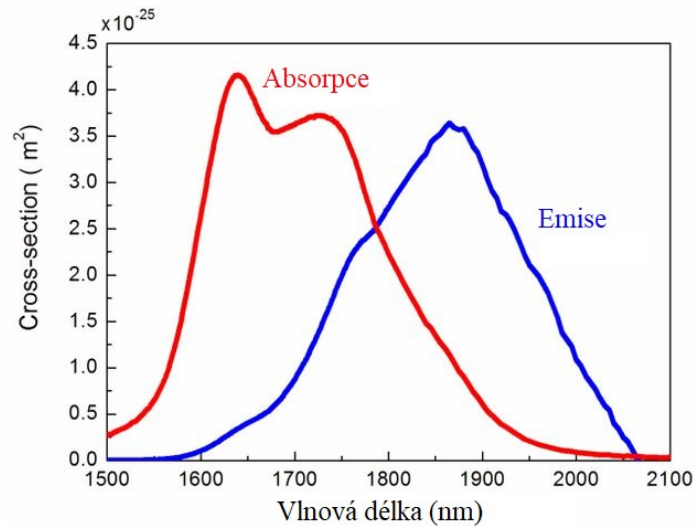
Obr. 40 – Výsledné spojení vláken $\varnothing 600 \mu\text{m}$ a $\varnothing 125 \mu\text{m}$

Na zhotovené spojení je nasazena polyetylenová objímka, aby nedošlo ke zlomu nebo jinému poškození. Následně byly provedeny měření výstupní výkonu z $\varnothing 600 \mu\text{m}$ vlákna a určení efektivity. Efektivita přenosu energie ve spoji je přibližně 90 %.

2.4.5 Výroba vláknového laseru (TFL)

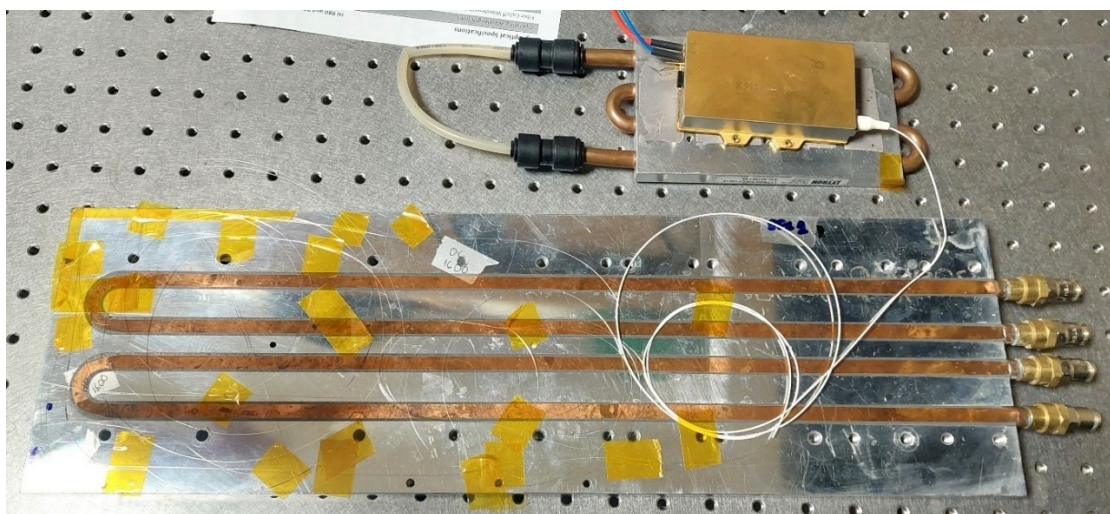
Pro generování laserového záření o vlnové délce 1900 nm je nejprve využita laserová dioda, která generuje multimodové laserové záření o vlnové délce 920 nm. Výstupní optické vlákno je napojeno přes FBG do optického vlákna dopovaného erbiovými a ytterbiovými ionty. Tato dopovaná oblast je dlouhá 50 cm a je ohraničena dvojicí FBG. První, vstupní FBG je naladěno na $\lambda_B = 1600 \text{ nm}$ a odrazivost pro tuto vlnovou délku je $R(\lambda=1600 \text{ nm}) > 0,95$. Výstupní FBG má odrazivost pro tuto vlnovou délku $R_{1600\text{nm}} < 0,1$. Erbiové a ytterbiové ionty jsou uvnitř jádra optického vlákna excitovány a generují záření o vlnové délce 1600 nm v základním modu TEM_{00} . Zároveň díky dvojici FBG dochází

k populační inverzi a generování stimulované emise na vlnové délce 1600 nm. Vlákno dále přechází do dalšího segmentu, optického vlákna dopovaného ionty Thulia o délce 200 cm. Zde opět dochází díky dvojici krajních FBG k absorpci čerpacího záření (*pump*), populační inverzi a stimulované emisi. Tím vzniká vláknový laser TFL (*thulium-doped fiber laser*). Výstupní záření má vlnovou délku 1900 nm a je taktéž v základním modu TEM₀₀.



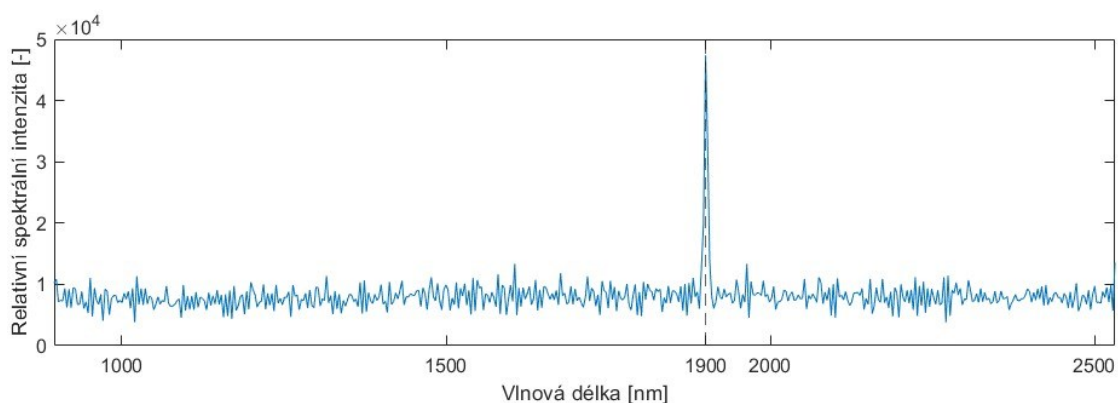
Obr. 41 – Absorpční a emisní spektrum ${}_{69}\text{Tm}^{3+}$, převzato z [55], upraveno

Výhodou takto použité kaskády dílčích segmentů je čerpání (*pumping*) v posledním segmentu, kde je energie zdrojového záření (*pump*) koncentrována již v jádru dopovaného vlákna, a proto je konverze velmi efektivní. Díky tomu je možné realizovat laser požadovaného výkonu s použitím kratšího úseku optického vlákna dopovaného Thuliovými ionty. To je výhodné i pro generování pulzů laserového záření.



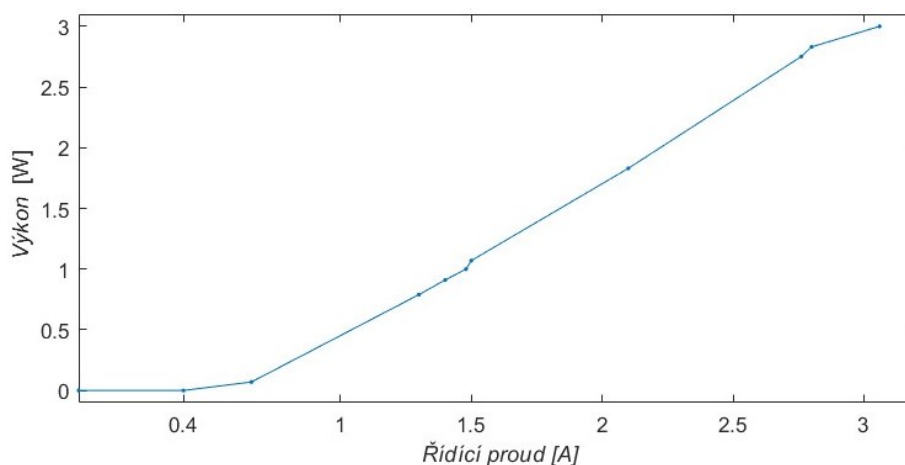
Obr. 42 – Vlákenný laser dopovaný Tm^{3+} (TFL)

Výstupní spektrum je měřeno pomocí spektrometru v rozmezí 895-2530 nm v 16bitovém rozlišení. Na vlnové délce 1900 nm je velmi výrazný vrchol, který ukazuje, že elektromagnetická energie je soustředěna na této vlnové délce. Naměřené hodnoty na jiných vlnových délkách daného rozmezí odpovídá optickému šumu, který vzniká mj. ve spojení optického vlákna a detektoru spektrometru.



Obr. 43 – Spektrální charakteristika TFL

Následuje měření výkonu v závislosti na řídicím proudu.

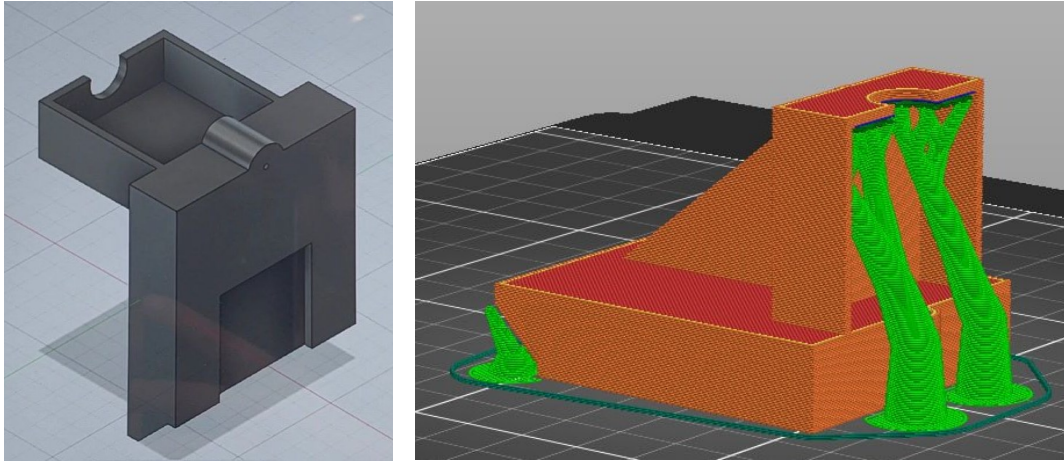


Obr. 44 – Závislost výstupního výkonu TFL na řídicím proudu laserové diody

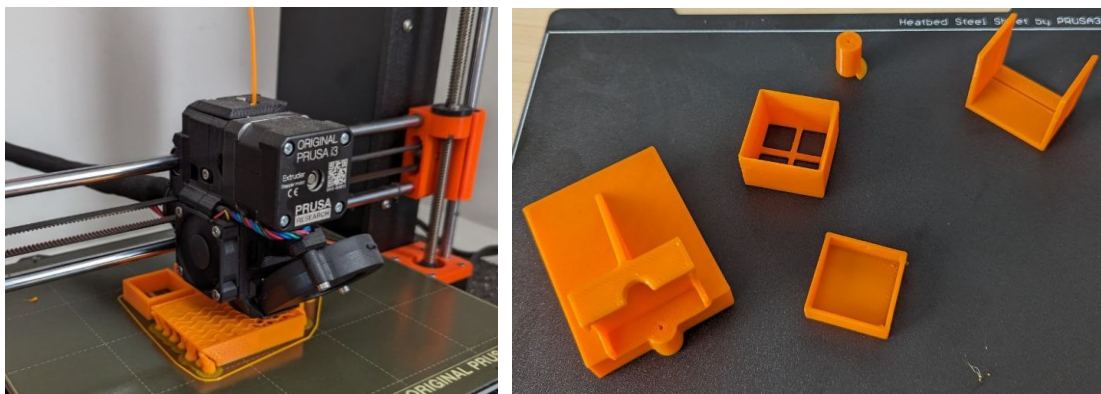
V lineární oblasti platí $P \cong 1,3 \cdot I - 0,87$ (lineární regrese). Prahový proud je 0,4 A.

2.4.6 Výroba přípravků pro experimenty s albumenem

Pro uchycení kvádrů albumenu (30x30x10 mm) byla nejprve vytvořena forma. Tato nádoba zajišťuje, aby došlo vždy ke stejnému způsobu zavedení optického vlákna (1 mm pod povrchem, paralelně s ním). Tento přípravek je uchycen na konci motoru.



Obr. 45 – Model přípravku (Autodesk Fusion) a návrh přípravku pro 3D tisk (PrusaSlicer)

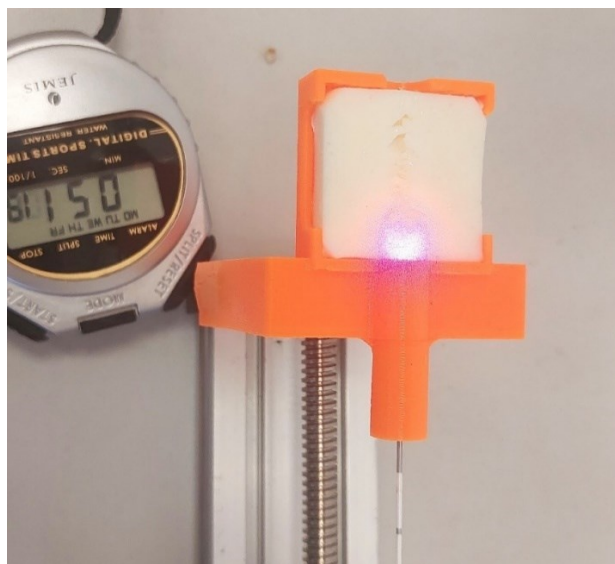


Obr. 46 – 3D tisk (Prusa MK3S+) a hotové komponenty pro přípravu a uchycení albumenu

2.5 Metodika a provedení experimentů

2.5.1 Experimenty na tuhém albumenu

Pro prvotní experimenty je použit albumen jako fantom cévní stěny. Laserové vlákno je zavedeno do připraveného uchyceného kvádru albumenu. Vlákno je zasouváno paralelně pod povrchem v hloubce 1 mm pod ním.



Obr. 47 – Uchycený kvádr albumenu se zavedeným laserovým vláknem

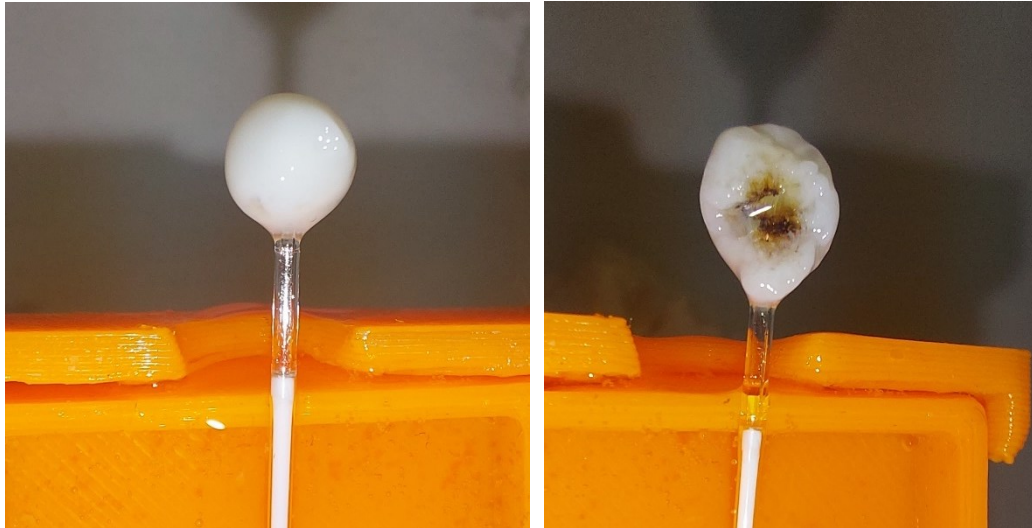
Při záření je laserové vlákno vytahováno zvolenou rychlostí. Povrch fantomu je snímán pomocí termokamery Flir E6 ze vzdálenosti 20 cm. Na závěr je albumen rozříznut a je také hodnocen rozsah případné karbonizace.

Tímto způsobem je zkoumán vliv při použití laserů vlnových délek 915, 1470 a 1940 nm.

2.5.2 Experimenty na tekutém albumenu

Experimenty na tekutém bílku jsou vykonávány bez pohybu laserového vlákna. To při posunu za sebou nenechává křivku koagulovaného bílku, ale koagulovaná kulička se začne tvořit na hrotu bez ohledu na rychlost posuvu. Experimenty na tekutém bílku probíhaly v Praze na ČVUT FEL a na univerzitě Politecnico di Torino.

V Praze byl porovnáván vliv vlnových délek 1940 a 1470 nm a vliv radiálního a difuzního vlákna. Hrot laserového vlákna byl pro každý pokus zaveden do připravené kádinky s tekutým albumenem, 1-1,5 mm pod povrchem. Průběh jednotlivých pokusů byl zaznamenáván termokamerou. Následně byl také měřen průměr koagulovaného albumenu a po rozříznutí průměr karbonizovaného albumenu.



Obr. 48 – Efekt záření na takutý albumen: tvorba koagulované kuličky (vlevo) a její řez (vpravo)

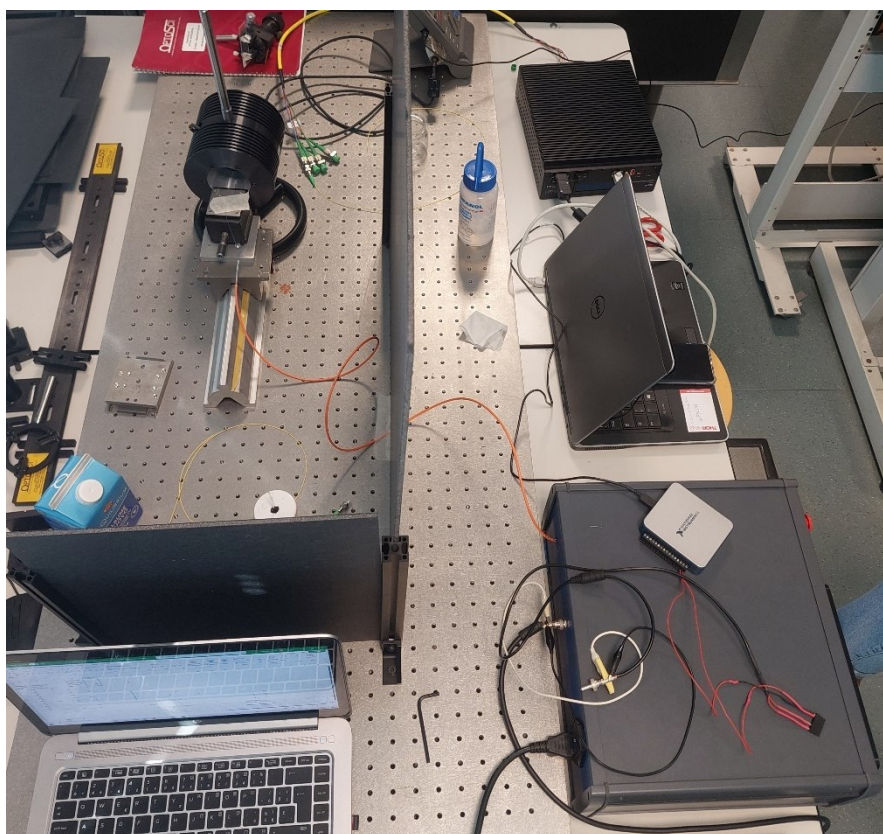
Pro experimenty na Politecnico di Torino je připravena plastová nádobka ve tvaru kónického cylindru, do níž jsou ukotveny 3 kapiláry: (1) Horizontální kapilára s vloženým polem FBG, (2) Vertikální kapilára uprostřed nádobky s vloženým FBG, (3) Vertikální kapilára s otevřenými oběma konci pro vstup výkonného laserového vlákna. Konec kapiláry je před křížením sensorických vláken tak, aby hrot výkonného vlákna byl při experimentu co nejbližší tomuto bodu. Sensorická vlákna jsou ukotvena do kapilár pomocí kapalné fotocitlivé pryskyřice¹⁸, která je vytvrzena pomocí UV světla. Stejný způsob je použit pro kolmé spojení obou těchto kapilár. Obě vertikální vlákna jsou vůči sobě rovnoběžná a mají odstup 5 mm, což zajišťuje pevné uchycení obou kapilár v polystyrenovém víku nad nádobkou. Kapiláry slouží kromě přesného pozicování jednotlivých vláken vůči sobě také jako ochrana před mechanickým namáháním sensorických vláken, u kterých by vlivem mechanického tlaku docházelo ke zkreslování výsledků (viz kap. 1.6.1).

Nádoba je pak naplněna albumenem a je zahájeno snímání teploty a záření laserem o dané vlnové délce při konkrétním nastavení výkonu a času záření. Tímto způsobem jsou zkoumány efekty záření vlnových délek 975, 1470 a 1900 nm.

¹⁸ Optical adhesive NOA68

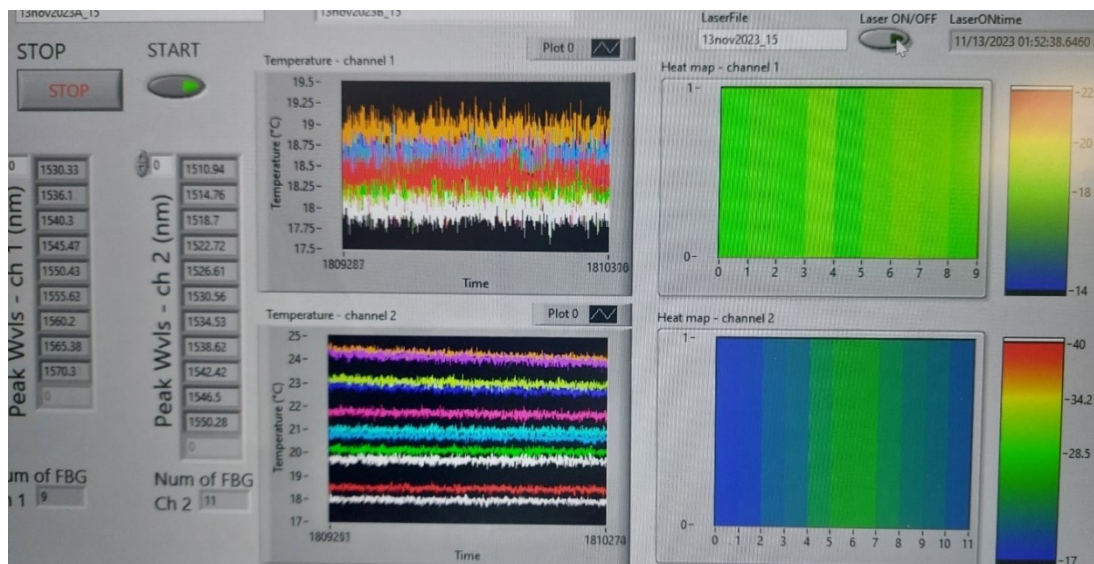


Obr. 49 – Nádoba naplněná tekutým albumen, vertikální laserové vlákno a 2 kolmá senzorká vlákna



*Obr. 50 – Konfigurace experimentu s tekutým albumenem (Politecnico di Torino):
vyhodnocování dat ze senzorů (vpravo nahoře), laserový zdroj (vpravo dole),
samotná experimentální část (vlevo nahoře)*

Při experimentech probíhá zobrazování teplot polí FBG v reálném čase na monitoru.



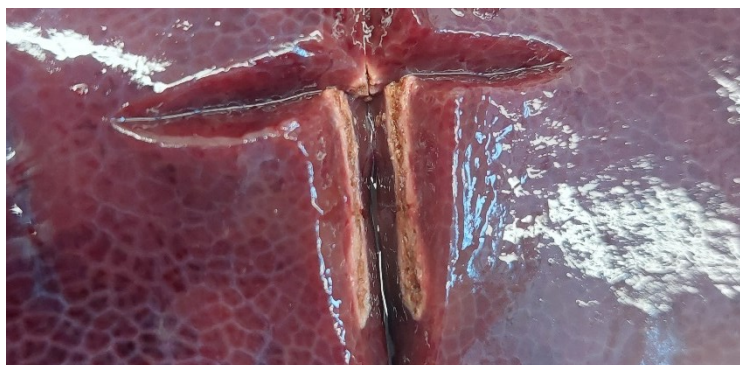
Obr. 51 – Zobrazování teploty při experimentu v reálném čase

Při analýze výsledků bylo zjištěno, že i přes vyšší viskozitu albumenu představuje konvekce tepla výrazný faktor, který negativně ovlivňuje měření a metodika je proto nevhodná. Proto byla pro další experiment připravena nová konfigurace pro minimalizaci konvekce. Nádobka s tenkou vrstvou tekutého albumenu má ve stěnách zářezy pro uchycení obou vláken. Výkonné laserové vlákno i sensorické vlákno s FBG polem jsou v nádobce umístěny horizontálně a paralelně ve vzdálenosti 3,5 mm od sebe.

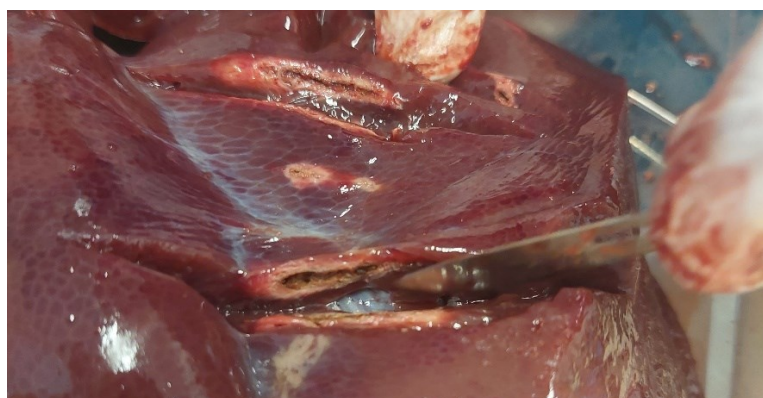
Také bylo zjištěno, že tímto způsobem nelze analyzovat efekt vysokých výkonů (10 W). Ačkoliv samotné sensorické vlákno vydrží teploty nad 1000 °C, tlak působící na skleněnou kapiláru je nezanedbatelný. Skleněná kapilára při tomto experimentu tlak nevydržela a praskla, čímž zároveň zničila pole FBG.

2.5.3 Experimenty na játrech

K porovnání efektu laserového zařízení o vlnové délce 1940 nm a 1470 nm na biologickou tkáň byla použita vepřová játra. Laserové vlákno je zavedeno a pro danou vlnovou délku jsou zkoušeny různé nastavení výkonu a rychlosti vytahování. Porovnání výsledků mezi účinky jednotlivých vlnových délek probíhá na základě rozsahu koagulované, případně karbonizované zóny.



Obr. 52 – Řez játry po aplikaci laserového záření



Obr. 53 – Zkoumání vlivu vlnové délky laserového záření v játrech: 1940 nm (dole), 1470 nm (nahore)

2.5.4 Experimenty na žilách

Nejprve bylo připraveno větší množství bovinních aort, nicméně nakonec nebyl žádný experiment proveden vzhledem k velmi výrazné tloušťce stěn těchto tepen.

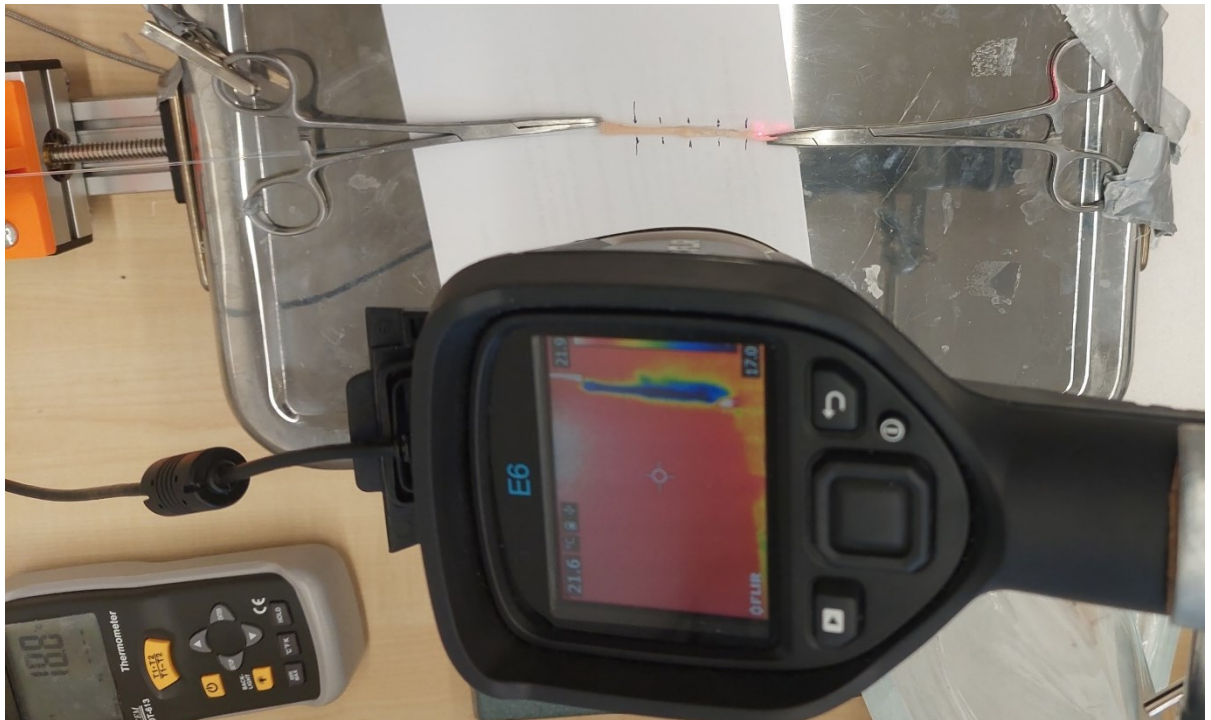
Pro další experimenty byly připraveny bovinní žíly. Ty je vhodné krátkodobě uchovávat před použitím ve fyziologickém roztoku – při použití formaldehydu jsou žíly po vyjmutí tuhé a mají pozměněnou strukturu, takže se méně podobají skutečné situaci při endovenózní ablací.



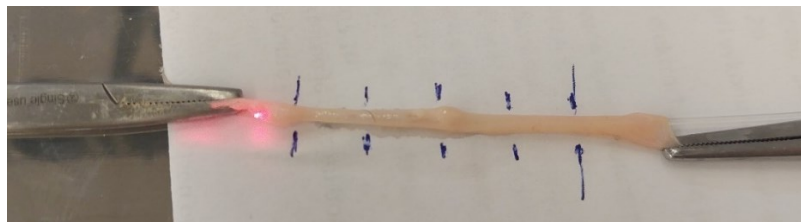
Obr. 54 – Žíly v roztoku NaCl (vlevo) a v roztoku formaldehydu (vpravo)

Žíly jsou nejprve nataženy a ukotveny. Následně je vsunuto optické vlákno. Před začátkem experimentu jsou označeny 4 centimetrové úseky, ve kterých bude laserové vlákno vysouváno různými rychlostmi. V momentě startu experimentu je spuštěn program pro motor v módu *special*, který kontroluje posun vlákna a ten zajistí automatické snižování rychlosti, vždy po uražení centimetrové vzdálenosti. Experiment je nahráván termokamerou ze vzdálenosti 20 cm a probíhá také manuální měření povrchové teploty pomocí termočlánku.

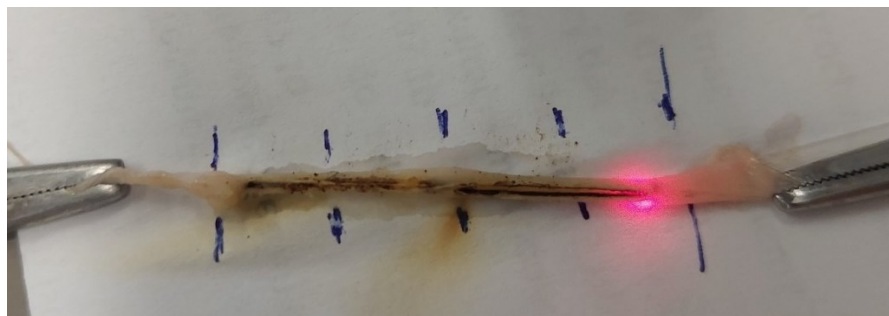
Tímto způsobem jsou zkoumány efekty záření vlnových délek 1470 a 1940 nm na žilní stěnu. Efekty jsou porovnávány pro vybrané hodnoty LEED: 40, 60, 80 a 100 J/cm, při výkonu 8 W.



Obr. 55 – Konfigurace experimentu: uchycená natažená žíla, termokamera, připravený termočlánek a motor pro posun laserového vlákna



Obr. 56 – Natažený segment žíly na začátku experimentu



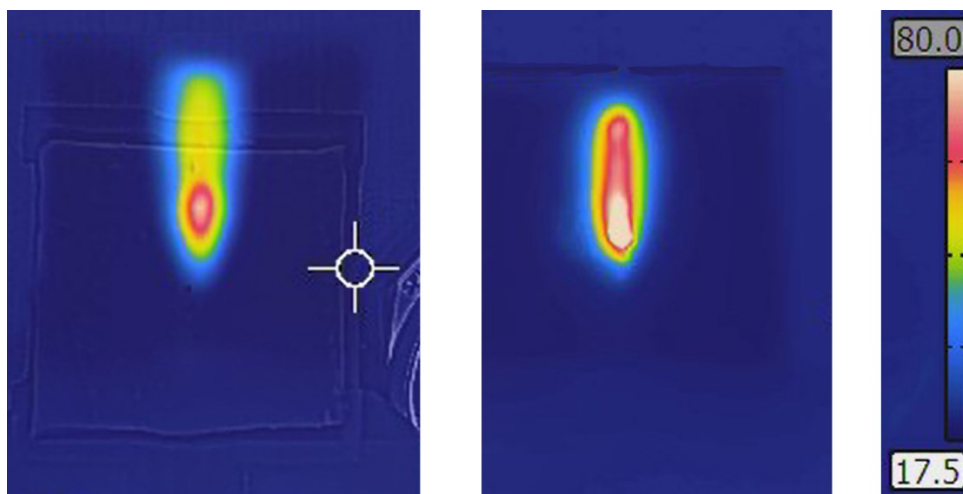
Obr. 57 – Segment žíly po experimentu (8 W, zleva doprava: 40, 60, 80, 100 J/cm)

2.6 Zpracování a výsledky experimentů

2.6.1 Experimenty na tuhém albumenu

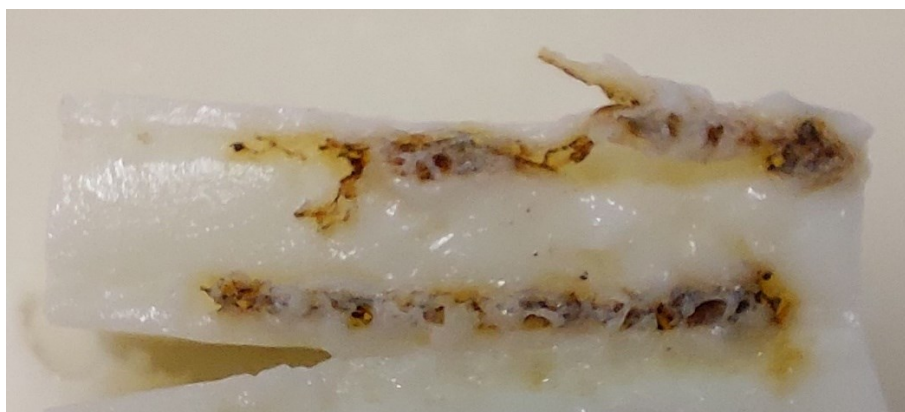
Z analýzy povrchové teploty při záření ze záznamů z termokamery vychází, že dochází k vyššímu nárůstu povrchové teploty při použití laseru o vlnové délce 1470 nm v porovnání s použitím 1940 nm. Záření vlnové délky 1940 nm je absorbováno v tenčí vrstvě a teplo se

na povrch se dostává převážně kondukcí. Nejvyšší povrchová teplota je detekován při experimentech s použitím vlnové délky 980 nm.



Obr. 58 – Povrchová teplota tuhého bílku, 8 W, 1 mm/s; 1940 nm (vlevo), 1470 nm (vpravo)

Při analýze řezů vykazují vzorky, u kterých bylo aplikováno záření 1940 nm, větší poloměr karbonizace než při aplikaci záření 1470 nm. U stejných hladin výkonu a rychlosti vytahování nedochází při použití vlnové délky 980 nm vůbec.



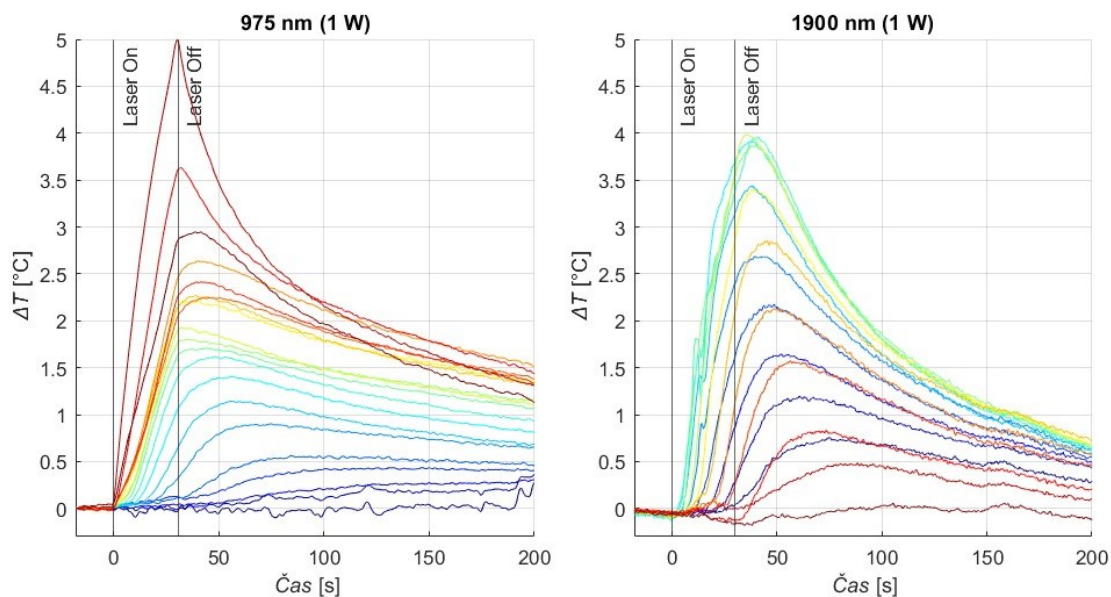
Obr. 59 – Efekt působení záření o výkonu 8 W při rychlosti 1 mm/s, 1470 nm (nahore) a 1940 nm (dole)

2.6.2 Experimenty na tekutém albumenu

Z experimentů na tekutých bílcích prováděných v Praze na Fakultě elektrotechnické ČVUT vychází, že v případě použití radiálních i přímých vláken není signifikantní rozdíl v průměru koagulovaných oblastí při porovnání účinků záření vlnových délek 1470 a 1940 nm. Velký rozdíl je ale v karbonizaci albumenu, jejíž rozsah je pozorovatelný při řezu koagulované kuličky. Při aplikaci záření 1940 nm dochází ke karbonizaci již od 3 W, v případě 1470 nm až od 5 W. Důvodem je silnější absorpce záření o vlnové délce 1940 nm.

Výsledky experimentů na Politecnico di Torino dochází ke stejnému závěru.

Data z polí FBG jsou zpracována pomocí Matlab skriptu. Nejprve jsou filtrována pomocí klouzavého průměru (délka MA: 6-8 vzorků). Následně jsou vizualizována a porovnávána.

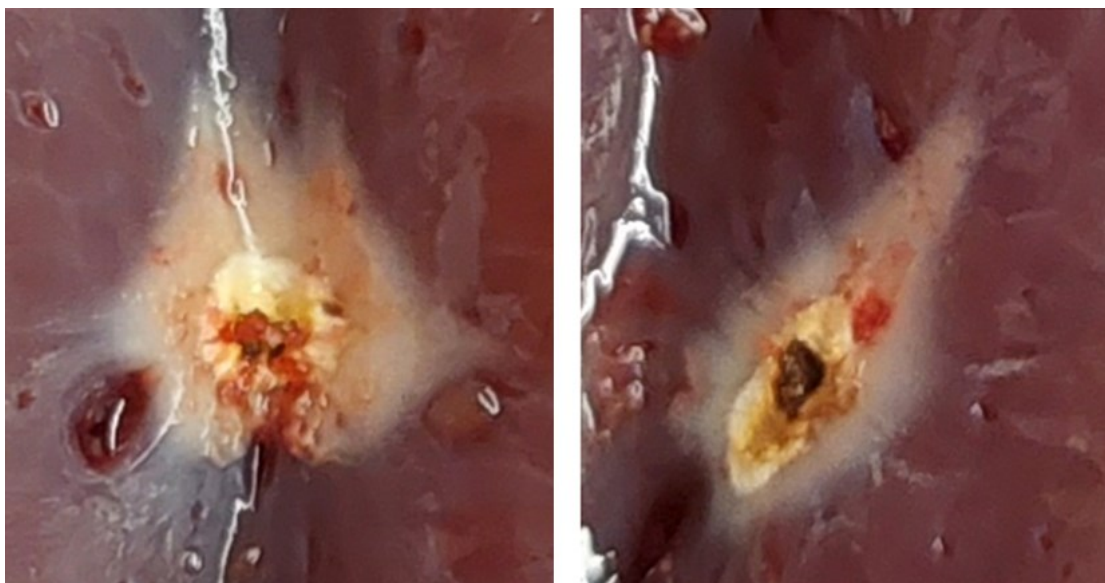


Obr. 60 – Porovnání efektu záření 975 nm a 1900 nm (1 W, 30 s)

Z teplotních profilů senzorů umístěných v poli FBG, které je ve vzdálenosti 5 mm od laserového vlákna vychází patrný rozdíl mezi absorpcí jednotlivých vlnových délek (975, 1470 a 1900 nm).

2.6.3 Experimenty na játrech

Po provedení experimentů v játrech jsou nejprve provedeny řezy. Řezy jsou zkoumány z hlediska rozsahu koagulované oblasti a případně z hlediska rozsahu karbonizované oblasti. Při porovnávání vychází, že laserové záření 1940 nm je absorbováno silněji v tenčí vrstvě než záření 1470 nm.



Obr. 61 – Transverzální řez: efekt laserového záření 1470 nm (vlevo) a 1940 nm (vpravo) v játrech, Vlevo: větší koagulovaná oblast bez karbonizace, vpravo: projev karbonizace a menší koag. oblast

Z porovnání řezů je patrné, že v případě použití záření o vlnové délce 1470 nm došlo ke koagulaci, ale ne ke karbonizaci. K té došlo v případě použití záření 1940 nm. Zároveň je i patrný poloměr absorpce, ve kterém došlo k zahřátí na teplotu, při které došlo ke koagulaci. V případě použití 1470 nm je koagulovaná oblast širší (\varnothing 9 mm) než v případě použití 1940 nm (\varnothing 6,5 mm).

2.6.4 Experimenty na žilách

Z analýzy dat z termokamery a záznamů z fotoaparátu vychází, že při použití laseru 1470 nm dochází k vyššímu nárůstu povrchové teploty ve srovnání s použitím laseru 1940 nm. Při 8 W a 60 J/cm se jedná o rozdíl 10 °C, při 8 W a 80 J/cm se jedná o rozdíl 20 °C.

3 Diskuze

Ze srovnání efektu působení třech pásem vlnových délek 915-980 nm, 1470 nm a 1900-1940 nm na fantomy cévní stěny vychází, že pásmo 1900-1940 nm má nejvyšší absorpci v tenké vrstvě. Experimenty na žíle ukazují na vyšší absorpci v žilní stěně (nižší povrchovou teplotu) při 1940 nm oproti 1470 nm.

Experimenty *ex vivo* mají své limitace a neodpovídají úplně situaci *in vivo*. Žíla není chlazená a stlačována tumescenčním roztokem zvenčí. Pro spolehlivé určení dostatečného poškození endotelu by bylo potřeba provést histologický rozbor žíly. Zároveň je potřeba provést experimenty vícenásobně a provést statistické vyhodnocení. V budoucnu bude provedeno opakování experimentů a statistické zhodnocení výsledků. Pak by bylo možné stanovit doporučené hodnoty nejen LEED, ale i dílčích faktorů – výkonu a rychlosti vytahování.

V budoucnu by bylo dobré se zaměřit na fyzikální model šíření tepla způsobeného laserovým zářením v tkáních a porovnání s experimenty. Pro experimenty by bylo také možné umístit vlákno s polem FBG hned vedle laserového vlákna a měřit tak teplotu v bezprostřední blízkosti místa působení laserového záření. Další rovinou zkoumání účinnosti EVLA by bylo použití pulzních laserů.

Určitou neznámou do budoucna je využití velmi vysoké absorpce záření ve vodě (v cévní stěně) pro vlnovou délku 3 μm a pásmo vlnových délek od 10 μm . Pokud by byl vyvinut cenově dostupný zdroj laserového záření o vlnové délce 3 μm , mohlo by to znamenat pro EVLA ještě lepší účinnost.

4 Závěr

V diplomové práci je rozebrána problematika křečových žil a možnosti léčby. Následuje rozbor laseru a interakce laserového záření s tkání. Dále jsou popsány způsoby měření teploty, zejména pomocí FBG.

V praktické části je nejdříve popsána konstrukce zařízení pro kontrolovaný posun laserového vlákna, díky čemuž je možné nastavovat rychlost posunu laserového vlákna. Poté jsou uvedeny opravné a přípravné práce na zdrojích laserového záření. Lasery umožňují měnit velikost aplikovaného výkonu. Jsou rozebrány fantomy žilní stěny, ovládací software a aparatura pro experimenty.

Následně jsou popsána metodika experimentů, které probíhaly na Fakultě elektrotechnické ČVUT a univerzitě Politecnico di Torino. Experimenty byly provedeny na dvou druzích fantomu žilní stěny, a nakonec na samotné žile. Měření teploty probíhalo pomocí termokamery a senzorický vláken s dvojicí polí FBG.

Na závěr jsou výsledky experimentů rozebrány. Výkon a rychlost vytahování mají vliv na rozsah popálení žíly.

Experimenty potvrdily nejvyšší absorpci laserového záření v pásmu vlnových délek 1900-1970 nm. Při použití vlnové délky 1940 nm je možné snížit dodávaný při zachování stejné efektivity.

5 Reference

- [1] M J CALLAM. Epidemiology of varicose veins. In: *British Journal of Surgery*. Květen 2005. Dostupné z: doi:10.1002/bjs.1800810204
- [2] RADHAKRISHNAN, N. Etiology of varicose veins. In: *Genesis, Pathophysiology and Management of Venous and Lymphatic Disorders* [online]. 2022, s. 139-144 (kap. 6) [cit. 2024-02-09]. Dostupné z: www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978032388433400022X
- [3] Cévy dolní končetiny. *Wikiskripta.eu* [online]. [cit. 2024-03-20]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Cévy_dolní_končetiny
- [4] ANGIOCHIRURGIE. *Chronická žilní nedostatečnost* [online]. [cit. 2024-04-22]. Dostupné z: <https://www.angiochirurgie.cz/onemocneni-zil/chronicka-zilni-nedostatecnost/>
- [5] Křečové žíly: příčiny a příznaky. *Národní zdravotnický informační portál* [online]. [cit. 2024-02-02]. Dostupné z: www.nzip.cz/clanek/946-krecove-zily-priciny-a-priznaky
- [6] Varicose Vein Stripping (Phlebectomy). *Baylor College of Medicine* [online]. Healthwise, 2019 [cit. 2024-02-02]. Dostupné z: www.bcm.edu/healthcare/specialties/cardiovascular-medicine/vascular-health/varicose-veins/varicose-vein-stripping-phlebectomy
- [7] ZEGARRA, Ted I. a Prasanna TADI. *CEAP Classification Of Venous Disorders* [online]. Březen 2023 [cit. 2024-05-24]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK557410/>
- [8] NÁRODNÍ ZDRAVOTNICKÝ INFORMAČNÍ PORTÁL. *Stripping* [online]. [cit. 2024-02-24].
- [9] MUELLER, Richard L. a Jeffrey K. RAINES. *ClariVein Mechanochemical Ablation: Background and Procedural Details* [online]. [cit. 2024-05-24]. Dostupné z: <https://ves.sagepub.com/content/47/3/195>
- [10] NÁRODNÍ ZDRAVOTNICKÝ INFORMAČNÍ PORTÁL. *Křečové žíly: diagnóza a léčba*. [online]. [cit. 2024-02-02]. Dostupné z: www.nzip.cz/clanek/947-krecove-zily-diagnoza-a-lecba
- [11] *Endovascular laser device and treatment of varicose veins*. Luis Navarro, Nestor Navarro, Carlos Salat, Joaquina Gomez a Robert Min. USA. US6398777B1. Uděleno 6.4.2002.

- [12] MICHEL-LEVY, Javier Marcos. Pharmacokinetics and Pharmacodynamics of Local Anesthetics. *Topics in Local Anesthetics* [online]. Červenec 2020 [cit. 2024-05-24]. Dostupné z: doi:10.5772/intechopen.91700
- [13] Konzultace MUDr. Vojtěch Horváth, Nemocnice Na Homolce
- [14] ANGIOCHIRURGIE. *EVLA (endovenózní laserové ablace)* [online]. [cit. 2024-02-22]. Dostupné z: <https://www.angiochirurgie.cz/onemocneni-zil/krecove-zily/chirurgicka-lecba-krecovych-zil/miniinvazivni-endovenozni-metody/evla>
- [15] STRICKLAND, Donna a Gerard MOUROU. *Compression of amplified chirped optical pulses* [online]. Prosinec 1985 [cit. 2024-05-24]. Dostupné z: doi:10.1016/0030-4018(85)90120-8
- [16] HULICIUS, E. a V. KUBEČEK. Semiconductor lasers for medical applications. In: *Lasers for Medical Applications*. Woodhead Publishing Series in Electronic and Optical Materials, 2013, s. 222-255. ISBN 9780857092373.
- [17] KANSKAR, Manoj, T. EARLES a L. J. MAWST. *73% CW power conversion efficiency at 50 W from 970 nm diode laser bars* [online]. [cit. 2024-05-24]. Dostupné z: doi:10.1049/el:20058260
- [18] WANG, Liang a Wanhua ZHENG. *High-power laser diode at 9xx nm with 81.10% efficiency* [online]. [cit. 2024-05-24]. Dostupné z: doi:10.1364/OL.452048
- [19] RP Photonics Encyclopedia: Laser Diodes. Dostupné z https://www.rp-photonics.com/laser_diodes.html
- [20] Databáze Laser Diode Source. Dostupné z <https://www.laserdiodesource.com/>
- [21] PERRONE, Guido. *Industrial Photonics scripts.*, kap. 10-11. Politecnico di Torino, 2021.
- [22] RP Photonics Encyclopedia: *Fiber Lasers*, https://www.rp-photonics.com/fiber_lasers.html
- [23] HU, Xiao, Ma YANWING, Zhou PU, Si LEI a Chen JINBAO. Experimental study on kilowatt fiber laser in an all-fiber configuration. In: *Chinese optics letters*. 2011. Dostupné z: doi:10.3788/COL201210.021404
- [24] ZERVAS, Michalis N. High power ytterbium-doped fiber lasers — fundamentals and application. *International Journal of Modern Physics* [online]. Květen 2014 [cit. 2024-05-22]. Dostupné z: doi:10.1142/S0217979214420090
- [25] Laservision. *Laser Safety Guide*. [online]. Dostupné z <https://lasersafety.com/resources/laser-safety-guide/>

- [26] VAN DEN BOS, Renate, Lidia ARENDS, Michael KOCKAERT, Martino NEUMANN a Tamar NIJSTEN. *Endovenous therapies of lower extremity varicosities: a meta-analysis* [online]. [cit. 2024-05-24]. Dostupné z: doi:10.1016/j.jvs.2008.06.030
- [27] HONĚK, T., V. HORVÁTH a P. ŠEBESTA. *Endovenous laser ablation of saphenous vein - mid-term results confirm permanent closure and possibility to treat more lesions in one procedure* [online]. [cit. 2024-05-24]. Dostupné z: doi:10.33699/PIS.2020.99.7.299-303
- [28] Konzultace doc. Ing. Vratislav Fabián, Ph.D
- [29] MINAEV, Vladimir, Nikita MINAEV a Vladimir I. YUSUPOV. *Endovenous laser coagulation: asymmetrical heat transfer (modeling in water)* [online]. [cit. 2024-05-24]. Dostupné z: doi:10.1007/s10103-020-03184-y
- [30] MINAEV, Vladimir, Nikita MINAEV a Vladimir I. YUSUPOV. *Endovenous laser coagulation: asymmetrical heat transfer and coagulation (modeling in blood plasma)* [online]. [cit. 2024-05-24]. Dostupné z: doi:10.1007/s10103-021-03314-0
- [31] POLUEKTOVA, Anna A. a Cees W. M. VAN DER GELD. *Some controversies in endovenous laser ablation of varicose veins addressed by optical-thermal mathematical modeling* [online]. [cit. 2024-05-24]. Dostupné z: doi:10.1007/s10103-013-1450-y
- [32] HONĚK, T., M. HORVÁTH, V. HORVÁTH, V. FABIÁN a P. ŠEBESTA. Catheter laser ablation of superficial veins of the lower extremities in the symptomatic treatment of venous reflux comparison of the immediate results of two types of laser. *Rozhledy v chirurgii* [online]. 2019 [cit. 2024-05-24].
- [33] HONĚK, T., M. HORVÁTH, V. FABIÁN a P. ŠEBESTA. Catheter laser ablation of superficial veins of the lower extremities in the symptomatic treatment of venous reflux comparison of the immediate results of two types of laser. *Rozhledy v chirurgii* [online]. 2019 [cit. 2024-05-24].
- [34] MALSKAT, Wendy S. J., Anna A. POLUEKTOVA a Martin J. C. VAN GEMERT. *Endovenous laser ablation (EVLA): a review of mechanisms, modeling outcomes, and issues for debate* [online]. [cit. 2024-05-24]. Dostupné z: doi:10.1007/s10103-013-1480-5
- [35] Fyzikální ústav UK. *Absorpce a index lomu – interakce světla s látkou*

- [36] TUCHIN, Valery V. *Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnostics, Third Edition* [online]. 2015 [cit. 2024-05-24].
Dostupné z: doi:10.1117/3.1003040
- [37] NIEMZ, Markolf H. *Laser-Tissue Interactions* [online]. [cit. 2024-05-24].
Dostupné z:
https://www.academia.edu/36381264/_Markolf_H_Niemz_Laser_tissue_interactions_fund_BookSee_org_pdf
- [38] MORITZ, A. R. a F. C. HENRIQUES. *Studies of Thermal Injury: II. The Relative Importance of Time and Surface Temperature in the Causation of Cutaneous Burns* [online]. [cit. 2024-05-24].
- [39] DOUPLIK, A. Laser Surgery. In: BRAHME, Anders. *Comprehensive Biomedical Physics*. 2014, s. 169-203. ISBN 9780444536334. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-444-53632-7.01011-X.
- [40] XIA, J., Junjie YAO a Lihong V. WANG. Photoacoustic tomography: principles and advances. *Electromagnetic Waves* [online]. Zář 2016 [cit. 2024-04-19].
Dostupné z: doi:10.2528/PIER14032303
- [41] KAPERIZ, Konstantin, Vladimir MINAEV a Dmitry A. FEDOROV. The 1940 nm, Laser, Are There Any Advantages? *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*. 2020 [cit. 2024-02-02]. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejvs.2020.07.056
- [42] FD ČVUT. *Měření teploty* [online]. [cit. 2024-05-24]. Dostupné z: <https://zolotarev.fd.cvut.cz/fyz/>
- [43] SEGEŤA, Petr. *Bezdotykové měření teploty* [online]. VUT v Brně [cit. 2024-05-24].
- [44] Fiber Bragg Grating-en.svg. *Wikimedia Commons*. Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2024-05-24].
- [45] MOHAMMED, Anees a Sinisa DJUROVIC. *A Study of Distributed Embedded Thermal Monitoring in Electric Coils Based on FBG Sensor Multiplexing. Microprocessors and Microsystems* [online]. Červenec 2018 [cit. 2024-05-23].
Dostupné z: doi:10.1016/j.micpro.2018.07.006
- [46] Konzultace Prof. Guido Perrone, Politecnico di Torino
- [47] Konzultace M.Sc. Matteo, Links Foundation, Torino
- [48] STADELMAN, W. J. *EGGS | Structure and Composition* [online]. Prosinec 2003 [cit. 2024-05-24]. Dostupné z: doi:10.1016/B0-12-227055-X/00387-4

- [49] BIKAKI, Maria. *Thermal Degradation of Food Proteins* [online]. [cit. 2024-05-24]. Dostupné z: <https://d-nb.info/1190888203/34>
- [50] Refraction: phenomenon from everyday life and its applications [online]. In: , marcianicolett3, ed. 2019 [cit. 2024-05-16]. Dostupné z: <https://wordpressmarcianicolett3.wordpress.com/2019/03/05/refraction>
- [51] Datasheet materiálu PETG Copolyester, dostupné z https://www.matweb.com/search/datasheet_print.aspx?matguid=4de1c85bb946406a86c52b688e3810d0
- [52] Konzultace 3D tisku BcA. M. Tomčiak, FA ČVUT
- [53] Dokumentace CNC lineární pohon s krokovým motorem T8x2 - 300 mm. Dostupné z <https://dratek.cz/arduino/5440-cnc-linearni-pohon-300-mm-s-krokovym-motorem.html>
- [54] Dokumentace termokamery Flir E6. Dostupné z <https://www.flir.eu/products/e6-pro/>
- [55] LEE, Yin-Wen, Han-Wei CHIEN, Che-Hang CHO a Shibing YIANG. Heavily Tm³⁺-Doped Silicate Fiber for High-Gain Fiber Amplifiers. *Fibers* [online]. Prosinec 2013 [cit. 2024-05-01]. Dostupné z: doi:10.3390/fib1030082
- [56] ERTORER, Erden, Moez HAQUE, Jianzhao LI a Peter R. HERMAN. *Femtosecond laser filaments for rapid and flexible writing of fiber Bragg grating* [online]. Duben 2018 [cit. 2024-05-23]. Dostupné z: doi:10.1364/OE.26.009323