

**ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE**

**FAKULTA
STROJNÍ**



**DIPLOMOVÁ
PRÁCE**

Sonda očního endoskopu
Eye endoscope probe

2019

Autor:

Bc. Petr Zvolánek

Vedoucí práce:

Ing. Bc. Šárka Němcová, Ph.D.

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Zvolánek** Jméno: **Petr** Osobní číslo: **423337**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávající katedra/ústav: **Ústav přístrojové a řídicí techniky**
Studijní program: **Strojní inženýrství**
Studijní obor: **Biomechanika a lékařské přístroje**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Sonda očního endoskopu

Název diplomové práce anglicky:

Eye endoscope probe

Pokyny pro vypracování:

Rešerše současných endoskopů 23ga, požadavky na rozměry, provedení a materiály. Analýza mechanického namáhání sondy s ohledem na optickou funkci endoskopu. Návrh odnímatelné části sondy, připojení na rukojeť endoskopu. Návrh sterilizačního postupu.

Seznam doporučené literatury:

Václavík, P.: Technická optika II, skripta ČVUT 1984
Gaab MR: Instrumentation: endoscopes and equipment, World Neurosurg. 2013 Feb;79(2 Suppl):S14.e11-21. doi: 10.1016/j.wneu.2012.02.032. Epub 2012 Feb 10
Rath, Amber Lorraine: The Effects of Extraocular Muscles on Eye Biomechanics, <http://scholar.lib.vt.edu/theses/available/etd-05052005-142121/>
Mikhail, M., and T. Young. 2014. "25 - Sterilisation of Flexible Endoscopes." In Decontamination in Hospitals and Healthcare, edited by J. T. Walker, 639–50. Woodhead Publishing. <https://doi.org/10.1533/9780857096692.3.639>.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

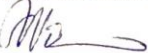
Ing. Bc. Šárka Němcová, Ph.D., odbor přesné mechaniky FS

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

Datum zadání diplomové práce: **26.04.2019**

Termín odevzdání diplomové práce: **12.06.2019**

Platnost zadání diplomové práce:



Ing. Bc. Šárka Němcová, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce



podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry



prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.
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.

26.4.2019

Datum převzetí zadání



Podpis studenta

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně s tím, že její výsledky mohou být dále použity podle uvážení vedoucího diplomové práce jako jejího spoluautora. Souhlasím také s případnou publikací výsledků diplomové práce nebo její podstatné části, pokud budu uveden jako její spoluautor.

V Praze

14.08.2019

.....

Podpis

Poděkování

Tímto bych rád poděkoval vedoucí mé diplomové práce Ing. Šárce Němcové Ph. D, za obrovskou trpělivost, vedení a pomoc při zpracování.

Dále bych rád poděkoval mé rodině za podporu během celého studia.

Anotační list

Jméno autora:	Petr ZVOLÁNEK		
Název diplomové práce:	Sonda očního endoskopu		
Anglický název:	Eye endoscope probe		
Akademický rok:	2018/2019		
Ústav:	Ústav přístrojové a řídicí techniky		
Vedoucí diplomové práce:	Ing. Bc. Šárka Němcová Ph.D.		
Bibliografické údaje:	počet stran:	45	
	počet obrázků:	32	
	počet tabulek:	14	
	počet grafů:	5	

Klíčová slova:

oční endoskop, sonda, mechanické namáhání, sterilizace

Keywords:

eye endoscope, probe, mechanical stress, sterilization

Anotace:

Tato diplomová práce se zabývá možnými konstrukcemi a sterilizačními metodami pro oftalmologické endoskopy. Je navržen sterilizační postup pro konstrukci vznikající souběžně s touto prací. Dále jsou studovány mechanické vlastnosti magnetického spoje přední a zadní části endoskopu a mechanické vlastnosti skla gradientní optiky.

Annotation:

This diploma thesis analyses possible constructions and sterilization methods for ophthalmic endoscope. Sterilization procedure is proposed for construction emerging concurrently with this thesis. Mechanical properties of magnetic connection between the front and the back of the endoscope are studied as well as mechanical properties of gradient optics.

Obsah

1	Seznam použitých zkratek a označení.....	7
2	Úvod.....	8
2.1	Cíle práce	9
3	Endoskopie v oftalmologii.....	10
3.1	Stavba oka a zákroky s možným využitím endoskopu	10
3.2	Konstrukce endoskopů pro oftalmologii	12
3.2.1	Konstrukce s kamerou na konci sondy	14
3.2.2	Konstrukce s optickými vlákny	15
3.2.3	Konstrukce endoskopu s GRIN čočkami.....	16
3.3	Konstrukce endoskopu v rámci projektu na FS ČVUT v Praze	18
4	Sterilizace a dezinfekce	20
4.1	Popis metod využívaných v endoskopii.....	21
4.1.1	Sterilizace párou	21
4.1.2	Sterilizace nízkoteplotní plynou plasmou	23
4.1.3	Sterilizace etylenoxidem	25
5	Návrh sterilizačního postupu pro endoskop	28
5.1	Sterilizace přední části endoskopu.....	28
5.2	Sterilizace rukojeti endoskopu.....	30
6	Analýza magnetického spojení přední části endoskopu a rukojeti	32
6.1	Analýza přídržné síly spojení.....	32
6.2	Návrhy na úpravu spojení.....	33
7	Analýza mechanického namáhání sondy endoskopu	34
7.1	Experimentální určení Youngova modulu pružnosti skla	35
7.1.1	Průběh experimentu a zpracování dat.....	35
7.1.2	Vyhodnocení dat.....	36
7.1.3	Výsledky měření a zpracování dat	37

7.1.4	Závěr	39
8	Závěr	40
9	Seznam použité literatury a zdrojů	41
10	Seznam obrázků, tabulek a grafů	43

1 Seznam použitých zkratek a označení

PPV		Pars plana vitrektomie
GRIN		Gradientní index lomu
n_0	[-]	Index lomu čočky gradientní optiky v místě osy
$n(r)$	[-]	Index lomu čočky gradientní optiky v místě vzdáleném r od osy
r	[mm]	Vzdálenost od osy gradientní optiky
g	[mm ⁻¹]	Gradientní konstanta
Z	[mm]	Perioda sinusoidy v gradientní optice
P	[-]	Charakteristická délka čočky gradientní optiky
L	[mm]	Skutečná délka čočky gradientní optiky
EO, ET		Ethylene Oxid
E_{GRIN}	[GPa]	Youngův modul pružnosti skla gradientní optiky
$v(x)$	[mm]	Průhyb nosníku v místě x
$M_o(x)$	[Nmm]	Ohybový moment nosníku v místě x
R_A	[N]	Reakce v bodě A
$F(x)$	[N]	Síla v bodě x
J_z	[mm ⁴]	Kvadratický moment průřezu k ose z
l	[mm]	Délka nosníku
a	[mm]	Pozice zatěžovací síly na nosníku
C_1	[-]	Integrační konstanta
P_L	[GPa]	Pivotová polosuma
R_L	[GPa]	Pivotové rozpětí

2 Úvod

Endoskopie je v současné době stále se rozvíjející obor, který se v medicínské praxi velice osvědčil především kvůli nízké zátěži pro lidský organismus. Dovoluje lékařům vyšetření jinak nepřístupných částí lidského těla. Zprvu se jednalo především o diagnostickou endoskopii trávicího traktu, avšak postupem času přibývalo jak funkcí, které endoskopy mohly zastat, tak oblastí, ve kterých se daly využít. V současné době se endoskopů využívá k diagnostice v mozkové komoře, dutině břišní, močové trubici, trávicím ústrojí a mnoha dalších. Kromě zobrazování vyšetřovaného místa se nyní využívají i k odběru vzorků tkáně, radiofrekvenční ablací, resekci, drenáží a mnoha dalším.

Jedním z oborů, ve kterých se využívá endoskopů je oftalmologie – oční lékařství. V dřívější praxi se při operacích očí využívalo pouze oftalmologického mikroskopu, který zobrazuje přes přirozenou optickou dráhu oka. Při operacích zadního segmentu oka ale poskytoval pouze omezené zorné pole a zobrazování některých částí oka nedovoloval vůbec. Endoskop však umožňuje zobrazení okrajových částí sítnice, zobrazení zadní strany řasnatého tělíska a novou perspektivu při již klasických operacích. Dalším případem, ve kterém najde své využití je situace, kdy je vhled do zadní části oka znemožněn. To může být zapříčiněno zakalením čočky nebo úrazem, který může způsobit zjizvení rohovky či vylití krve do předního segmentu oka. Tyto případy v kombinaci s rizikem odchlípnutí části sítnice nejsou neobvyklé a vyžadují urychlený operační zákrok, který spočívá v znovu přichycení sítnice k cévnatce.

Konstrukce očního endoskopu však zahrnuje mnoho úskalí, která vychází především z omezení vnějšího průměru sondy, která vstupuje do oka. Oftalmologičtí chirurgové používají pro přístup do oka tzv. oční porty, kterými prostrkují potřebné nástroje. Tyto porty mají vnitřní průměry odpovídající rozměrům nástrojů, jejichž vnější průměr je standardizovaný pomocí normy ČSN EN ISO 6009, která předepisuje rozměry injekčních jehel. Pro oftalmologické operace se v současné době používají především nástroje s průměrem 23G (0,64 mm) a 25G (0,51 mm). Na konstruktéra pak padá nelehký úkol, jak navrhnout sondu endoskopu, aby dodržel vnější průměr, zajistil pevnost sondy, tak aby vydržela normální pracovní zacházení, ale aby přílišným omezením vnitřního průměru nezkažil optickou kvalitu přístroje. Dále je potřeba navrhnout sterilizační postup, kterým přístroj musí projít před každou operací tak, aby nepoškodil optické ani mechanické vlastnosti přístroje, ale aby zajistil kompletní sterilitu, která je u nitroočních operací nutná.

Na Fakultě Strojní ČVUT v Praze probíhá od října 2017 ve spolupráci s firmou STAVUS, a.s. a lékařským týmem projekt vývoje oftalmologického endoskopu. Tato diplomová práce je součástí tohoto projektu a zaměřuje se právě na konstrukční řešení sondy endoskopu s ohledem na sterilizovatelnost, analýzu jejího mechanického namáhání a způsobu přichycení předního segmentu endoskopu k rukojeti pomocí magnetů.

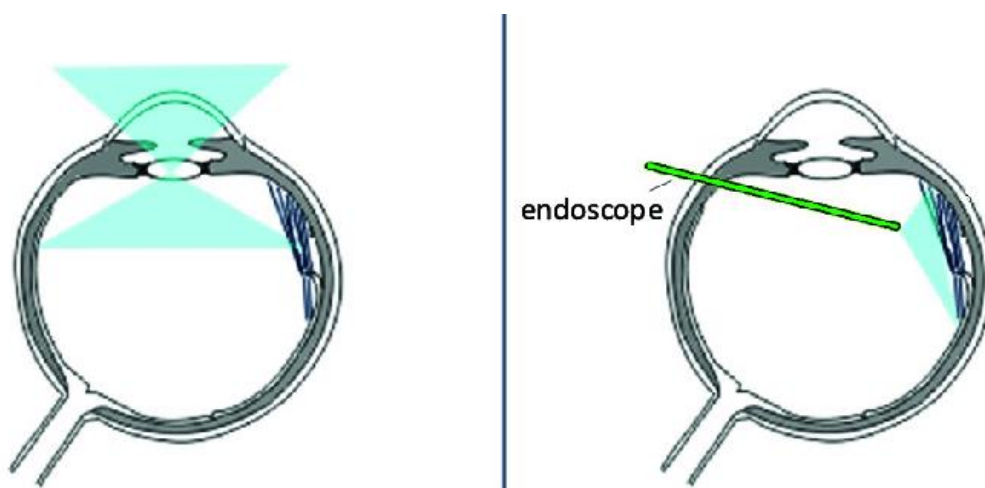
2.1 Cíle práce

Jako cíle této práce bylo stanoveno:

1. Rešerše konstrukčních řešení endoskopů a oftalmoskopů
2. Rešerše sterilizačních metod pro endoskopy a návrh metody pro oftalmoskop
3. Analýza mechanických vlastností sondy oftalmoskopu oftalmoskopu
4. Analýza připojení přední části oftalmoskopu na rukojeť

3 Endoskopie v oftalmologii

Historicky se endoskopy využívají v oftalmologii od konce sedmdesátých let 20. století. V té době se jednalo o nástroje s normalizovanou velikostí 14G (2,1 mm). Ty byly v devadesátých letech nahrazeny přístroji s velikostí 20G (0,9 mm) u kterých se brzy dosáhlo možnosti vést laserový paprsek skrz zobrazovací optickou dráhu. Nyní jsou normou nástroje o velikosti 23G nebo 25G (0,64 či 0,51mm), které se již označují jako mikroendoskopy. Ty musí pro správné zobrazování vést do oka i osvětlovací paprsky, čímž se společně s vedením laseru a obrazu dosahuje tzv. trojitě funkce endoskopu. Je tedy zřejmé, že dochází k minimalizaci rozměrů nástrojů a současnému přidávání funkcí. Menší rozměry nástrojů znamenají menší vstupní otvor, potažmo rychlejší a snadnější hojení. [1]

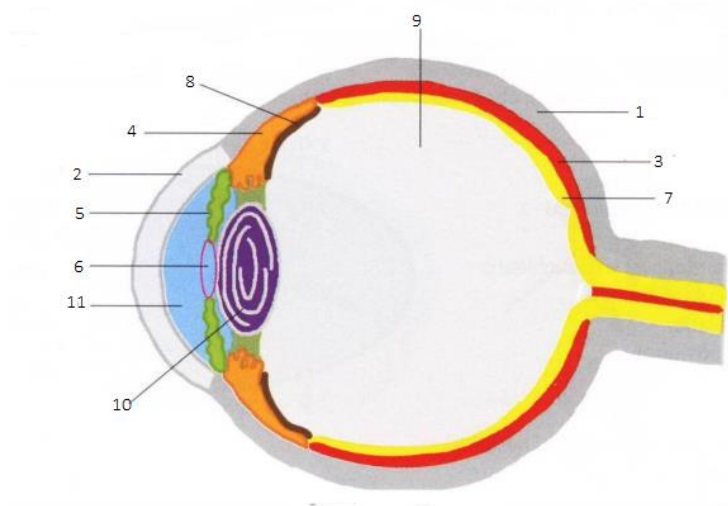


Obr. 1: Zobrazení okrajové části sítnice oftalmologickým mikroskopem (vlevo) a endoskopem (vpravo) [2]

3.1 Stavba oka a zákroky s možným využitím endoskopu

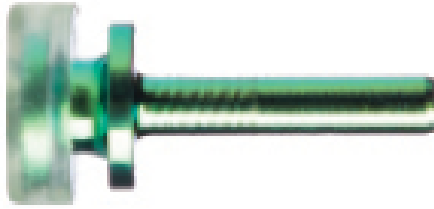
Oko, jehož schéma můžeme vidět v sagitálním řezu na obrázku 1, je zrakový orgán člověka, geometricky popsatelný jako 2 do sebe vsazené polokoule. Anatomicky se dělí do tří vrstev a obsahu oční koule. Vnější vazivová vrstva se skládá z bělimy (1) a rohovky (2). Bělina má na starost především mechanické vlastnosti oka, kdežto rohovka je opticky nejmohutnější částí oka (optická mohutnost přibližně 43 dioptrií). Střední cévnatá vrstva (živnatka) je složena z cévnatky (3), která má na starost výživu sítnice, řasnatého tělíska (4), které tvoří komorový mok, zavěšuje a ostří čočku a duhovky (5), která jednak určuje barvu očí a také zužuje a rozšiřuje zornici (6). Zornice je kruhový otvor, který reguluje množství světla dopadajícího na sítnici. Vnitřní nervová vrstva se skládá pouze ze sítnice, která se dělí na část s receptory (7) a část bez receptorů (8). Část sítnice s receptory se skládá z 10 vrstev a obsahuje tyčinky a čípky, které dopadající světlo převádějí na signál, který putuje do mozku. Do obsahu oční koule se řadí

sklivce (9) tvořící vnitřní prostředí zadního segmentu oka, čočka (10), která změnou zakřivení přední i zadní plochy pomáhá ostřit vidění (optická mohutnost 15–20 dioptrií) a oční komora (11) obsahující komorový mok, který má na starost výživu bezcévných částí oka (rohovka, čočka). [3]

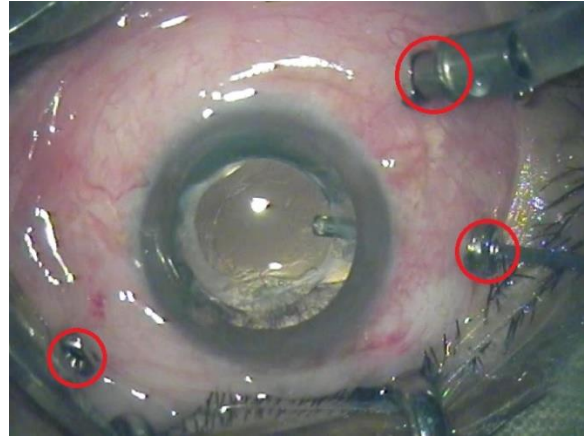


Obr. 2: Sagitální řez okem [3]

Hlavním typem zákroků oční chirurgie, kde může být oční endoskop nápomocen je vitreoretinální chirurgie, nejčastěji pars plana vitrektomie (PPV). Jedná se o zákroky probíhající v očním sklivci a na oční sítnici tzn. v zadním segmentu oka. Pars plana v názvu má podle oblasti na oku, kterou mohou být do zadního segmentu oka zaváděny nástroje. Tato oblast má při pohledu zepředu tvar mezikruží širokého přibližně 4 mm a nachází se v místě, kde je řasnaté tělísko zevnitř přichycené k bělimě a sítnice je bez receptorů. Přístup do oka je umožněn zavedením tzv. očních portů, kterými se posléze zavádějí samotné nástroje. Standartně se při operaci využívá tří portů. První pro infuzi, která má za úkol udržovat nitrooční tlak, druhý pro osvětlení a třetí pro samotný nástroj. Často dochází k odstraňování části sklivce, z důvodu přítomnosti krevní sraženiny nebo zánětu sklivce. Dalším důvodem může být nahrazení sklivce silikonovým olejem či vzduchem, čehož se využívá především při operacích sítnice, kdy má tato náhrada sloužit k přitlačení sítnice a zabránit jí v odchlípnutí. Dalšími zákroky prováděnými při PPV může být odstraňování membrány vzniklé na sítnici, nebo fotokoagulace (lokální destrukce tkáně teplem vytvořeným pomocí laseru). Fotokoagulace se využívá na sítnici při léčbě diabetické retinopatie (jedna z komplikací diabetu, vede ke ztrátě zraku), nebo na řasnatém tělísku při glaukomu, kde se pomocí ní reguluje odtok a produkce komorové vody a tím i nitrooční tlak. [4]



Obr. 3: Oční port využívaný při PPV, výrobce Bausch + Lomb [5]



Obr. 4: Rozmístění očních portů při PPV [5]

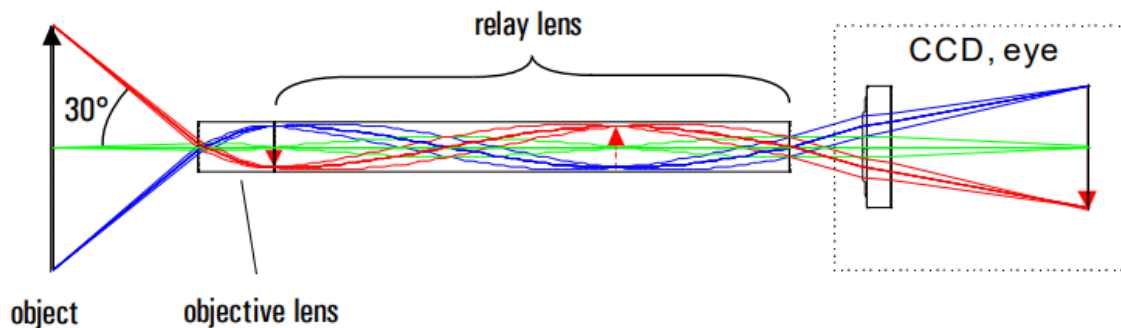
3.2 Konstrukce endoskopů pro oftalmologii

Z konstrukčního hlediska může být rozdělení endoskopů dvojího charakteru. Zaprvé se může jednat o rozdělení na základě tuhosti sondy:

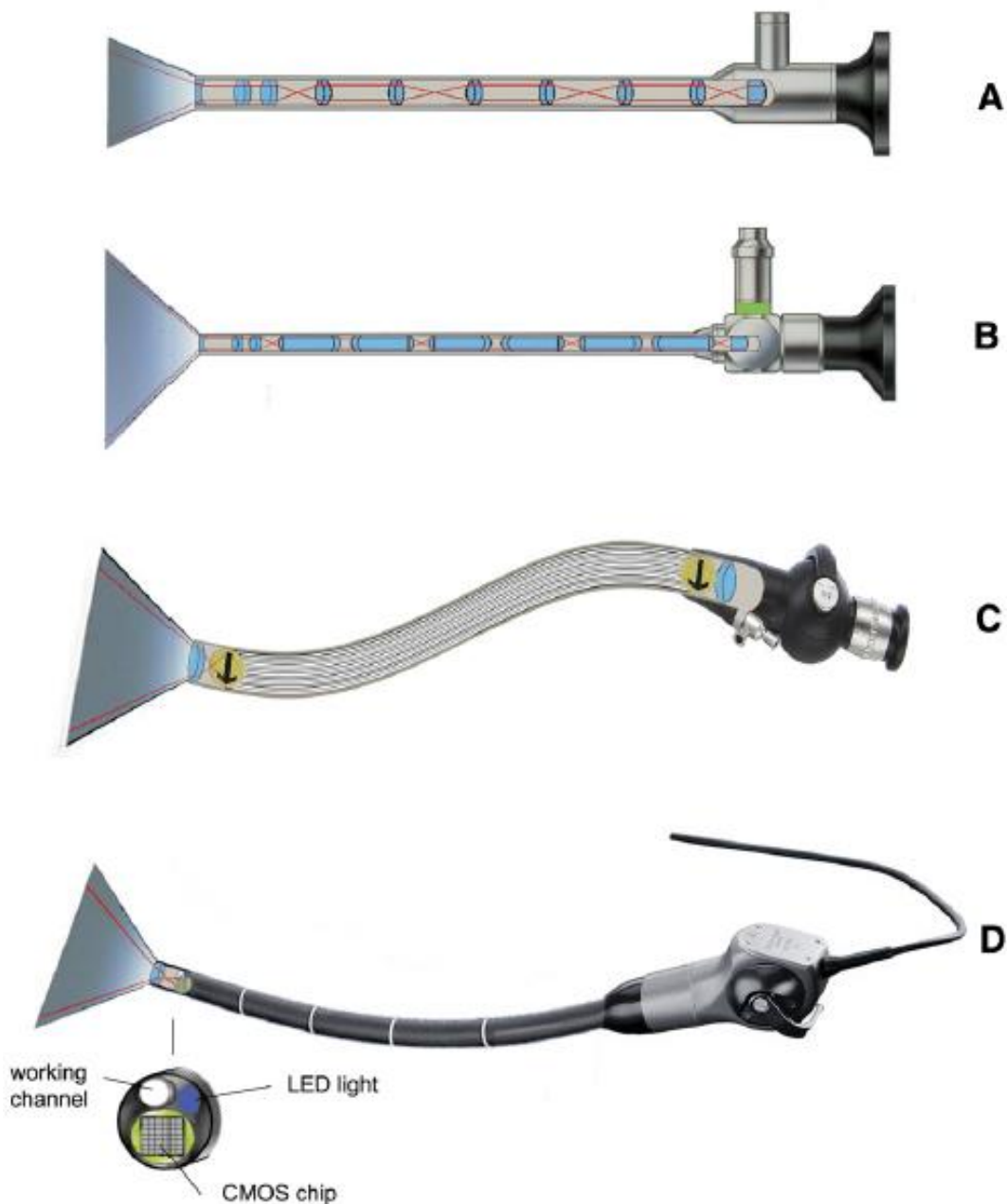
- a) Rigidní (tubusové) endoskopy
- b) Flexibilní endoskopy

Druhé možné rozdělení je na základě optických prvků použitých pro zobrazení. Endoskopy běžně využívají tyto prvky:

- a) Klasické čočky
 - b) Válcové čočky – s optickou osou rovnoběžnou s osou válce
 - c) GRIN čočky – čočky s indexem lomu závislým na vzdálenosti od optické osy
 - d) Objektívová čočka + optická vlákna
 - e) Objektívová čočka + kamera na konci sondy
- [6, 7]



Obr. 5: Soustava GRIN čoček použitelná pro konstrukci endoskopu [7]



Obr. 6: Základní konstrukce endoskopů. A: Rigidní endoskop s klasickými čočkami; B: Rigidní endoskop s válcovými čočkami; C: Flexibilní endoskop s optickými vlákny; D: Flexibilní, 'chip in the tip' endoskop s kamerou na konci [6]

Rozdíly v konstrukci endoskopů pro oftalmologii od konstrukce běžných gastroskopů či laparoskopů vyplývají především z nutné miniaturizace vnějších rozměrů. Mnoho prvků tedy není možno použít, protože nejsou dostupné v dostatečně malých rozměrech (kamera na konci sondy) nebo protože v těchto rozměrech nezajišťují dostatečnou kvalitu obrazu (klasické čočky). [6]

Sondy rigidních endoskopů mohou být dále rozděleny na přímé a zahnuté, přičemž obou konstrukcí se u očních endoskopů využívá. Nástroje do oka vstupují v místě blízkém mnoha

citlivých struktur a chce-li chirurg vizualizovat řasnaté tělísko na druhé straně, než je vstup endoskopu, musí se vyvarovat kontaktu se zadní stranou čočky (Obrázek 7 a). K tomu právě napomáhá konstrukce zahnutých sond očních endoskopů (Obrázek 7 b). Další způsobem, jak napomoci k větší bezpečnosti při tomto úkonu je konstrukce sondy opatřené na konci hranolem, který umožňuje zobrazovat místa jinde, než v ose sondy (Obrázek 8). [8]



Obr. 7: Problematika vizualizace oblasti u řasnatého tělíska [8]

Obr. 8: Zobrazení pomocí hranolu [7]

3.2.1 Konstrukce s kamerou na konci sondy

S rozvojem miniaturních čipů pro kamery se mohlo začít rozvíjet i jejich využití v endoskopii. V přední části endoskopu vytváří objektivová čočka obraz přímo na čip kamery a obraz je dále veden ve formě elektrického signálu. [6]

Nejmenší nalezenou kamerou použitelnou pro endoskopii byla kamera micro ScoutCam™ 1.2 od firmy MediGus Ltd., která tuto kameru používá i k výrobě endoskopu micro ScoutCam™ LEDprobe. Přestože v popisu nejsou uvedeny žádné informace o sterilizovatelnosti produktu, samotná firma doporučuje využití sondy jak v průmyslových, tak v lékařských aplikacích. Součástí sondy je i osvětlení vedené pomocí optických vláken po obvodu kamery. Specifikace pro tuto kameru/endoskop jsou v následující tabulce. [9]

micro ScoutCam™		Zorné pole	100°/130°
Průměr kamery (endoskopu)	1.2 (1.8) mm	Hloubka ostrosti	5-50/2-6 mm
Rozlišení	220 x 224 px	Pracovní vzdálenost	10/3.5 mm
Typ senzoru	CMOS	Snímková frekvence	30 fps

Tabulka 1: Parametry kamery/endoskopu micro ScoutCam™ 1.2 [9]

Další nalezenou kamerou byla kamera IK-CT2 od firmy Toshiba s rozlišením 220 x 220 px a vnějším průměrem 1,0 mm. Tato kamera však již není vyráběna a je na webu výrobce uvedena pouze kvůli zákaznické podpoře stávajících odběratelů. [10]



Obr. 9: Mikroendoskop micro ScoutCam™ LEDprobe [9]



Obr. 10: Kamera IK-CT2 [10]

Z průzkumu je zřejmé, že doposud vyvinuté kamery jsou nedostačující pro využití při konstrukci očního endoskopu. Dostupné kamery jsou stále moc velké pro aplikaci při konstrukci nástrojů o velikostech 23 a 25G.

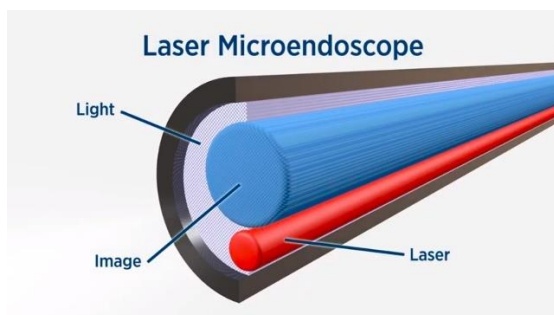
3.2.2 Konstrukce s optickými vlákny

V přední části endoskopu se nachází objektivová čočka, která vytváří obraz dopadající na přední čelo svazku optických vláken. Ten je pak přenášen na zadní čelo svazku, přičemž jedno vlákno odpovídá jednomu pixelu obrazu vzniklého na zadním čele svazku. Z tohoto plyne i největší nevýhoda této konstrukce, kterou je obecně nízká kvalita přenášeného obrazu u endoskopů s malým průměrem sondy. Optická vlákna se v endoskopii využívají především při konstrukci flexibilních endoskopů. Své využití však našla i v konstrukcích malých rigidních endoskopů, které oproti konstrukcím s čočkami snesou relativně velké průhyby. Tato konstrukce se označuje jako semirigidní. [6]

Tuto konstrukci používá i jediný nalezený výrobce komerčních očních endoskopů Beaver-Visitec International, Inc., který prodává oftalmologické laserové systémy pod označením Endo Optiks® E2 a E4. Ty spolu se sondami o rozměrech 18G – 23G mají funkce přenosu obrazu, osvětlení i laseru. Dále nabízejí i sondu s velikostí 25G, která slouží pouze pro laserové zákroky a obraz ani světlo nepřenáší. Všechny tyto sondy jsou dle výrobce sterilizovatelné pomocí autoklávu [2, 11]

Endo Optiks®	Rozlišení	Zorné pole
19-gauge	17 000 px	140°
20-gauge	17 000 px	140°
23-gauge	10 000 px	125°

Tabulka 2: Parametry endoskopů Endo Optiks® [2]



Obr. 11: Uspořádání vláken sondy Endo Optiks® [11]



Obr. 12: Sonda endoskopu Endo Optiks® 23G [11]

Další nalezené mikroendoskopy, využívající pro přenos obrazu optická vlákna, již nepatřily mezi nástroje s využitím v medicíně, ale slouží většinou pro technickou inspekci a kontrolu kvality. Shrnuty jsou v následující tabulce.

Výrobce	Označení	Konstrukce	Průměr sondy	Zorný úhel	Rozlišení
Micro-Epsilon	Eltrotec Flex MTF5	Flexibilní	0,5 mm	70°	4 000 px
Mikro-Epsilon	Eltrotec ME	Semirigidní	0,9 mm	50°	10 000 px
HIPP – ES	HT-0150-05-MB	Flexibilní	0,5 mm	70°	3 000 px
Olympus	IF6PD4	Flexibilní	0,64 mm	58°	Neuvádí
IT Concepts	Microflex	Flexibilní	0,5 mm	70°	6 000 px
bipol	Microflex	Flexibilní	0,35 mm	55°	3 000 px

Tabulka 3: Parametry komerčních technických fibroskopů [12]

Konstrukce mikroendoskopů využívajících k přenosu obrazu optická vlákna se zdá být v současné době nejrozšířenější. Největší výhodou této konstrukce je její relativní odolnost na mechanické namáhání, kterou konstrukce s křehkými optickými díly nenabízí.

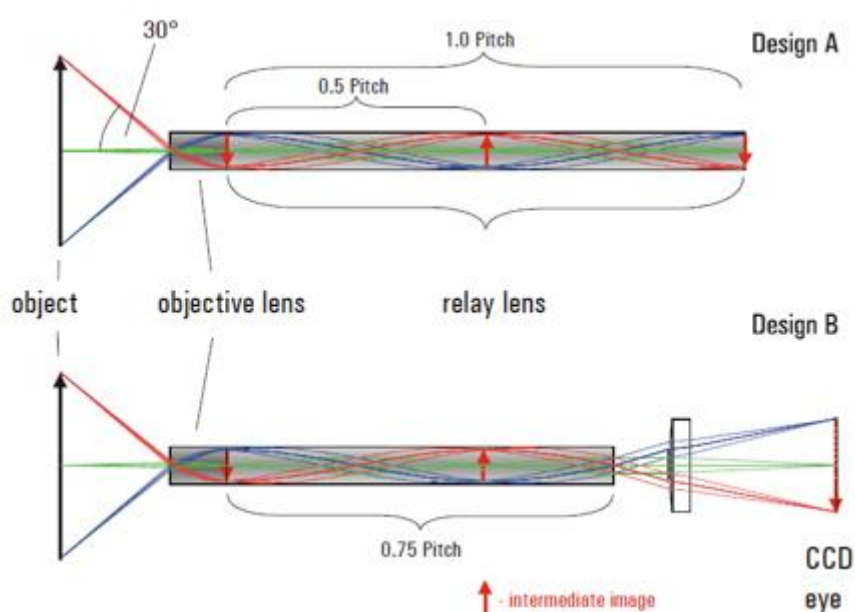
3.2.3 Konstrukce endoskopu s GRIN čočkami

Zatímco běžné optické prvky diskretní změny indexu lomu na rozhraní dvou optických prvků, tak gradientní optické prvky mají index lomu proměnný v závislosti na nějaké souřadnici v celém svém objemu. Nejčastěji se využívá gradientní optiky s indexem lomu závislým na vzdálenosti od optické osy. Ačkoliv je možno vyrobit materiály s mnoha různými průběhy lomu, tak se osvědčil průběh s kvadratickou závislostí popsanou v rovnici (1), který má za následek průběh paprsků podél osy ve tvaru sinusoidy s periodou $Z = 2\pi/g$, která není závislá poloze ani úhlu vstupu paprsku, pouze na gradientní konstantě g . [13]

$$n(r) = n_0 \left(1 - \frac{g^2 r^2}{2} \right)$$

Dalším důležitým parametrem GRIN čočky je její charakteristická délka P (v anglické literatuře označována jako „pitch“). Geometrická délka čočky L je pak dána $L=PZ$. Charakteristická délka P pak vypovídá o optických vlastnostech čočky (např. pro $P=0,5$ čočka zobrazuje převrácený nezvětšený obraz ze vstupu na výstup). [13]

Pro endoskopii se čočky používají nejčastěji ve dvojicích. První, objektivová čočka, má za úkol vytvořit obraz objektu v pracovní vzdálenosti na svém zadním čele. Pracovní vzdálenost objektivové čočky je dána právě parametrem P . Tento obraz poté přebírá tzv. přenosová čočka (relay lens), která obraz přenáší na své zadní čelo (Obr. 13 A – pro $P = 0.5; 1; 0.5\dots$) nebo dále na čip kamery/do okuláru (Obr. 13 B – pro $P = 0.25; 0.75; 1.25\dots$). [7]



Obr. 13: Sestavy GRIN čoček použitelné pro endoskopii [7]

Během rešerše nebyl nalezen žádný komerčně prodávaný endoskop využívající gradientní optiku použitelný pro medicínské aplikace. Byly nalezeny články popisující práci s touto konstrukcí v laboratorních podmínkách za účelem výzkumu. [13] Dále byly nalezeny výrobky sloužící v průmyslu pro kontrolu kvality. Konkrétně Eltrotec PKF od výrobce Micro-Epsilon s vnějším průměrem sondy 0,7 mm a zorným úhlem 50° a Milliscope II od výrobce ZIBRA s průměrem sondy 0,7 mm a zorným úhlem 55°. [14, 15]

Konstrukce endoskopů s využitím gradientní optiky má oproti klasické optice výhodu v množství přenášeného světla a z konstrukčního hlediska také proto, že nepotřebuje zakřivené plochy pro lámání paprsku, ale běžně pracuje s rovnými čely čoček. Oproti fibroskopům poskytuje větší kvalitu přenášeného obrazu, ale je velice křehká, což při daných miniaturních

rozměrech sond vyžaduje extrémně opatrné zacházení. Využívá se zatím především v laboratorních podmínkách a v technických aplikacích.

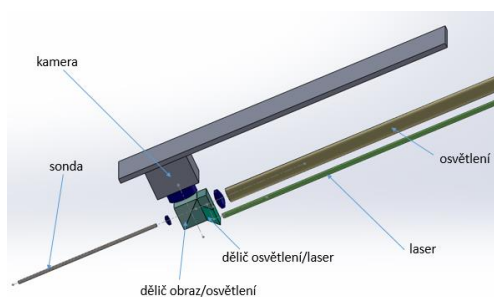
3.3 Konstrukce endoskopu v rámci projektu na FS ČVUT v Praze

Po úvodní rešerši možných konstrukčních řešení byly v rámci projektu konstrukce očního endoskopu na FS ČVUT v Praze rozvíjeny především 2 optické návrhy. Zprvée konstrukce za použití optických vláken v kovové sondě, čímž by se docílilo tzv. semirigidní konstrukce endoskopu. Druhým rozvíjeným řešením byla rigidní konstrukce s využitím válcových GRIN čoček.

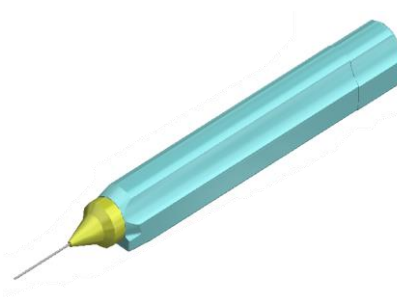
U návrhu s optickými vlákny byla největší snaha vkládána do zlepšení kvality přenášeného obrazu, protože běžně prodávaná optická vlákna s vnějším průměrem 0,5 mm dosahují k celkovému rozlišení maximálně 10 000 px. Endoskopy s takovouto kvalitou obrazu jsou sice vyráběny (viz. výše), ale i po konzultaci s doktory bylo usouzeno, že nejsou pro prováděné zákroky ideální. Jako cíl bylo stanoveno rozlišení umožňující rozeznání detailů o velikosti 10 μm .

Byly proto prováděny pokusy vytažení vláken za současného ohřívání, které měly za cíl snížit vnější průměr a současně zachovat kvalitu obrazu. Tyto pokusy ovšem vedly k částečné ztrátě schopnosti přenášet obraz či světlo, na vláknu vznikaly trhliny a ani získaný průměr nebyl konstantní (vznikala slabší a silnější místa). Konečně získané vlákno bylo extrémně křehké a praskalo při běžné manipulaci nebo už během ochlazování. Od dalšího rozvíjení tohoto návrhu bylo tedy odstoupeno.

Návrh s využitím GRIN čoček používá dvojici čoček s vnějším průměrem 0,5 mm vsazenou do kovové trubičky 0,64/0,5 mm z materiálu Phynox. Na koncepčním návrhu zobrazeném na obrázku 14 je vidět uspořádání optických prvků endoskopu. Obraz po projití sondou putuje přes dělič na kameru. Z druhé strany děliče je ven z endoskopu naopak vedeno osvětlení a laserové paprsky sloužící k terapeutickým účelům.

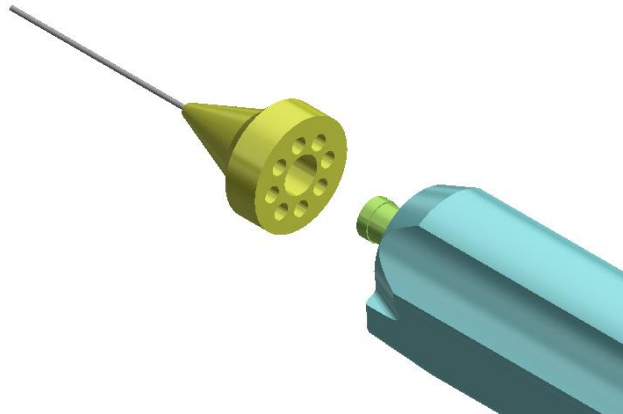


Obr. 14: Koncepční návrh očního endoskopu



Obr. 15: Konstrukční návrh očního endoskopu

V konstrukčním návrhu se přední část endoskopu (na Obr. 16 žlutě) uvažuje jako odnímatelná. Tato odnímatelná část se skládá ze samotné sondy – trubička 0,635/0,5 mm o délce odpovídající délce GRIN čoček. Tato délka je dána výrobcem a v návrhu se pracuje s dvěma variantami 31,5 a 39,1 mm. Tato sonda je vlepena do samotného držáku z nerezové oceli, který se ke zbytku endoskopu připojuje pomocí osmi válcových neodymových magnetů rozmístěných po obvodu. Rukojeť endoskopu obsahující optiku a kameru bude z nerezové oceli potažené plastem pro snadnější manipulaci.



Obr. 16: Přední odnímatelná část endoskopu

4 Sterilizace a dezinfekce

Sterilizací se rozumí proces odstranění nebo usmrcení všech mikroorganismů (bakterií, plísní, kvasinek, prvoků aj.) ze sterilizovaného objektu nebo kontrolního prostředí. Dezinfekce je definována jako redukce počtu mikroorganismů způsobujících nákazu na předem stanovenou úroveň. Proces dezinfekce je často rozdělován na nižší, střední a vyšší úroveň dezinfekce, přičemž vyšší úroveň dezinfekce často vede až ke sterilitě objektu. Metody sterilizace jsou často totožné s metodami dezinfekce, liší se pouze v parametrech procesu. Metody je dále možno rozdělit podle způsobu jakým je sterility/dezinfekce dosaženo na metody fyzikální a chemické [16]

Fyzikální metody využívají především působení tepla, záření, plasmu a filtrace. Mezi tyto metody formálně patří i mechanická očista a prostý úklid.

- a) Tepla: Mezi metody využívající účinky tepla na mikroorganismy patří plamen, horký vzduch, pára pod tlakem, proudící pára a var.
- b) Záření: Postupy využívající záření se dělí podle použitého typu záření na infračervené, ultrafialové a ionizační
- c) Nízkoteplotní plazma
- d) Filtrace
- e) Mechanická očista a prostý úklid

K chemickým postupům, se řadí metody využívající dezinfekční látky, v současné době běžně označované jako biocidy. Tyto metody se dělí především podle chemické struktury biocidů.

- | | |
|------------------------|----------------------------|
| a) Oxidační činidla | f) Sloučeniny těžkých kovů |
| b) Halogeny | g) Alkoholy |
| c) Alkylační činidla | h) Povrchově aktivní látky |
| d) Cyklické sloučeniny | i) Ostatní |
| e) Alkálie a kyseliny | j) Kombinované |

[17]

Zatím neexistuje žádná univerzální metoda sterilizace nebo dezinfekce, která by byla vhodná pro každou situaci. Při volbě metody se musí přihlížet k výsledku, kterého chceme docílit, tvarovým vlastnostem předmětů, které chceme zbavit mikrobů a vlivu procesu na materiály sterilizovaných/dezinfikovaných předmětů. Pro správný výsledek musí dojít ke komplexnímu

posouzení každé situace. Nejčastěji se využívá postupných metod, kdy se kombinují procesy mechanické očisty, sterilizace/dezinfekce a promytí/oplach. Stále častěji se využívá automatů, které mají na starosti proces jako celek i s očistou. [17]

V České republice je v současné době aktivní vyhláška č. 306/2012 Sb. (Vyhláška o podmínkách předcházení vzniku a šíření infekčních onemocnění a o hygienických požadavcích na provoz zdravotnických zařízení a ústavů sociální péče), která v paragrafu 8 a příloze č. 4 definuje metody sterilizace a dezinfekce (u některých i předepisuje parametry), metody kontroly sterilizace, metody balení sterilizovaných předmětů a jejich přepravu. [18]

4.1 Popis metod využívaných v endoskopii

Dezinfekce či sterilizace je nezbytnou součástí cyklu ve kterém endoskop v lékařských zařízeních vykonává svou službu. Dle norem je pro endoskopy sloužící k intraluminálním vyšetřením (nástroj zaváděn do tubicových orgánů, většinou flexibilní konstrukce) postačující vyšší stupeň dezinfekce, kdežto pro operační endoskopy (nástroj může přijít do kontaktu s krevním řečištěm, většinou semirigidní/rigidní konstrukce) je nutná sterilizace. [6]

Při sterilizování endoskopů se často vyskytují dva druhy komplikací, na které se musí brát při návrhu konstrukce zřetel. Zaprvé se jedná o kompatibilitu materiálů, ze kterých je endoskop vyroben s danou metodou. To je nejčastějším problémem u flexibilních endoskopů, jejichž polymerové obaly sond nezvládají opakované vystavování podmínkám, které jsou pro fyzikální metody sterilizace typické (teploty, vlhkost, tlak). Pro tyto endoskopy je proto nutno přistoupit k šetrnějším chemickým metodám (např. ethylenoxid). Druhý problém je spojený s konstrukcí endoskopů, která je v dnešní době často opatřena dlouhými kanály sloužícími k zavádění nástrojů podél endoskopu do těla pacienta. Těmito kanály jsou po zákroku vytahovány nástroje, které přišli do kontaktu s tkání pacienta – jsou proto často kontaminované a použité metody musí být schopné dosáhnout sterility i v těchto těžce přístupných prostorech. [6,8]

4.1.1 Sterilizace párou

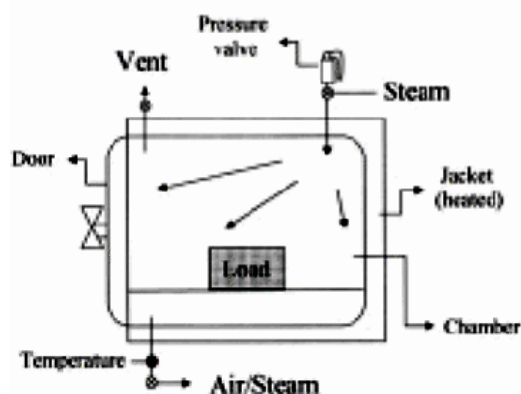
Sterilizace působením tepla patří k nejstarším metodám, protože destruktivní vliv vysokých teplot na organismy je již dlouho známý. Zvýšená teplota způsobuje denaturaci bílkovin, aminokyselin i tuků. To způsobuje destrukci buněčných komponent a buněčnou smrt. Obyčejné vyvařování chirurgických nástrojů se však ukázalo jako nedostačující, protože teploty okolo bodu varu vody za atmosférického tlaku jsou neúčinné proti množství mikroorganismů i při velice dlouhých sterilizačních cyklech. Pokud ale dojde k uzavření daného množství vodní

páry do komory o daném objemu, je možné ovlivňovat její teplotu za současné změny tlaku v komoře. Tento vztah popisuje Charlesův zákon pro izochorický děj. [16]

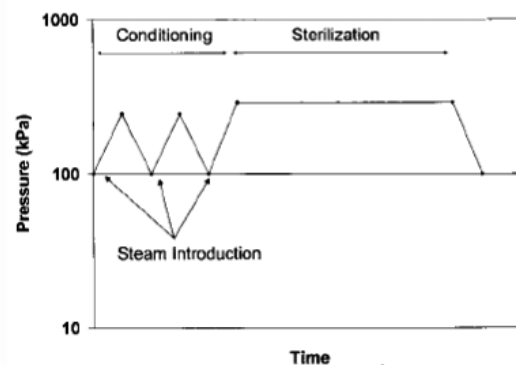
Za účelem sterilizace je nejvhodnější tzv. nasycená vodní pára. To je stav, ve kterém pára obsahuje maximální možné množství vody a je těsně před kondenzací do kapalného skupenství. Pokud v takovéto páře dojde k lokálnímu ochlazení (například kontaktem s chladnějším povrchem tělesa), tak v tomto bodě začne pára kondenzovat, což je děj, při kterém uvolní teplo do svého okolí. Další kondenzaci by mělo být zamezeno, protože by nedovolovala kontaktu páry s tělesem. Na druhou stranu příliš teplá pára tzv. přehřátá pára je pro sterilizační děje také méně efektivní. Dalším důležitým faktorem pro sterilizaci vodní párou je odstranění vzduchu z prostředí. Vzduch by totiž zabraňoval páře proniknout na všechna potřebná místa, způsoboval by vznik chladnějších oblastí v komoře a konečně by mohl zabránit sterilizaci předmětu. [16]

Přístroje používané pro sterilizaci vodní párou pod tlakem se nazývají autoklávy. Během let vývoje této metody již vzniklo mnoho konceptů řešení těchto přístrojů a v současné době jsou již schopny vykonávat složité sterilizační cykly. Před samotnou sterilizací je potřeba vytvořit správné prostředí s co možná nejmenším podílem vzduchu k páře, čehož je možno docílit vytvořením vakua a následným napuštěním páry. Tento děj je možno několikrát opakovat pro co možná nejlepší výsledné prostředí. Následuje samotný sterilizační proces, která je dán výdrží na dané teplotě po daný čas. Tento děj je v současné době již standardizovaný a existují pro něj tabulkové hodnoty. [16]

Dalším faktorem ovlivňující kvalitu sterilizačního cyklu pomocí vodní páry je chemické složení páry. To je dáno normou ČSN EN 285 a předepisuje jako obsah jednotlivých příměsí, tak i pH, které by pára měla mít. Samotné cykly sterilizace pomocí páry pod tlakem jsou dány dvěma parametry: teplotou a časem. [16]



Obr. 17: Schéma autoklávy [16]



Obr. 18: Jeden z možných cyklů sterilizace v autoklávy [16]

Výhodami metody sterilizace pomocí páry pod tlakem jsou:

- a) Jednoduchost a robustnost metody s předvídatelným výsledkem
- b) Dobře proniká skrz obaly a do tvarově složitých oblastí
- c) Vysoce efektivní proti širokému spektru mikroorganismů
- d) Díky svému rozšíření metoda levná jak z pohledu ceny přístroje, tak ceny provozu

Mezi nevýhody této metody patří:

- a) Nevhodné pro materiály citlivé na vysokou teplotu, vysoký tlak a vysokou vlhkost
- b) Relativně dlouhé sterilizační cykly obsahující děj chlazení sterilizovaného materiálu
- c) Při opakovaném používání způsobuje korozi či poškození i u odolných materiálů

[19]

Kvality vody dle ČSN EN 285				Teplota [°C]	Čas [min]
pH	5-7	Hořčík	<1 mg/l	115	>30
Oxidační činidla	nedetekovatelná	Vápník	<2 mg/l	121	>15
Chloridy	<1 mg/l	Těžké kovy	<0.1 mg/l	126	>10
Nitráty	<0.2 mg/l	Vodivost	<3 μS/cm (20 °C)	132	>4
Sulfáty	<1 mg/l	Endotoxiny	<0.25 EU/l	134	>3

Tabulka 4: Složení vody dle ČSN EN 285 pro sterilizaci párou pod tlakem [16]

Tabulka 5: Délka cyklů sterilizace párou pod tlakem v závislosti na teplotě [16]

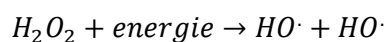
4.1.2 Sterilizace nízkoteplotní plynnou plasmou

Plasma je považována vedle plynů, kapalin a pevných látek za čtvrté skupenství hmoty. Vzniká roztržením molekul látky na kladně a záporně nabitě části (ionty), roztržením na částice s nepárovými valenčními elektrony (radikály) nebo vytržením elektronů z elektronového obalu atomu. Vzniklé plasma se tedy sestává z vysoce reaktivních částic. Kladně nabitě ionty mají tendenci vytrhávat ostatním molekulám elektrony, kdežto záporně nabitě ionty se díky přebytku volných elektronů na ostatní látky snadno vážou. Po kontaktu s mikroorganismy proto může nastat řada situací, které mají za následek strukturální a funkční poškození buněk nebo jejich komponent a konečně buněčnou smrt. Jedním z dalších dějů probíhajících v plasmě je deexcitace elektronů z vyšších energetických hladin, při které dochází k vyzařování energie ve formě tepla nebo fotonů. Vyzařené fotony mohou mít vlnovou délku v rozsahu UV, která má také antimikrobiální účinky. [16]

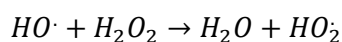
Plasmu je možno vyrobit z mnoha plynů. Za účely sterilizace se však nejčastěji používá kyslíková a vodíková plasma vyrobená z peroxidu vodíku. Peroxid je vstříknut do sterilizační

komory, ve které bylo předem vytvořeno vakuum (0,001 – 0,15 kPa). To zapříčiní vypaření do plynného skupenství a po přivedení energie ve formě vysokofrekvenčních vln je konečně vytvořeno plynné plasma. Jedním z důvodů využití vakua je snížení teploty plasma, která takto nemusí překročit 50 °C, kdežto za normálních tlaků by se plasma tvořilo až při teplotách v řádech tisíců °C. Expozice vůči plasma trvá 10–20 minut. Poté je vypnut zdroj vysokofrekvenčních vln a částice plasmy začnou reagovat spolu navzájem. Některé zdroje (19) uvádějí, že výsledkem reakce radikálů a případných zbytků plynu H₂O₂ jsou pouze plynný kyslík, vodík a voda, které jsou stabilnější než peroxid vodíku. V tomto případě by nebyl nutný cyklus větrání komory a sterilizované objekty by byly rovnou připraveny k dalšímu použití. Jiné zdroje (20) tvrdí, že na objektu mohou zůstat zbytky peroxidu vodíku, který by byl pro tělo toxický a doporučují použití cyklu odvětrávání ještě před vyjmutím sterilizovaného objektu ze stroje. [16, 19, 20]

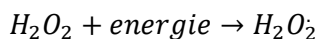
Chemické reakce při použití peroxidu vodíku:



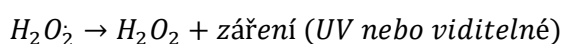
Rozklad peroxidu vodíku pomocí přidané energie na dva hydroxylové radikály.



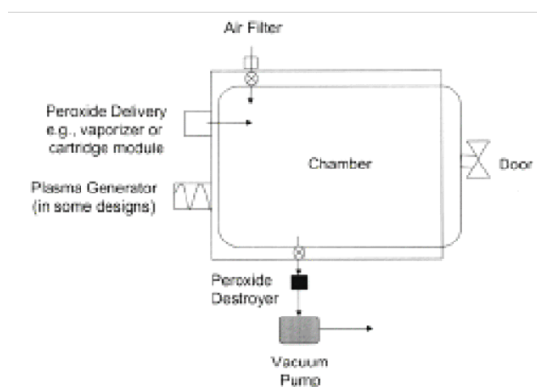
Hydroxylový radikál může reagovat s další molekulou peroxidu za vzniku hydroperoxylového radikálu a vody.



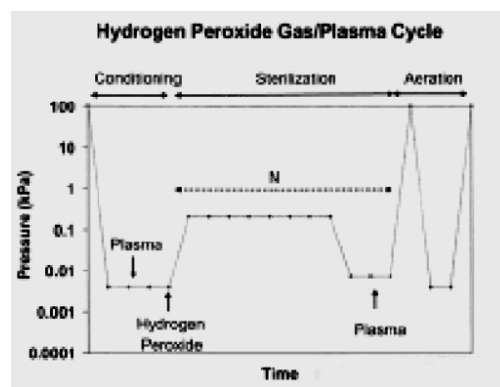
Excitace peroxidu – molekula má elektron na vyšší energetické hladině než základní



Po návratu do stabilního stavu dojde k vyzáření energie ve formě záření [20]



Obr. 19: Schéma stroje pro sterilizaci studenou plazmou [16]



Obr. 20: Příklad cyklu sterilizace studenou plazmou [16]

Výhodami metody sterilizace nízkoteplotní plasmou jsou:

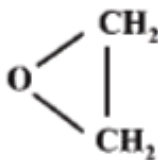
- a) Kompatibilita s předměty citlivými na zvýšenou teplotu a vlhkost
- b) Bezpečnost pro obsluhu a životní prostředí
- c) Krátká doba trvání cyklů
- d) Nižší cena díky kratším časům a využití poměrně levného peroxidu vodíku

Mezi nevýhody se řadí:

- a) Omezené využití pro dlouhé duté nástroje (např. gastroscopy)
 - b) Nemožné využití pro materiály na bázi celulózy (papírové obaly), silně absorbující látky a tekutiny
 - c) Při opakovaném použití ovlivňuje povrchové vlastnosti sterilizovaného předmětu
- [19]

4.1.3 Sterilizace etylenoxidem

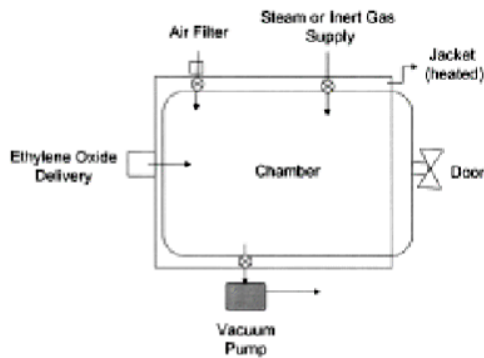
Etylenoxid (značení EO, někdy ETO) je chemická sloučenina řadící se mezi epoxidy. Epoxidy jsou sloučeniny s třemi atomy v kruhu, z nichž jeden je kyslík. Toto uspořádání způsobuje vysoké kruhové napětí v molekule, což má za následek relativně vysokou reaktivitu sloučenin. Etylenoxid je za běžných teplot a tlaků bezbarvý plyn s velice nevýrazným aroma, je však vysoce hořlavý, a to už s 3 % příměsí vzduchu. Další z jeho vlastností je vysoká toxicita i při relativně nízkých koncentracích. Jako hranice bezpečné koncentrace je uváděno 1 ppm (1 částice k milionu). Člověk sám díky čichu dokáže detekovat koncentraci vyšší než 250 ppm, což je však koncentrace, při které již EO páchá rozsáhlé škody. Dráždí kůži, oči, i sliznici, má karcinogenní a mutagenní účinky a koncentrace nad 800 ppm mohou být smrtelné. Vyrábí se oxidací etylenu vzduchem obohaceným o kyslík a běžně se transportuje v 100 % koncentraci a kapalné formě v tlakových nádobách. [16]



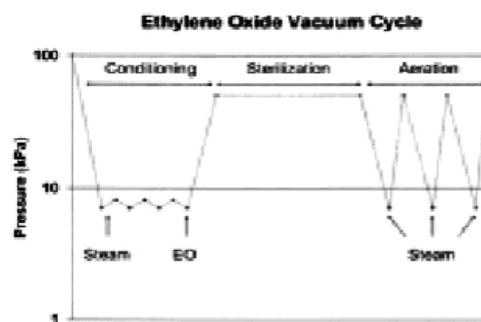
Obr. 21: Strukturální vzorec etylenoxidu [16]

I přes všechna nebezpečí s tím spojenými je sterilizace pomocí EO jednou z nejpoužívanějších sterilizačních metod vůbec. To hlavně z důvodu nízké teploty potřebné k dosažení účinné sterilizace. Dále je schopný procházet porézními materiály a účinně sterilizovat i dlouhé a úzké prostory. Pro účinnou sterilizaci je nutné nejprve ze sterilizační komory odstranit vzduch. Ten může zabránit proniknutí biocidu na potřebná místa a jak již bylo zmíněno výše, tvoří s EO hořlavou směs. Dalším požadavkem je zvýšení relativní vlhkosti prostředí na 50–80 %, protože za sušších podmínek ztrácí EO své biocidní vlastnosti. Po procesu sterilizace musí vždy následovat proces odvětrávání, aby bylo dosaženo dokonalého odstranění jakýchkoliv zbytků EO. Typické časy odvětrávání jsou mezi 10 a 16 hodinami (delší při sterilizaci absorbujících materiálů – guma, polyvinyl chlorid). [16]

Sledovanými parametry u sterilizace pomocí EO je podobně jako u ostatních metod: hloubka vakua dosaženého před sterilizací, koncentrace EO, vlhkost, teplota a čas.



Obr. 22: Schéma sterilizátoru pracujícím s EO [16]



Obr. 23: Cyklus sterilizace pomocí EO pracující v podtlaku [16]

Výhodami metody sterilizace ethylenoxidem jsou:

- a) Vysoká účinnost i při nižších teplotách sterilizace
- b) Prochází většinou obalových materiálů (papír, celulóza, některé plasty)
- c) Na rozdíl od většiny biocidů nepoškozuje plasty ani kovy

Mezi nevýhody se řadí:

- a) Toxicita a hořlavost – použití musí být dostatečně monitorováno
- b) Vyšší pořizovací i provozní cena
- c) Potřeba vyšší relativní vlhkosti pro účinnou sterilizaci
- d) Nutný proces odvětrávání prodlužuje sterilizační cykly

Zdroj EO	Koncentrace EO [mg/l]	Rel. vlhkost [%]	Teplota [°C]	Čas působení EO [hod]
100 % EO	700-900	50-80	38	4-4.5
100 % EO	700-900	50-80	55	1
EO-HCFC	550-650	30-70	38	5-6
EO-HCFC	550-650	30-70	55	2
EO-CO ₄	350-450	30-80	55	7.5

Tabulka 6: Parametry typických cyklů sterilizace pomocí etylenoxidu [16]

5 Návrh sterilizačního postupu pro endoskop

Jedním z úkolů této diplomové práce je navrhnout sterilizační postup pro endoskop jehož konstrukce je popsána v kapitole 3.3. Endoskop je konstruován tak, aby se zvlášť sterilizovala přední část, jejíž sonda bude během zákroku přímo v oku. Tato část je proto vyráběna z materiálů, které odolávají podmínkám, které jsou spojeny s fyzikálními druhy sterilizace. Druhou sterilizovanou částí musí být poplastovaná rukojeť s kamerou, která sice nebude přímo v oku pacienta, ale během operačního zákroku se nachází v bezprostřední blízkosti, takže je po nich sterilita vyžadována také. Tato část je z citlivých materiálů, čemuž musí odpovídat i zvolená metoda.

5.1 Sterilizace přední části endoskopu

Pro návrh sterilizační metody se musíme zamyslet nad jednotlivými materiály, ze kterých bude sonda a přední část endoskopu vyrobena. Kovová trubička, ve které bude gradientní optika bude vyrobena z kobaltové slitiny CoCr20Ni16Mo7 známé pod názvem Phynox.

	Fe	Co	Cr	Ni	Mo	Mn	Si	C	P	S	Be
%	Bal.	39-41	19-21	15-16	6,5-7,5	1,5-2	≤ 1,2	≤ 0,15	≤ 0,015	≤ 0,015	≤ 0,001

Tabulka 7: Chemické složení slitiny Phynox v hmotnostních procentech [22]

Jedná se o slitinu s mezí pevnosti až 2200 MPa a modulem pružnosti až $2,25 \cdot 10^5$ MPa. Její mechanické vlastnosti jsou stále až do teplot 500°C. Je nemagnetická, velice odolná proti korozi a biokompatibilní. Dle ISO 5832/7 se jedná o materiál vhodný pro výrobu chirurgických implantátů. [22]

Část endoskopu, do které bude sonda vlepena bude dle konstrukčního návrhu vyráběna z nerezové oceli. Nerezových ocelí je mnoho druhů a konkrétní materiál ještě nebyl specifikován. Nejběžnější austenitickou nerezovou ocelí je 1.4301 známější pod označením 304, která má mez pevnosti 515 MPa modul pružnosti $1,93 \cdot 10^5$ MPa. Jedná se o nemagnetický materiál, s dobrými korozními a biokompatibilními vlastnostmi. Běžně se používá pro výrobu například injekčních jehel a kanyl. [23]

	C	Mn	Si	P	S	Cr	Ni	N
%	≤ 0,07	≤ 2	≤ 0,75	≤ 0,045	≤ 0,03	17,5-19,5	8-10,5	≤ 0,1

Tabulka 8: Chemické složení příměsí nerezové oceli 1.4301 v hmotnostních procentech [23]

Další částí odnímatelné části endoskopu jsou dle konstrukčního návrhu neodymové magnety sloužící k uchycení k rukojeti. Jsou vyráběny procesem práškové metalurgie za

přítomnosti silného magnetického pole z neodymového, železného a borového prachu. Patří mezi nejsilnější permanentní magnety a současně mezi ty nejlevnější. Jsou křehké, náchylné ke korozi už za přítomnosti vzdušné vlhkosti a silně korodují v kyselém prostředí. To je důvod, proč jsou povlakovány kovy (Zn, Ni, Ag, Au) nebo epoxidovými pryskyřicemi. Další nevýhodou je jejich vysoká citlivost na teplotu. Magnetické vlastnosti totiž ztrácejí při vystavení teplotám nad 80 °C. Tuto teplotu lze zvýšit až 240 °C, ale současně dochází ke zhoršování magnetických vlastností. [24]

Čočky gradientní optiky v sondě se vyrábějí z křemičitého skla s řízeně rozptýlenými kationty stříbra či lithia. Ačkoliv výrobce přímo neuvádí mechanické a teplotní odolnosti materiálu, tak se tato gradientní optika využívá při výrobě autoklávovatelných endoskopů a samotný výrobce uvádí konstrukci mikroendoskopů jako jedno z primárních využití jejich optiky. [25]

Poslední složkou odnímatelné části endoskopu jsou lepidla, která drží GRIN čočky pohromadě, která spojují optiku s kovovou trubičkou a která samotnou sondu drží v nerezové přední části endoskopu. Při výběru lepidla je jednak nutno brát zřetel na podmínky, kterým bude vystavováno, na materiály, která má držet pohromadě a v tomto případě také na biokompatibilitu. Biokompatibilita musí být zajištěna certifikátem ISO 10993-5 ohledně cytotoxicity. Jelikož je optika dodávána jako celek od výrobce, který počítá s využíváním v medicínských endoskopech, dá se předpokládat vhodnost jimi použitého lepidla, i když konkrétní lepidlo neuvádějí. Pro zbylé dvě aplikace se dají využít dvousložková epoxidová lepidla například od výrobce Master Bond Inc., který u specializovaných výrobků zaručuje biokompatibilitu, použitelnost pro kovy, plasty i sklo a odolnost vůči různým druhům sterilizace. [26]

Odolnost lepidla vůči sterilizační metodě	Epoxidy	Silikony	UV/LED vytvrzovaná lepidla	Epoxi-Polyuretanové směsi	Kyanoakryláty
Autokláv	Skvělá	Slabá	Velmi dobrá	Slabá	Slabá
Studená plasma	Skvělá	Slabá	Velmi dobrá	Slabá	Slabá
Gamma záření, chemické metody	Skvělá	Skvělá	Skvělá	Velmi dobrá	Dobrá

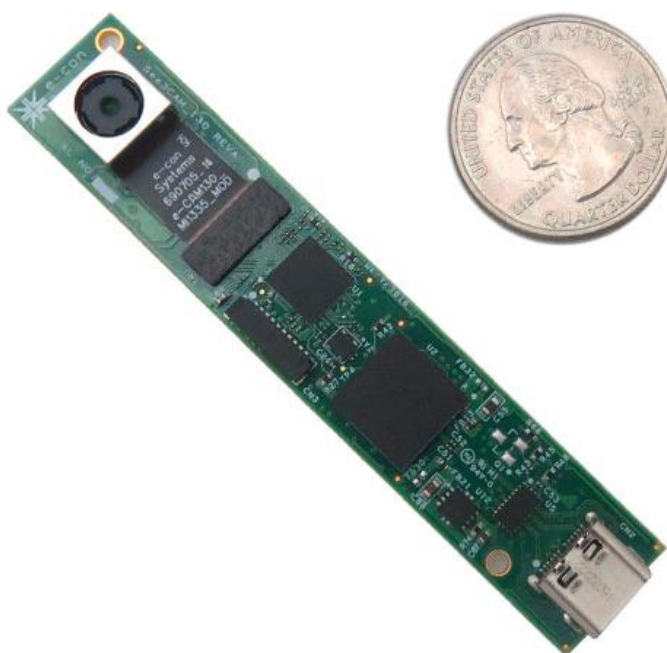
Tabulka 9: Odolnosti lepidel vůči sterilizačním metodám [26]

Po zhodnocení výše uvedených materiálů a sterilizačních metod se dá pro sterilizaci přední části endoskopu navrhnout jako vhodná sterilizační metoda autoklávování nebo sterilizace pomocí studené plasmy. Přední část endoskopu je v tomto ohledu relativně odolná a

měla by být schopná snést prostředí se sterilizací spojené. Nejrizikovější prvkem jsou v tomto ohledu magnety sloužící k uchycení ke zbytku endoskopu, které jsou náchylné na zvýšené teploty. Je proto nutno dbát na vhodně zvolený druh neodymových magnetů, nebo se nabízí použít magnety samarium-kobaltové, které odolávají teplotám do 250 °C a jsou obdobně silné. Jejich nevýhodou může být vyšší cena, ale ta je vůči ostatním dílům endoskopu stále zanedbatelná. Další alternativou jsou magnety AlNiCo, které mají teplotní odolnost až do 450 °C, ale oproti ostatním variantám jsou poměrně slabé.

5.2 Sterilizace rukojeti endoskopu

Při konstrukci endoskopu bude použita kamera See3CAM_130 – 4K od výrobce e-con Systems India Pvt Ltd určená pro medicínské aplikace s CMOS senzorem s rozlišením 13 megapixelů. Napájena je pomocí USB připojení typu C. [26] Samotná rukojeť bude z nerezové oceli potažené plastem pro snadnější manipulaci. Konkrétní materiály při návrhu ještě nebyly zvoleny.



Obr. 24: Kamera See3CAM_130 - 4K [26]

Při sterilizaci elektrických zařízení se musí vždy dbát pozornosti na komponenty, ze kterých je zařízení sestaveno. Nejrizikovější komponentou jsou vestavěné baterie, které jsou náchylné na vakuum, které je v určité míře přítomno téměř u všech druhů sterilizace. Další rizikovou součástí jsou polovodiče, které jsou poškozovány vysokoenergetickými částicemi. Ty jsou přítomné u sterilizace gamma zářením a v určité míře i u sterilizace studenou plasmou.

Autoklávování, ačkoliv v některých případech nemusí být kritické po prvním cyklu, má ve většině případů negativní následky při dlouhodobém používání. [27]

Sterilizační metoda	Rizikové faktory	Možné poškození
Autokláv	Teplota, tlak, vlhkost	Vestavěné baterie, všeobecné
Studená plasma	Tlak, vlhkost, vysokoenergetický zdroj	Vestavěné baterie, polovodiče
Ethylene Oxid	Tlak, vlhkost, výbušnost směsi	Vestavěné baterie

Tabulka 10: Rizikové faktory různých druhů sterilizace [27]

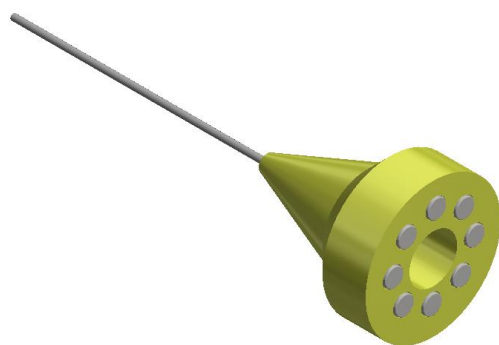
Po zhodnocení výše vypsanych sterilizačních metod a rizik, které představují pro elektronické součásti se jako nejvhodnější metoda pro sterilizaci zadní části endoskopu jeví sterilizace pomocí ethylen oxidem, s déletrvajícím cyklem o nižší teplotě a relativní vlhkosti. Další výhodou této metody je kompatibilita se všemi druhy plastů a nerezových kovů, takže nehrozí nebezpečí poškození některé jiné součásti endoskopu.

6 Analýza magnetického spojení přední části endoskopu a rukojeti

Dalším úkolem této diplomové práce je analyzovat spojení odnímatelné části a rukojeti. Toto spojení je v konstrukčním návrhu realizované pomocí osmi válcových neodymových magnetů o průměru 2 mm a výšce 4 mm a pozice je dána pomocí přesně vyrobených válcových ploch. Magnety mají výrobcem předepsanou přídržnou sílu 1,47 N. Sám výrobce však uvádí, že se jedná o přibližnou hodnotu pro přichycení k měkké konstrukční oceli o tloušťce minimálně 10 mm, a i tehdy má tato hodnota odchylku až 10 %. Pro každou aplikaci tedy doporučuje přídržnou sílu vyzkoušet.

6.1 Analýza přídržné síly spojení

Pro analýzu spojení byl pomocí 3D tisku vytvořen přípravek napodobující spojení na endoskopu, do kterého byly vloženy podložky pod šrouby o tloušťce 1,4 mm sloužící k přichycení magnetů. Tento přípravek byl zavěšen a na spodní část byla připevněna podložka na kterou byla postupně pokládána závaží. Vyhodnocovaným parametrem byla celková hmotnost zavěšené podložky se závažími před tím, než došlo k rozpojení magnetického spojení. Použity byly 2 sady laboratorních závaží CHIRANA.

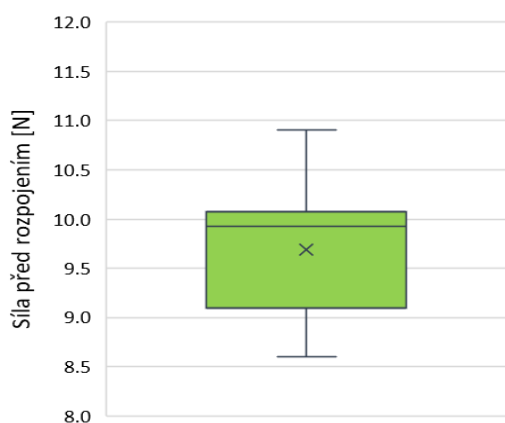


Obr. 26: Odnímatelná přední část endoskopu



Obr. 25: Přípravek pro testování magnetického spojení

Experiment byl celkem 20x opakován, přičemž po každém rozpojení byla v oblasti blízké rozpojení používána závaží s menší hmotností pro dosažení co možná největší přesnosti měření. Během experimentu se spojení často rozpojovalo při hmotnostech, které v předchozím opakování ještě vydrželo, což by poukazovalo na nestabilitu spojení složeného z většího množství malých magnetů.



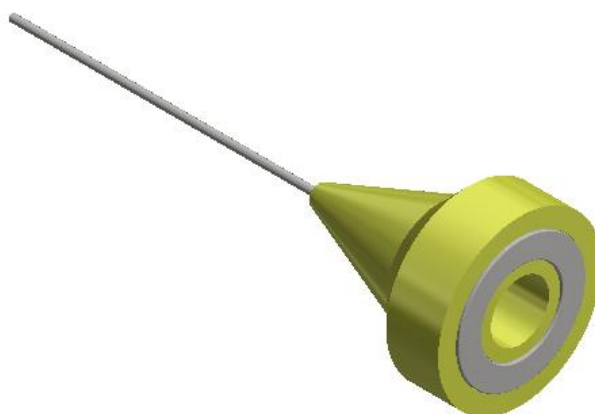
Maximální síla	8,6 N
Medián síly	9,93 N
Minimální síla	10,91 N

Graf 1: Krabicový graf hodnot síly před rozpojením magnetického spojení

Tabulka 11: Hodnoty síly před rozpojením magnetického spojení

6.2 Návrhy na úpravu spojení

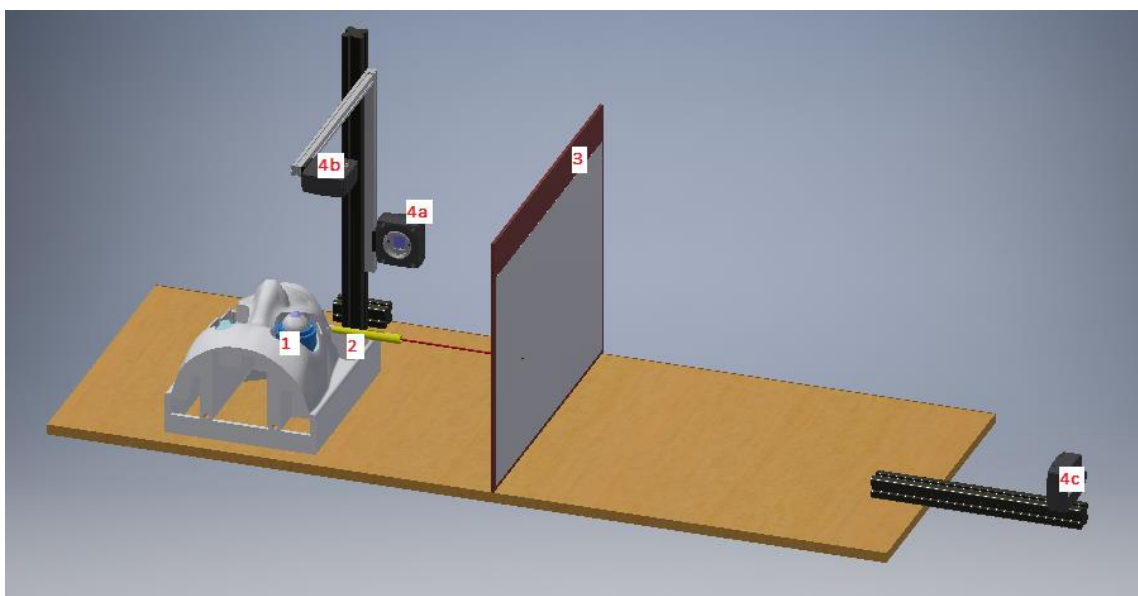
Z analýzy přídržné síly magnetů v této kapitole a návrhu sterilizačního postupu v kapitole předchozí vychází 2 návrhy na úpravu spojení mezi přední částí endoskopu a jeho rukojetí. Zaprvé použít místo osmi válcových magnetů rozmístěných po obvodu spoje jeden magnet ve tvaru mezikruží (někteří výrobci označují jako toroid nebo prsteneček). Tento magnet bude dosahovat větší přídržné síly než větší počet menších magnetů. Zadruhé použít místo magnetů neodymových magnety samarium-kobaltové, které se více hodí do podmínek spojených se sterilizací – především do teplot používaných při sterilizaci párou.



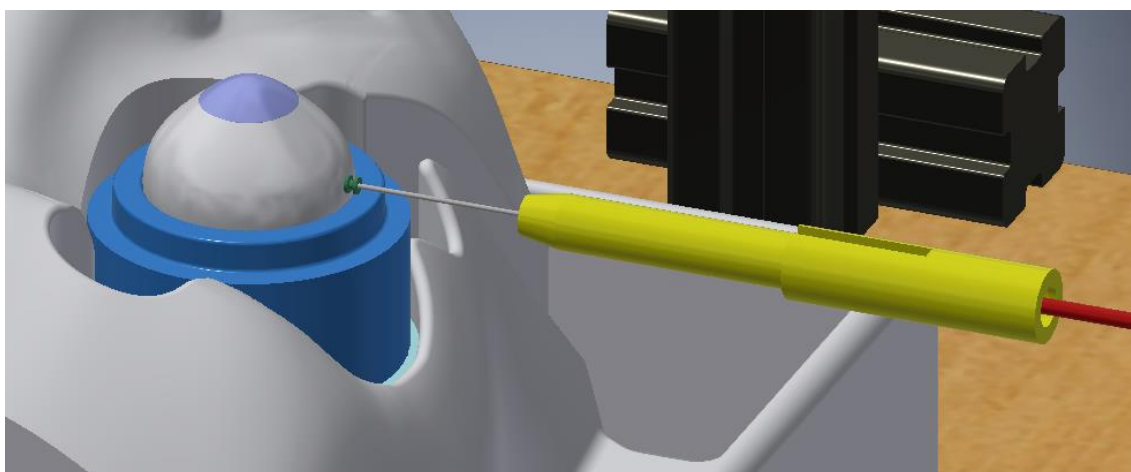
Obr. 27: Návrh upravené přední části endoskopu

7 Analýza mechanického namáhání sondy endoskopu

Pro zjišťování mechanických vlastností sondy bylo nejprve nutno analyzovat způsob, jakým je sonda namáhána během běžných pracovních postupů. Proto byla uspořádána řada experimentů na vypreparovaných očích prasete domácího, které byly vloženy do modelu lidského obličeje vytvořeného pomocí aditivních technologií. Experimenty sloužily pro odhad sil, které doktoři během zákroků využívají, testování předběžných konstrukčních návrhů a také pro zjišťování mechanických vlastností oka.



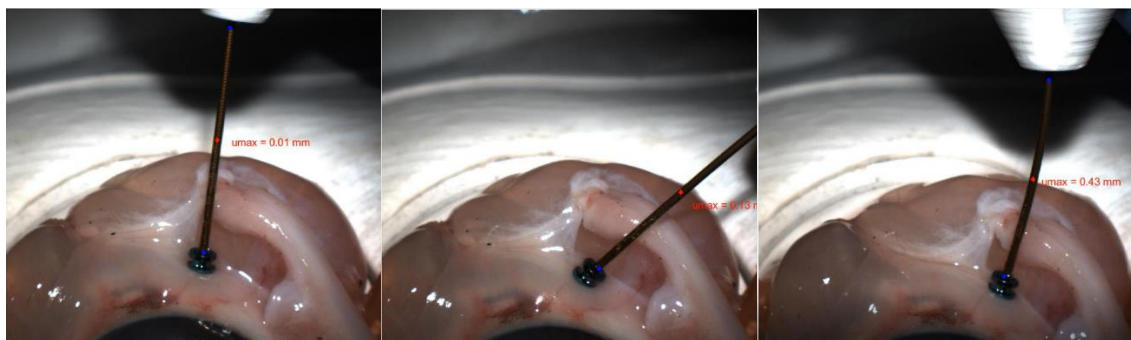
Obr. 28: Schéma experimentů pro odhad namáhání sondy endoskopu za použití prasečích očí



Obr. 29: Detail modelu experimentů za použití prasečích očí

Na obrázku 28 se nachází model uspořádání pro experimenty zmíněné výše. Oční lékař měl za úkol předem domluveným způsobem manipulovat modelem očního endoskopu (2) v oku prasete divokého (1) (lépe viditelné na detailu – obr. 29). Při experimentu pro zjištění způsobu

namáhání byla sonda modelového endoskopu snímána kamerami (4a a 4b) a pomocí zpracování obrazu byl měře průhyb sondy. Výsledkem bylo zjištění, že při pouhém působení síly není sonda téměř namáhána, protože se pootočí společně s očním portem ve svém uložení v oku (obr. 30a, b, c). Také byla během tohoto experimentu například zamítnuta konstrukce pomocí optického vlákna v polyimidovém obalu (průhyby byly moc velké a došlo ke zlomení opt. vlákna).



Obr. 30a: Nezatížená sonda v oku (průhyb 0,01 mm), Obr. 30b: Sonda v oku zatížená silou (průhyb 0,13mm) Obr. 30c: Sonda v oku zatížená momentem (průhyb 0,43 mm)

Při jiném experimentu byl na sondě modelového endoskopu nalepen tenzometr a pomocí kombinace informací z tenzometru, pohybu sondy z kamer (4a a 4b) a sledování stopy laseru umístěného na konci nástroje pohybující se po stínítku (3) z kamery (4c) byly ověřovány materiálové vlastnosti oka. Výsledky z tohoto experimentu může být reálnější simulace namáhání sondy.

7.1 Experimentální určení Youngova modulu pružnosti skla

Pro zjištění mechanických vlastností sondy vyvíjeného endoskopu bylo potřeba zjistit i vliv mechanických vlastností optiky uvnitř sondy na celek. Výrobce gradientních optických součástí však nezná mechanické parametry použitého skla, takže jsme museli tyto parametry určit experimentálně. Za tímto účelem byly GRIN (GRADIENT INDEX) čočky namáhány 3-bodým ohybem a z naměřených hodnot průhybu a síly byl vypočítán Youngův modul pružnosti. Testovány byly 2 čočky obdržené od výrobce GRINTECH GmbH a experiment proběhl v laboratoři vlnové optiky na Fakultě strojní ČVUT v Praze.

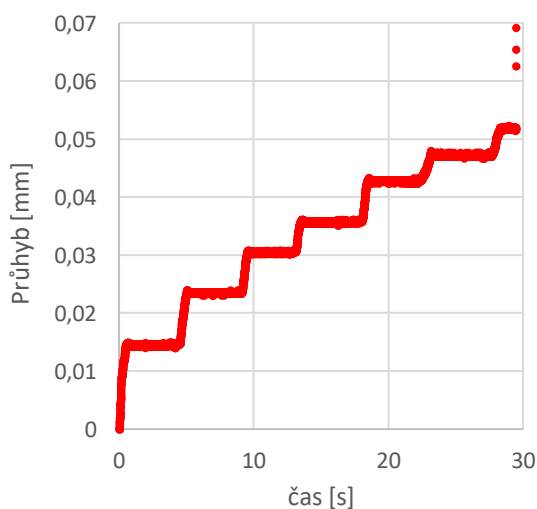
7.1.1 Průběh experimentu a zpracování dat

Měřenými vzorky byly GRIN čočky o průměru 0,5 mm a přibližných délkách 10 a 20 mm. Ty byly umístěny na přípravek a zatěžovány pomocí mechanismu ovládaného mikrometrickým šroubem, který přes siloměr s kontaktním hranolem tlačil kolmo dolů na čočku. Jako siloměr byl použit váhový senzor 775-018 od výrobce GM ELECTRONIC s rozsahem 0–1 kg a kombinovanou chybou $\pm 0.05\%$. Poloha siloměru, ze které byl určován průhyb byla měřena pomocí laserového

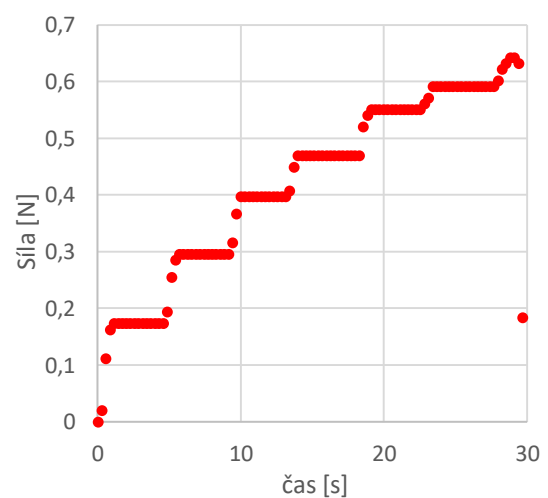
senzoru polohy optoNCDT 1402 od firmy Micro-Epsilon s měřícím rozsahem 5 mm a statickým rozlišením 0,6 μm . Data ze siloměru byla ukládána s frekvencí 3,5 Hz do matice v programu MATLAB a data ze senzoru polohy s frekvencí 375 Hz pomocí softwaru od výrobce do souboru .mat. Délky čoček a rozteč přípravku, na kterém byly zatěžovány, byly změřeny před experimentem na dílenském mikroskopu a poloha kontaktního hranolu podél délky vzorku byla vyhodnocena pomocí softwaru QuickPHOTO INDUSTRIAL. Čočky byly vyráběny s tolerancemi 0,5 (+0; -0,01) mm. Pro výpočet byla uvažována hodnota průměru uprostřed tolerančního pole 0,495mm. Vzorky byly zatěžovány až do mezního stavu pevnosti. Testovány byly 2 čočky o délce 20 mm, které byly prvním zatěžováním rozděleny na poloviny. Každá z těchto polovin byla opět testována. Proběhlo tedy 6 měření, ale z prvního měření s celou čočkou bohužel nebyla získána vyhodnotitelná data (čočka praskla při prvním kontaktu). Vyhodnocováno tedy bylo 5 měření – 4 poloviny a jedna celá čočka, která slouží pro ověření výsledků i při jiných parametrech experimentu.

7.1.2 Vyhodnocení dat

Vzorky byly zatěžovány v krocích s výdrží a vyhodnocována byla pouze statická data ze kterých byl pro další výpočty uvažován aritmetický průměr. Data získaná v průběhu změny sil byla zatížena chybou plynoucí například z tření během posunování vzorků po přípravku. Data byla synchronizována pomocí těchto kroků rozeznatelných v obou souborech. Nulová hodnota průhybu byla daná okamžikem první změny měřené síly. Data ze siloměru byla zpracována pomocí známe kalibrační přímky. Poté byla data ze senzoru polohy převedena pomocí lineární interpolace provedené v programu MATLAB na data ve stejných časových okamžicích jako ty ze siloměru.



Graf 2: Průběh zatěžování GRIN čočky v čase



Graf 3: Průběh zatěžování GRIN čočky v čase

Pro vyhodnocení dat byl zatěžovaný vzorek uvažován jako ideálně tenký nosník kruhového průřezu zatěžovaný 3-bodým ohybem. Youngův modul pružnosti byl poté vyjádřen ze vztahů:

$$v''(x) = -\frac{M_o(x)}{E \cdot J_z} \quad J_z = \frac{\pi d^4}{64}$$

kde $v(x)$ je hodnota průhybu, $M_o(x)$ ohybový moment, E Youngův modul pružnosti, J_z kvadratický moment průřezu a d průměr nosníku.

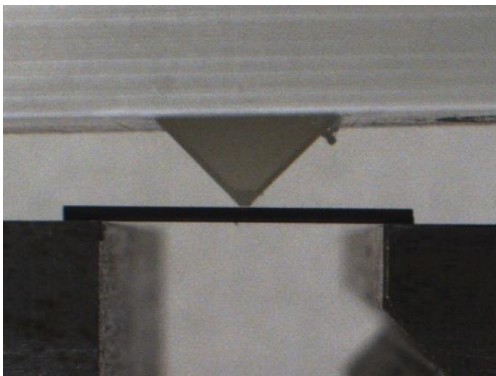
Upravený vzorec pro výpočet E :

$$E = \frac{-1}{v(a) \cdot J_z} \left(\frac{R_A \cdot a^3}{6} + C_1 \cdot a \right)$$

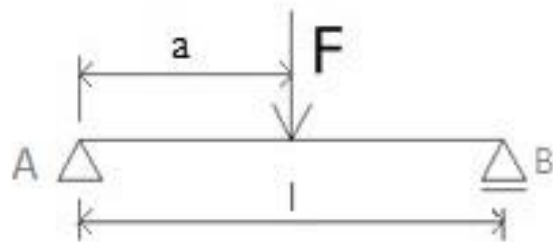
a pro integrační konstantu C_1 :

$$C_1 = \frac{-F \cdot a \cdot (a^2 - 3 \cdot a \cdot l + 2 \cdot l^2)}{6 \cdot l}$$

kde R_A je reakce v místě A, a poloha známého průhybu a působíště síly F , C_1 integrační konstanta vyjádřena pomocí okrajových podmínek a podmínky rovnosti $v(a)$ a $v'(a)$ z obou směrů a l je délka nosníku.



Obr. 31: Zatěžovaný vzorek



Obr. 32: Model pro výpočet

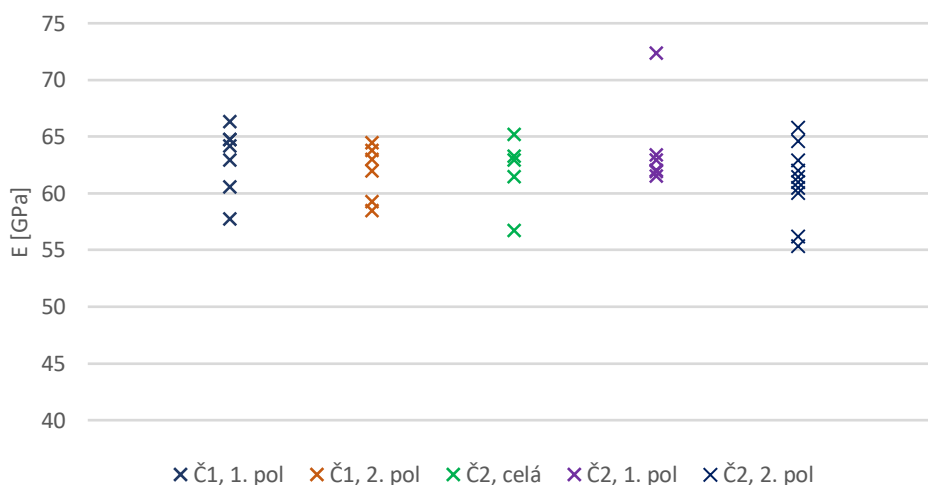
7.1.3 Výsledky měření a zpracování dat

Z každého měření byly získány průměrné hodnoty z 5–9 statických stavů, které byly použity pro výpočet Youngova modulu pružnosti.

E _{GRIN} [GPa]				
Č1, 1. pol.	Č1, 2. pol.	Č2, celá	Č2, 1. pol.	Č2, 2. pol.
57.763	58.471	56.708	61.518	55.327
60.577	59.281	61.474	61.919	56.172
62.947	61.997	62.944	62.038	60.014
64.177	63.009	63.268	62.946	60.486
64.742	63.801	65.194	63.406	60.989
64.760	64.468		72.370	61.410
66.339				61.990
				62.927
				64.586
				65.798

Tabulka 12: Hodnoty Youngova modulu pružnosti GRIN čočky

Hodnoty Youngova modulu pružnosti GRIN čočky



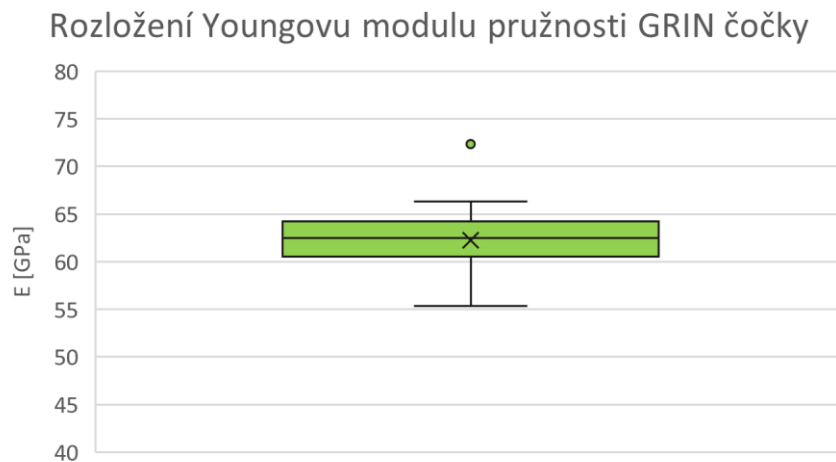
Graf 4: Grafické znázornění hodnot Youngova modulu pružnosti GRIN čočky

Statistické zhodnocení bylo provedeno podle Hornova postupu pro analýzu malých výběrů. Odhadem polohy je při tomto postupu tzv. pivotová polosuma (P_L) a odhadem variability tzv. pivotové rozpětí (R_L).

	E _{GRIN} [GPa]				
	Č1, 1. pol	Č1, 2. pol	Č2, celá	Č2, 1. pol	Č2, 2. pol
P_L	62.669	61.541	62.371	62.662	61.470
R_L	4.183	4.520	1.794	1.487	2.914

Tabulka 13: Hodnoty pivotových polosum pro Youngův modul pružnosti

Následně byl proveden Shapiro-Wilkův test, který ověřil, že jsou všechna data z jednoho souboru s normálním rozdělením.



Graf 5: Krabicový graf Youngova modulu pružnosti GRIN čočky za předpokladu, že data pochází z jednoho souboru

Youngův modul pružnosti GRIN [GPa]			
Horní kvartil	Medián	Spodní kvartil	IQR
64.250	62.483	60.554	3.696

Tabulka 14: Statistické parametry Youngova modulu pružnosti GRIN čočky

Tabulka 14 obsahuje odhad Youngova modulu pružnosti skla GRIN čoček jakožto hodnotu mediánu vyhodnocených dat. Tato hodnota činí 62,48 GPa. Jako odhad parametru rozptýlení slouží mezikvartilové rozpětí (rozdíl horního a spodního kvartilu), který je 3,7 GPa.

7.1.4 Závěr

V této kapitole proběhlo vyhodnocení experimentu za účelem stanovení Youngova modulu pružnosti skla gradientní optiky. Mechanické parametry tohoto skla výrobce neuvádí. Výsledná hodnota činí 62,48 GPa, což je hodnota odpovídající běžným mechanickým vlastnostem známých skel (Youngův modul pružnosti se pohybuje mezi 58 a 72 GPa).

8 Závěr

V současné době existují 2 využívané konstrukce při návrhu oftalmologického endoskopu. Konstrukce s využitím optických vláken v pevné sondě a konstrukce využívající tenké válcové čočky s gradientním indexem lomu taktéž v rigidní sondě. Konstrukce s optickými vlákny je současně rozšířenější a je využívána u jediného komerčně dostupného oftalmologického endoskopu a v řadě technických aplikací. Její hlavní výhodou je relativní mechanická odolnost pocházející z ohybnosti použitých optických prvků. Nevýhodou je nízká kvalita přenášeného obrazu. Gradientní optika se zatím při konstrukcích endoskopů využívá primárně u prototypové výroby a komerčně jsou dostupné pouze přístroje určené pro technickou aplikaci – kontrolu kvality. Obraz přenášený gradientní optikou nemá taková omezení jako obraz přenášený vlákny, ale na druhou stranu je tato optika velice křehká.

V rámci práce byla navržena sterilizační metoda zvlášť pro přední a zadní segment endoskopu. Pro přední část konstruovanou z odolnějších materiálů je, po doporučené změně použitých magnetů, navrhována sterilizace párou pod tlakem (autoklávování) nebo sterilizace pomocí nízkoteplotní plasmy. Zadní část je omezena hlavně přítomností kamery, která většinu sterilizačních metod nepovoluje. Doporučena je sterilizace pomocí ethylen oxidu.

Dále byl analyzován magnetický spoj přední a zadní části endoskopu, kde bylo doporučeno použít teplotně odolnější materiál magnetů (samarium-kobalt) a nahradit větší množství menších magnetů rozmístěných okolo osy nástroje jedním ve tvaru mezikruží.

Naposledy bylo analyzováno mechanické namáhání sondy endoskopu pomocí experimentů prováděných odborníky v oftalmologické praxi a pomocí experimentu byl zjišťován Youngův modul pružnosti používané gradientní optiky. Dále je možné provést samotnou pevnostní analýzu sondy.

9 Seznam použité literatury a zdrojů

- [1] *Endoscope an essential instrument for every retina surgeon* [online]. Ocular Surgery News U.S. Edition, 2016 [cit. 2019-06-24]. Dostupné z: <https://www.healio.com/ophthalmology/retina-vitreous/news/print/ocular-surgery-news/%7B36798ecc-ab96-49ba-b412-88d593af47a3%7D/endoscope-an-essential-instrument-for-every-retina-surgeon>
- [2] Endoscopy for Pediatric Retinal Disease. *Asia-Pacific Journal of Ophthalmology*. 2018. DOI: 10.22608/APO.2018154. ISSN 21620989. Dostupné také z: https://journals.lww.com/apjoo/Abstract/2018/05000/Endoscopy_for_Pediatric_Retina_Disease.12.aspx
- [3] HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. Praha: Triton, c2013. ISBN978-807-3876-746.
- [4] ROZSÍVAL, Pavel. *Oční lékařství*. Praha: Galén, c2006. ISBN 80-726-2404-0.
- [5] HAHN, Paul a Patrick OELLERS. Valved Cannulas: A Game Changer (With Caution). *Retina Today*. 2015, 2015(9).
- [6] GAAB, Michael R. Instrumentation: Endoscopes and Equipment. *World Neurosurgery*. 2013, 79(2), S14.e11-S14.e21. DOI: 10.1016/j.wneu.2012.02.032. ISSN 18788750. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1878875012001659>
- [7] *GRIN Endoscopic Rod Lens Systems* [online]. [cit. 2019-06-24]. Dostupné z: https://www.grintech.de/fileadmin/Kunden/Datenblaetter/rev.2019/GRIN_Endoscope_System.pdf
- [8] AJLAN, Radwan S., Aarsh A. DESAI a Martin A. MAINSTER. Endoscopic vitreoretinal surgery: principles, applications and new directions. *International Journal of Retina and Vitreous*. 2019, 5(1). DOI: 10.1186/s40942-019-0165-z. ISSN 2056 9920. Dostupné také z: <https://journalretinavitreous.biomedcentral.com/articles/10.1186/s40942-019-0165-z>
- [9] *Micro ScoutCam™ LEDprobe* [online]. [cit. 2019-06-27]. Dostupné z: <https://www.scoutcam.com/products-and-technology/ledprobe/>
- [10] IK-CT2. *TOSHIBA* [online]. [cit. 2019-06-27]. Dostupné z: http://www.toshibacameras.com/products/prod_detail_ikct2.jsp
- [11] *Endo Optiks® Ophthalmic Microendoscopes* [online]. [cit. 2019-06-27]. Dostupné z: <https://www.bvimedical.com/wp-content/uploads/2018/09/590257-11.16.18-Endo.Endoscopes.pdf>
- [12] Direct Industry [online]. [cit. 2019-08-14]. Dostupné z: <http://www.directindustry.com/>
- [13] BARRETTO, Robert. *Optical Microendoscopy for Imaging Cells Lying Deep Within Live Tissue*. Stanford, 2010. Dissertation. Stanford University.
- [14] Micro-Epsilon [online]. [cit. 2019-08-14]. Dostupné z: <https://www.micro-epsilon.cz/>
- [15] Interest [online]. [cit. 2019-08-14]. Dostupné z: <http://www.intertest.com/borescopes/>

- [16] MCDONNELL, Gerald E. *Antisepsis, disinfection, and sterilization: types, action, and resistance*. Washington, D.C.: ASM Press, c2007. ISBN 978-155-5813-925.
- [17] VOTAVA, Miroslav. *Lékařská mikrobiologie obecná*. 2. přeprac. vyd. Brno: Neptun, 2005. ISBN 80-86850-00-5.
- [18] *Vyhláška č. 306/2012 Sb.* [online]. 2012 [cit. 2019-06-19]. Dostupné z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2012-306>
- [19] Sterilization and Disinfection by Plasma: Sterilization Mechanisms, Biological, and Medical Applications. New York: Nova Science Publishers, 2011, s. 239. ISBN 9781616687823.
- [20] *Princip plazmové sterilizace* [online]. [cit. 2019-06-19]. Dostupné z: <https://www.steripak.cz/pristroje/princip-plazmove-sterilizace/>
- [21] HUT, Adnan, Dogan YILDIRIM, Turgut DONMEZ, Cihad TATAR, Semih MIRAPOGLU, Rukiye Nilgun ERDOGAN, Zumrut Mine ISIK SAGLAM a Huseyin KILINCASLAN. The Effect of Sterilization Methods of Endoscopic Instruments on the Body: A Study on Rat Model. *Journal of Investigative Surgery*. 2017, 31(3), 218-225. DOI: 10.1080/08941939.2017.1315470. ISSN 0894-1939. Dostupné také z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/08941939.2017.1315470>
- [22] *MARAGING STEELS: DURINICO (DURIMPHY, NIMARK 300), DURINOX (ULTRAFORT) AND PHYNOX (ELGILOY)* [online]. [cit. 2019-06-25]. Dostupné z: <https://www.matthey.ch/en/alliages/maraging/>
- [23] Stainless Steel Grade Datasheets [online]. [cit. 2019-06-30]. Dostupné z: http://www.worldstainless.org/Files/issf/non-image-files/PDF/Atlas_Grade_datasheet_-_all_datasheets_rev_Aug_2013.pdf
- [24] Neodymové magnety [online]. [cit. 2019-07-20]. Dostupné z <https://www.magnety.cz/neodymy/>
- [25] *Biocompatible Adhesives* [online]. [cit. 2019-08-05]. Dostupné z: <https://www.masterbond.com/properties/biocompatible-adhesives>
- [26] e-con systems [online]. [cit. 2019-08-14]. Dostupné z: <https://www.e-consystems.com>
- [27] LINKE, Bernhard. Sterilization methods and impact on electronics in medical devices. *EE Times* [online]. 2011 [cit. 2019-08-14]. Dostupné z: https://www.eetimes.com/document.asp?doc_id=1278906

10 Seznam obrázků, tabulek a grafů

OBR. 1: ZOBRAZENÍ OKRAJOVÉ ČÁSTI SÍTNICE OFTALMOLOGICKÝM MIKROSKOPEM (VLEVO) A ENDOSKOPEM (VPRAVO) [2] ..	10
OBR. 2: SAGITÁLNÍ ŘEZ OKEM [3]	11
OBR. 3: OČNÍ PORT VYUŽÍVANÝ PŘI PPV, VÝROBCE BAUSCH + LOMB [5]	12
OBR. 4: ROZMÍSTĚNÍ OČNÍCH PORTŮ PŘI PPV [5]	12
OBR. 5: SOUSTAVA GRIN ČOČEK POUŽITELNÁ PRO KONSTRUKCI ENDOSKOPU [7]	12
OBR. 6: ZÁKLADNÍ KONSTRUKCE ENDOSKOPŮ. A: RIGIDNÍ ENDOSKOP S KLASICKÝMI ČOČKAMI; B: RIGIDNÍ ENDOSKOP S VÁLCOVÝMI ČOČKAMI; C: FLEXIBILNÍ ENDOSKOP S OPTICKÝMI VLÁKNY; D: FLEXIBILNÍ ‚CHIP IN THE TIP‘ ENDOSKOP S KAMEROU NA KONCI [6]	13
OBR. 7: PROBLEMATIKA VIZUALIZACE OBLASTI U ŘASNATÉHO TĚLÍSKA [8]	14
OBR. 8: ZOBRAZENÍ POMOCÍ HRANOLU [7]	14
OBR. 9: MIKROENDOSKOP MICRO SCOUTCAM™ LEDPROBE [9]	15
OBR. 10: KAMERA IK-CT2 [10]	15
OBR. 11: USPOŘÁDÁNÍ VLÁKEN SONDY ENDO OPTIKS® [11]	16
OBR. 12: SONDA ENDOSKOPU ENDO OPTIKS® 23G [11]	16
OBR. 13: SESTAVY GRIN ČOČEK POUŽITELNÉ PRO ENDOSKOPII [7]	17
OBR. 14: KONCEPČNÍ NÁVRH OČNÍHO ENDOSKOPU	18
OBR. 15: KONSTRUKČNÍ NÁVRH OČNÍHO ENDOSKOPU	18
OBR. 16: PŘEDNÍ ODNÍMATELNÁ ČÁST ENDOSKOPU	19
OBR. 17: SCHÉMA AUTOKLÁVU [16]	22
OBR. 18: JEDEN Z MOŽNÝCH CYKLŮ STERILIZACE V AUTOKLÁVU [16]	22
OBR. 19: SCHÉMA STROJE PRO STERILIZACI STUDENOU PLAZMOU [16]	24
OBR. 20: PŘÍKLAD CYKLU STERILIZACE STUDENOU PLAZMOU [16]	24
OBR. 21: STRUKTURÁLNÍ VZOREC ETYLENOXIDU [16]	25
OBR. 22: SCHÉMA STERILIZÁTORU PRACUJÍCÍM S EO [16]	26
OBR. 23: CYKLUS STERILIZACE POMOCÍ EO PRACUJÍCÍ V PODTLAKU [16]	26
OBR. 24: KAMERA SEE3CAM_130 - 4K [26]	30
OBR. 25: PŘÍPRAVEK PRO TESTOVÁNÍ MAGNETICKÉHO SPOJENÍ	32
OBR. 26: ODNÍMATELNÁ PŘEDNÍ ČÁST ENDOSKOPU	32
OBR. 27: NÁVRH UPRAVENÉ PŘEDNÍ ČÁSTI ENDOSKOPU	33
OBR. 28: SCHÉMA EXPERIMENTŮ PRO ODHAD NAMÁHÁNÍ SONDY ENDOSKOPU ZA POUŽITÍ PRASEŠÍCH OČÍ	34
OBR. 29: DETAIL MODELU EXPERIMENTŮ ZA POUŽITÍ PRASEČÍCH OČÍ	34
OBR. 30A: NEZATÍŽENÁ SONDA V OKU (PRŮHYB 0,01 MM), OBR. 30B: SONDA V OKU ZATÍŽENÁ SILOU (PRŮHYB 0,13MM) OBR. 30C: SONDA V OKU ZATÍŽENÁ MOMENTEM (PRŮHYB 0,43 MM)	35
OBR. 31: ZATĚŽOVANÝ VZOREK	37
OBR. 32: MODEL PRO VÝPOČET	37

TABULKA 1: PARAMETRY KAMERY/ENDOSKOPU MICRO SCOUTCAM™ 1.2 [9]	14
TABULKA 2: PARAMETRY ENDOSKOPŮ ENDO OPTIKS® [2]	15
TABULKA 3: PARAMETRY KOMERČNÍCH TECHNICKÝCH FIBROSKOPŮ [12].....	16
TABULKA 4: SLOŽENÍ VODY DLE ČSN EN 285 PRO STERILIZACI PÁROU POD TLAKEM [16]	23
TABULKA 5: DÉLKA CYKLŮ STERILIZACE PÁROU POD TLAKEM V ZÁVISLOSTI NA TEPLOTĚ [16].....	23
TABULKA 6: PARAMETRY TYPICKÝCH CYKLŮ STERILIZACE POMOCÍ ETYLENOXIDU [16].....	27
TABULKA 7: CHEMICKÉ SLOŽENÍ SLITINY PHYNOX V HMTNOSTNÍCH PROCENTECH [22].....	28
TABULKA 8: CHEMICKÉ SLOŽENÍ PŘÍMĚSÍ NEREZOVÉ OCELI 1.4301 V HMTNOSTNÍCH PROCENTECH [23]	28
TABULKA 9: ODOLNOSTI LEPIDEL VŮČI STERILIZAČNÍM METODÁM [26].....	29
TABULKA 10: RIZIKOVÉ FAKTORY RŮZNÝCH DRUHŮ STERILIZACE [27]	31
TABULKA 11: HODNOTY SÍLY PŘED ROZPOJENÍM MAGNETICKÉHO SPOJENÍ.....	33
TABULKA 12: HODNOTY YOUNGOVA MODULU PRUŽNOSTI GRIN ČOČKY	38
TABULKA 13: HODNOTY PIVOTOVÝCH POLOSUM PRO YOUNGŮV MODUL PRUŽNOSTI	38
TABULKA 14: STATISTICKÉ PARAMETRY YOUNGOVA MODULU PRUŽNOSTI GRIN ČOČKY.....	39
GRAF 1: KRABICOVÝ GRAF HODNOT SÍLY PŘED ROZPOJENÍM MAGNETICKÉHO SPOJENÍ	33
GRAF 2: PRŮBĚH ZATĚŽOVÁNÍ GRIN ČOČKY V ČASE	36
GRAF 3: PRŮBĚH ZATĚŽOVÁNÍ GRIN ČOČKY V ČASE	36
GRAF 4: GRAFICKÉ ZNÁZORNĚNÍ HODNOT YOUNGOVA MODULU PRUŽNOSTI GRIN ČOČKY.....	38
GRAF 5: KRABICOVÝ GRAF YOUNGOVA MODULU PRUŽNOSTI GRIN ČOČKY ZA PŘEDPOKLADU, ŽE DATA POCHÁZÍ Z JEDNOHO SOUBORU	39