

Diplomová práce



České
vysoké
učení technické
v Praze

F3

Fakulta elektrotechnická

Hybridní integrace fotonických čipů a propojování planárních optických čipů s jednořadovými optickými vlákny pro medicínské aplikace

Bc. Jiří Cabicar

Školitel: doc. Ing. Václav Prajzler Ph.D.

Školitel–specialista: Ing. Martin Žoldák

Obor: Lékařská elektronika a bioinformatika

Zaměření: Zpracování signálů

Květen 2024

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Cabicar** Jméno: **Jiří** Osobní číslo: **491975**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**
Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**
Specializace: **Zpracování signálů**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Hybridní integrace fotonických čipů a propojování planárních optických čipů s jednovidovými optickými vlákny pro medicínské aplikace

Název diplomové práce anglicky:

Hybrid Integration of Photonic Chips and Interconnection of Planar Optical Chips with Single-Mode Optical Fibers for Medical Applications

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se s teoretickými principy a technologickými postupy pro hybridní integraci fotonických čipů a využití pro biomedicínské aplikace.
2. Zaměřte se na možnosti propojení vláknových polí s jednovidovými optickými vlákny a planárních polovodičových čipů. Diskutujte možnosti pro použití vláknových polí pro optická propojení a jejich náhradu vyšším stupněm integrace pro náhradu optických vláken pro použití pro bioaplikace.
3. Navrhněte optické propojení s využitím dostupných polymerních materiálů, které je možné realizovat v místních podmínkách a zohledněte rozdíly optického propojování čipů pro aplikace v medicíně a propojování v optických komunikacích.
4. Ověřte přenos optického signálu přes realizované propojení a ověřte možnost použití přenosu signálů pro biosenzory.
5. Změřte vlastnosti realizovaných propojení a případně navrhněte možnosti další optimalizace realizovaných propojení pro medicínské aplikace.
6. Dosažené výsledky shrňte do zprávy o rozsahu cca 50 stran.

Seznam doporučené literatury:

- [1] K. Novotný: Optická telekomunikační technika, ČVUT 1998, skripta.
- [2] G.P. Agrawal, Fiber-Optic Communication Systems, 5th Edition, WILEY 2021, ISBN: 978-1-119-73736-0.
- [3] Florinel-Gabriel Banica: Chemical Sensors and Biosensors, Wiley; 1st edition (October 4, 2012), ISBN-10: 0470710675.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

doc. Ing. Václav Prajzler, Ph.D. katedra mikroelektroniky FEL

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

Datum zadání diplomové práce: **16.02.2024**

Termín odevzdání diplomové práce: **24.05.2024**

Platnost zadání diplomové práce: **21.09.2025**

doc. Ing. Václav Prajzler, 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

Rád bych poděkoval doc. Ing. Václavu Prajzlerovi Ph.D. za vedení diplomové práce, za podnětné připomínky a za čas, který mi věnoval. Další poděkování patří také Ing. Martinu Žoldákovi a Michalovi Petru za ochotné sdílení zkušeností v oboru a pomoc při výrobě optických propojení.

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

.....
Jiří Cabicar

Abstrakt

Diplomová práce se věnuje problematice optického propojování jednovíkových optických vláken a planárních fotonických čipů. Práce se také věnuje využití této technologie v medicínských aplikacích. V první části práce jsou popsány optické vláknové vlnovody a planární optické vlnovody s ohledem na jejich vlastnosti a použití pro biomedicínské aplikace. Dále jsou v práci uvedeny návrhy optického propojení s biosenzorem v místních podmínkách a použité přístroje. Optické propojení byly realizovány pomocí vláknových polí s optickými vlákny standardu SMF-28 a čipů na bázi Si_3N_4 . Práce byla zaměřena na optimalizaci vazby optického vlákna do planárního kanálkového vlnovodu s rozdílnými průměry vidového pole. Optické propojení jsem realizoval pomocí metody spojení konců optických vlnovodů a propojení bylo optimalizováno pro vlnovou délku 1550 nm. Na závěr jsou uvedeny výsledky měření vlastností uskutečněných optických propojení a jejich zhodnocení. Účinnost vazby vláknových pole - vláknové pole vyšla 89,93%. Nejlepší účinnosti vazby vláknové pole - čip s planárními vlnovody bylo dosaženo 94,33% a nejvyšší účinnost vazby čip - čip dosáhla na 12,67%.

Klíčová slova: Fotonický integrovaný čip, hybridní integrace, aplikace v medicíně, optické propojování, optická vlákna

Školitel: doc. Ing. Václav Prajzler Ph.D.

Školitel–specialista: Ing. Martin Žoldák

Abstract

The Diploma thesis addresses the issue of optical interconnection between single-mode optical fibers and planar photonic chips. The work also focuses on the use of this technology in medical applications. The first part of the thesis describes optical fiber waveguides and planar optical waveguides with respect to their properties and use in biomedical applications. Furthermore, the thesis presents designs of optical interconnections with a biosensor under local conditions and the instruments used. Optical interconnections were implemented using fiber arrays with SMF-28 standard optical fibers and chips based on Si_3N_4 . The work focused on optimizing the coupling of the optical fiber into the planar channel waveguide with different mode field diameters. I realized the optical interconnections using the method of end-to-end waveguide coupling, and the interconnection was optimized for a wavelength of 1550 nm. Finally, the results of the measurements of the realized optical interconnections and their evaluation are presented. The coupling efficiency of fiber array to fiber array was 89.93%. The best coupling efficiency of fiber array to chip with planar waveguides achieved was 94.33%, and the highest chip-to-chip coupling efficiency reached 12.67%.

Keywords: Photonic integrated chip, hybrid integration, medical applications, optic coupling, optic fiber

Title translation: Hybrid integration of photonic chips and connecting planar optical chips with single-mode optic fibers for medical applications

Obsah

1 Úvod	1
2 Optický vláknový vlnovod	3
3 Optický planární vlnovod	6
4 Optická vazba mezi vláknem a planárním vlnovodem	9
5 Optická vazba mezi fotonickými čipy	15
6 Využití v biomedicíně	17
7 Přístrojové vybavení a měřící metody	21
8 Návrh optického propojení	26
9 Realizace	30
9.1 Popis realizovaného experimentu	30
9.2 Naměřené výsledky	34
10 Závěr	40
Literatura	42
A příklad výkresu vláknového pole [20]	46

Obrázky

2.1 Optické vlákno, kde n_s označuje index lomu pláště a n_f označuje index lomu jádra [7].	3
3.1 a) profil planárního optického vlnovodu se skokovou změnou indexu lomu, b) profil gradientního planárního optického vlnovodu [14].	6
3.2 Řezy příkladů optických planárních vlnovodů a) páskový vlnovod b) ponořený vlnovod c) žebrový vlnovod d) vlnovod zatížený páskem e) difúzní kanálek f) ponořený difúzní kanálek [16].	7
4.1 a) Konec vláknového pole, b) profil vláknového pole [16, 19].	10
4.2 Příklad navazování paprsku přes vazební mřížku [23].	11
4.3 Vazba pomocí kolimační a fokusační čočky [24].	12
4.4 Přechod pomocí taperovaného vlnovodu.	13
6.1 Senzor pro měření úrovně glukózy v krvi [30].	17
6.2 Senzor pro detekci protilátek na SARS-CoV-2 využívající planární Mach-Zehenderův Interferometr [32].	18
6.3 Příklad planárního biosenzoru.	19
6.4 Struktura navrhovaného propojení optických čipů.	20
7.1 a) PRO8 Laser diode Current Control module LDC8040, b) laserový zdroj.	22
7.2 Fotografie proudový zesilovače DLPCA-200.	23
7.3 Fotografie kontroléru pohybu hexapodu C-887.52x.	24
7.4 Fotografie pracoviště použitého pro sesazování optických čipů.	25
8.1 Optické propojení vláknových polí.	26
8.2 a) Optické propojení vláknového pole s dvěma fotonickými čipy, b) průměry vidových polí (PVP) pro vlnovou délku 1550 nm jednotlivých vlnovodů, c) číslování optických cest.	28
9.1 Fotografie sesazovací stanice a) ramena bez součástek, b) sesazování vláknových polí.	32
9.2 Fotografie optického propojení vláknových polí.	33
9.3 Fotografie z optického mikroskopu optického propojení vláknového pole a čipů (z důvodu ochrany duševního vlastnictví nelze uvést fotografii čipů s vyšším rozlišením).	34
9.4 Blokový diagram procesu měření optického propojení.	35
9.5 Zapojení pro stanovení referenční hodnoty.	35

Tabulky

9.1	Výsledky měření účinnosti optických cest - Propojení vláknových polí.	36
9.2	Výsledky měření optických cest 1 a 2 - Propojení č. 1 (vláknové pole - čip 1)...	37
9.3	Výsledky měření optických cest 1 a 2 - Propojení č. 2 (vláknové pole - čip 1)...	37
9.4	Výsledky měření optických cest 1 a 2 - Propojení č. 3 (vláknové pole - čip 1)...	37
9.5	Výsledky měření optických cest 3 a 4 - Propojení vláknového pole s čipy 1 a 2 č. 1	38
9.6	Výsledky měření optických cest 3 a 4 - Propojení vláknového pole s čipy 1 a 2 č. 2	39
9.7	Výsledky měření optických cest 3 a 4 - Propojení vláknového pole s čipy 1 a 2 č. 3	39

Kapitola 1

Úvod

Do současné medicíny se zavádí stále více a více aplikací, jejichž součástí je přenos, zpracování a vyhodnocení změn optického signálu. použití optického signálu poskytuje výhody v rychlosti přenosu dat a také neovlivnitelnosti elektromagnetickým polem z ostatních zařízení či z vedení. Vláknová optika se v medicíně používá již více než dvacet let a dochází stále k vyššímu rozvoji a častějšímu použití v praxi. Jedná se o aplikace ať už v diagnostice, v terapii či v pouhém přenášení dat. Optické vedení signálu je také mnohem vhodnější pro lidské tělo než elektrické. U elektrického vedení signálu se nesmí překročit hranice 10 mA u stejnosměrného proudu a 3,5 mA u střídavého [1]. Nebezpečné proudy se musí izolovat, aby nedošlo k narušení činnosti životně důležitých orgánů, svalovým křečím či k tepelnému nebo chemickému poškození tkáně. Optické vedení nabízí, díky silné rezistenci proti elektromagnetickému poli, možnost měření v reálném čase během diagnostických metod jako jsou magnetická rezonance, pozitronová emisní terapie nebo tomografie [2].

Kromě vláknové optiky se zavádí nové technologie např. Lab-on-Chip (laboratoř na čipu), což je koncept pro testování vzorku přímo na čipu. Součástí těchto čipů bývají často fotonické čipy. Data, které naměří čip, bývají tedy opticky přenášeny. Proto je potřeba na fotonické čipy navázat optické vlákno s vysokou účinností vazby, kdy nelze připustit ztrátu přenášené informace. Dalším krokem také může být připojení dalšího fotonického čipu, který daná data bude dále zpracovávat, či poskytovat jiné důležité prvky pro měření. Příkladem může být křemíkový (Si) čip [3], který je levný, dokáže spolehlivě přenášet optický signál a provádět potřebné zpracování optického signálu. S pomocí Si čipu avšak nelze realizovat zdroj optického signálu v infračerveném oblasti, zatímco např. pomocí čipu na bázi Indium galium fosfidu (InGaP) lze realizovat optický zdroj pracující v infračervené oblasti spektra, ale jeho nevýhodou je drahá výroba.

Jedna z metod, kde se laboratoř na čipu či vláknová optika používá, je

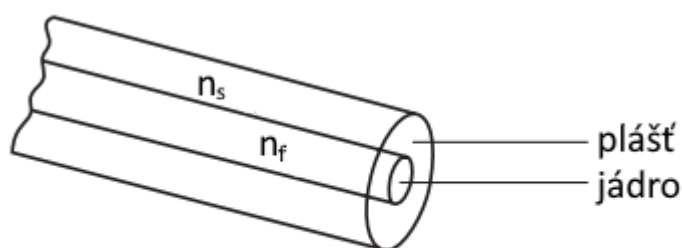
neinvazivní měření glykémie, kde toto slouží k určení množství glukózy v krvi pomocí spektroskopie v blízkém infračerveném pásmu nebo Ramanovy spektroskopie [4]. Využívá toho např. aplikace GlucoScanner [5]. Jeden z oborů, který optický signál využívá, je tzv. optogenetika, při které se jedná o světelnou stimulaci neuronů. Do neuronu, který se velikostí velice blíží světelným cestám na čípech (řádově jednotky až desítky μm), je možné implantovat protein citlivý na světlo. Aplikací světla o určité vlnové délce poté můžeme ovlivňovat jeho původní funkci. S touto technologií se experimentálně pracuje ve výzkumu epilepsie, kde je možné uklidňovat ale i vyvolávat elektrickou aktivitu v neuronech pomocí světla. Díky tomu je možné mnohem víc pochopit klíčové faktory vzniku epileptických záchvatů [6].

Cílem této diplomové práce je navrhnout, optimalizovat a prakticky ověřit optimální optické propojení pro použití v medicíně, ať už propojení planární čip - planární čip nebo vláknové pole - planární čip. Tento typ propojení hraje stále větší roli v jakémkoliv invazivním optickém snímání, kde se aplikace bez optického propojování neobejde. Práce vznikala ve spolupráci se společností Argotech a.s. Řešení diplomové práce jsou realizované propojení typu vláknové pole-vláknové pole, vláknové pole-čip-čip, změřené vlastnosti realizovaných propojení a diskuze nad využitím této technologie pro medicínské aplikace.

Kapitola 2

Optický vláknový vlnovod

Optické vlákno je válcové dielektrické prostředí, jehož cílem je vést elektromagnetickou vlnu (především v infračervené oblasti či ve viditelné oblasti). Skládá se z jádra a pláště, viz. obr. 2.1.



Obrázek 2.1: Optické vlákno, kde n_s označuje index lomu pláště a n_f označuje index lomu jádra [7].

Princip vedení elektromagnetické vlny optickým vláknem je popisován na geometrické optice v kombinaci s Maxwellovými rovnicemi. Pro úspěšné vedení potřebujeme splnit podmínku totálního odrazu, kde index lomu jádra n_f musí být větší než index lomu pláště n_s , a konstruktivní interference, jevu vycházející z Maxwellových rovnic. Dalším důležitým parametrem je útlum optického signálu, ke kterému dochází vlivem materiálu.

Vliv materiálu se rozšiřuje i do aplikací, ve kterých se vlákno používá. Pro biomedicínské aplikace jsou kromě zmíněných parametrů i ohebnost, biokompatibilita či biodegradace. Optické vlákno by mělo svými mechanickými vlastnostmi připomínat tkáň, do které je zapuštěno. S příchodem optických

vláken do telekomunikací se v biomedicínských aplikacích nejdříve používal stejný materiál, což byl SiO_2 . Avšak kvůli své pevnosti a tuhosti by mohl způsobovat poškození tkání. Také jeho náchylnost k prasknutí při ohnutí může mít nepříznivý dopad na bezpečnost uživatele, pokud je implantován do tkání nebo připevněn ke kůži. Také je potřeba se ohlížet na reakci těla na cizí těleso, či na případnou infekci [8].

Materiály vhodné pro biomedicínské aplikace se dají rozdělit do skupin. Anorganické materiály mají nespornou výhodu ve velice nízkých útlumech v řádu jednotek dB/m v blízkém infračerveném pásmu. Vápenato-fosfátová skla dokonce nabízí úplné vstřebávání do tkání. Avšak jejich tuhost a pevnost stále mohou omezovat jejich použití. Organické přírodní materiály se dostali do popředí zájmu, díky svojí ideální biokompabilitě a rozložitelností. Mezi takové materiály patří např. hedvábní, celulóza nebo bakterie *escherichia coli* [9]. U organických materiálů se však útlum phybuje od jednotek až po stovky dB/cm, což může být omezující faktor praktického použití. Další skupinou jsou Hydrogely, které mají útlum řádově desetiny dB/cm na vlnové délce 450 až 550 nm. Dalšími dvěma skupinami jsou syntetické polymery a elastomery, u kterých je důležitá biokompabilita a rozkladatelnost. Jsou taky ohebné a pružné. Útlum mají podobný jako hydrogely na vlnové délce 450 až 550 nm. Tato vlnová délka je však omezením pro tyto skupiny, protože většina biochemických molekul reaguje na blízké či střední infračervené pásmo [10].

Optické vlákno můžeme rozdělit na jednovidové nebo mnohavidové. Jednovidové vlákno má menší průměr řezu jádra, zpravidla $8,2 \mu m$ pro SiO_2 . Mnohavidové vlákno má průměr řezu jádra zpravidla 50 či $62,5 \mu m$. Pro jednovidová vlákna se uvádí také parametr průměr vidového pole, což pro SiO_2 je $10,4 \mu m$ na vlnové délce 1550 nm. Tento parametr je více popsán v kapitole 4. Uvedené rozměry se používají v telekomunikacích. Pro bioaplikace se tyto rozměry mohou měnit, např. pro optogenetiku se používají mnohavidové vlákna s průměrem jádra optického vlnovodu $200 \mu m$ [11]. Všechny tyto rozměry se odvozují pomocí tzv. disperzní rovnice vláknového vlnovodu [7, 12, 13]:

$$m^2 \beta^2 \left(\frac{1}{u^2} + \frac{1}{v^2} \right)^2 - \omega^2 \mu (n_f^2(X) - n_s^2(Y)) \cdot (X + Y) = 0 \quad (2.1)$$

kde:

$$X = \frac{m}{u^2} - \frac{J_{m+1}(u)}{uJ_m(u)} \quad (2.2)$$

$$Y = \frac{m}{v^2} - \frac{K_{m+1}(v)}{vK_m(v)} \quad (2.3)$$

J_m zde označuje Besselovu funkci a K_m značí Kelvinovu funkci, m je vidové číslo ($m = 0, 1, \dots$), ω je úhlová frekvence, μ je permeabilita a β je fázová konstanta. Tato rovnice popisuje vlákno v cylindrické souřadnicové soustavě. Pro normované příčné konstanty u a v platí:

$$u = a\sqrt{n_1^2 k^2 - \beta^2} \quad (2.4)$$

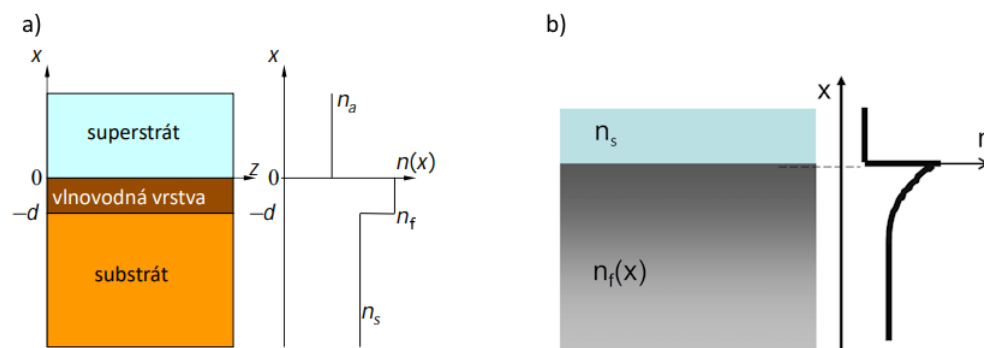
$$v = a\sqrt{\beta^2 - n_2^2 k^2} \quad (2.5)$$

Vlnová délka, která se v optických telekomunikacích používá, se odvozuje podle telekomunikačních oken. V těchto telekomunikačních oknech dochází k relativně slabému útlumu oproti jiným vlnovým délkám. Pro křemenné (SiO_2) vlákno, které se dnes nejčastěji používá, vlnová délka pro multivídné vlákna od 850 nm do 1300 nm a pro jednovídná vlákna od 1250 nm do 1625 nm.

Kapitola 3

Optický planární vlnovod

Optický planární vlnovod je obdoba optického vlákna, která leží na fotonickém čipu. Je to tedy dielektrické prostředí, které je složeno narozdíl od optického vlákna ze tří částí, a to substrát jako podložka, jádro, a superstrát jako horní krycí vrstva. Na obr. 3.1 a) je uveden příklad planárního vlnovodu se skokovou změnou a na 3.1 b) planární vlnovod s gradientním přechodem mezi vlnovodnou vrstvou a okolním prostředím.



Obrázek 3.1: a) profil planárního optického vlnovodu se skokovou změnou indexu lomu, b) profil gradientního planárního optického vlnovodu [14].

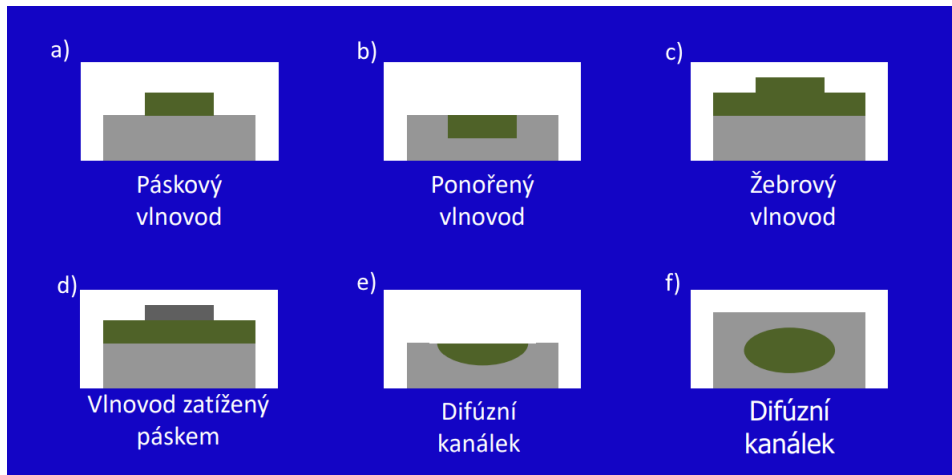
Substrát n_s a superstrát n_a mají index lomu menší než vlnovodná vrstva n_f , díky tomu, když je do vlnovodné vrstvy pod dostatečně velkým úhlem dopadu zavedena elektromagnetická vlna, dojde k totálnímu odrazu od substrátu i superstrátu. Energie z šířící se vlny tak nemůže z vlnovodné vrstvy uniknout.

U gradientních planárních vlnovodů není ostře daná hranice. Nedochozí zde k typickým totálním odrazům na přechodech, ale paprsky se ohýbají na přechodu (jádro/plášť) zpět do vlnovodné vrstvy.

Rozměry planárních optických vlnovodů se skokovou změnou indexu lomu se určují pomocí cíleného počtu vidů a disperzní rovnice [12, 15]:

$$\frac{2\pi}{\lambda_0} h \sqrt{n_f^2 - n_{ef}^2} - \arctan\left(\left(\frac{n_f}{n_s}\right)^2 \sqrt{\frac{n_{ef}^2 - n_s^2}{n_f^2 - n_{ef}^2}}\right) - \arctan\left(\left(\frac{n_f}{n_a}\right)^2 \sqrt{\frac{n_{ef}^2 - n_a^2}{n_f^2 - n_{ef}^2}}\right) = m\pi \quad (3.1)$$

kde m ($m = 1, 2, 3, \dots$) označuje počet vedených vidů, λ_0 vlnovou délku ve vakuu, h výšku vlnovodu, n_s, n_f, n_a indexy lomu substrátu, vlnovodné vrstvy a superstrátu, $n_{ef} = \frac{\beta}{\kappa_0}$ efektivní index lomu, kde β je podélná složka vlnového vektoru a κ_0 je konstanta šíření ve volném prostoru. Planární vlnovody mohou mít různý tvar nebo různé uspořádání (viz obr. 3.3), pokud bude stále splněna podmínka jednovidovosti odvozená z disperzní rovnice [15].



Obrázek 3.2: Řezy příkladů optických planárních vlnovodů a) páskový vlnovod b) ponořený vlnovod c) žebrový vlnovod d) vlnovod zatížený páskem e) difúzní kanálek f) ponořený difúzní kanálek [16].

Mezi materiály, které jsou vhodné pro fotonické integrované čipy pro aplikace v medicíně, můžeme řadit přírodní materiály pocházející z organismů jako kolagen, hedvábí nebo alginát z řas. Ty mohou být uživatelem metabolicky rozpoznány a rozloženy enzymy. Rychlost rozložení těchto materiálů se výrazně liší v závislosti na umístění a dostupnosti enzymů. Mohou mít však tendenci trpět variabilitou, omezeným rozsahem mechanických vlastností nebo rizikem infekce bakteriemi a viry. Syntetické polymery mohou být navrženy tak, aby měly specifické vlastnosti materiálu, ale jejich biokompatibilita je

problém kvůli reakci těla na cizí těleso. Mezi příklady syntetických polymerů vhodné pro bioaplikace patří kyselina mléčná, kyselina glykolová nebo ethylenglykol. Některé anorganické materiály jako např. zlato (Au), galium-nitrid (GaN) nebo aluminum indium galium fosfid (AlInGaP) na křemíkovém substrátu se postupně testují a vykazují slibné využití bez rizika toxicity [17]. Materiály rozšířené v telekomunikacích jako je např. indium fosfid (InP) nebo galium arsenid (GaAs) by také mohly být využity v bioaplikacích, ale musely by být řádně ošetřeny a zapouzdřeny. Jednou z podmínek biokompability je také řádná sterilizace, která může probíhat např. teplotním způsobem, kdy se materiál zahřeje až na 180 °C. Tak vysoká teplota však může zničit či zhoršit životnost čipu. Další možná sterilizace je pomocí radiačního sterilizátoru, který je vhodný pro teplotně labilní materiály. Další možností je také sterilizace UV zářením, ta slouží pouze jako doplňková [18].

Kapitola 4

Optická vazba mezi vláknem a planárním vlnovodem

Pro navázání šířící se elektromagnetické vlny z optického vlákna do planárního vlnovodu, existují následující technická řešení.

■ Spojení konců optického vlákna a planárního vlnovodu

U tohoto řešení je potřeba dosáhnout velice přesného zarovnání jádra vláknového vlnovodu a jádra planárního vlnovodu rámci stovek nm až jednotek μm . Je potřeba znát hodnoty indexu lomu obou jader a také jejich rozměry. Část optického signálu se na rozhraní indexu lomu odrazí díky zákonu lomu nebo se vyváže kvůli jiným rozměrům. To je nežádoucí a v ideálním případě by k tomu nemělo docházet.

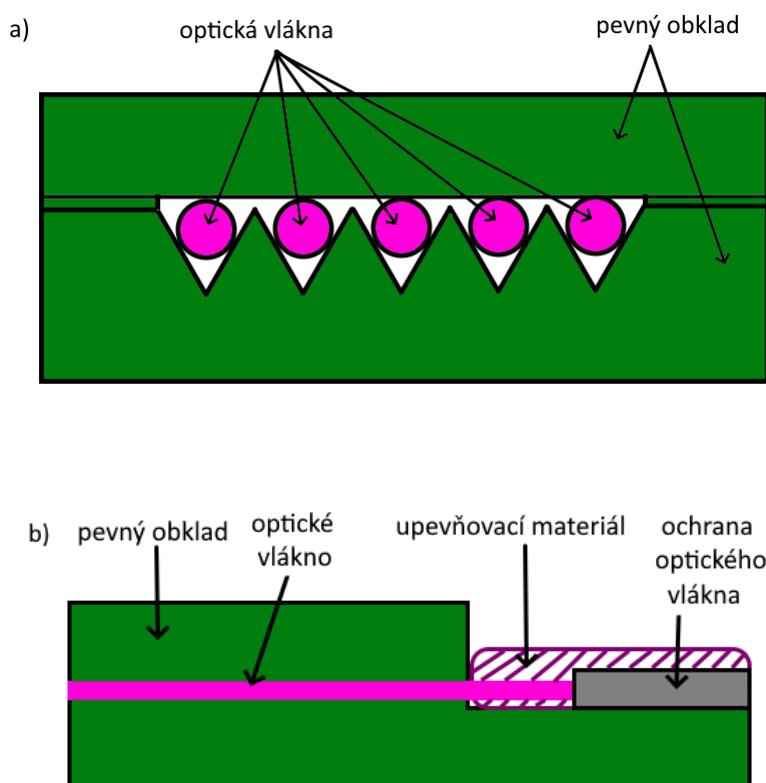
Nejdříve se planární vlnovod nastaví k vláknu tak, aby světlo zavedené přes vlákno mělo co největší optický výkon na konci planárního vlnovodu. Optické vláknové vlnovody jsou uspořádány do tzv. V-drážek a tvoří dohromady optické vláknové pole, viz obr. 4.1. Pak proběhne tzv. fixace. Tu můžeme realizovat různými způsoby, např. lepidlem, svorkami či přilepením spoje na podložku. Tento technologický krok představuje největší problém, protože planární vlnovod či vlákno při fixaci může snadno změnit svoji pozici a dojde ke snížení účinnosti optické vazby. U tohoto propojení platí podmínka, že průměr vidového pole musí být stejný pro planární vlnovod i pro vlákno.

Průměr vidového pole označuje průměr průřezu optického vidu šířící se jádrem optického vlákna nebo vlnovodu. Průměr vidového pole poskytuje míru prostorového rozsahu optického vidu a je základním parametrem pro pochopení toho, jak je světlo omezeno v jádře vlnovodu. V praxi se průměr vidového pole často definuje jako průměr, při kterém optická intenzita vidu

klesne na určitý zlomek své maximální hodnoty. Průměr vidového pole závisí na různých faktorech, včetně vlnové délky, profilu indexu lomu vlnovodu a průměru jádra. Geometrie vidového pole se liší také podle typu vlnovodu, tzn. jestli to je planární vlnovod nebo vláknový vlnovod, např. kruhové optické vlákno bude mít kruhové vidové pole tak čtvercový planární vlnovod bude mít čtvercový tvar vidového pole [7].

Jedním ze způsobů, jak spojit různé průměry vidových polí je tzv. taperovaný vlnovod. Taperovaný vlnovod je takový vlnovod, který s rostoucí vzdáleností mění svoje geometrické rozměry. Typicky se taperovaný vlnovod realizuje na fotonickém integrovaném čipu, který připojujeme na vlákno. Tento vlnovod se zmenšuje, aby se dosáhlo optimálního průměru vidového pole.

V praktických aplikacích se pro upevnění optického vlákna používá tzv. vláknové pole. Na obrázku 4.1 je uvedena ukázka běžné struktury vláknového pole s V-drážkami. Šířka takového vláknového pole bývá kolem 1 - 6 mm v závislosti na počtu obsažených optických vláken, kterých může být až 32. Délka se pohybuje kolem 10 mm.

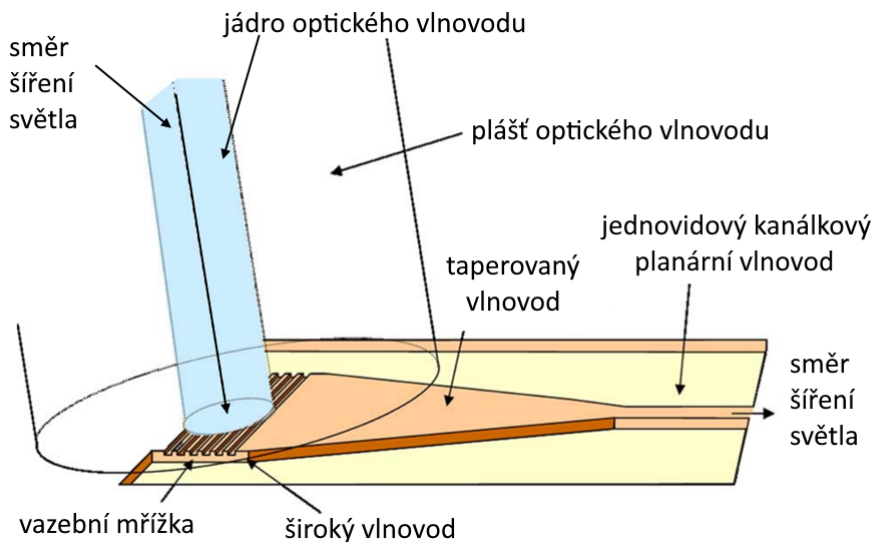


Obrázek 4.1: a) Konec vláknového pole, b) profil vláknového pole [16, 19].

Na obrázku 4.1 a) je uveden řez vláknového pole, kde lze vidět jádra průchozích vláken. Jader může být ve vláknovém poli různý počet podle výrobce a aplikace. Optická vlákna jsou zalepena ve V-drážkách, které brání jejich pohybu. V-drážky jsou součástí pevného obkladu. Pevný obklad může být např. ze skla, polymeru či kovu. Na obr. 4.1 b) je uveden profil vláknového pole, kde je vidět uchycení vlákna jako celku. Celá struktura se poté dá připevnit na čip, tak aby jádra optických vláken byly spojeny s jádry planárních optických vlnodů na fotonickém integrovaném čipu a vytvořily optimalizované spojení s co nejmenšími optickými ztrátami [19]. Typické geometrické rozměry např. pro jednovidové vlákna standardu SMF-28 jsou v řádu jednotek milimetrů. Rozteč drážek se pohybuje okolo $200 \mu\text{m}$. Příkladný výkres s rozměry lze nalézt v příloze A [20].

■ Navázání optického záření pomocí vazební mřížky

Další z možností je vazba pomocí optické mřížky. Vazební mřížka je v základě periodicky opakující se uspořádání různých materiálů. To vytváří prostředí s měnícím se indexem lomu. Pokud je perioda indexu lomu větší než vlnová délka, je vazební mřížka v difrakčním režimu. Pokud zaměříme záření na tuto mřížku, dojde k tzv. difrakčnímu efektu. Tento difrakční efekt má za následek vyvedení záření do příhodně umístěného vlnovodu. Na obr. 4.2 je uvedeno provedení vazební mřížky i s taperovaným vlnovodem, o kterém se píše níže v konvertorech průměrů vidového pole [21, 22, 23].



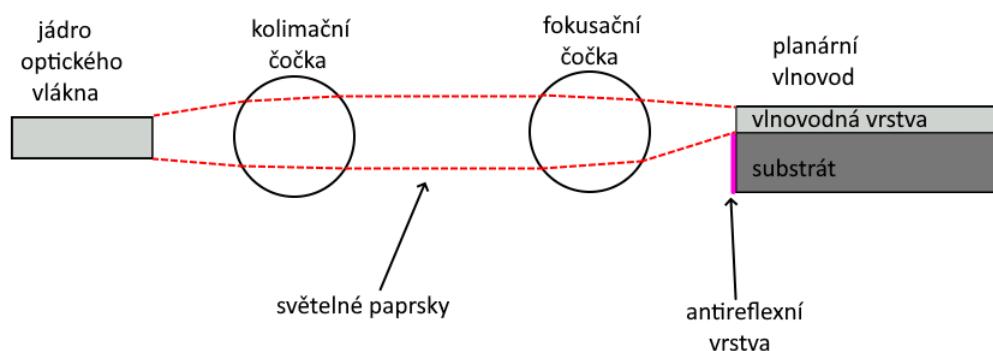
Obrázek 4.2: Příklad navazování paprsku přes vazební mřížku [23].

Existuje více typů vazebních mřížek. Rozdělují se podle vazební vlnové

délky, periody indexu lomu, konstrukcí, materiálů nebo i ohybem. Optické vlákno lze připevnit rovnou na mřížku, která je vytvořena na čipu [21].

■ Propojení ve volném prostoru

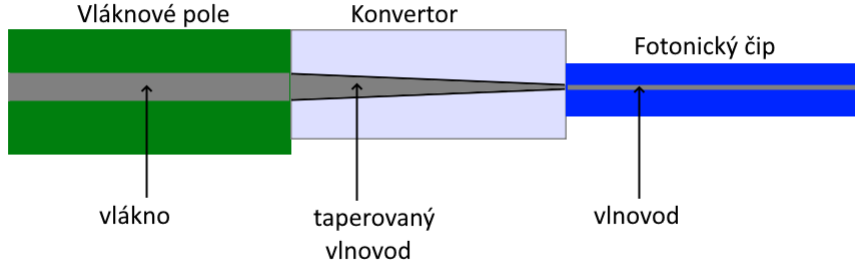
Vazbu lze realizovat pomocí čoček, které budou upevněné v takové vzdálenosti od ústí vlnovodu, aby byly schopné navázat a usměrnit paprsky do fokusační čočky, která bude paprsky fokusovat do ústí optického vlákna. Pro tuto aplikaci je potřeba přidat antireflexní vrstvu, která bude bránit paprskům se nekontrolovaně odrážet a tím zmenšovat účinnost. Zjednodušený náčrt je uveden na obr. 4.3.



Obrázek 4.3: Vazba pomocí kolimační a fokusační čočky [24].

■ konvertory průměru vidového pole

Pokud je potřeba na sebe navázat dvě optické cesty, kde každá má jiný průměr vidového pole, pro zvýšení účinnosti optické vazby je vhodné použít vidový konvertor. Konvertor se může skládat se soustavy čoček, který funguje na principu zmíněném v propojení ve volném prostoru. V mnoho aplikacích je ale žádoucí se vyhnout jakýmkoliv propojení ve volném prostoru. Více monolitický a kompaktní řešení nabízí tzv. taperované vlnovody (jedná se o optické vlnovody, které mění geometrický rozměr jádra vlnovodu ve směru šíření světla). Taperované vlnovody fungují pomocí relativně pomalého rozšiřování vlnovodu tak, aby se vid dokázal postupně přizpůsobovat novým parametrům. Příklad je uveden na obr. 4.4.



Obrázek 4.4: Přechod pomocí taperovaného vlnovodu.

Taperované vlnovody se často používají v souvislosti s mřížkou, kterou se navazuje světlo. Pro navázání mřížkou je potřeba větší plocha mřížky, než která je potřeba na vedení světla, proto se většinou hned za mřížkou vyskytuje taperovaný vlnovod (viz obr. 4.2) [22]. Rozměry těchto vlnovodů, stejně jako všechny ostatní způsoby navázání paprsku určuje materiál, respektive index lomu materiálu. Taperované vlnovody se vyskytují i ve vláknovém provedení, kde se můžou používat nejen pro soulad průměrů vidových polí, ale také i pro filtrování vidů [25].

Ztráty způsobené nesouladem průměrů vidového pole se dá spočítat integrálem překryvu vidových polí. Ztráty vyjádřené v dB se dají odhadnout pomocí této rovnice [26]:

$$A[\text{dB}] = -10 \log_{10} \left(\frac{\iint (|E_1 \cdot E_2|)^2 dA}{\iint |E_1|^2 dA \cdot \iint |E_2|^2 dA} \right) \quad (4.1)$$

Kde E_i jsou rozdělení elektrických polí vidů ve dvou optických komponentách, které se integrují přes transversální rovinu optického vlnovodu. A je plocha vlnovodné části v řezu neboli transversální. Rozdělení elektrického pole se definuje takto pro vlákno:

$$E(r) = E_0 \cdot e^{-\frac{r^2}{w^2}} \quad (4.2)$$

Kde E_0 je maximální amplituda elektrického pole, r je poloměr od středu vlákna a w je poloměr módového pole, který charakterizuje prostorový rozsah módu.

$$E(x, y) = E_0 \cdot \sin\left(\frac{m\pi x}{a}\right) \cdot e^{-\frac{(x-x_0)^2}{w^2}} \quad (4.3)$$

Kde E_0 je maximální amplituda elektrického pole, m je vidové číslo, a je šířka jádra vlnovodu, x_0 je pozice středu podél x-ové osy, w je poloměr vidového pole a x i y jsou transversální pozice v řezu vlnovodem. Pro jednovidové aplikace má základní vid gausiánské rozdělení. Pro dvě jednovidová vlákna lze tento vzorec zjednodušit na vztah [27]:

$$A[dB] = 20 \log_{10} \left(\frac{PVP_1^2 + PVP_2^2}{2 \cdot PVP_1 PVP_2} \right) \quad (4.4)$$

Kde PVP_i jsou průměry vidového pole. Tyto rovnice jsem použil pro teoretické stanovení útlumu pro experiment.

Kapitola 5

Optická vazba mezi fotonickými čipy

Optická vazba mezi planárními vlnovody na fotonických čipech je komplexní problém, jehož řešení není triviální. Mezi planárními vlnovody lze hůře dosáhnout optimálního zarovnání než mezi vláknovým vlnovodem a planárním, protože geometrické rozměry jádra optického vláknového vlnovodu bývají obvykle větší než geometrické rozměry jednovidových planárních kanálkových vlnovodů. Také většina materiálů pro realizaci planárních vlnovodů, které se používají, nepropouštějí UV záření, tím pádem nelze mezi nimi jednoduše vytvrdit UV lepidlo. Čipy s planárními vlnovody mají zpravidla průměry vidového pole v od stovek nm po jednotky μm , zatímco optická vlákna mývají průměr vidového pole zpravidla v desítkách μm , takže proces spojování je náročnější na přesnost a na fixaci.

Optická vazba je realizována podobnými způsoby jako mezi vláknem a čipem. Používá se jak přímé spojení konců optických cest tak i vazba ve volném prostoru pomocí čoček nebo mřížek.

Další technologický problém pro propojování čipů mezi sebou, který je nutno řešit, je uchycení a manipulace při lepení a fixaci. Vláknové pole jde jednodušeji uchytit na rameno v tzv. sesazovací stanici, protože je větší a pevnější. Pro vláknové pole se používají klasické kleštičky. Pro uchycení fotonických čipů, které jsou křehčí je potřeba zvolit variantu takovou, aby nedošlo k poškození čipu, tzn. elektronické kleštičky ovládané počítačem nebo pneumatické uchycení.

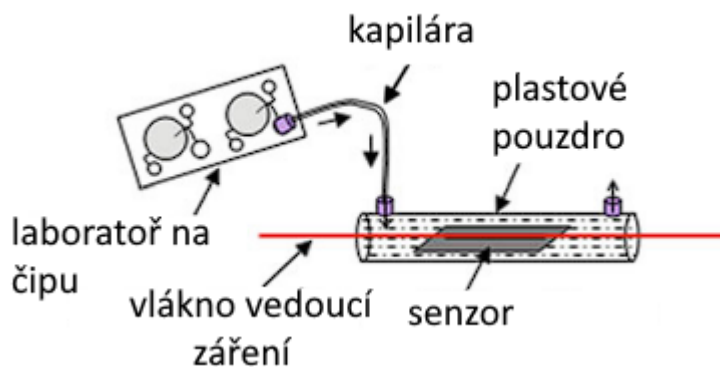
Většina komerčně dostupných lepidel, které se používají v optice, se vytvrzují pomocí UV záření [28]. Vláknové pole, které se zpravidla vyrábí z borosilikátového skla, propuští UV záření, takže se lepidlo mezi vlákny a čipem vytvrdí spolehlivě. Čipy, nejčastěji z křemíku, pro UV záření propustná nejsou. Toto omezení se musí obcházet jinými způsoby fixace [29]. Další z možností dostupných lepidel jsou tzv. termosety, které se vytvrzují pomocí

tepla. Příklad takového termosetu může být polydimethylsiloxane. Polydimethylsiloxane je elastomer s velice dobrými vlastnostmi pro optické aplikace. Problém termosetů je však v komerční oblasti, kdy vytvrzení teplem je časově náročnější oproti vytvrzení UV světlem. Vytvrzení UV světlem trvá v řádech jednotek minut, zatímco vytvrzení teplem trvá desítky minut až hodina.

Kapitola 6

Využití v biomedicíně

Využití fotonických čipů či optických vláken v biomedicíně je zaměřena především na sensorové aplikace. Existují jak vláknové tak i planární provedení sensorů. Jeden z příkladů je měření úrovně glukózy v krvi (viz obr. 6.1) [30]. Z krve se pomocí laboratoře na čipu dostane krevní plasma, která se pak zavede k čipu na kterém je planární vlnovod. Krevní plasma, jako prostředí pláště, způsobuje změnu indexu lomu a tato změna ovlivní fázovou rychlost vidu, která se řídí efektivním indexem lomu.

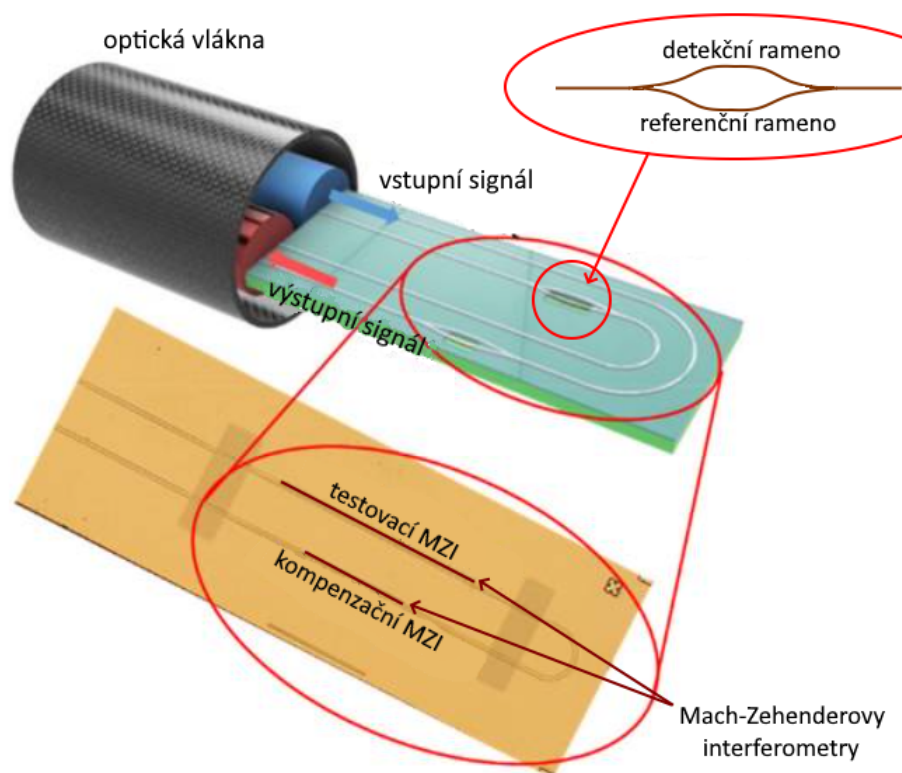


Obrázek 6.1: Sensor pro měření úrovně glukózy v krvi [30].

Příklad vláknového provedení senzoru pracující na principu změny intenzity evanescentního pole kolem taperovaného vlákna byl popsán v [31], kde se pomocí taperovaného vlákna měří vibrační signály jedné buňky využívá

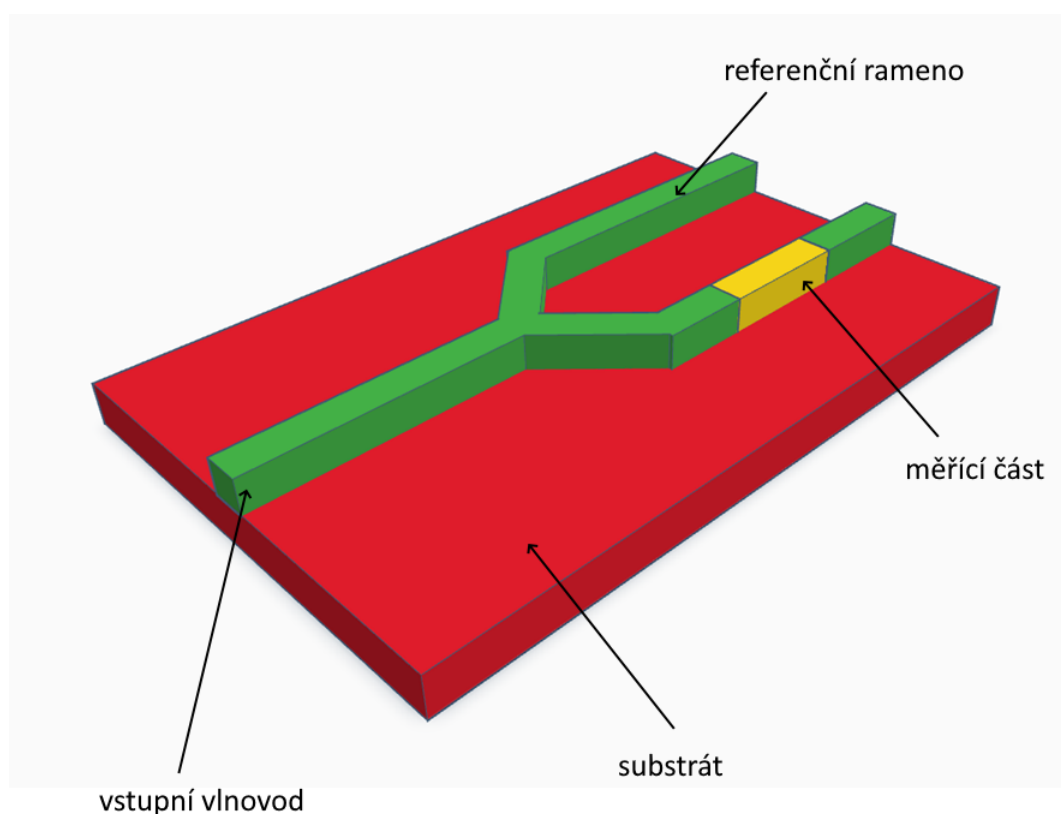
Dalším příkladem může být sonda na obr. 6.2 pro detekci protilátek na SARS-CoV-2, která obsahuje planární Mach-Zehnderovy interferometry (MZI), které se napojují přímo na optické vlákna. Testovací Mach-Zehnderův

interferometr se skládá ze dvou ramen, v němž jedno má na sobě látku, pomocí které je schopno změnit vlastnosti procházejícího optického signálu, zatímco druhé slouží jako referenční. Kompenzační Mach-Zehnderův interferometr je zde pro kompenzaci nespecifického vazebného signálu a maticového efektu [32]. Rozdělení signálů z interferometrů probíhá pomocí Fourierovy transformace.



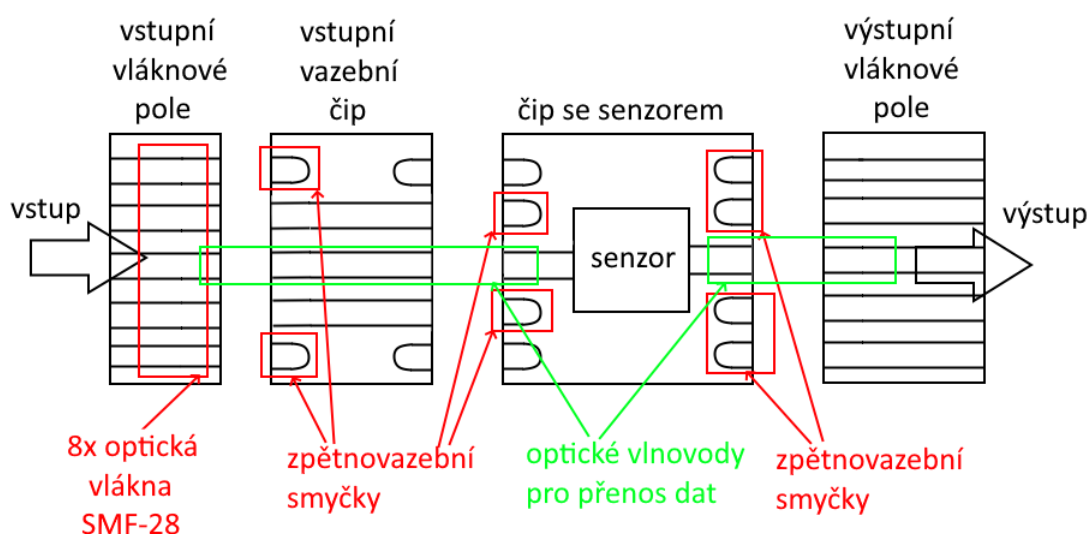
Obrázek 6.2: Senzor pro detekci protilátek na SARS-CoV-2 využívající planární Mach-Zehnderův Interferometr [32].

Na základě těchto příkladů se může navrhnout univerzální optický biosenzor, který by se mohl aplikovat do těla, kde by měřil množství dané látky. Výhoda tohoto zapojení oproti jiným sensorům může být například absence jakékoliv elektroniky uvnitř tkáně nebo měření in situ v reálném čase. Můžeme si představit jednoduchý biosenzor, který v planární podobě je uveden na obr. 6.3. Tento biosenzor funguje na principu změny prostředí okolo měřící části. Obvykle měřící část je obalena ionty, které na sebe navážou látku, jejíž koncentraci je nutné určit. Změna okolního prostředí způsobí změny vlastností záření proudícího skrz měřící rameno.



Obrázek 6.3: Příklad planárního biosenzoru.

Tato struktura může být realizována na jednom čipu, do kterého je navázáno optické záření a také potom i vyvést naměřené záření ven z čipu. Čip může být aplikován do lidského těla a záření z čipu vyvedeno ven, kde se může zpracovat. Příklad navrhovaného zapojení s biosenzorem je uveden na obr. 6.4. Biosenzor se skládá ze 4 částí - vstupní vláknové pole, vstupní vazební čip, vlastní čip se senzorem a výstupní vláknové pole. Vláknové pole obsahuje osm vláknových vlnovodů standardu SMF-28 s průměrem vidového pole $10,4 \mu m$ pro vlnovou délku 1550 nm , které přijdou sesadit na vstupní vazební čip. Na vstupním čipu a na čipu se senzorem jsou uvedeny zpětnovazební smyčky, které slouží k aktivnímu měření optického výkonu při justáži. Toto měření umožňuje optimalizovat optickou vazbu. Zpětnovazební smyčky dohromady s optickými vlnovody na čipech jsou optické planární vlnovody. Zeleně označené jsou optické planární vlnovody určené pro přenos dat do senzoru a ze senzoru.



Obrázek 6.4: Struktura navrhovaného propojení optických čipů.

Při řešení diplomové práce jsem měl k dispozici pouze vláknové pole (popis byl uveden výše) a čipy s vlnovodnou vrstvou ze silicon nitridu (Si_3N_4), a substrátem ze silicon oxidu (SiO_2). Proto se práce zaměřila na kritický bod z tohoto zapojení, což je optická vazba mezi vstupním vláknovým polem, vstupním vazebním čipem a čipem se senzorem.



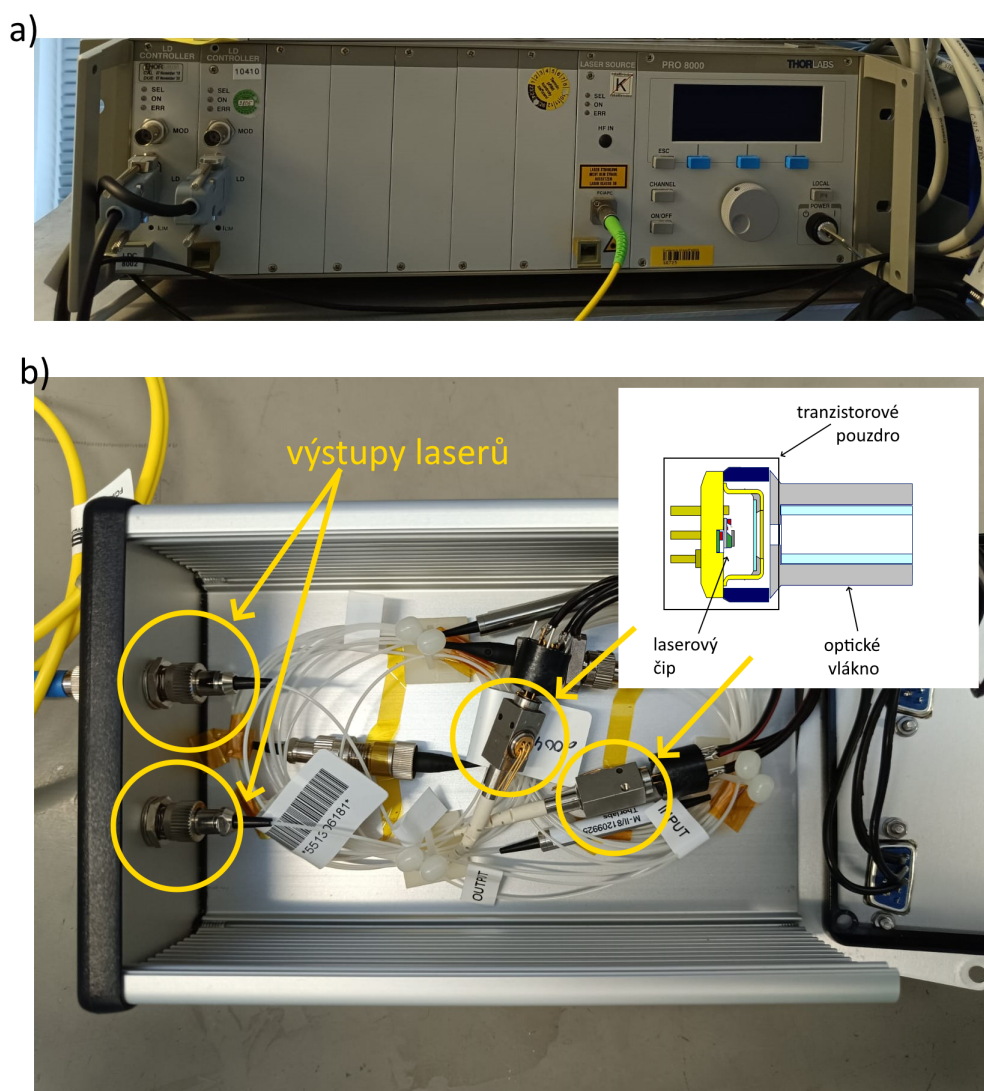
Kapitola 7

Přístrojové vybavení a měřící metody

Řešení diplomové práce jsem prováděl v sídle společnosti Argotech a.s. a k dispozici jsem měl toto přístrojové vybavení.

■ Proudový zdroj a Laserový zdroj

Napájení laserového zdroje bylo uskutečněno proudovým zdrojem pro laserovou diodu od společnosti Thorlabs (viz obr. 7.1 a)) [33] s rozsahem až do 8 ampérů.

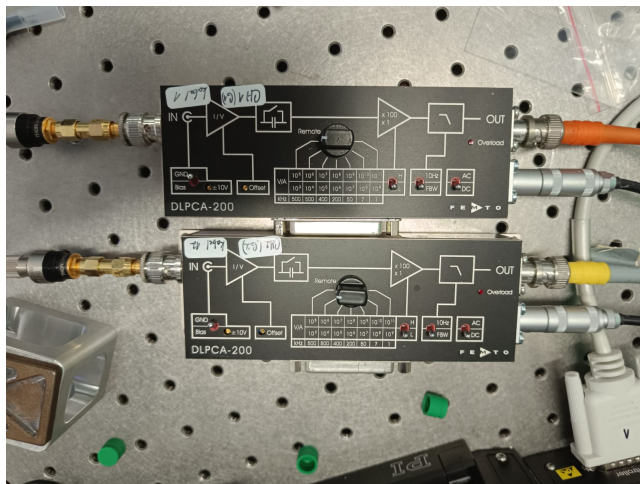


Obrázek 7.1: a) PRO8 Laser diode Current Control module LDC8040, b) laserový zdroj.

Laserový zdroj je realizován pomocí laserového čipu od společnosti CyOptics s označením 295J. Je to jednovidová laserová dioda, která vyzařuje z hrany. Vyzařuje na vlnové délce 1550 nm s maximálním výkonem 40 mW, přičemž používaný výkon v pracovním bodě je kolem 10 mW. Celý laserový čip je hermeticky uzavřen do tzv. tranzistorového pouzdra, který je následně vložen kovové krabíčky a zakončený jednovidovým optickým vláknem standardu SMF-28 s numerickou aperturou 0,14 (obr. 7.1 b)). Pro optimalizaci optické vazby je potřeba měřit na dvou signálech najednou, proto jsou uvedeny na fotografii dva výstupy.

■ Převodník FEMTO a voltmetr

Jako detektor světla byl použit detektor od společnosti FEMTO (obr. 7.2). Optický signál převádí pomocí fotodiody na proud. Je založený na bázi InGaAs. Rozsah vlnové délky, který zaznamenává je od 900 do 1700 nm. Citlivost pro 1550 nm je 0,95 A/W. Více informací lze nalézt zde [34].



Obrázek 7.2: Fotografie proudový zesilovače DLPCA-200.

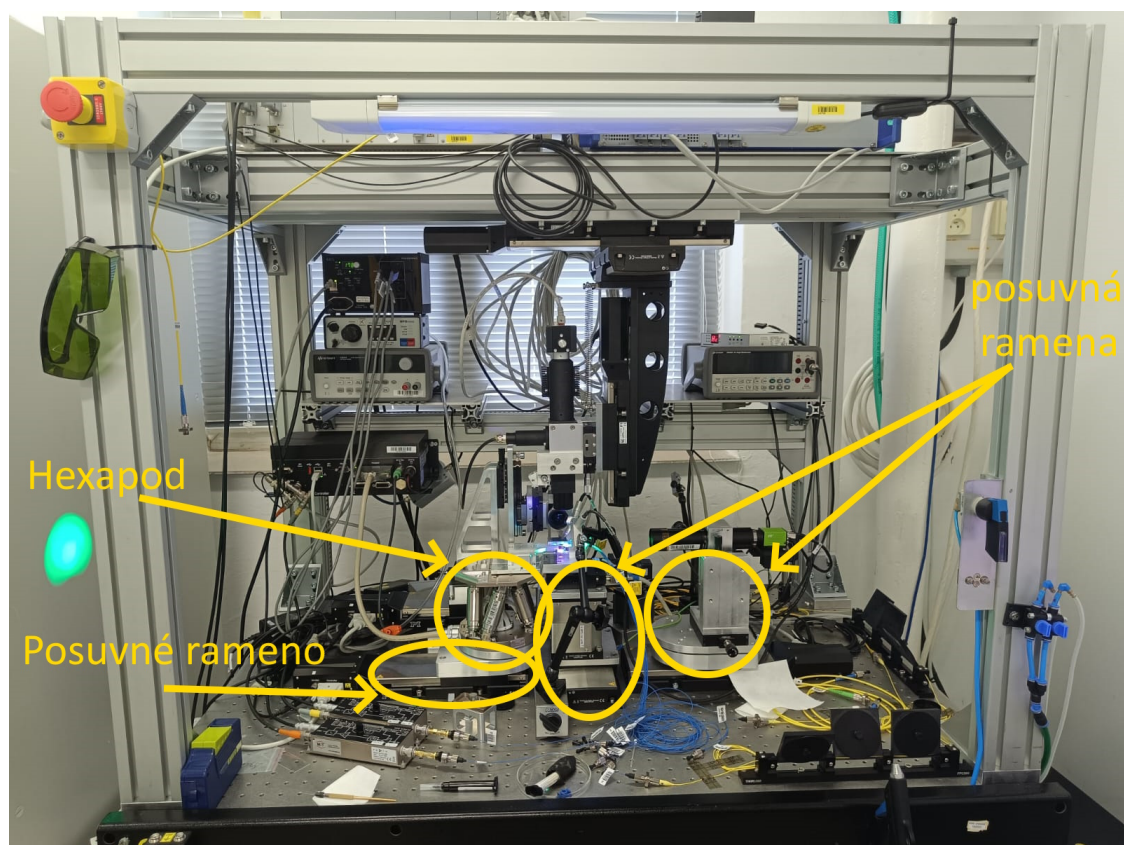
Výstup detektoru jde do A/D převodníku, který je následně přiveden na multimetr. Multimetr je součástí C-887.52x Hexapod Motion Controller, který odpovídá i za řízení hexapodu, který je popsán níže. Multimetr je od společnosti Physik Instrumente (PI) viz obr. 7.3 [35].



Obrázek 7.3: Fotografie kontroléru pohybu hexapodu C-887.52x.

■ Sesazovací stanice

Sesazovací stanice je od společnosti Physik Instrumente. Na ní probíhá celé měření, sesazování a fixace experimentu. Součástí sesazovací stanice je konstrukce, která umožňuje pohybovat rameny, které drží sesazovací dohledové kamery či sesazované čipy, do všech směrů. Jedna z nejdůležitějších částí je hexapod, který se dokáže pohybovat mikroposuvy až v šesti stupních volnosti, tedy posuny i rotace v každé ose. Hexapod je ovládán kontrolérem, který je součástí přístroje na obrázku 7.3.



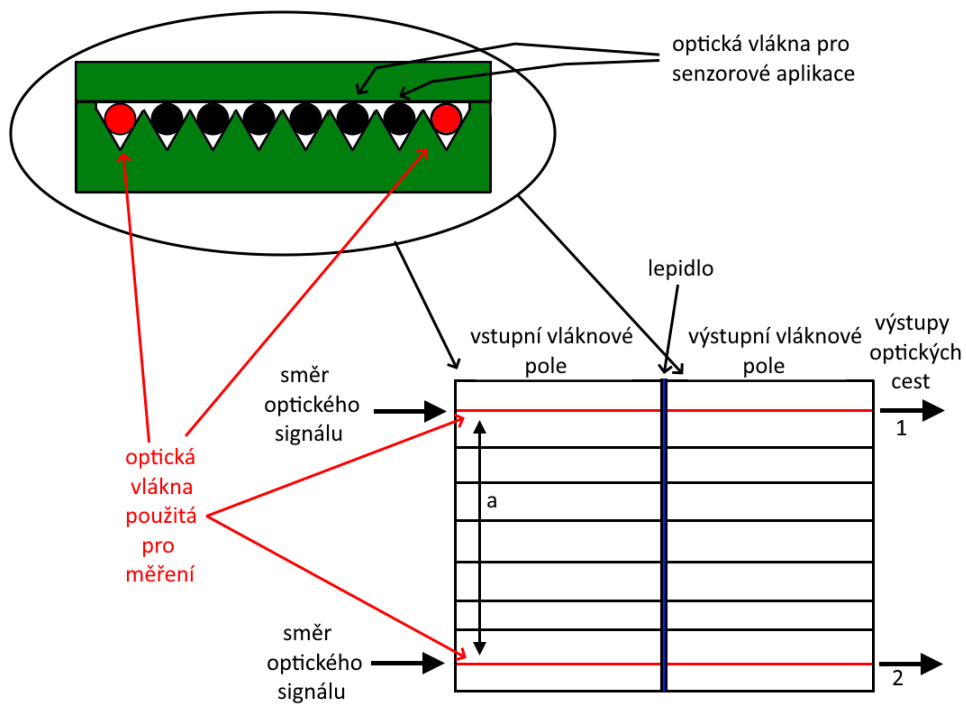
Obrázek 7.4: Fotografie pracoviště použitého pro sesazování optických čipů.

Ramena jsou řízené kontroléry, které jsou připojené na počítač. Na počítači se řídí celý proces sesazování a fixace.

Kapitola 8

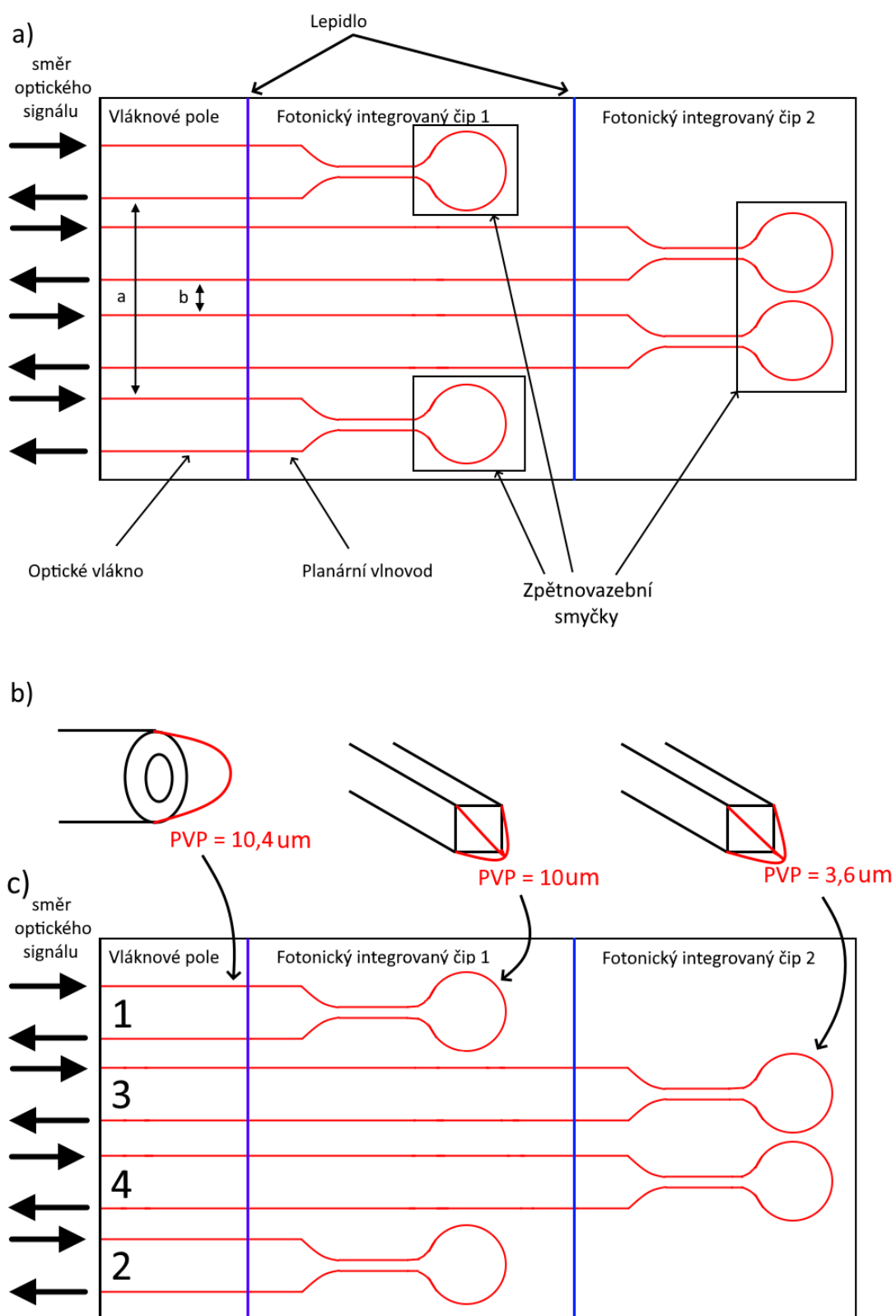
Návrh optického propojení

Navrhl jsem dva typy optického propojení. První typ byl složen ze dvou vláknových polí, které tvořilo 8 optických vláken SMF-28 uložených do V-drážek. Na něm se testovala funkčnost optické vazby mezi dvěma vláknovými poli. Na obr. 8.2 je uveden náčrtek propojení polí s červeně nakreslenými optickými cestami.



Obrázek 8.1: Optické propojení vláknových polí.

Pro měření jsem volil optická vlákna s co největší vzdáleností mezi sebou (vzdálenost a), aby se zajistila optimální rotace vláknových polí vůči sobě. Druhý typ propojení se skládal ze tří komponent a to vstupní vláknové pole a dva fotonické čipy s planárními vlnovody. Všechny tři komponenty byly spojeny pomocí lepidla, které se vytvrzuje ultrafialovým (UV) zářením. Na obr. 8.3 a) je uveden náčrtek propojení, kde jsou vyobrazeny čtyři optické cesty, které jsou připojeny k laserovému zdroji. Na obr. 8.3 b) jsou zobrazeny průměry vidového pole (PVP) pro jednotlivé vlnovody v použitých vláknech a čipech. Na obr. 8.3 c) je pro lepší pochopení uvedené číslování optických cest.



Obrázek 8.2: a) Optické propojení vláknového pole s dvěma fotonickými čipy, b) průměry vidových polí (PVP) pro vlnovou délku 1550 nm jednotlivých vlnovodů, c) číslování optických cest.

Na obr. 8.3 je uvedeno vláknové pole o osmi vláknových vlnovodech. Vláknové pole bylo sesazeno na prostřední fotonický integrovaný čip 1, který obsahuje 8 planárních optických kanálkových vlnovodů, z něhož jsou čtyři (dva nahoře a dva dole) zavedeny do zpětnovazebních smyček. Ostatní planární vlnovody vedou na druhou stranu. Na fotonickém integrovaném čipu 2 jsou další dvě zpětnovazební smyčky, které obrátí směr optického signálu. Zpětnovazební smyčky zde slouží k aktivnímu měření během sesazování. Optická vlákna a vlnovody jsem volil tak, aby vzdálenost mezi nimi (vzdálenost a a b) byla co největší, aby se zajistilo optimální naklonění čipů i vláknového pole během sesazování a měření. Do přípravku i z přípravku byly připojeny čtyři optické signály. Dva z nich procházely pouze skrz optickou vazbu mezi vlákny a čipem 1 a zbylé dva skrz vlákna, čip 1 a čip 2. Lepidlo s požadovanými vlastnostmi bylo vytvrzeno pomocí UV záření.

Kapitola 9

Realizace

9.1 Popis realizovaného experimentu

Experiment proběhl v prostředí a ve spolupráci s firmou Argotech a.s. Firma poskytla veškeré komponenty a přístroje pro provedení experimentů. Dohromady proběhly čtyři experimenty. První experiment proběhl s propojením prvního typu (propojení vláknové pole-vláknové pole viz kapitola 8) a zbylé tři experimenty proběhly s propojením druhého typu (propojení vláknového pole-čip1-čip2 viz kapitola 8). Níže jsou popsány použité součástky v propojeních.

Vláknové pole

Použitá vláknová pole obsahují narozdíl od návrhu 16 ekvidistantně rozložených optických vláken, princip však zůstává stejný (pro měření byla použita krajní vlákna). Použitá optická vlákna v poli byly typu SMF-28, tzn. průměr řezu jádra i s pláštěm je $125\ \mu\text{m}$ a průměr řezu jádra je $8,2\ \mu\text{m}$. Průměr vidového pole je $10,4\ \mu\text{m}$ pro světlo o vlnové délce $1550\ \text{nm}$ [36]. Pevný obklad byl zvolen z borosilikátového skla.

Fotonické integrované čipy

Fotonicky integrované čipy použité v experimentu jsou na bázi Si_3N_4 . Substrát a superstrát tvoří SiO_2 a vlnovodnou vrstvu Si_3N_4 [37].

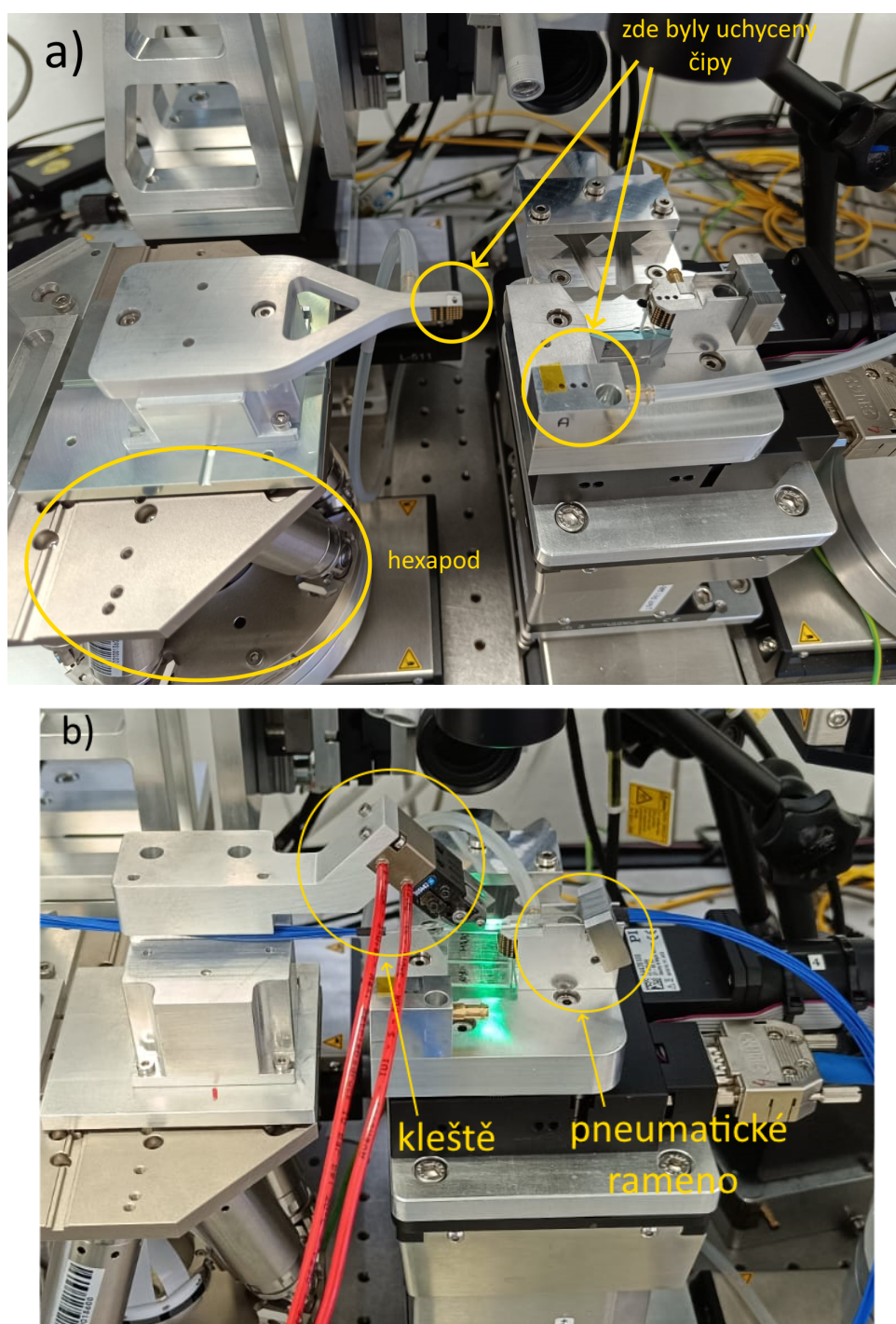
Čip, který jsem nalepil na vláknové pole, obsahuje zpětnovazebné smyčky

na krajích. Uprostřed jsou vlnovody, které směřují ven na druhou stranu. Během sesazování jsem sledoval měřené napětí pro optimalizaci vazby. Průměr vidového pole těchto vlnovodů je $10 \mu m$ pro vlnovou délku 1550 nm [37].

Krajní čip (viz Fotonický integrovaný čip 2 na obr. 8.3) jsem nastavil tak, aby z vlnovodů předchozího čipu došlo k navázání optického signálu do vlnovodů na tomto čipu. Ty znova obsahují zpětnovazební smyčky. Přes prostřední čip se optický signál navázal zpátky do vláknového pole, ze kterého vedlo optické vlákno signál do detektoru. Si_3N_4 vlnovody krajního čipu mají průměr vidového pole $3,6 \mu m$ pro vlnovou délku 1550 nm [37].

■ Sesazování

Nejdříve jsem sesadil první typ propojení (vláknové pole-vláknové pole). Na sesazovací stanici jsem umístil vláknová pole. Jedno jsem přichytil pneumaticky na jedno rameno, druhé přichytil pevně kleštěmi. Na obr. 9.1 a) je uvedena fotografie ramen bez součástí, které jsem použil pro sesazování s čipy a na obr. 9.1 b) je fotografie sesazování vláknových polí.



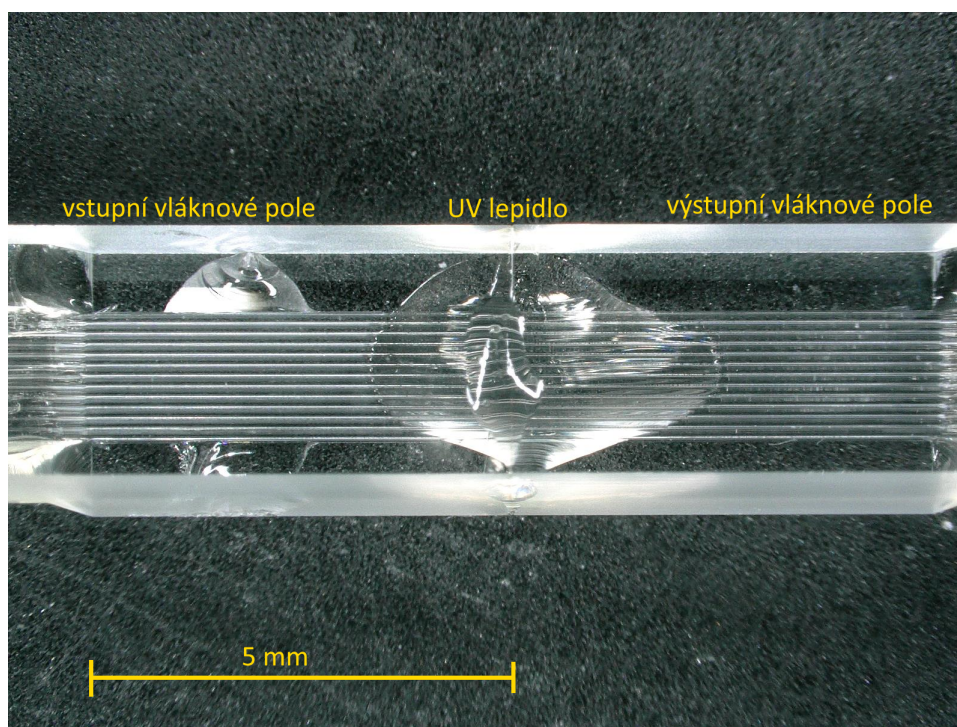
Obrázek 9.1: Fotografie sesazovací stanice a) ramena bez součástí, b) sesazování vláknových polí.

Poté jsem nastavil konfigurační program, který sloužil k řízení sesazovací stanice řídila. Konfigurační program pracuje s pomocí tří kamer, které sledovaly každou osu umístěného propojení. Konfigurační program se sestavil z

těchto kroků:

- Srovnání geometrie v každé ose pomocí zpracování obrazu.
- Přiblížení do vzdálenosti přibližně 10-20 μm .
- Aktivní sesazování, při které se pomocí mikroposuvů hledá nejlepší hodnota navázaného světla.
- Fixace pomocí lepidla vytvrzeného UV zářením na vlnové délce 365 nm a 380 nm po dobu jedné hodiny v pokojové teplotě.

Následně jsem propojení ze sesazovací stanice odebral a položil na vyhřívanou desku, která měla teplotu 110°C. Propojení leželo na desce jednu hodinu. To probíhalo z důvodu sekundárního vytvrzování lepidla. Fotografie realizovaného nerozebíratelného spojení vláknových polí je uvedeno na obr. 9.2.



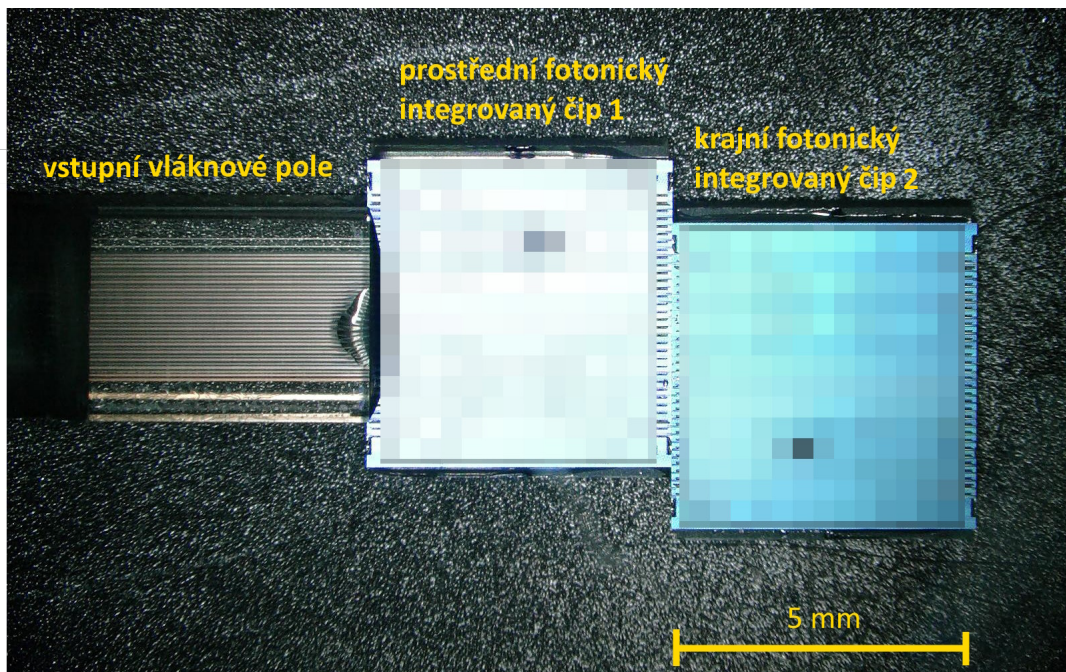
Obrázek 9.2: Fotografie optického propojení vláknových polí.

Poté obdobně probíhalo sesazování druhého typu propojení (vláknové pole-čip1-čip2). Na sesazovací stanici jsem nejdříve umístil čip 1 a vstupní vláknové pole. Na jedno rameno jsem přichytil čip 1 a na druhé vstupní vláknové pole, viz obr. 9.1 a). Vláknové pole bylo větší a pevnější, proto jsem ho pevně

mechanicky uchytil na pravém rameni. Čip, který je náchylnější k poškození jsem uchytil pneumaticky na levé rameno.

K justáži čipu 2 jsem přistupoval stejně a uchytil součástky na ramena. Čip 2 jsem pneumaticky přichytil na levé rameno a vláknové pole i s prostředním čipem 1 jsem připevnil mechanicky na pravé rameno. Jelikož prostřední čip je už lepidlem zafixován k vláknovému poli, mechanicky stačilo připevnit jen to vláknové pole.

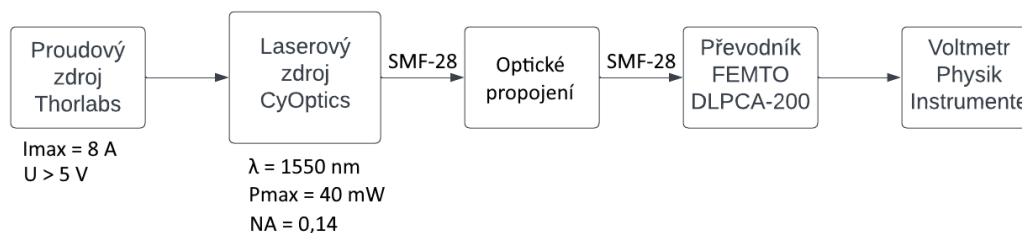
V konfiguračním programu jsem upravil parametry, ale jinak sesazování probíhalo stejným způsobem. Jelikož se používá stejné lepidlo, použil jsem stejný postup (vytržení UV zářením 365 nm a 380 nm po dobu jedné hodiny a následné tepelné vytvrzování na topné desce s teplotou °C po dobu jedné hodiny). Fotografie realizovaného nerozebíratelného spojení čipů je uvedeno na obr. 9.3, kde je vidět vláknové pole, které je sesazeno k čipu 1 na který je poté sesazen čip 2.



Obrázek 9.3: Fotografie z optického mikroskopu optického propojení vláknového pole a čipů (z důvodu ochrany duševního vlastnictví nelze uvést fotografii čipů s vyšším rozlišením).

9.2 Naměřené výsledky

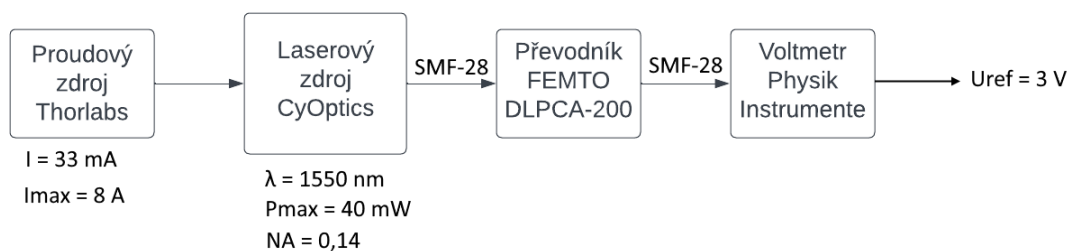
Celý průběh měření probíhal podle blokového diagramu uvedeném na obr. 8.1.



Obrázek 9.4: Blokový diagram procesu měření optického propojení.

Proudový zdroj od firmy Thorlabs dodává proud do laserového zdroje CyOptics. Laser svítí přes optická vlákna do optického propojení a na výstupu optického propojení je také optické vlákno SMF-28, které je zapojené do převodníku. Převodník posílá výsledný signál do voltmetru, kde se měří napětí.

Dohromady jsem provedl čtyři měření. Jedno měření bylo na propojení prvního typu mezi vláknovými poli a zbylé tři měření jsem provedl na propojení druhého typu mezi vláknovým polem a čipy. Měření na propojeních probíhalo během sesazování, fixace a vytvrzování lepidla. Měřily se hodnoty napětí, které jsem sledoval pomocí multimetru připojený na výstup z A/D převodníku. Nejdříve jsem stanovil referenční hodnotu 3 V. Tuto hodnotu jsem nastavil tak, že jsem připojil laserový zdroj na detektor a následně volil proud do laserového zdroje tak, aby jsem získal referenční hodnotu 3 V, viz obr. 9.5. Hodnota proudu v proudovém generátoru, která odpovídala referenční hodnotě byla 33 mA.



Obrázek 9.5: Zapojení pro stanovení referenční hodnoty.

Poté jsem připojil jednotlivá propojení mezi laserový zdroj a detektor. Naměřené hodnoty byly měřené v mV. Účinnost propojení jsem určil pomocí vztahu 9.1.

$$B[\%] = \frac{U_{výst}}{U_{ref}} \cdot 100 \quad (9.1)$$

Kde B je účinnost, $U_{výst}$ je změřené výstupní napětí a $U_{ref} = 3V$ je referenční napětí.

Nejprve jsem měřil propojení dvou vláknových polí. Provedl jsem měření dvou optických cest podle náčrtku na obr. 8.2. V tabulce 9.1 je uvedeno $U_{výst}$ jako změřené výstupní napětí, B jako účinnost cesty, A_{cesta} jako útlum optické cesty, která v tomto případě představuje útlum jednoho přechodu, a $A_{výpočet}$ jako vypočítaný útlum pomocí vztahu 4.4.

Tabulka 9.1: Výsledky měření účinnosti optických cest - Propojení vláknových polí.

Optická cesta	$U_{výst}$ mV	B %	A_{cesta} dB	$A_{výpočet}$ dB
1	2698	89,93	0,46	0,0067
2	2436	81,20	0,90	0,0067

Z naměřených a vypočtených dat uvedených v Tab. 9.1 vyplývá, že druhá optická cesta má dvakrát větší útlum než první. To je způsobeno nedokonalou konstrukcí vláknového pole, kde je daná tolerance $0,5 \mu m$ mezi dvěma vlákny. To v rozpětí dalších 14 vláken může způsobit v extrémním případě posun až o $7 \mu m$. Protože rozměr jádra optického vlákna je $8 \mu m$, jedná se o významný faktor. V této situaci jsem upřednostnil první optickou cestu, našel jsem její největší hodnotu výstupního napětí, a poté hledal největší hodnotu výstupního napětí v druhé optické cestě. Běžná hodnota optického útlumu pro spojování dvou optických vláken se pohybuje kolem 0,3 dB, což je způsobeno samotným přechodem optické cesty. Útlum nad 0,3 dB může být způsobený nečistotami či nepřesnostmi. Vypočtený optický útlum má v sobě zahrnutý pouze nesoulad průměrů vidových polí. V případě reálného optického spojení dvou optických vláken útlum závisí i na přesnosti a čistotě materiálů. Ztráta je vyšší než v případě běžných spojení optických vláken pomocí konektorů, kde se ztráta pohybuje cca do 0,2 dB [38]. Tato hodnota je považována za akceptovatelnou pro použití v praxi.

Dále jsou uvedeny výsledky měření pro propojení vláknového pole s čipy. Pro jednoduchost v následujících tabulkách a rovnicích jsou optické cesty označeny 1, 2, 3 a 4. Optické cesty 1 a 2 jsou cesty, které vedou pouze skrz optické vlákno a planární vlnovody na prostředním čipu 1. Optické cesty 3 a 4 jsou cesty, které vedou jak skrz optické vlákno a prostřední čip 1, tak i přes krajní čip 2. Očíslování je uvedeno na obr. 8.2 c).

Dále jsem provedl výpočet útlumu optické vazby. Ten lze spočítat pomocí

vztahu 9.2, pomocí kterého se spočítá útlum celé optické cesty. Pro získání útlumu jedné vazby přes vlákno a prostřední čip se vydělí vztah 9.2 dvěma, viz rovnice 9.3. Pro útlum jedné vazby přes optickou vazbu skrz optické vlákno, prostřední čip a krajní čip je potřeba vydělit vztah 9.2 čtyřmi, viz rovnice 9.4.

$$A_{cesta} [dB] = -10 \log \left(\frac{U_{výst}}{U_{ref}} \right) \quad (9.2)$$

$$A_{vazba1,2} [dB] = \frac{A_{cesta}}{2} \quad (9.3)$$

$$A_{vazba3,4} [dB] = \frac{A_{cesta}}{4} \quad (9.4)$$

První měření proběhlo na optických cestách 1 a 2. Výsledky jsou uvedeny v tabulkách níže (Tab. 9.2-9.4). Kromě čísla optické cesty je uvedeno $U_{výst}$ jako změřené výstupní napětí, B jako účinnost celé cesty, A_{cesta} jako útlum celé optické cesty, $A_{vazba1,2}$ jako útlum pouze jednoho přechodu podle rovnice 9.3 a $A_{výpočet1,2}$ jako vypočítaný útlum na přechod z vláknového pole do čipu nebo obráceně pomocí vztahu 4.4.

Tabulka 9.2: Výsledky měření optických cest 1 a 2 - Propojení č. 1 (vláknové pole - čip 1).

Optická cesta	$U_{výst} [mV]$	B[%]	$A_{cesta} [dB]$	$A_{vazba1,2} [dB]$	$A_{výpočet1,2} [dB]$
1	2205	73,5	1,34	0,67	0,0067
2	2830	94,33	0,25	0,13	0,0067

Tabulka 9.3: Výsledky měření optických cest 1 a 2 - Propojení č. 2 (vláknové pole - čip 1).

Optická cesta	$U_{výst} [mV]$	B[%]	$A_{cesta} [dB]$	$A_{vazba1,2} [dB]$	$A_{výpočet1,2} [dB]$
1	1700	56,67	2,47	1,23	0,0067
2	2600	86,7	0,62	0,31	0,0067

Tabulka 9.4: Výsledky měření optických cest 1 a 2 - Propojení č. 3 (vláknové pole - čip 1).

Optická cesta	$U_{výst} [mV]$	B[%]	$A_{cesta} [dB]$	$A_{vazba1,2} [dB]$	$A_{výpočet1,2} [dB]$
1	970	32,33	4,9	2,45	0,0067
2	1190	39,67	4,02	2,01	0,0067

U tohoto typu propojení (vláknové pole - čip 1) by se daly očekávat vyšší útlumy než u vláknových polí, ale podařilo se realizovat optickou vazbu i s útlumem 0,13 dB. Optické útlumy v ostatních případech byly naopak větší než

v případě spojení vláknových polí. Útlum se zde kromě samotného přechodu skládal i z rozdílu materiálů vlnovodných vrstev. Určitě lze také předpokládat nedokonalost konstrukce jak vláknového pole, tak samotného čipu. Substrát u čipu přesahoval o cca $10 \mu m$ vlnovodnou vrstvu, z tohoto důvodu nešlo vláknové pole přitlačit přímo na vlnovodnou vrstvu. V této situaci jsem také upřednostnil první optickou cestu, našel jsem její největší hodnotu výstupního napětí, a poté hledal největší hodnotu výstupního napětí v druhé optické cestě. V prvních dvou případech se povedlo realizovat optické propojení s účinností nad 50%, což by mohlo být dostačující pro praktickou realizaci propojení čipů pro realizaci biosenzoru připojeného na optická vlákna. Pro dosažení optické vazby s vyšší účinností je potřeba dorovnat průměry vidových polí a také zlepšit konstrukci čipů, aby se dosáhlo menšího útlumu.

Podobně proběhlo měření na optických cestách 3 a 4. Změnila se proměnná $A_{vazba1,2}$ na $A_{vazba3,4}$, která teď označuje útlum pouze jednoho přechodu pro cesty 3 a 4 podle rovnice 9.4. Také je změna v $A_{výpočet1,2}$ na $A_{výpočet3,4}$, kde útlum jednoho přechodu je spočítán jako součet nesouladů průměrů vidového pole podle rovnice 4.4 mezi vláknovým polem a prostředním čipem a prostředním čipem a krajním čipem. Výpočet byl proveden pomocí následující rovnice:

$$A_{výpočet3,4}[dB] \cdot 4 = 2 \cdot (20 \log_{10}(\frac{PVP_{vlákno}^2 + PVP_{čip1}^2}{2 \cdot PVP_{vlákno}PVP_{čip1}})) + 2 \cdot (20 \log_{10}(\frac{PVP_{čip1}^2 + PVP_{čip2}^2}{2 \cdot PVP_{čip1}PVP_{čip2}})) \quad (9.5)$$

kde $A_{výpočet3,4}$ je násobený čtyřmi, protože se jedná o čtyři přechody optických cest a PVP označuje příslušný průměr vidového pole pro daný planární vlnovod, viz. obr. 8.2 b). V Tab. 9.5-9.7 je uveden $A_{výpočet3,4}$ jako vypočítaný útlum jednoho optického přechodu. Je nutno upozornit, že rovnice 4.4 je aproximovaná pro dvě optická vlákna a nikoliv pro optické vlákno a planární vlnovod. Proto je tedy vypočtená hodnota aproximací, která neuvažuje rozdílné rozměry optického vlákna (kruhový tvar elektromagnetického pole) a planárního optického vlnovodu (čtvercový tvar elektromagnetického pole).

Tabulka 9.5: Výsledky měření optických cest 3 a 4 - Propojení vláknového pole s čipy 1 a 2 č. 1

Optická cesta	$U_{výst}[mV]$	B[%]	$A_{cesta}[dB]$	$A_{vazba3,4}[dB]$	$A_{výpočet3,4}[dB]$
3	68	2,26	16,45	4,11	1,96
4	-	-	-	-	-

U propojení č. 1 jsem zjistil, že vzdálenosti na krajním čipu 2 mezi vlnovody nesedí přímo na vlnovody na prostředním čipu 1, takže nebyla možnost změřit

čtvrtá optická cesta, proto je v tabulce vyznačená jako -. Aby došlo ke správné optimalizaci optických vazeb, tak jsem na další přípravky krajní čip 2 otočil o 180°, které to umožňovaly. To otevřelo čtvrtou optickou cestu přes krajní čip.

Tabulka 9.6: Výsledky měření optických cest 3 a 4 - Propojení vláknového pole s čipy 1 a 2 č. 2

Optická cesta	$U_{výst}[mV]$	B[%]	$A_{cesta}[dB]$	$A_{vazba3,4}[dB]$	$A_{výpočet3,4}[dB]$
3	123	4,1	13,87	3,47	1,96
4	148	4,93	13,07	3,27	1,96

Tabulka 9.7: Výsledky měření optických cest 3 a 4 - Propojení vláknového pole s čipy 1 a 2 č. 3

Optická cesta	$U_{výst}[mV]$	B[%]	$A_{cesta}[dB]$	$A_{vazba3,4}[dB]$	$A_{výpočet3,4}[dB]$
3	380	12,67	7,06	2,24	1,96
4	140	4,67	13,31	3,33	1,96

U optických cest 3 a 4 jsem očekával nejvyšší útlum. Zde hraje největší roli nesoulad průměrů vidového pole, kde je rozdíl mezi prostředním čipem a krajním čipem 6,4 μm . Účinnost 12% je velice malá, ale je potřeba si uvědomit, že je to účinnost celé optické cesty, tím pádem útlum pouze jednoho přechodu vychází přibližně na 22%, což už je použitelné pro aplikace s málo přechody. Znova zde hraje roli i nedokonalost konstrukce čipů, kdy kvůli přesahujícímu substrátu je mezi čipy mezera přibližně 20 μm . Pro další výzkum by bylo vhodné zajistit lepší konstrukci čipů a stejné průměry vidového pole vlnovodů. Tato vazba je klíčová pro aplikace s biosenzory z pohledu větší hustoty integrace, kdy je cílem co nejmenší objem těles v těle pacienta pro diagnostické aplikace.

Kapitola 10

Závěr

Cílem této diplomové práce bylo navržení optického propojení, realizace propojení a změření účinnosti propojení. Realizované optické propojení je možné využít pro připojení k biosenzoru. Pro řešení diplomové práce jsem měl k dispozici čipy typu vláknové pole a čipy na bázi Si_3N_4 . Navrhl jsem dva typy propojení a to propojení mezi vláknovými poli a propojení vláknového pole s čipy. Vláknové pole obsahovalo 16 ekvidistantně rozložených optických vláken standardu SMF-28 z SiO_2 . Pevný obklad vláknového pole tvořilo borosilikátové sklo. Čipy se skládali ze substrátu a superstrátu tvořených SiO_2 a vlnovodnou vrstvou z Si_3N_4 . Průměr vidového pole vláken byl $10,4 \mu m$, prostředních čipů $10 \mu m$, a krajních čipů $3,6 \mu m$ pro použitou vlnovou délku 1550 nm. Provedl jsem celkem čtyři měření, kde jedno měření proběhlo na propojení mezi vláknovými poli a zbylé tři na propojení vláknového pole s čipy Si_3N_4 . Změřil jsem výstupní napětí optických cest přes fotodetektor a A/D převodník. Z naměřeného výstupního napětí jsem potom určil účinnost optické vazby a útlum optického signálu.

Při experimentech jsem dosáhnul účinnosti mezi vláknovými poli 89,93 % a 81,2%. Útlum vazby byl 0,46 dB a 0,9 dB.

U propojení č. 1 jsem naměřil účinnost vazby 73,5% a 94,33% mezi vláknem a prostředním čipem ve dvou optických cestách. Mezi prostředním čipem a krajním čipem jsem na jedné optické cestě naměřil účinnost 2,26%. Útlum přes vlákno a prostřední čip byl 1,34 dB a 0,25 dB, což rovnoměrně rozložené mezi vazby znamená, že jedna vazba měla útlum 0,67 dB v první optické cestě a v druhé 0,13 dB. Útlum přes prostřední čip a krajní čip byl 16,45 dB, což rovnoměrně rozložené mezi vazby znamená, že jedna vazba měla optický útlum 4,11 dB (vše měřeno na vlnové délce 1550 nm).

U propojení č. 2 jsem naměřil účinnost vazby 56,67% a 86,7% mezi vláknem a prostředním čipem ve dvou optických cestách. Mezi prostředním čipem

a krajním čipem jsem na jedné optické cestě naměřil účinnost 4,1% a na druhé 4,93%. Útlum přes vlákno a prostřední čip byl 2,47 dB a 0,62 dB, což rovnoměrně rozložené mezi vazby znamená, že jedna vazba měla útlum 1,23 dB v první optické cestě a v druhé 0,31 dB. Útlum v jedné optické cestě přes prostřední čip a krajní čip byl 13,87 dB, což rovnoměrně rozložené mezi vazby znamená, že jedna vazba měla útlum 3,47 dB, a v druhé optické cestě útlum byl 13,07 dB, tím pádem jedna vazba měla optický útlum 3,27 dB. Všechny hodnoty optického útlumu jsou uvedeny pro vlnovou délku 1550 nm.

U propojení č. 3 jsem naměřil účinnost vazby 32,33% a 39,67% mezi vláknem a prostředním čipem ve dvou optických cestách. Mezi prostředním čipem a krajním čipem jsem na jedné optické cestě naměřil účinnost 12,67% a na druhé 4,67%. Útlum přes vlákno a prostřední čip byl 4,9 dB a 4,02 dB, což rovnoměrně rozložené mezi vazby znamená, že jedna vazba měla útlum 2,45 dB v první optické cestě a v druhé 2,01 dB. Útlum v jedné optické cestě přes prostřední čip a krajní čip byl 7,06 dB, což rovnoměrně rozložené mezi vazby znamená, že jedna vazba měla útlum 2,24 dB, a v druhé optické cestě útlum byl 13,31 dB, tím pádem jedna vazba měla optický útlum 3,33 dB. Všechny hodnoty optického útlumu jsou uvedeny opět jako v předešlém případě pro vlnovou délku 1550 nm.

Výhodou předloženého řešení propojování optických čipů je, že použitá technologie se dá využít, jak pro propojování čipů pro bioaplikace, tak pro použití v optických komunikacích. Tedy prezentované řešení je univerzální a po zvládnutí a optimalizaci této technologie je využití pro širokou škálu aplikací. Zahrnuje jak biosenzorové aplikace, tak použití v optických telekomunikacích. Jedním z cílů diplomové práce bylo ověřit přenos optického signálu přes realizovaná propojení a ověření možnosti použití přenosu signálu pro biosenzory. Pro prezentovanou aplikaci optických propojení je nejdůležitější parametr optický útlum vazby čip-čip, kde nízký optický útlum na pracovní vlnové délce zaručuje přenos signálu přenášející data. Další optimalizace realizovaných propojení spočívá převážně v použití biokompatibilních materiálů, s dostatečnou flexibilitou, zdravotní nezávadností a vhodné vlnové délky v závislosti na dané aplikaci. Celé propojení by mělo používat stejný průměr vidového pole, aby se vyvarovalo vysokým ztrátám optického výkonu při spojování jednotlivých čipů, tudíž i nečitelnosti signálu. Optický signál se dneska používá v mnoha biomedicínských aplikacích, ale zdaleka ještě není tak rozšířený jako signál elektrický. Tato technologie by měla pomoci rozšířit a zlepšit senzorické aplikace založené na optickém signálu a také přispět k novým způsobům medicínské terapie.



Literatura

- [1] ČSN EN 60601-1-12. *Zdravotnické elektrické přístroje - Část 1: Všeobecné požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost*. 2. vyd. Praha: ÚNMZ, Srpen 2007.
- [2] MENDEZ, Alexis. Medical applications of fiber-optics: Optical fiber sees growth as medical sensors. In: *Laser focus world* [online]. Laser focus world, 2011. [cit. 2024-03-18]. Dostupné zde: www.laserfocusworld.com/fiber-optics/article/16562291/medical-applications-of-fiber-optics-optical-fiber-sees-growth-as-medical-sensors
- [3] Silicon Photonics. In: *RP Photonics Encyclopedia* [online]. Frauenfeld (Switzerland): RP Photonics AG, 2008. [cit. 2024-01-15]. Dostupné z: https://www.rp-photonics.com/silicon_photonics.html
- [4] *Neinvazivní měření glykémie* [online]. © 2020 [cit. 2024-03-22]. Dostupný zde: https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Neinvaziv%C3%AD_m%C4%9B%C5%99en%C3%AD_glyk%C3%A9mie&oldid=442138
- [5] HOLUBOVÁ Anna. Bezbolestné měření glykémie: Dočkáme se? In: *DI-Astyl* [online]. 2019. [cit. 2024-03-22]. Dostupné zde: www.diastyl.cz/bezbolestne-mereni-glykemie-dockame-se/
- [6] LEDRI, Marco; ANDERSSON, My; WICKHAM, Jenny a KOKAIA, Merab. Optogenetics for controlling seizure circuits for translational approaches [online]. *Neurobiology of Disease*. 2023, roč. 184. ISSN 09699961. [cit. 2024-03-22]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.nbd.2023.106234>.
- [7] SENIOR, John M. a M. Yousif JAMRO. *Optical fiber communications: principles and practice*. 3rd ed. New York: Financial Times/Prentice Hall, 2009. ISBN 013032681x.

- [8] WANG, Yue HUANG, Yu; BAI, Hongyi; WANG, Guoqing; HU, Xuehao et al. Biocompatible and Biodegradable Polymer Optical Fiber for Biomedical Application: A Review [online]. *Biosensors*. 2021, roč. 11, č. 12. ISSN 2079-6374. [cit. 2024-03-22]. Dostupné z <https://doi.org/10.3390/bios11120472>.
- [9] NAZEMPOUR, Roya; ZHANG, Qianyi; FU, Ruxing a SHENG, Xing. Biocompatible and Implantable Optical Fibers and Waveguides for Biomedicine [online]. *Materials*. 2018, roč. 11, č. 8. ISSN 1996-1944. [cit. 2024-03-22]. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ma11081283>.
- [10] XIN, Hongbao; LI, Yayi; LIU, Xiaoshuai a LI, Baojun. Escherichia coli-Based Biophotonic Waveguides [online]. *Nano Letters*. 2013, roč. 13, č. 7, s. 3408-3413. ISSN 1530-6984. [cit. 2024-03-22]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1021/nl401870d>.
- [11] SPARTA, Dennis R; STAMATAKIS, Alice M; PHILLIPS, Jana L; HOVELSO, Nanna; VAN ZESSEN, Ruud et al. Construction of implantable optical fibers for long-term optogenetic manipulation of neural circuits. Online. *Nature Protocols*. 2012, roč. 7, č. 1, s. 12-23. ISSN 1754-2189. [cit. 2024-04-15]. Dostupné zde: <https://doi.org/10.1038/nprot.2011.413>
- [12] NOVOTNÝ, Karel. *Optická telekomunikační technika*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1997. ISBN 80-01-01642-0.
- [13] PASCHOTTA R., article on emphOptical Fiber Communications in the RP Photonics Encyclopedia, [cit. 2024-02-02], <https://doi.org/10.61835/9ec>
- [14] ČTYROKÝ Jiří. Teoretické základy fotonických vlnovodných struktur [prezentace]. *Ústav fotoniky a elektroniky Akademie věd ČR* [online]. [cit. 2023-10-08]. dostupné zde: <https://www.ufe.cz/sites/default/files/ctyroky/FJFI/INT0/intopt-2.pdf>
- [15] NERUDA, Miloš. *Optické planární vlnovody* Praha, 2016. Diplomová práce. ČVUT v Praze, Fakulta elektrotechnická, katedra mikroelektroniky.
- [16] PRAJZLER Václav. Optické planární vlnovodné struktury [prezentace]. *Moodle FEL ČVUT* [online]. [cit. 2023-10-08] dostupné zde: https://moodle.fel.cvut.cz/pluginfile.php/179635/mod_resource/content/3/přednáška%209.%20Planární%20optické%20vlnovody.pdf
- [17] HUMAR, Matjaž; KWOK, Sheldon J. J.; CHOI, Myunghwan; YETISEN, Ali K.; CHO, Sangyeon et. al. Toward biomaterial-based implantable photonic devices. Online. *Nanophotonics*. 2017, roč. 6, č. 2, s. 414-434. ISSN 2192-8614. [cit. 2024-03-25]. Dostupné zde: <https://doi.org/10.1515/nanoph-2016-0003>.
- [18] Medplus s.r.o. Způsoby sterilizace lékařských nástrojů a zdravotnického materiálu. In: *Medplus.cz* [online]. Medplus s.r.o.

- 3.1. 2024. [cit. 2024-05-07]. dostupné zde: www.medplus.cz/zpusoby-sterilizace-lekarskych-nastroju-a-zdravotnickeho-materialu/
- [19] PASCHOTTA R. article on *Fiber Arrays* in the RP Photonics Encyclopedia, [cit. 2024-02-02], <https://doi.org/10.61835/qso>
- [20] Idealphotonics [online katalogový list]. *Fiber Array Block Unit (FABU)*. ©2014 [cit. 2024-05-14]. Dostupné zde: www.idealphotonics.com/mod_product-view-p_id-480.html
- [21] TAILLAERT D. et al., *An out-of-plane grating coupler for efficient butt-coupling between compact planar waveguides and single-mode fibers*, in IEEE Journal of Quantum Electronics, vol. 38, no. 7, pp. 949-955, July 2002, [cit. 2024-04-15] Dostupné zde: doi:10.1109/JQE.2002.1017613.
- [22] CHENG L.; MAO S.; LI Z.; HAN Y.; FU H.Y. *Grating Couplers on Silicon Photonics: Design Principles, Emerging Trends and Practical Issues*. Micromachines 2020, 11, 666. [cit. 2024-04-15], <https://doi.org/10.3390/mi11070666>
- [23] VAN LAERE, Frederik; ROELKENS, Gnter; AYRE, Melanie; SCHRAUWEN, Jonathan; TAILLAERT, Dirk et al. Compact and Highly Efficient Grating Couplers Between Optical Fiber and Nanophotonic Waveguides. Online. *Journal of Lightwave Technology*. 2007, roč. 25, č. 1, s. 151-156. ISSN 0733-8724. [cit. 2024-05-07]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/JLT.2006.888164>.
- [24] AKEN Van R.. *Single mode fiber to planar waveguide coupling with ball lenses*. 1992. Master thesis. Eindhoven University of Technology.
- [25] PASCHOTTA, R. Tapered Fibers - an encyclopedia article. [online] In: *RP Photonics Encyclopedia*. RP Photonics, 2004. [cit. 2024-03-27]. Dostupné zde: <https://doi.org/10.61835/hmz>
- [26] MARCUSE Dietrich. *Theory of Dielectric Optical Waveguides*. Online. Academic Press, 1991. ISBN 9780124709515. [cit. 2024-04-15]. Dostupné zde: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-470951-5.50007-X>
- [27] DEEN, M. Jamal a BASU, P.K. *Silicon photonics*. Online. Wiley, 2012. ISBN 9780470517505. [cit. 2024-03-18]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/9781119945161>.
- [28] Optical adhesives [prodejní katalog]. In: AMS Technologies [online]. [cit. 2024-15-01]. Dostupné z: <https://www.amstechnologies-webshop.com/media/pdf/9c/ee/81/Optical-Adhesives-AMS-Technologies-Brochure.pdf>
- [29] AHMED T. et al., *Optical quilt packaging: A new chip-to-chip optical coupling and alignment process for modular sensors*. 2014 Conference on Lasers and Electro-Optics (CLEO) - Laser Science to Photonic Applications, San Jose, CA, USA, 2014, pp. 1-2, doi: 10.1364.

- [30] DUTTA Aradhana et al. *Planar Waveguide Optical Sensors: From Theory to Applications*. Springer Cham, 2016, ISBN 978-3-319-35139-1
- [31] DONG T. et al., *Label-Free Tapered Fiber Optic Sensor for Real-Time In Situ Detection of Cell Activity*. In IEEE Sensors Journal, vol. 23, no. 14, pp. 15622-15627, 15 July 2023, [cit. 2024-04-15], Dostupné zde: doi:10.1109/JSEN.2023.3282275.
- [32] ANGELOPOULOU, Michailia, Eleni MAKARONA, Alexandros SALPATAS, et al. Directly immersible silicon photonic probes: Application to rapid SARS-CoV-2 serological testing. *Biosensors and Bioelectronics* [online]. 2022, **215** [cit. 2024-05-02]. ISSN 09565663. Dostupné z: doi:10.1016/j.bios.2022.114570
- [33] PRO8 Laser diode Current Control Modules. In: THORLABS [online]. [cit. 2024-19-01]. Dostupné z: https://www.thorlabs.com/newgrouppage9.cfm?objectgroup_id=964
- [34] Variable gain low noise transimpedance amplifier DLPCA-200. In: FEMTO [online]. [cit. 2024-19-01]. Dostupné z: <https://www.femto.de/en/products/current-amplifiers/variable-gain-up-to-500-khz-dlpca.html>
- [35] C-887.52x Hexapod Motion Controller. In: PHYSIK INSTRUMENTE [online]. [cit. 2024-19-01]. Dostupné z: <https://www.physikinstrumente.com/en/products/controllers-and-drivers/motion-controllers-drivers-for-linear-torque-stepper-dc-servo-motors/c-88752x-hexapod-motion-controller-900803>
- [36] THORLABS [online]. *Single Mode Fiber with 900 μm Hytrel Jacket*. 2014. [cit. 2024-03-18]. Dostupné zde: www.thorlabs.com/thorproduct.cfm?partnumber=smf-28-100
- [37] ROELOFFZEN, Chris G. H.; HOEKMAN, Marcel; KLEIN, Edwin J.; WEVERS, Lennart S.; TIMENS, Roelof Bernardus et al. Low-loss Si_3N_4 TriPleX Optical Waveguides: Technology and Applications Overview. [Online]. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*. 2018, roč. 24, č. 4, s. 1-21. ISSN 1077-260X. [cit. 2024-03-26]. Dostupné zde: <https://doi.org/10.1109/JSTQE.2018.2793945>
- [38] Field-Installable Fusion Splice-on Connector [datasheet]. In *Alternativo.cz* [online]. ©1996-2024. [cit. 26-04-2024]. Dostupné z: www.alternativo.cz/img.asp?attid=43318

Příloha A

příklad výkresu vláknového pole [20]

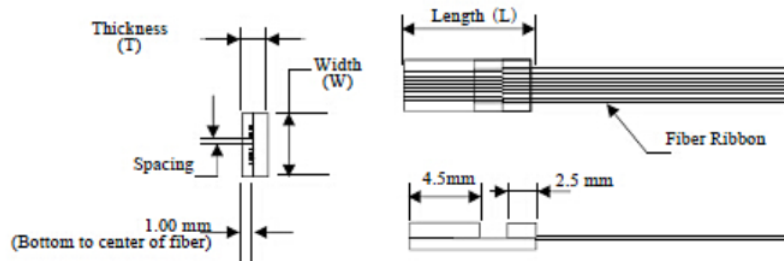
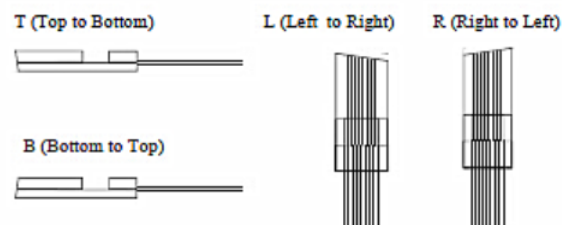


Fig. 1. FABU General Dimensions



Number of Channels	1	4	8	16	32	48
Material	Quartz, Silicon, Pyrex					
V-groove Pitch	μm 250/127(± 0.5)					
Pitch Accuracy	μm ± 0.5 (standard), ± 0.2 (special requirement)					
Polishing Angle	$^{\circ}$ 0° ($\pm 0.3^{\circ}$) or 8° ($\pm 0.3^{\circ}$)					
Pigtail Type	250 μm /900 μm	4Ribbon	8Ribbon	2x8Ribbon	4x8Ribbon	6x8Ribbon
Channel Spacing	μm	250	250	127	127	127
Package (LxWx H)	6.5 x 2.5 x 2.5	9.5 x 2.5 x 2.5	9.5 x 2.5 x 2.5	9.5 x 3.0 x 2.5	9.5 x 4.9 x 2.5	9.5 x 8 x 2.5
Operating Temperature	$^{\circ}\text{C}$ -40 ~ +85					
Storage Temperature	$^{\circ}\text{C}$ -40 ~ +85					