

PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA UNIVERZITY PALACKÉHO V OLMOUCI

KATEDRA OPTIKY

METODY MĚŘENÍ ZADNÍHO SEGMENTU OKA

Bakalářská práce

VYPRACOVAL:

Miroslav Sikora

obor 5345R008 OPTOMETRIE

studijní rok 2020/2021

VEDOUCÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE:

RNDr. Jaroslav Wagner, Ph.D.

Čestné prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně pod vedení RNDr. Jaroslava Wagnera, Ph.D. za použití literatury uvedené v závěru práce.

V Olomouci 5. 5. 2021

.....

Miroslav Sikora

Tímto bych rád poděkoval RNDr. Jaroslavu Wagnerovi, Ph.D., za vedení této bakalářské práce a za cenné rady a konzultace. Dále děkuji Mgr. Elišce Najmanové, Ph.D. za konzultace a doporučenou literaturu a Mgr. Lence Musilové, DiS., Ph.D. za poskytnutou literaturu.

Tato práce byla vytvořena za podpory projektů IGA PřF UP v Olomouci s názvem “Optometrie a její aplikace“, č. IGA_PrF_2020_008 a IGA_PrF_2021_012.

OBSAH

1	ÚVOD	5
2	ANATOMIE ZADNÍHO SEGMENTU OKA.....	6
2.1	Sklivec (<i>corpus vitreum</i>).....	6
2.2	Sítnice (<i>retina</i>)	6
2.3	Cévnatka (<i>choroidea</i>).....	9
3	PATOLOGIE ZADNÍHO SEGMENTU OKA.....	11
3.1	Glaukom	11
3.2	Onemocnění sklivce a vitreoretinálního rozhraní	13
3.3	Onemocnění sítnice.....	13
4	SKENOVACÍ LASEROVÁ POLARIMETRIE (SLP).....	16
4.1	Základy polarizace záření.....	16
4.2	Fyzikální princip SLP	20
4.3	Zeiss GDxPRO	21
4.4	Měření na přístroji Zeiss GDxPRO	23
5	OPTICKÁ KOHERENČNÍ TOMOGRAFIE (OCT)	25
5.1	Interference záření	25
5.2	Fyzikální princip OCT	27
5.3	Typy OCT.....	27
5.4	OCT angiografie (OCT-A)	31
5.5	Hodnocení OCT skenů	32
5.6	Zeiss CIRRUS HD-OCT.....	33
6	HEIDELBERSKÝ RETINÁLNÍ TOMOGRAF (HRT)	35
6.1	Fyzikální princip konfokální SLO	36
6.2	Průběh vyšetření na HRT (HRTII, HRT3)	37
6.3	Analýza výsledků	38
7	Srovnání GDx, OCT a HRT	41
8	Závěr.....	45
	Seznam použité literatury	46
	Seznam obrázků	49
	Seznam tabulek	50

1 ÚVOD

V oblasti diagnostických přístrojů v oftalmologii dochází k neustálému vývoji. To umožňuje včasné zachycení, a tedy i léčení mnohých onemocnění, která by jinak nebyla dostatečně rychle rozpoznána.

Příkladem mohou být přístroje pro vyšetřování zadního segmentu oka, kterými se zabývá tato bakalářská práce. Díky objevu a vývoji těchto technologií je možné získat detailní informace o stavu zadního segmentu. Po provedení měření jsou tyto informace mnohdy zpracovány samotným přístrojem, který je schopen porovnat výsledky měření s normativní databází a upozornit na případné anomálie.

Společnou oblastí pro všechny přístroje zmíněné v této bakalářské práci je diagnostika glaukomu. Ten patří mezi nejčastější příčiny zrakového postižení v rozvojových i vyspělých zemích. Přičemž včasné rozpoznání tohoto onemocnění je podstatné pro zpomalení rozvoje glaukomu, a tedy i pro zachování alespoň zlomku vidění. Konkrétní metody, které jsou zde popisovány, tedy SLP, OCT a cSLO, jsou zvoleny pro jejich společnou oblast využití, a také pro komplexitu jejich technologií.

V této bakalářské práci je nejprve stručně popsána anatomie a patologie zadního segmentu oka se zaměřením na glaukomové onemocnění. Dále jsou v jednotlivých kapitolách vysvětleny základy fyziky nutné pro pochopení principu zmíněných technologií. Pro každou metodu měření jsou pak uvedena konkrétní zařízení, u kterých jsou popsány jejich funkce. V závěru práce se nachází srovnání popsaných technologií a možnosti navazujícího měření napříč zařízeními.

Cílem této práce je popis vyšetřovacích metod a technologií SLP, OCT a cSLO a jejich následné srovnání se zaměřením na kompatibilitu jednotlivých přístrojů a možnost kombinovaného vyšetřování na různých přístrojích se společnou analýzou výsledků.

2 ANATOMIE ZADNÍHO SEGMENTU OKA

2.1 Sklivec (*corpus vitreum*)

Sklivec je čirý gel, který tvoří asi 80 % objemu oka v prostoru mezi čočkou, řasnatým tělesem a sítnicí. Tvoří ho trámčina jemných kolagenních fibril, na kterou jsou uchyceny sféroidní makromolekuly kyseliny hyaluronové. Většina hmotnosti sklivce je tvořena vodou, která je na tyto makromolekuly navázána. Kolagenní trámčina je hustší v periférii, kde se mimo jiné nachází fibrocyty a lymfocyty, které tvoří kolagenní vlákna a kyselinu hyaluronovou. Podél zubovité linie, v oblasti zřetivého terče a na bázi sklivce je sklivec pevně přichycen k sítnici. [1]

2.2 Sítnice (*retina*)

Sítnice je průhledná blanka o tloušťce 0,1 mm až 0,25 mm, která vytváří vnitřní vrstvu stěny oční koule. V zadní části (*pars optica retinae*) je tvořena světločivnými buňkami (tyčinky a čípky), v přední části (*pars caeca retinae*) pak kryje vnitřní stranu řasnatého tělesa (*pars ciliaris retinae*) a zadní plochu duhovky (*pars iridica retinae*). Tyto části jsou rozděleny zubovitou linií (*ora serrata*). Sítnici jako celek můžeme rozdělit na dvě hlavní vrstvy, a to zevní vrstvu jednovrstevného pigmentového epitelu (*stratum pigmentosum*) a vnitřní vrstvu sítnice (*neuroretina*). [1]

Opticky citlivá část sítnice (*pars optica retinae*)

Funkčně nejvýznamnější vrstvou je opticky citlivá část sítnice. Jedná se o tenkou a křehkou blánu o tloušťce 0,1 mm-0,4 mm. V centru očního pozadí rozlišujeme žlutou skvrnu (*macula lutea*). Žlutá barva makuly je způsobena xantofylem, který se nachází ve vnitřních vrstvách sítnice. Makula má kruhovitý až eliptický tvar s průměrem přibližně 3 mm. Ve středu se nachází *fovea centralis* o průměru 1,5 mm s centrální prohlubní (*foveola centralis*) s průměrem 0,35 mm. Tímto bodem prochází optická osa oka (*linea visus*). Ve *fovea centralis* jsou vnitřní vrstvy sítnice odsunuty k periférii, kde tvoří valovité ztlustění sítnice. Naopak ve *foveola centralis* se nachází pouze čípky a jejich buňky a dochází ke ztenčení sítnice na tloušťku až 0,1 mm. Díky tomuto uspořádání je oblast *foveola centralis* místem nejostřejšího vidění.

Ve vzdálenosti asi 4 mm mediálně od žluté skvrny nalezneme papilu zrakového nervu. Jedná se o prostor, kterým vystupuje zrakový nerv z očního bulbu. Papila má kruhový tvar o průměru asi 1,5 mm, v centru se nachází mírná prohlubeň (*excavatio disci*). V tomto místě se nenachází žádné světločivné buňky jedná se tedy o fyziologickou slepou skvrnu (*macula caeca*). [1] [3]

Slepá část sítnice (*pars caeca retinae*)

Slepá část sítnice se dělí na dvě části. První část pokrývá vnitřní plochu řasnatého tělesa (*pars ciliaris*) a druhá část vnitřní plochu duhovky (*pars iridica*). V oblasti okraje zornice se překlápí na přední část duhovky a vytváří tmavý prstenec kolem pupily. Stavebně je tato část sítnice mnohem jednodušší, je tvořena jen pigmentovou vrstvou (*pars pigmentosa*) a nejsou v ní obsaženy žádné světločivné buňky. [3]

Zevní vrstva sítnice

Tvoří ji buňky jednovrstevného epitelu obsahující pigment. Její bazální membrána, Bruchova membrána, spočívá přímo na *choriocapillaris* cévnatky. Společně s pigmentovou vrstvou cévnatky tvoří světelnou izolační vrstvu absorbující dopadající paprsky světla. Tímto zabraňuje odrazům světla uvnitř bulbu. Pigmentový epitel hraje také důležitou roli při látkové výměně mezi *choriocapillaris* a zadními vrstvami sítnice, zajišťuje tak jejich výživu a regeneraci. [1] [3]

Vnitřní vrstva sítnice

Je tvořena světločivnými a nervovými buňkami. Světločivné buňky se jsou zde obsaženy ve dvou formách jako tyčinky (*bacilli*) a čípky (*coni*). Celkový počet tyčinek se pohybuje kolem 130 milionů a slouží pouze pro detekci dopadajícího světla. Počet čípků je odhadován na 7 milionů a slouží pro rozlišování barev. Většina čípků je soustředěna v oblasti žluté skvrny, zatímco tyčinky se nejhojněji vyskytují v periférii. Jejich zevní výběžky jsou zanořeny do pigmentového epitelu, který je zásadní pro jejich regeneraci. Vodivé výběžky světločivných buněk jsou orientovány dovnitř oka a jsou synapsemi navázány na dendrity malých bipolárních buněk, které ve svém souhrnu vytváří *ganglion retinae*. Vodivé výběžky malých bipolárních buněk jsou připojeny na vrstvu velkých multipolárních gangliových buněk tvořící *ganglion nervi optici*. Nejvnitřnější

vrstva sítnice je tvořena dlouhými neurity multipolárních gangliových buněk, které směřují ke zrakovému terči a formou zrakového nervu opouští oko.

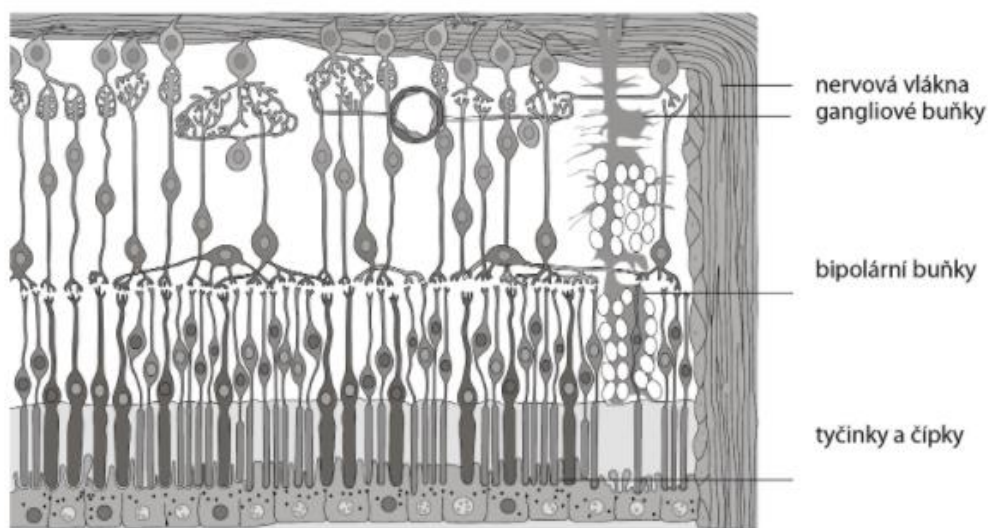
Mimo vertikální šíření signálu řadou světločivné buňky – bipolární – gangliové buňky je zajištěno také horizontální propojení amakrinními a horizontálními buňkami. Tyto buňky vytváří spojení v rámci jedné vrstvy mezi světločivnými, nebo bipolárními, nebo gangliovými buňkami.

Vyjma dříve zmíněných se v sítnici nachází také podpůrné Müllerovy buňky odvozeny z glie. Jádra těchto buněk se ve většině případů nachází mezi bipolárními buňkami a jejich výběžky prochází přes všechny vrstvy. V zevní a vnitřní hraniční membráně (*lamina limitans externa et interna*) se pak spojují zakončení těchto výběžků. [1] [3]

Histologická stavba sítnice

Histologicky se sítnice sestává z jedenácti vrstev:

- Bazální membrána pigmentového epitelu (Bruchova membrána)
- Vrstva pigmentového epitelu sítnice (*stratum pigmentosum*)
- Vrstva tyčinek a čípků, jejich výběžků
- Zevní hraniční membrána (*lamina limitans externa*)
- Zevní vrstva jader tyčinek a čípků
- Zevní plexiformní vrstva
- Vnitřní vrstva jader bipolární a dalších nervových buněk střední vrstvy
- Vnitřní plexiformní vrstva
- Vrstva gangliových buněk
- Vrstva nervových vláken
- Vnitřní limitující membrána (*lamina limitans interna*) [1] [2]



Obrázek 1 - Vrstvy sítnice [3]

Cévy na sítnici

Arteria et vena centralis retinae vystupují z centra optického disku a dále se rozvětvují na sítnici. V temporální části rozlišujeme *vasa temporalia inferiora retinae* a *vasa temporalia superiora retinae*. Ty mimo jiné zajišťují také zásobení oblasti žluté skvrny, ke které mohou vystupovat drobné větvičky (*arteriolariae maculares*) rovněž z *arteria centralis retinae*. V nazální části se pak nachází *vasa nasalia inferiora retinae* a *vasa nasalia superiora retinae*. [3]

2.3 Cévnatka (*choroidea*)

Jedná se o relativně tenkou vrstvu. V oblasti zrakového nervu dosahuje tloušťky 0,4 mm a v přední části 0,2 mm. Je to pružná vazivová vrstva hojně protkána cévami uložená mezi sklérou a optickou částí sítnice. V přední části na ni navazuje řasnaté těleso.

Na vnějším povrchu cévnatky se nachází *lamina suprachoroidea*. Jedná se o řídké vazivo, které propojuje cévnatku se sklérou. Vazivo obsahuje soustavu prostorů a štěrbin (*spatium perichoroideum*), skrz niž probíhají větší cévy a nervy oka. Nejvýraznější jsou vény *vorticosae*, které jsou tvořeny spojením žilek cévnatky.

Krom *lamina suprachoroidea* se cévnatka sestává ze tří vrstev. První vrstva, *lamina vasculosa* je tvořena žilními pleteněmi. Druhou vrstvou je *choriocapillaris*, která se skládá z pletení jemných vlásečnic. Ve třetí vrstvě

nalezneme síť elastických vláken ohraničených Bruchovou membránou. Touto vrstvou cévnatka naléhá přímo na sítnici.

Zásobení cévnatky je zajišťováno pomocí krátkých ciliárních arterií, které pronikají přes skléru v okolí zrakového nervu. Vytváří vrstvu velkých cév a kapilární síť, *choriocapillaris*, která poskytuje výživu retinálnímu pigmentovému epitelu a vrstvě světločivných elementů. [1] [2]

3 PATOLOGIE ZADNÍHO SEGMENTU OKA

3.1 Glaukom

Jedná se o komplexní onemocnění, které z dlouhodobého hlediska postihuje terč zrakového nervu. Typickým projevem jsou výpadky zorného pole, které vznikají v důsledku poškození nervových vláken v oblasti papily. Příčinou změn na sítnici je ve většině případů vysoký nitrooční tlak. Není tomu však vždy, v některých případech dochází ke změnám na terči zrakového nervu i při normálních hodnotách nitroočního tlaku. [1]

Anatomie a fyziologie glaukomu

Nitrooční tlak je dán tlakem komorové vody. Ta je produkována řasnatým tělesem a její hlavní úlohou je výživa čočky a rohovky. Odtok komorové vody je zajištěn v prostoru duhovko rohovkového úhlu, kde tekutina protéká trabekulární síťovinou do Schlemova kanálu a kolektorovými kanálky a vodními žilami do žilního systému. Přibližně 10–20 % komorové vody odtéká jinou cestou, a to sice uveoskleráním odtokem.

Při glaukomu dochází ke změnám na sítnici, a to v oblasti terče zrakového nervu. Axony vrstvy nervových vláken na sítnici (RNFL) v oblasti terče přechází ve zrakový nerv. Vlákná z centrálních oblastí vstupují do zrakového nervu uprostřed, zatímco vlákná z periferie se nachází po okrajích. Velikost terče zrakového nervu je různá. Malý zrakový terč je celý zaplněn nervovými vlákny, zatímco u velkého terče se v centru tvoří větší exkavace a kolem ní se nachází neuroretinální lem tvořený axony RNFL. [1]

Formy glaukomu

a) Primární glaukom s otevřeným úhlem (POAG)

Jedná se o nejčastější formu glaukomu. Dochází k postupnému narůstání nitroočního tlaku v důsledku narušeného odtoku nitrooční tekutiny. K projevu změn na terči zrakového nervu dochází až po několika letech. Mezi rizikové skupiny patří starší lidé, diabetici a dalekozrací lidé.

b) Normotenzní glaukom (NTG)

Jedná se o onemocnění, kdy při normálním nitroočním tlaku vznikají příznaky typické pro glaukom.

c) Sekundární glaukom s otevřeným úhlem

Tato forma glaukomu vzniká z důvodu nemocnění či narušení odtoku komorové vody. Mezi případy, kdy dojde k sekundárnímu rozvoji glaukomu patří mimo jiné syndrom pigmentové disperze, syndrom pseudoexfoliace, Fuchsova heterochromní iridocyklitida nebo úrazy oka.

d) Primární glaukom s uzavřeným úhlem (PACG)

K rozvoji této formy glaukomu většinou dochází u anatomicky kratších očí, krátkozrakých osob, očí s menší rohovkou nebo s úzkým komorovým úhlem. K uzavření komorového úhlu dochází v situaci, kdy je zornice oka rozšířená a duhovka nasedne na přední plochu čočky čímž vznikne pupilární blok. V důsledku uzavření se komorová voda hromadí v oku a nitrooční tlak neustále narůstá. PACG se dále dělí na akutní, subakutní a chronický.

e) Sekundární glaukom s uzavřeným úhlem

Glaukom je vyvolán na podkladě jiného onemocnění nebo stavu, které vedou k uzavěru komorového úhlu a nárůstu nitroočního tlaku. Sekundární glaukom s uzavřeným úhlem může vzniknout například při aniridii, dislokované čočce, nitroočním nádoru nebo, po nitroočních operacích.

f) Glaukom v dětském věku

V raném věku dojde vlivem nárůstu nitroočního tlaku ke zvětšení oční koule i rohovky. Primární vrozený glaukom je podmíněn blokací odtoku komorové vody. Sekundární glaukom dětí vzniká například na podkladě dystrofie rohovky, po nitroděložních zánětech oka či u metabolických onemocněních. [1]

Změny na očním pozadí

Typické jsou změny terče zřetivého nervu, snížení počtu nervových vláken a cév v oblasti terče. Pro glaukom je dále typický asymetrický nález u pravého a levého oka. Dochází ke koncentrickému zvětšení exkavace na úkor velikosti neuroretinálního lemu. Vytváří se jamka zřetivého nervu s charakteristickým ohybem cév na okraji této jamky. Jako prvotní příznak se může také vytvořit čárkovité krvácení při okraji terče zřetivého nervu.

Pro diagnostiku je důležité vyhodnotit velikost exkavace vůči šířce neuroretinálního lemu, a zároveň porovnat situaci na sítnici mezi oběma očima. Dalším důležitým faktorem je změna v čase, jelikož se glaukom projevuje právě postupnými změnami na sítnici. [1]

3.2 Onemocnění sklivce a vitreoretinálního rozhraní

Změny sklivce s věkem

S narůstajícím věkem dochází ke změnám ve sklivci. Probíhá zde zkapalňující proces, počínající v centrální části, který vede k vytvoření lakun vyplněných zkapalněným sklivcem (*syneresis corporis vitrei*). Vnější části sklivce se na druhou stranu zahušťují. Tyto změny mohou vést k odchlípení zadní plochy sklivce od sítnice. Fixačním místem pak zůstává pouze báze sklivce. Může dojít také k odtržení sklivce od zrakového terče což vede k vytvoření kruhovitěho zákalu, popřípadě otvoru na zadní ploše sklivce. Tímto otvorem pak může sklivec pronikat do retrovitreálního prostoru. Všechny tyto procesy často způsobují vytvoření zákalků ve sklivci (*muscae volitantes*). [1] [4]

Krvácení do sklivce

Další možnou patologií je krvácení do sklivce. Pokud došlo k odloučení zadní plochy sklivce se zachovalým neporušeným obalem, může dojít k vytvoření ohraničeného retrovitreálního výronu s vodorovnou hladinou. Mnohem častěji však dochází k průniku krve do sklivce, což vede ke vzniku mnoha sraženin, které se usazují ve spodních částech sklivce. V případě, že se jedná o starší výrony, sraženiny se mohou rozpouštět a vytvářet žluté zákalky. Krvácení do sklivce má nejčastěji původ v novotvořených cévách na sítnici a kolem zrakového terče. [1]

3.3 Onemocnění sítnice

Cévní onemocnění sítnice

Relativně častým onemocněním sítnice jsou její oběhové poruchy. Může dojít buď k uzávěru centrální sítnicové arterie (RVO) nebo vény (RAO), a to jejich kmene či pouze větve. Pro retinální venózní okluzi větвовou i kmenovou platí, že terč zrakového nervu není ostře ohraničený, je překrvený a prosáklý. Žíly na sítnici jsou rozšířené, vinuté, tmavě fialové a obvykle propadnuté do prosáklé sítnice. Sítnice jako taková je pokryta podlouhlými krváceními v oblasti vrstvy nervových vláken, ve vrstvě gangliových vláken se pak vyskytují stříkancovitě

výrony. Žlutá skvrna je obvykle postižena cystoidním edémem. Závažné ischemické typy žilního uzávěru se projevují vatovitými ložisky.

V případě větrové venózní retinální okluze (BRVO) dochází k rozšíření vén před uzávěrem. V oblasti drenážního spádu vzniká edém sítnice, při čemž se ve vrstvě bipolárních buněk tvoří mikrocysty, makrocysty naopak vznikají ve vnitřních částech receptorů. Ve vnitřních vrstvách sítnice se vyskytují malé zánětlivé oblasti společně s krvácivými změnami, které jsou však typické pouze pro brzké fáze onemocnění.

Kmenová retinální venózní okluze (CRVO) se ve své podstatě projevuje stejně jako větrová, zmíněné projevy jsou však výraznější a postihují celou oblast sítnice. Rozdíly jsou pak v případě akutních či závažných ischemických fází, kdy se vrstevnatá stavba sítnice zcela vytrácí. Dochází k zaclonění vnějších vrstev v důsledku těžkého edému a povrchových hemoragií.

Při uzávěru arterie dochází k rozvoji ischemického edému vnitřních vrstev, vrstvy gangliových buněk a nervových vláken, který vede k zakalení sítnice. Edém je obvykle bez cyst a způsobuje ztlustění sítnice. Opět dochází ke ztrátě vrstevnatosti sítnice. Sítnice je šedobělavá až bělavá, nejvíce kolem žluté skvrny, která má výraznou červenou barvu. [1] [4]

Angiopatie a retinopatie

Pojmy angiopatie a retinopatie úzce souvisí s předchozí kapitolou věnující se cévním onemocněním sítnice. Angiopatií rozumíme postižení cév na sítnici vyvolané celkovým onemocněním. Pokud se současně na sítnici vyskytují i ložiskové změny jedná se o retinopatii.

Konkrétními představiteli tohoto postižení sítnicových cév jsou například hypertonická retinopatie, diabetická retinopatie a retinopatie nedonošených. V případě hypertonické retinopatie dochází k nevratným změnám na sítnici v důsledku dlouhodobé nekompenzované arteriální hypertenze. Diabetická retinopatie vzniká jako pozdní komplikace diabetu. Na základě proliferace novotvořených cév se rozlišují dvě formy této retinopatie, proliferativní a neproliferativní. Retinopatie nedonošených postihuje předčasně narozené děti, u nichž nebyla dokončena vaskularizace sítnice. [1]

Odchlípení sítnice

Dochází při něm k odloučení neuroretiny od pigmentového epitelu, který je uchycen k cévnatce. Prostor mezi neuroretinou a pigmentovým epitelem je vyplněn tekutinou pocházející ze sklivcového prostoru nebo z cévnatky.

Rozlišují se dva typy odchlípení sítnice. Prvním typem je primární odchlípení sítnice, které vzniká na základě trhliny v sítnici, propojující sklivcový prostor s prostorem pod sítnicí. Druhým typem je sekundární odchlípení sítnice, jehož původcem je jiné onemocnění. U tohoto typu nedochází ke tvorbě trhliny.

[1]

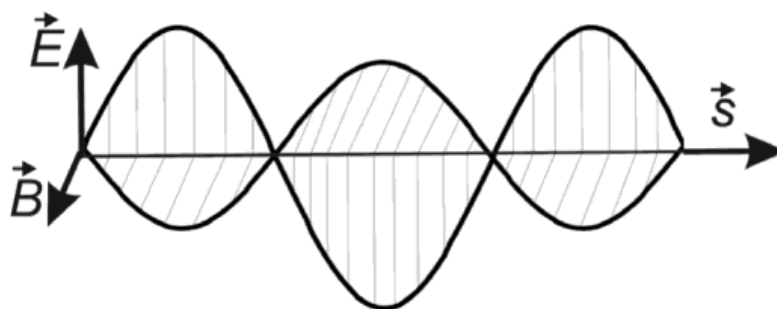
4 SKENOVACÍ LASEROVÁ POLARIMETRIE (SLP)

4.1 Základy polarizace záření

Elektromagnetické vlnění

Pokud popisujeme záření z pohledu Maxwellovy teorie, jedná se o speciální případ časově proměnlivého elektromagnetického pole, které se šíří prostorem ve formě vlnění. Šíření elektromagnetických vln obecně popisuje vlnová rovnice, kterou můžeme odvodit z Maxwellových rovnic.

Elektromagnetickou vlnu lze charakterizovat pomocí dvou vektorů. Pro šíření vakuem se často užívá vektor elektrické intenzity \vec{E} a vektor magnetické indukce \vec{B} . Pro případ, kdy se vlna šíří látkou, se často užívá vektor elektrické indukce \vec{D} a vektor magnetické intenzity \vec{H} .



Obrázek 2 - Rovinná elektromagnetická vlna [6]

Jelikož se jedná o druh vlnění, vlastností elektromagnetické vlny je vlnová délka. Oblast vlnových délek od ultrafialového po infračervené záření se označuje jako optické záření a často je předmětem zkoumání optiky.

Název oblasti	Rozsah vlnových délek
Ultrafialová	10 nm – 380 nm
Viditelná	380 nm – 760 nm
Infračervená	760 nm – 30 μ m

Tabulka 1 – Spektrum optického záření [5]

Prostředí, kterým se elektromagnetická vlna šíří, se dá rozdělit na homogenní, nehomogenní, izotropní, anizotropní, vodivé a nevodivé. Homogenní prostředí je prostředí, jehož vlastnosti jsou ve všech místech stejné, nezávisí na prostorových souřadnicích, zatímco pro nehomogenní prostředí toto

neplatí a vlastnosti prostředí jsou závislé na prostorových souřadnicích. Izotropie pak označuje nezávislost vlastností prostředí na směru (šíření záření, polarizace apod.). Pro prostředí, jehož vlastnosti jsou nezávislé na směru, se označuje jako izotropní, naopak anizotropní prostředí má vlastnosti závislé na směru. Bavíme-li se o vodivém a nevodivém prostředí zpravidla je na mysli vodič a dielektrikum. [5] [6]

Vlastnosti monochromatické vlny v neomezeném bezztrátovém prostředí

Je-li vlna monochromatická, její rychlost šíření a vlnová délka i frekvence jsou konstantní. Beztrátové prostředí zajišťuje konstantní amplitudy elektrické intenzity a magnetické indukce, zatímco neomezenost tohoto prostředí zamezuje výskytu hraničních jevů.

Co se týče elektromagnetické vlny jako takové, jedná se o vlnu příčnou, což znamená, že vektory elektrické intenzity a magnetické indukce kmitají kolmo na směr šíření vlny. Dále platí, že jsou vektory elektrické intenzity a magnetické indukce k sobě navzájem kolmé, přičemž oba se v daném prostředí šíří stejnou rychlostí. Zároveň jsou vzájemně ve fázi, tedy jejich fázový posun je nulový. Vzhledem k dříve zmíněným faktům, tvoří vektor elektrické intenzity, vektor magnetické indukce a směrový vektor, který určuje směr šíření vlny, přesně v tomto pořadí, $\vec{E}\vec{H}\vec{s}$, ortogonální pravotočivý systém.

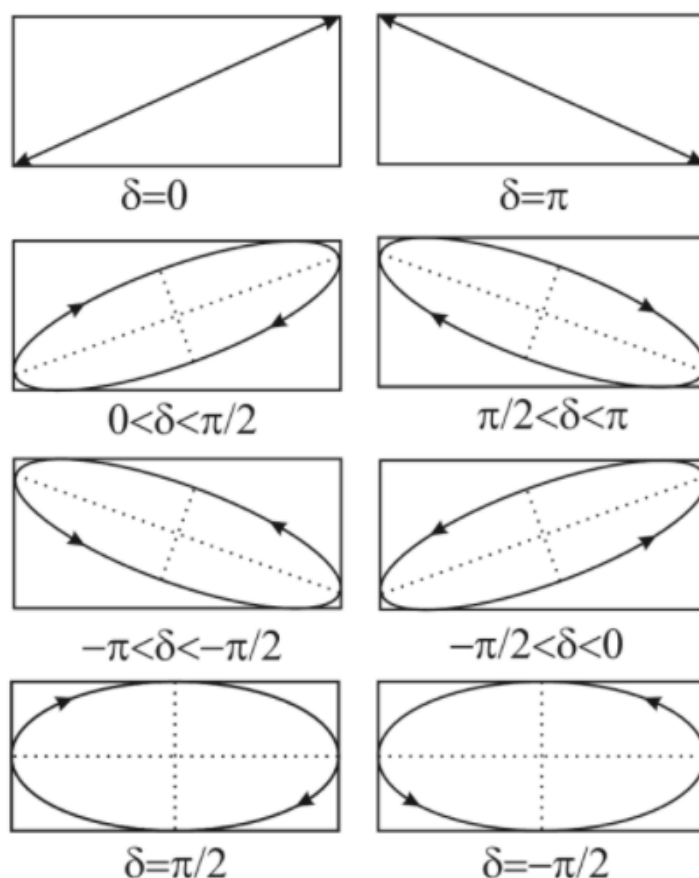
Při popisu elektromagnetické vlny můžeme pracovat pouze s vektorem elektrické intenzity, nebo magnetické indukce, jelikož jsou na sobě závislé. Vzhledem k poměrně vysoké hodnotě impedance vakua, se pro popis elektromagnetické vlny většinou volí vektor elektrické intenzity. [5] [6]

Polarizace rovinné monochromatické elektromagnetické vlny

Závislost směru vektoru elektrické intenzity v prostoru na čase popisuje polarizace. Obecně řečeno může být záření polarizované či nepolarizované. V případě, že se jedná o nepolarizované záření, je tato závislost neuspořádaná. Všechny směry tohoto vektoru jsou tedy stejně pravděpodobné a mluvíme o takzvaném přirozeném záření. Záření polarizované má pak tuto závislost uspořádanou.

Druh polarizace můžeme charakterizovat pomocí křivky, kterou konec vektoru elektrické intenzity opisuje v rovině kolmé na směr šíření vlny. Z obecné harmonické monochromatické vlny jsme schopni odvodit vztah, který určuje tvar této křivky. Po odvození zjistíme, že se jedná o elipsu v obecné poloze vůči souřadnicové soustavě. Natočení této elipsy je dáno hodnotou fázového rozdílu mezi složkami vektoru elektrické intenzity.

Pokud je fázový rozdíl kladný, jedná se o pravotočivou eliptickou polarizaci, naopak pokud je záporný, jedná se o levotočivou eliptickou polarizaci. Lze tedy tvrdit, že každá harmonická monochromatická vlna je elipticky polarizovaná.



Obrázek 3 - Křivky, které opisuje konec vektoru elektrické intenzity v rovině kolmé ke směru šíření záření v závislosti na fázovém rozdílu δ [6]

Speciálními případy jsou kruhová a lineární polarizace. Kruhová polarizace nastává při stejných počátečních hodnotách složek vektoru elektrické intenzity a zároveň při fázovém rozdílu rovnému celému lichému násobku poloviny π . Pro směr otáčení platí stejné podmínky jako v případě eliptické

polarizace. Lineární polarizace nastává v případě, kdy je fázový rozdíl roven celým násobkům π . Orientace je dána velikostí fázového rozdílu. [5] [6]

Metody polarizace

a) Polarizace odrazem a lomem

Pokud paprsek nepolarizovaného záření dopadá na nevodivé rozhraní, vzniká paprsek odražený a lomený. Odražený paprsek je tvořen složkami polarizace kolmou a rovnoběžnou s rovinou dopadu o různých amplitudách. Při dopadu pod Brewsterovým úhlem je odražený paprsek tvořen pouze kolmou složkou polarizace, a je tedy plně polarizován.

Možná je také polarizace lomem, pokud záření dopadá na rozhraní pod Brewsterovým úhlem. Lomený paprsek je pak zbaven složky polarizace kolmé na rozhraní, a je tedy částečně polarizovaný ve směru rovnoběžné k rovině dopadu. [7]

b) Polarizace dvojlomem

Jak již bylo dříve zmíněno, rozlišujeme látky opticky izotropní a anizotropní. Izotropní látky mají index lomu nezávislý na směru šíření záření. Jedná se o látky, jejichž vnitřní struktura je amorfní, a o některé krystalické látky. Naopak opticky anizotropní látky mají index lomu závislý na směru. Jejich vnitřní struktura je krystalická, stavební částice jsou pravidelně uspořádány. Příkladem opticky anizotropní látky může být krystal islandského vápence.

V případě, že na opticky anizotropní látku dopadá paprsek nepolarizovaného záření, transformuje se při lomu na dva polarizované paprsky, jejichž roviny polarizace jsou vzájemně kolmé. Jedná se o paprsek řádný a mimořádný. [8]

c) Polarizace absorpcí

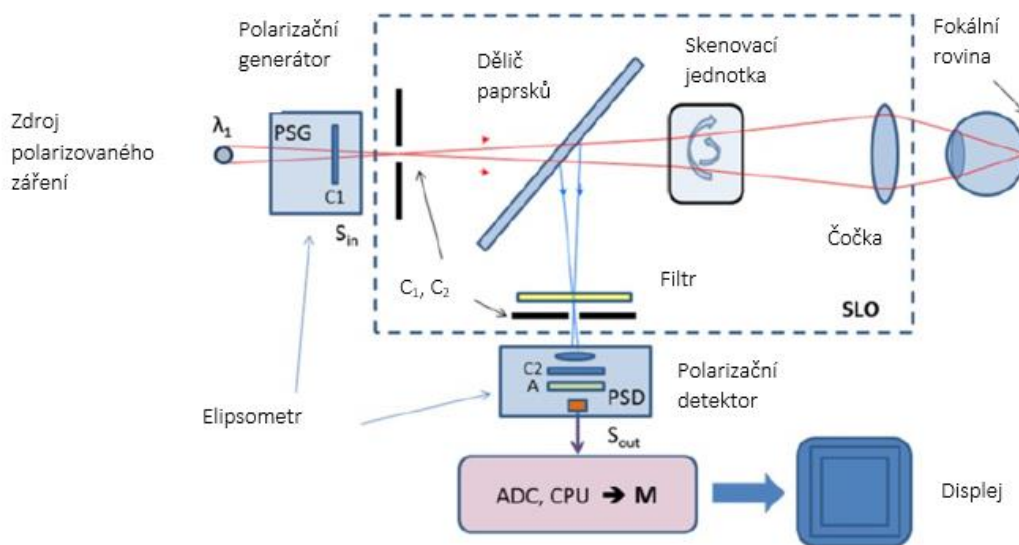
Polarizace absorpcí je možná v případě, kdy má látka jinou hodnotu absorpce pro řádný a mimořádný paprsek. Takovou látkou je například krystal turmalínu. K absorpci řádného paprsku v turmalínu dochází po 1 mm a dále se šíří pouze mimořádný paprsek. [7]

4.2 Fyzikální princip SLP

Skenovací laserová polarimetrie využívá dvojlomných vlastností vrstvy nervových vláken na sítnici (RNFL) pro určení její tloušťky, jejíž ztenčování je významným faktorem rozvoje glaukomu. Dvojlomnost RNFL je způsobena paralelním uspořádáním neurotubulů, které jsou v této vrstvě obsaženy.

SLP kombinuje polarimetrii se skenovací laserovou oftalmoskopií (SLO). V kontextu tohoto přístroje jsou často používány a zaměňovány pojmy polarimetrie a elipsometrie. Elipsometrie měří polarizační stav záření, zatímco polarimetrie měří úhel rotace způsobený retardací při průchodu opticky aktivní vrstvou či při odrazu od opticky aktivní vrstvy.

Přístroj SLP můžeme rozdělit na část pro SLO a elipsometr. Součásti nutné pro elipsometrii jsou polarizační generátor, obsahující kompenzátor, a polarizační detektor, obsahující kompenzátor a analyzátor. Zdrojem generované polarizované záření prochází polarizačním generátorem a pokračuje do části SLO. Důležitými komponenty SLO jsou konfokální clony, dělič paprsků a skenovací jednotka. Paprsek prochází nejdříve konfokální clonou, přes dělič paprsků do skenovací jednotky. Tato jednotka vytváří požadovaný rastr na sítnici. Odražené záření ze sítnice prochází děličem paprsků přes druhou konfokální clonu do polarizačního detektoru, tedy druhé části elipsometru.



Obrázek 4 - Optická stavba SLP [18]

Problémy při měření způsobuje rohovka a čočka, které mají také dvojlomné vlastnosti. Bez kompenzace tedy zkreslují výsledky měření. Proto je pro měření nutný kompenzátor předního segmentu. [18]

4.3 Zeiss GDxPRO

Přístroj GDxPRO využívá technologie skenovací laserové polarimetrie (SLP) pro kvantitativní hodnocení vrstvy nervových vláken na sítnici (RNFL). Získané informace mohou být využity pro hodnocení na dvou úrovních, jedním typem je symetrická analýza, která porovnává pravé a levé oko, druhým typem je GPA (guided progression analysis) porovnávající totéž oko v průběhu času.

GDx je konfokální polarimetrický laserový oftalmoskop, který je uzpůsoben pro snímání a trojrozměrnou analýzu očního pozadí a RNFL. Součástí vybavení GDx jsou také normativní databáze RNFL VCC (variable corneal compensation) a ECC (enhanced corneal compensation), které umožňují kompenzaci vlivu předního segmentu oka na měření, a pomáhají při diagnóze a dlouhodobému pozorování nemocí a odchylek oka. [10]



Obrázek 5 - Přístroj Zeiss GDxPRO [10]

Technologie Zeiss GDxPRO

Jak již bylo zmíněno v předchozím odstavci, GDxPRO využívá technologie SLP. Měřicí paprsek prochází RNFL a odráží se od očního fundu. Jelikož má RNFL dvojlomné vlastnosti, dochází při dopadu k rozdělení paprsku na dva s relativním fázovým posuvem, který je přímo úměrný tloušťce RNFL a uspořádání mikrostruktur v RNFL.

U přístroje GDxPRO je zaveden termín RNFL Integrity (RNFL-I). Paprsek polarizovaný rovnoběžně s mikrostrukturou RNFL je pomalejší než paprsek, který je polarizovaný kolmo, dochází tedy ke vzájemnému posuvu paprsků. Velikost posuvu je dána tloušťkou RNFL a její strukturou. RNFL-I je pak závislá na obou těchto parametrech. [10]

Kompenzace předního segmentu oka u přístrojů GDx

Z důvodu dvojlomných vlastností rohovky a čočky je nutné eliminovat vliv předního segmentu oka na měření. V případě GDxPRO se používají dvě metody kompenzace předního segmentu. Jedná se o VCC (variable corneal compensation) a ECC (enhanced corneal compensation).

V obou případech se provádí rohovkový sken pro určení dvojlomnosti předního segmentu při využití speciálních vlastností makulární oblasti sítnice. Analýza výsledků z této oblasti určí vhodnou kompenzaci předního segmentu.

VCC využívá optické kompenzace předního segmentu oka. V případě ECC je vliv předního segmentu matematicky odstraněn a dochází k zesílení poměru vlastního signálu k šumu bez technických modifikací.

Mezi další možnosti kompenzace předního segmentu u starších verzí GDx patří FCC (fixed corneal compensation) a SCC (software corneal compensation). V případě FCC se jedná o fixní kompenzaci, kterou nelze upravovat. Stejný kompenzátor je tedy použit pro všechny pacienty. Při použití SCC je analyzována makulární oblasti pořízená s využitím FCC pro určení vlivu předního segmentu. Výsledky analýzy jsou poté aplikována na tentýž snímek pro vytvoření kompenzované mapy RNFL. [10]

Hodnocení stavu RNFL

Pro zhodnocení stavu RNFL využívá přístroj Zeiss GDxPRO NFI (nerve fiber indicator). NFI je číslo, které určuje pravděpodobnost výskytu abnormality mapy RNFL. Čím je číslo větší, tím je větší pravděpodobnost výskytu abnormalit. NFI však nemůže být samostatně využito pro diagnózu onemocnění.

Součástí Zeiss GDxPRO je také normativní databáze rozdělená do sekcí ECC a VCC. ECC normativní databáze je považována za výchozí, jelikož je ECC technologie považována za nadřazenou. ECC RNFL normativní databáze je založena na GDx ECC skenech, které byly pořízeny na zástupcích normální populace. Databáze pak poskytuje hodnoty ke srovnání, které mohou být využity při vyšetřování pacienta. Druhou částí je VCC normativní databáze, ta je součástí z důvodu návaznosti na starší měření. Měření s využitím ECC a VCC nemohou být porovnávány, jelikož využívají jiných normativních databází. [10]

4.4 Měření na přístroji Zeiss GDxPRO

Průběh vyšetření

Pohledová osa oka směřuje na fixační značku. Dalším krokem je korekce refrakční vady oka přístrojem, ta je provedena buď automaticky, nebo manuálně. Před pořízením snímků je nutná centrace přístroje na pupilu vyšetřovaného oka, samotné pořízení snímků pak trvá méně než jednu vteřinu. [10]

Výsledky měření a analýza symetrie

Výsledky měření na přístroji Zeiss GDxPRO jsou zobrazeny zvlášť pro každé oko. Součástí je také společná část, která porovnává symetrie mezi pravým a levým okem.

V první části je viditelný obraz fundu centrováný na papilu zřetivého nervu a indikátor kvality, který určuje kvalitu pořízeného snímku. V druhé části je mapa nervových vláken, kde pro normální oko je typický obraz přesýpacích hodin zobrazený kolem papily zřetivého nervu. Poslední snímek je mapa deviací, jedná se o barevnou mapu zobrazující odchylky od normativních hodnot.

Společnou část pro pravé i levé oko tvoří RNFL-I sumární tabulka parametrů, kde jsou zapsány barevně odchylky od normativních limit a hodnota

NFI. Poslední částí je TSNIT (temporal-superior-nasal-inferior-temporal) graf, který zobrazuje oblast normálních hodnot a pacientovy hodnoty RFNL-I.

Samotné čtení výsledných hodnot by mělo vždy předcházet ověření kvality dat. Výpočetní kružnice by měly být centrovány přesně na optický nerv a obrazy fundu musí být rovnoměrně osvětlené a ostře zobrazené. Pro další zhodnocení kvality obrazu slouží indikátor kvality. Číselně je také vyjádřena chybovost v korneální kompenzaci. Po kontrole kvality měření následuje hodnocení map RNFL, symetrie mezi snímky pravého a levého oka, posouzení a porovnání map deviací. Odchytky viditelné v mapách by měly být potvrzeny v sumárních tabulkách. [10]

5 OPTICKÁ KOHERENČNÍ TOMOGRAFIE (OCT)

Optická koherenční tomografie patří mezi moderní vyšetřovací metody. Využívá se pro vyšetření zadního, ale i předního segmentu oka. OCT poskytuje detailní informace o struktuře tkání v oku a je významnou součástí diagnostiky různých patologií. Už od jeho vzniku je OCT neustále vylepšováno, postupně dochází ke zlepšení rozlišení výsledných snímků, a také ke zrychlení samotného měření. [4]

5.1 Interference záření

Interferenci lze popsat jako interakci mezi dvěma nebo větším počtem postupných vln pocházejících z různých zdrojů. V závislosti na parametrech dochází ke vzniku oblastí s minimální a s maximální intenzitou záření. [5]

Pro vysvětlení interference lze využít Youngova pokusu, který také dokazuje vlnovou podstatu záření. Pokus využívá ohybu záření na štěrbině, kdy v počáteční fázi dopadá monochromatická rovinná vlna na stínítko s jednou štěrbinou. Toto záření poté dopadá na druhé stínítko se dvěma štěrbinami. Záření se z obou štěrbin překrývá a interferuje. Na finálním stínítku vzniká interferenční obrazec s typickými maximy a minimy. Rozlišujeme konstruktivní interferenci, ke které dochází v místech s maximy (světlé proužky). Naopak v místech s minimy (tmavé proužky) dochází k destruktivní interferenci záření. [8]

Podmínkou interference záření je koherence paprsků. Koherence je vlastnost paprsků, kdy se jejich fázový rozdíl nemění v čase. V případě Youngova pokusu je záření nejprve propouštěno jedinou úzkou štěrbinou, což zajišťuje, že je prošlé záření koherentní. Jako zdroj záření je ideální použití laseru, který produkuje koherentní záření. Výhodou laserů také je, že produkované záření je prakticky monochromatické. [8]

Pro dosažení koherence dvou paprsků je nutné, aby oba vycházely z jednoho koherentního zdroje. Pro popis koherence zdroje se využívají pojmy časová a prostorová koherence. Časová koherence souvisí s generací záření na atomární úrovni. Předpokládáme, že zdrojem záření jsou jednotlivé atomy. V případě, kdy elektron v daném atomu přechází ze stavu s vyšší energií do stavu s energií nižší, dochází k vyzáření přesně definovaného kvanta energie. Toto kvantum je vyzářeno za dobu τ_k , kterou nazýváme koherenční dobou. Koherenční

doba se u klasických zdrojů záření pohybuje řádově v nanosekundách. Počáteční fáze jednotlivých elementárních vln tedy nejsou stejné. Proto je potřeba rozdělit tuto elementární vlnu do dvou virtuálních zdrojů, v důsledku čehož obě části původně jedné elementární vlny při opětovném setkání interferují. Pomocí koherenční doby je definována koherenční délka l_k , která odpovídá délce dráhy, kterou záření urazí rychlostí c za dobu τ_k , tedy

$$l_k = c\tau_k.$$

Při opětovném setkání jsou obě části elementární vlny fázově posunuty. Fázový posun odpovídá dráhovému rozdílu Δr . Pro úspěšnou interferenci musí být dráhový rozdíl menší než koherenční délka zdroje, tedy

$$\Delta r < l_k.$$

V případě nulového dráhového rozdílu je časová koherence úplná a interferenční obrazec je v tomto místě nejvýraznější. Pokud je dráhový rozdíl nenulový jedná se o částečnou časovou koherenci. V situaci, kdy je

$$\Delta r > l_k,$$

interferenční obrazec zmizí. Lze dokázat přímou souvislost mezi časovou koherencí a monochromaticností zdroje, kdy platí

$$l_k \approx \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda}.$$

Velikost koherenční délky tedy odpovídá míře monochromaticnosti zdroje.

Míra prostorové koherence zdroje je dána plochou koherence d_k^2 , kde d_k odpovídá rozměru, na kterém atomy vyzařují záření ještě koordinovaně. Pro klasické zdroje dosahuje koherenční plocha malých hodnot, z tohoto důvodu je potřeba omezit jejich koherenční plochu clonou, či štěrbinou jako v případě Youngova pokusu. Pro lasery toto vymezení není potřeba, jelikož vyzařují koordinovaně. Pro zhodnocení koherence zdroje z časového i z prostorového hlediska se využívá koherenčního objemu v_k , kdy platí

$$v_k = d_k^2 l_k. [5]$$

Michelsonův interferometr

Jak již bylo zmíněno, podmínkou interference jsou minimálně dva zdroje koherentního záření. Ty můžeme získat buďto na základě principu dělení čela

vlny, nebo dělením amplitudy. V případě Michelsonova interferometru se využívá dělení amplitudy. Rozdělení je dosaženo pomocí polopropustného optického prvku. Vstupním zářením je rovinná elektromagnetická vlna. Po dopadu na polopropustnou vrstvu se část záření odrazí a část projde. Odražené záření poté prochází kompenzační destičkou s antireflexními plochami, a to z důvodu zachování stejné dráhy obou paprsků. Na konci obou ramen jsou umístěna zrcadla, od kterých se záření odráží zpět. Po spojení obou paprsků nastává jejich interference. Na konci posledního ramena interferometru je umístěn pozorovací dalekohled, který umožňuje zobrazit interferenční obrazec na stínítko.

Při posunu jednoho ze zrcadel ke středu interferometru se také vzniklé interferenční proužky, nebo kroužky, posouvají do středu interferenčního obrazce, ve kterém postupně mizí. Platí, že při posunu zrcadla o polovinu vlnové délky záření se ztratí jeden proužek, či kroužek. Z tohoto důvodu je Michelsonův interferometr využívám pro přesné měření délek. [5]

5.2 Fyzikální princip OCT

Podstatou OCT vyšetření je odraz nízkokoherenčního záření blízké infračervené oblasti od tkání v oku. Z hlediska vlnové délky je výhodné použít blízkou IR oblast, jelikož delší vlnové délky pronikají dále do oka. Šířka spektra pak určuje axiální rozlišení přístroje a koherenční délku. Čím širší je spektrum, tím je axiální rozlišení větší a koherenční délka menší a naopak.

Odražené záření je pak nutné porovnat s referenčním paprskem, k čemuž se využívá Michelsonův interferometr. Záření se odráží z různých vrstev, čímž vznikají rozdíly ve zpoždění a v síle odraženého signálu. Zpoždění signálu však nemůžeme měřit přímo, využívá se proto interference. Interference probíhá mezi referenčním paprskem, který urazil námi známou dráhu, a měřícím paprskem. Interference pak podává informaci o dráhovém rozdílu paprsků.

Pro určení dráhového rozdílu paprsků se v současné době používají dvě základní metody, time-domain OCT a Fourier-domain OCT. [4]

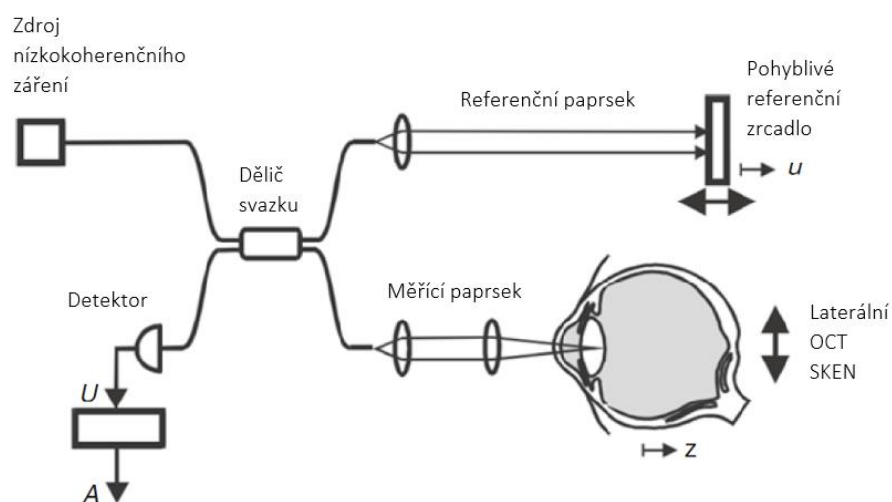
5.3 Typy OCT

Time-domain OCT (TD-OCT)

V prvním případě se jedná o OCT s časovou doménou. Zde je součástí přístroje pohyblivé referenční zrcadlo. Odrazy z různých hloubek, a tedy různá

zpoždění, se měří postupně na jednom interferometru posunem tohoto zrcadla. Pro úspěšné měření je nutno vykonat dva skeny. První laterální OCT sken určuje laterální pozici vzorku, zatímco druhý hloubkový OCT sken detekuje pomocí nízko-koherenčního interferometru hloubku, ze které bylo záření odraženo.

Data o síle odraženého signálu a jeho časovém zpoždění nese série A-skenů, které mají podobu jednorozměrných obrazů. Složením série A-skenů dostáváme dvojrozměrný obraz, který má podobu řezu podél dané osy. Měřením touto metodou vzniká asi 400 A-skenů za sekundu s axiálním rozlišením 8-10 μm . TD-OCT má dvě zásadní nevýhody, a to sice že je nutno vykonat hloubkový OCT sken, a že pracuje bod po bodu. První nevýhoda je eliminována u FD-OCT, druhé se můžeme vyhnout při použití paralelní OCT technologie. [4] [11]



Obrázek 6 - Optická stavba TD-OCT [21]

En-face OCT

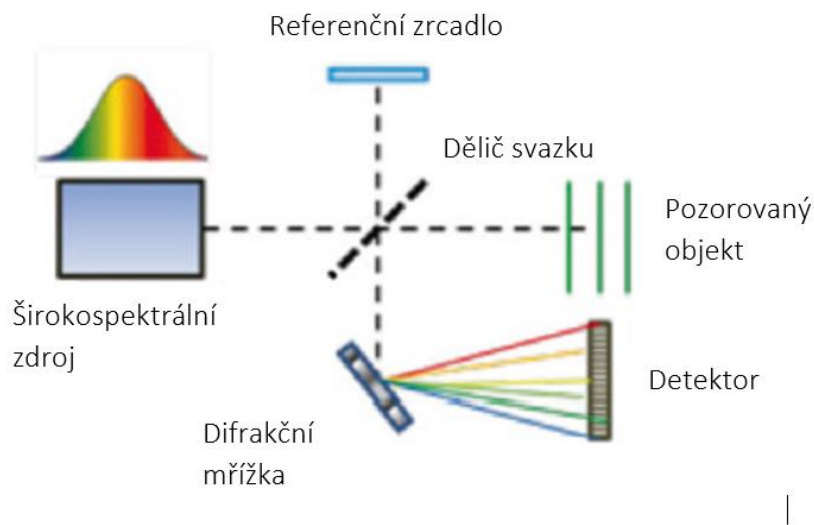
Jedná se o metodu používanou u starších OCT přístrojů. Pořizuje laterální snímky sítnice, přičemž využívá pohyblivého referenčního zrcadla, které umožňuje měnit snímanou hloubku skenu. Výsledkem měření je soubor příčných skenů, které mohou být zrekonstruovány do trojrozměrného obrazu snímané tkáně. Softwarově je pak umožněn konstrukce hloubkových snímků. [4] [11]

Fourier-domain OCT (FD-OCT)

Druhou možností je využití frekvenčně kódovaného signálu, čehož využívá Fourier-domain OCT. Touto metodou je dosaženo vyšší citlivosti a rychlosti

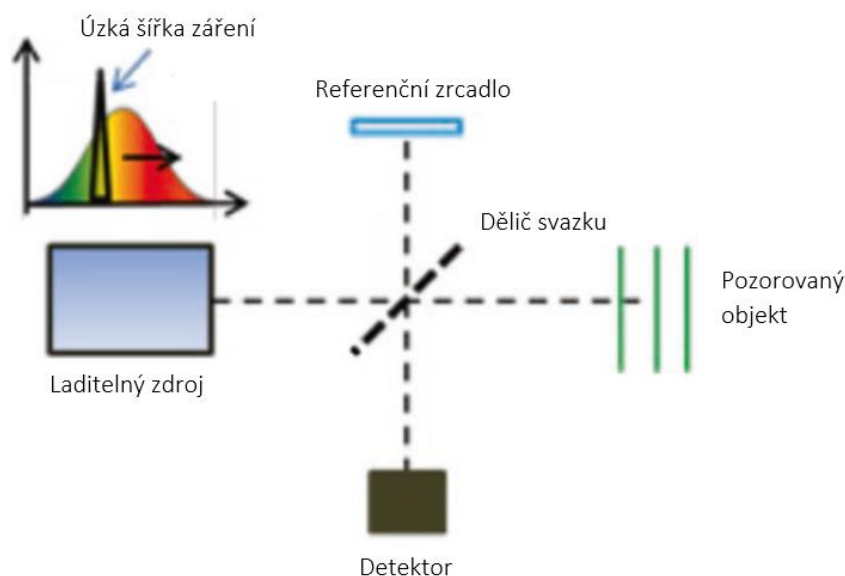
měření, s využitím širšího spektra záření. Na rozdíl od TD-OCT, musí být u FD-OCT proveden pouze laterální sken. Informace, které jsou v případě TD-OCT získány pomocí hloubkovém skenu, jsou zde opatřeny pomocí inverzní Fourierovy transformace spektra odraženého záření, s využitím vysokorychlostního spektrometru (SD-OCT), nebo díky ladění vlnových délek (SS-OCT). S využitím těchto metod přístroj změří 20 000-100 000 A-skenů za sekundu a dosahuje axiálního rozlišení 5-7 μm .

Součástí SD-OCT je zdroj nízkokoherenčního záření a k detekci signálu se využívá spektrometr. Spektrometr obsahuje disperzní mřížku, která rozptýlí signál do prostoru na pole fotodetektorů, což umožní souběžné měření. Hlavní výhodou použití spektrometru je, že není potřeba vykonávat hloubkový OCT sken, a měření je tedy velice rychlé. Nevýhodou je drahý detektor a malý dynamický rozsah.



Obrázek 7 - Optická stavba SD-OCT [21]

Naopak součástí SS-OCT je zdroj vysokokoherenčního záření s úzkým spektrem vlnových délek. Na rozdíl od předchozí metody dochází ke frekvenčnímu rozdělení signálu v čase, ne v prostoru. Záření se v rámci daného spektra rozdělí v čase pomocí laditelných filtrů, či vlastní laditelnou generací. Takové rozdělení probíhá postupně, ale velmi rychle za sebou. Interference je pak detekována jako funkce času pomocí jednoho fotodetektoru, popřípadě malého množství fotodetektorů na výstupu interferometru. Vlnová délka záření se pohybuje kolem 1050 nm, proniká tedy hlouběji do oka a hloubka záběru je 2,5-3,0 mm, což odpovídá rozsahu od sklivce po struktury skléry. Jedná se o nejrychlejší ze zmíněných metod, kdy rychlost snímání byla u některých prototypů až 400 000 A-skenů za sekundu. [4] [11]



Obrázek 8 - Optická stavba SS-OCT [21]

Doppler OCT

Dopplerův jev je využívám v mnohých oblastech, jednou z možností využití je Doppler OCT. To je založeno na interferenci mezi zářením odraženým od pohybujících se částic a referenčním paprskem. Toho se využívá pro angiografická měření na očním pozadí a umožňuje také změřit rychlost průtoku krve. Při použití záření o různých koherenčních délkách a s využitím přední stěny cévy jako referenčního zrcadla je možné selektivně určit rychlost průtoku krve v různých hloubkách sítnice. [11]

Polarization sensitive-OCT (PS-OCT)

Podobně jako u přístroje GDx se v tomto případě využívá dvojlomných vlastností RNFL. Díky tomu je možné určit její tloušťku, jejíž změna je významnou součástí diagnostiky glaukomu. [11]

Srovnání základních typů OCT

V tabulce 2 jsou porovnány základní typy OCT, a to sice TD-OCT, SD-OCT a SS-OCT, přičemž srovnávanými parametry jsou použité záření a rychlost pořizování A-skenů.

	Použité záření	Rychlost
TD-OCT	Široké spektrum, nízkokoherenční	Řádově 400 A-skenů za vteřinu
SD-OCT	Široké spektrum, nízkokoherenční	20 000 – 100 000 A-skenů za vteřinu
SS-OCT	Úzké spektrum, vysokokoherenční	Až 400 000 A-skenů za vteřinu

Tabulka 2 - Srovnání technologií OCT [4]

Co se týče celkových výhod a nevýhod těchto typů, tak hlavní výhodou TD-OCT je jednoduchost získávání informací bez složitých vztahů, mezi jeho nevýhody pak patří pohyblivý prvek, kterým je referenční zrcadlo. Co se týče SD-OCT, jeho hlavními výhodami jsou vyšší rychlost a citlivost než v případě TD-OCT, ale také vysoké rozlišení. Naopak má problémy s detekcí signálu z hlouběji uložených tkání. Posledním typem je SS-OCT, které vyniká svou rychlostí a citlivostí v porovnání s TD-OCT. Mezi jeho nevýhody patří nižší axiální rozlišení z důvodu použití delších vlnových délek záření. [4]

5.4 OCT angiografie (OCT-A)

OCT angiografie primárně slouží pro zobrazení cév sítnice a choroidey. Jedná se o poměrně nový způsob měření, který skýtá mnohé výhody oproti starší fluorescenční angiografii. Tato metoda je postavena na porovnávání povrchu sítnice, který se jeví jako statický, až na místa kudy proudí krev. Principem je pořizování většího množství snímků jedné oblasti a následné porovnání, kdy rozdíl

v odrazu záření indikují přítomnost proudící krve. Po zpracování je výsledkem obraz cév na sítnici.

Nesmírnou výhodou tohoto vyšetření je, že zachycuje jak cévy sítnice, tak i cévnatky. Cévy choroidey a sítnice je pak možné vzájemně oddělit, hodnocení lze tedy provést v různých hloubkách. Obraz dostupný ihned po vyšetření je sumací ze všech hloubek, manuálně či automaticky lze cévy rozdělit do jednotlivých vrstev. Tento hloubkový posun je podobný starším en-face OCT přístrojům. Automatické hloubkové rozdělení cév vytváří zakřivené plochy, které odpovídají jednotlivým vrstvám sítnice. [4]

5.5 Hodnocení OCT skenů

Pro správný popis OCT skenů a jejich interpretaci musíme nejprve kvalitativně a kvantitativně zhodnotit sken, a poté srovnat tyto poznatky s dalšími vyšetřeními.

Z hlediska kvalitativní analýzy se využívá hodnocení morfologie a reflektivity jednotlivých prvků skenu. Při hodnocení morfologie se nejprve popisují celkové deformace sítnice, jedná se buď o konkávní, nebo konvexní zakřivení sítnice. Dále jsou popisovány změny tvaru a kontinuity vrstev sítnice, morfologické změny v zevním komplexu sítnice a přítomnost anomálních struktur. Při hodnocení reflektivity popisujeme míru odrazu záření od jednotlivých prvků. Intenzita odraženého záření závisí na reflektivitě daného prvku, na poloze a na absorpci záření vrstvami. Obecně platí, že horizontálně umístěné prvky jsou více reflexní než vertikální, a prvky, které obsahují více pigmentu, odráží větší množství záření než prvky s menším množstvím pigmentu.

Kvantitativní analýza je nejvýznamnější při opakovaném měření, kdy lze kvantitativně popsat změny, ke kterým na sítnici dochází. Obecně lze říci, že se jedná o měření tloušťky jednotlivých vrstev, měření rozměrů prvků a další volumetrická měření. Důležitou součástí kvantitativní analýzy jsou mapy, které podávají informaci o tloušťce jednotlivých vrstev a o změnách těchto parametrů v čase.

Poslední částí je srovnání výsledků s ostatními měřeními. Na závěr je důležité říct, že by OCT sken neměl sloužit jako jediný diagnostický nástroj. [4]

5.6 Zeiss CIRRUS HD-OCT

Jedná se o bezkontaktní tomografické a biomikroskopické zařízení s vysokým rozlišením, které umožňuje pořizování snímků v řezu a trojrozměrné zobrazení struktur v předním i zadním segmentu oka. Zařízení je konstruováno pro snímání a měření rohovky, sítnice, vrstvy nervových vláken na sítnici (RNFL), makuly a hlavy optického nervu. Zařízení obsahuje podobně jako u přístroje Zeiss GDxPRO normativní databázi, která umožňuje srovnání a zhodnocení tloušťky RNFL.

Hlavní součástí je CIRRUS HD-OCT, jedná se o diagnostický přístroj, který je schopný pomoci při diagnostice mnohých onemocnění oka, jako například makulární díra, cystický makulární edém, diabetická retinopatie, věkem podmíněná makulární degenerace a mnoho dalších. [12]



Obrázek 9 - Přístroj Zeiss CIRRUS HD-OCT [12]

Technologie Zeiss CIRRUS HD-OCT

Přístroj samotný je schopen pořizovat a analyzovat průřezové a trojrozměrné tomogramy s využitím technologie SD-OCT. Zdrojem záření v tomto přístroji je 840 nm SLD (superluminiscenční dioda).

Součástí vybavení je také LSO (line scanning ophthalmoscope), který umožňuje pořízení sítnicových snímků. Zařízení je schopno vytvořit maximálně 68 000 A-skenů za vteřinu, přičemž hloubka A-skenů je 2 mm s axiálním rozlišením 5 μm a transverzálním rozlišením 15 μm . [12]

Zeiss CIRRUS Angiografie

Zařízení CIRRUS HD-OCT poskytuje možnost zobrazení cév na sítnici. Pro toto zobrazení je nutné vykonat sérii B-skenů po sobě. Porovnáním kontrastu na jednotlivých B-skenech ve stejné oblasti označí oblasti se stálým kontrastem a oblasti s proměnlivým kontrastem. Dočasné změny kontrastu ve specifické oblasti vznikají v důsledku pohybu červených krvinek a indikují polohu cév.

Možná je také trojrozměrná analýza B-skenů, která umožňuje zobrazení cév v trojrozměrném prostředí. Používá se také metoda podobná en-face OCT, kdy jsou z B-skenů softwarově vytvořeny jednotlivé vrstvy. Tímto způsobem je možné analyzovat cévy v různých hloubkách sítnice. [12]

Vyšetření na přístroji Zeiss CIRRUS HD-OCT

Mezi skeny, které tento přístroj poskytuje pro zadní segment oka, patří krychlové skeny makuly a optického disku měřící souvislou krychli dat. Odlišným typem skenů jsou pak rastrové skeny, které vytváří B-skeny jednotlivě s vysokým rozlišením, přičemž se u jednotlivých druhů liší počet a uspořádání B-skenů na snímku. Posledním typem skenu je již zmíněná CIRRUS OCT Angiografie.

Pohledová osa oka směřuje na zelenou fixační značku. Tu je možné polohovat v závislosti na typu skenu, lze ji také manuálně posunout pro zobrazení požadované části sítnice. [12]

Analýza skenů

a) Analýza skenů makuly

Mezi analýzy skenů makuly poskytované přístrojem CIRRUS HD-OCT patří analýza makulární tloušťky, analýza změn oblasti makuly, OU analýza makulární tloušťky (*oculus uterque* tedy analýza obou očí), analýza epitelové vrstvy sítnice, OU analýza gangliových buněk, sumární analýza jednoho oka, PanoMap, En face analýza a analýza angiografie CIRRUS HD-OCT. Přičemž

PanoMap je kombinací analýzy makulární tloušťky, analýzy RNFL a hlavy optického nervu a analýzy gangliové vrstvy.

b) Analýza skenů RNFL a optického nervu

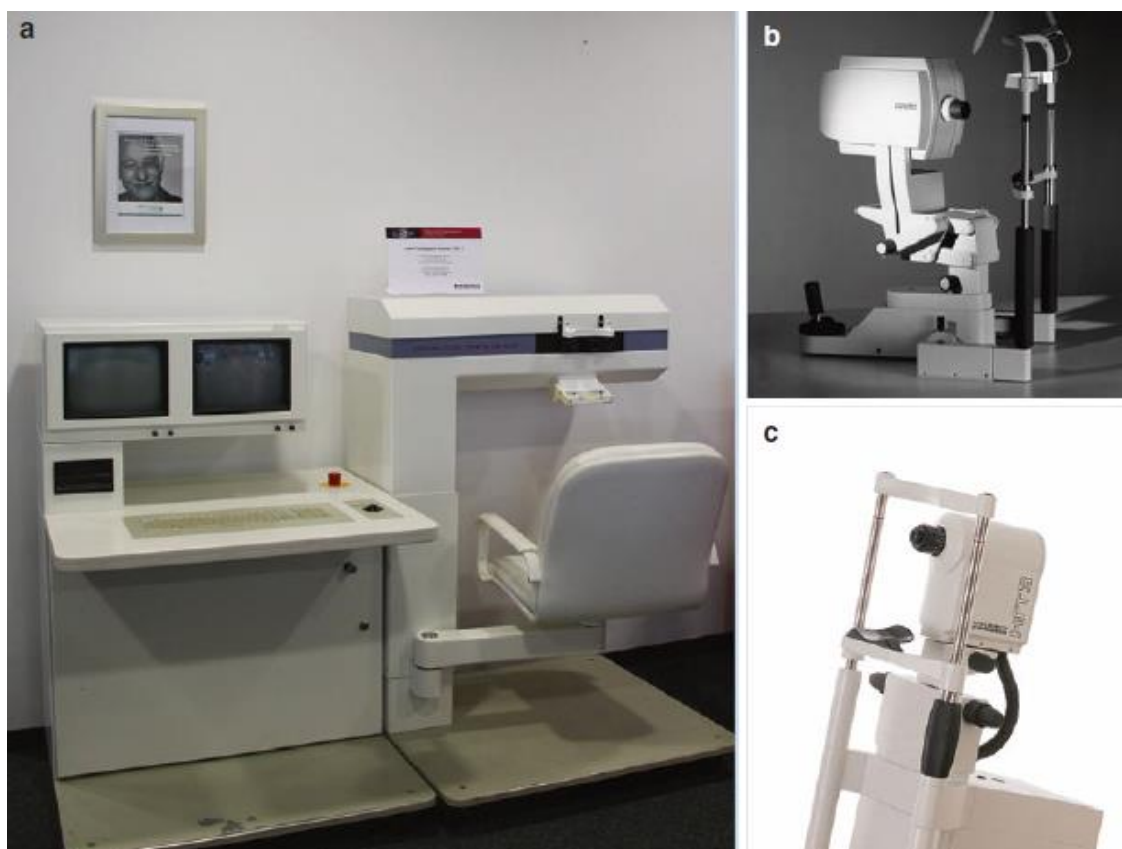
Součástí tohoto souboru analýz je OU analýza RNFL a hlavy optického nervu (ONH) a analýza tloušťky RNFL.

c) Analýza řízené progresse

Zde nalezneme analýzu řízené progresse RNFL a ONH a analýzu řízené progresse gangliových buněk. [12]

6 HEIDELBERSKÝ RETINÁLNÍ TOMOGRAF (HRT)

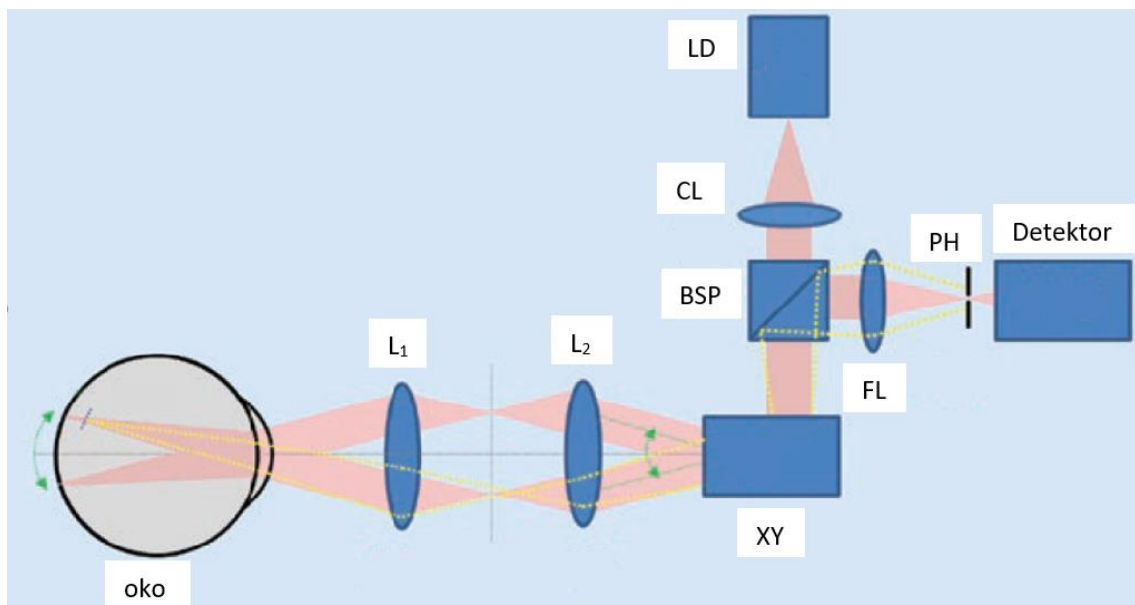
HRT je konfokální skenovací laserový oftalmoskop (cSLO), který je primárně určen pro diagnostiku glaukomu pomocí zhodnocení morfologie hlavy optického nervu. V osmdesátých letech vznikla série prototypů konfokálních SLO pojmenovaných Heidelbergský laserový tomografický skener (LTS). Později v letech 1998 (HRTII) a 2005 (HRT3) vznikly další generace HRT. [17]



Obrázek 10 - Tři generace cSLO vyrobených v Heidelbergu a) LTS b) HRT c) HRT3 [17]

6.1 Fyzikální princip konfokální SLO (cSLO)

Klíčové komponenty cSLO jsou zobrazeny na následujícím obrázku. Záření produkované laserovou diodou je nasměřováno do požadovaného směru pomocí kolimační čočky (CL). Paprsek prochází přes dělič paprsků (BSP) do skenovací jednotky (XY). Skenovací jednotka laserový paprsek lineárně vychýlí, čímž vytvoří požadovaný rastr na sítnici. Skenovací pupila v rovině XY je přenesena zobrazovací optikou (L_1 , L_2) do vstupní pupily vyšetřovaného oka. Přední segment oka zaostří laserový paprsek na sítnici. Použitá optika musí být nastavitelná pro vykorigování případné myopické či hypermetropické vady vyšetřovaného oka. Signální záření odražené či produkované fluorescencí prochází stejnými optickými prvky zpět, je odděleno od dopadajícího paprsku v děliči paprsků a odraženo do detekčního ramena. Signální paprsek je poté zaostřen pomocí čočky (FL) na clonu s dírkou (PH), která funguje jako konfokální clona. Záření je detekováno fotodetektorem a konvertováno na elektrický signál, který je zesílen, digitalizován, a přenesen do počítače. Zde je digitální obraz zpracován a zobrazen na monitoru. Díky dírkové cloně je záření odražené z oblasti před nebo za ohniskovou rovinou zablokováno. Detektor, který se nachází až za dírkovou clonou, tedy detekuje pouze záření ze zaostřené roviny. Tím je výrazně omezeno rušivé záření z oblastí mimo zaostřenou rovinu.



Obrázek 11 - Optická stavba cSLO (LD – laserová dioda, CL – kolimační čočka, BSP – dělič paprsku, XY – skenovací jednotka, L_1 , L_2 – zobrazovací optika, FL – zaostřovací čočka, PH – clona s dírkou) [17]

Dřívější přístroje cSLO používaly plynové lasery jako zdroj záření. Helium neonový (HeNe) pro měření odrazivosti a argonový (Ag^+) laser pro fluorescenční aplikaci. HRT byl první přístroj, který místo plynových laserů začal používat laserové diody. Jako první byl nahrazen HeNe laser červenou laserovou diodu 670 nm pro měření odrazivosti. Laserové diody pro nahrazení Ag^+ laseru byly zkonstruovány až později.

Jako dělič paprsků je v případě fluorescenčních aplikací SLP vhodné použít dichroické zrcadlo. Povrch těchto zrcadel je navržen tak, aby měl vysokou propustnost pro vlnovou délku záření produkované laserem a vysokou odrazivost pro vlnovou délku záření produkované fluorescencí. Záření produkované fluorescencí je posunuto do červeného spektra. Pro měření odrazivosti existují dvě možnosti. První možností je spokojit se se zrcadlem, které má propustnost 20 %, a tedy odrazivost 80 %. Menší podíl záření laseru je propuštěn do oka, na druhou stranu je větší podíl signálního záření odražen do detektoru. Druhou možností je využití polarizačního děliče paprsků. Laserový paprsek je polarizován tak, aby z velké části prošel děličem paprsků. Za ním se nachází čtvrtvlnná destička, která po dvojnásobném průchodu paprsku stáčí rovinu polarizace o 90° tak, aby došlo k odrazu signálního záření v polarizačním děliči paprsků na detektor. V důsledku dvojlomnosti určitých prostředí v oku nedochází k rotaci roviny polarizace přesně o 90° , a tedy odraz v polarizačním děliči paprsků není 100%.

Poslední částí SLP je detektor. V dřívějších SLP bylo využíváno fotonásobičů (PMT), které dokážou zesílit slabé paprsky záření na měřitelný elektrický proud. Nyní je využíváno polovodičových detektorů, jako jsou lavinové fotodiody (APD) a silikonové fotonásobiče (SiPM). [17]

6.2 Průběh vyšetření na HRT (HRTII, HRT3)

Pro skenovací laserovou tomografii je nutné pořídit sadu dvojrozměrných cSLO snímků s rovnoměrným rozložením pozic ohniskové roviny. Mezi dvěma navazujícími snímky je zaostření laserového paprsku posunuto pomocí pohyblivého dalekohledu.

Pohledová osa oka směřuje na fixační značku, která je zobrazena přibližně 12° nazálně tak, aby se v centru skenu nacházela hlava optického nervu. Dalším krokem je nastavení přístroje na pupilu vyšetřovaného oka. Jakmile je zařízení

nastaveno, spustí se měření, během kterého jsou pořízeny tři samostatné z-skeny. První se skládá ze 64 snímků s rozdílem vzdáleností ohniskových rovin 62,5 μm , čímž pokryje celou hloubku oka (4 mm). Pro následující dva finální z-skeny je vypočítán vhodný rozsah z-skenu (2–4 mm), který závisí na geometrii hlavy optického nervu (ONH).

Všechny tři skeny jsou srovnány a spárovány tak, aby byl vykorigován pohyb oka během měření. Na základě opravených dat je vypočítána topografie a odrazivost snímků. Pro lepší vizualizaci je možné ONH zobrazit jako trojrozměrný povrch.

Po zpracování dat a výpočtu topografie a odrazivosti je nutné definovat konturní linii kolem optického disku. Konturní linie je nutná pro výpočet parametrů jako je plocha okraje, objem okraje, tvar exkavace a dalších, které charakterizují tvar ONH. Pro správné zakreslení konturní linie je nutná praxe, ale bylo dokázáno, že odchylka mezi konturními liniemi zakreslenými různými lékaři, má pouze malý vliv na výsledky měření. Navíc je konturní linii nutné zakreslit pouze jednou při pořizování prvních snímků, poté je již automaticky převáděna na navazující měření. Na základě stanovené konturní linie je určena referenční rovina, která vymezuje oblast neuroretinálního lemu a povrch, popřípadě objem, exkavace. Oblast uvnitř konturní linie, která je nad referenční rovinou, je označena jako lem. Naopak oblast uvnitř konturní linie, která se nachází pod referenční rovinou, je označena jako exkavace. [17]

6.3 Analýza výsledků

Jednou z metod softwarové analýzy, kterou využívá HRT-II, je Moorfieldská regresivní analýza (MRA). Její podstatou je algoritmus, který porovnává změřené parametry optického nervu s hodnotami uvedenými v normativní databázi. Největší limitací tohoto přístroje je však nutnost manuálního označení konturní linie, která udává informaci o poloze hranice optického disku. To může vést k odlišnostem ve výsledcích měření u jedné měřené osoby. Jak bylo zmíněno, HRT využívá při MRA normativní databázi. V případě HRT-II se jedná o normativní databázi, která obsahuje 349 normálních očí lidí europoidní rasy. V případě HRT-III databáze obsahuje 733 očí lidí europoidní rasy a 215 očí lidí negroidní rasy.

Součástí HRT-III (software verze 3.0) je také možnost výpočtu GPS (glaucoma probability score), které určuje pravděpodobnost vzniku glaukomu na základě změřených parametrů. Nový automatický algoritmus hodnotí optický disk a topografii RNFL v blízké oblasti papily pro odhad pravděpodobnosti výskytu glaukomu. GPS počítá s vertikálním a horizontálním zakřivením RNFL a se třemi měřeními ONH, kde hodnotí velikost prohlubně, její hloubku a strmost okraje. Pro výpočet GPS není nutno manuálního zaznačení konturní linie, čímž je tato analýza objektivní. [13]

Hodnocení OU reportu (report měření obou očí)

V horní části se nachází základní informace o pacientovi (věk, pohlaví apod.). První částí je hodnocení kvality pořízeného snímku a velikost optického disku. Následují snímky zobrazující exkavaci, lem optického disku a profil RNFL. Součástí obrazu exkavace je také zobrazení plochy neuroretinálního lemu, které umožňuje hodnotit jeho tenčení, popřípadě zvětšování exkavace. Část popisující neuroretinální lem obsahuje výsledky Moorfieldské regresivní analýzy (MRA). Výsledky analýzy jsou zobrazeny pro každou z šesti oblastí kolem papily zvlášť. Hodnocení má tři stupně, hodnoty v normě, hraniční hodnoty a hodnoty mimo normu. Poslední částí je profil RNFL. Graficky je zde znázorněna tloušťka RNFL na obou očích zvlášť ve srovnání s normálními, hraničními a abnormálními hodnotami. Součástí je také hodnocení symetrie mezi očima. [14]

Hodnocení GPS reportu

Skóre pravděpodobnosti výskytu glaukomu (GPS) je novou metodou hodnocení dat z přístroje HRT. Hodnota GPS se zakládá na trojrozměrném hodnocení tvaru optického disku a na analýze RNFL. Zároveň využívá rozsáhlou databázi s možností rozlišení rasy. Podstatnou výhodou je rychlost analýzy, která probíhá automaticky. V porovnání s MRA má GPS podobnou citlivost, ale v některých případech dosahuje jiných výsledků, což je způsobeno odlišností těchto dvou metod. MRA analyzuje pouze exkavaci a oblast neuroretinálního lemu, zatímco GPS provádí globální hodnocení.

Stejně jako v předchozím reportu se i zde v horní části nachází základní informace o pacientovi následovány hodnocením kvality snímku. Dále je zde GPS sektor obsahující obraz terče zrakového nervu s hodnocením GPS. Obdobně jako

u MRA, je hodnocení vyjádřeno pro šest samostatných oblastí se třemi stupni hodnot. Pod GPS sektorem se nachází tabulka hodnot popisující tvar optického disku a RNFL. Dále je zde grafické zobrazení klasifikace hodnot pro jednotlivé oblasti a globálně s finálním hodnocením, které bere v potaz veškeré změřené hodnoty. [15]

Hodnocení reportu zobrazující progresi v čase

HRT umožňuje rozeznání progresivní glaukomatické ONH od stabilní ONH. Navazující vyšetření změřená s určitým časovým odstupem jsou porovnána s původními vstupními údaji. Technologický základ HRT zůstal během let stejný. Novým softwarem mohou být tedy porovnány i starší snímky. Stejně jako u předchozích reportů se v úvodní části nachází základní informace o pacientovi. Následuje řada snímků začínaje prvním pořízeným měřením, konče posledním pořízeným snímkem. V horní části se nachází grafické znázornění analýzy trendu, která zobrazuje změny hodnot v čase. [16] [17]

7 Srovnání GDx, OCT a HRT

Společnou oblastí využití zmíněných přístrojů je diagnostika glaukomu. V případě GDx se jedná o diagnostiku pomocí měření tloušťky vrstvy nervových vláken na sítnici (RNFL), která se s postupem glaukomového onemocnění ztenčuje. OCT poskytuje více možností měření pro diagnostiku glaukomu. Mezi ně patří analýza papily zřetivého nervu, analýza RNFL, analýza makulárních změn. Dále zde patří také analýza předního segmentu oka, kterou některé přístroje OCT poskytují. Posledním zmíněným zařízením je HRT, které umožňuje zobrazit trojrozměrnou mapu oblasti papily s určením objemu exkavace, poměru plochy exkavace vůči ploše neuroretinálního lemu, Morfieldskou analýzu a GPS. [4] [9] [15]

Z níže uvedených tabulek 3 a 4 jsou patrné rozdíly mezi jednotlivými technologiemi z hlediska zorného pole, axiálního a laterálního rozlišení, a také z hlediska rozlišitelných struktur. Skenovací technologie se obecně používají pro zhodnocení malé oblasti sítnice, na druhou stranu poskytují vyšší rozlišení a větší hloubku záběru. Skenovací technologie založené na TD-OCT jsou pomalejší ve srovnání s novějšími technologiemi SD-OCT a SS-OCT. S posunem k delším vlnovým délkám vzrostla také hloubka záběru, a navíc zvětšení šířky pásma zdroje a zvýšení rychlosti vedlo ke zlepšení v oblasti axiálního rozlišení. [18]

Technologie	Zorné pole	Axiální rozlišení	Laterální rozlišení
cSLO	5° - 25°	20-50 μm	5-10 μm
SLP	40° x 20°	není uvedeno	46 μm
OCT	5° - 15°	2-10 μm	3-10 μm
PS OCT	20° - 40°	10-12 μm	5-20 μm

Tabulka 3 - Srovnání cSLO, SLP, OCT a PS OCT [18]

Technologie	Detekované struktury
cSLO	Drúzy, mikrovaskulární angiopatie, svazky nervových vláken, angioskotomy
SLP	Tloušťka RNFL v oblasti optického disku
OCT	Mikroskopické struktury v sítnicových vrstvách, systém cév choroidey
PS OCT	Strukturu tkáně na molekulární úrovni, retinální pigmentový epitel, drúzy, Bruchovu membránu, sítnicové gangliové buňky

Tabulka 4 - Objekty detekovatelné s využitím jednotlivých technologií [19]

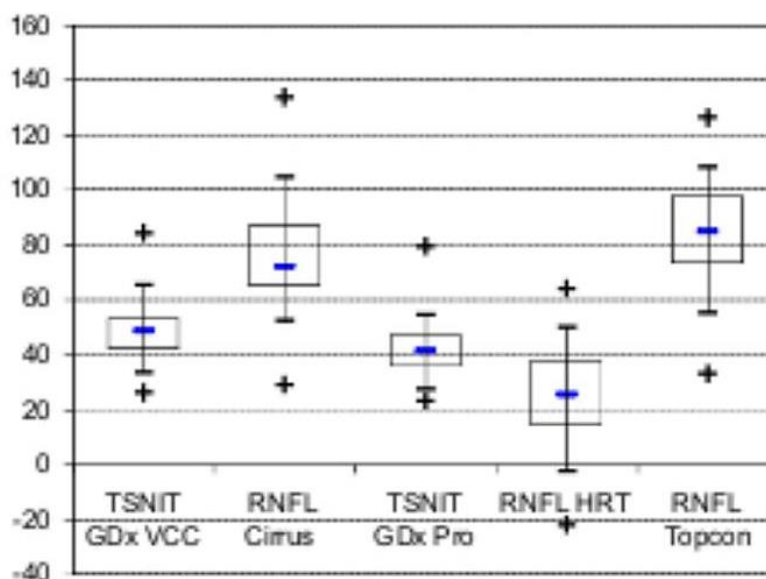
Co se týče zhodnocení těchto přístrojů stran výhod a nevýhod, tak mezi společné výhody těchto přístrojů patří jednoduchost použití a měření bez nutnosti navození mydriázy u vyšetřovaného. Společnou nevýhodou je pak vysoká cena těchto přístrojů. Výhodami zařízení HRT je možnost softwarové topografické analýzy změn v čase, určení glaukomového pravděpodobnostního skóre (GPS), Moorfieldská regresivní analýza a měření bez nutnosti označení okrajů papily. Nevýhodami tohoto přístroje je již zmíněna poměrně vysoká cena, ale také horší senzitivita. Mezi výhody OCT patří rozlišení vrstev sítnice a možnost srovnání s histologickými nálezy. Nevýhodou je nutnost jisté zkušenosti pro reprodukci výsledků. Výhodami GDx VCC je specifická analýza RNFL, vysoké rozlišení a opakovatelnost měření. Mezi nevýhody patří nutnost kompenzace dvojlomnosti předního segmentu oka, relativní měření RNFL a atypický obraz retardace. [19]

Sítnicové skenovací metody nejsou využívány jen pro získání diagnostických dat, naopak v poslední době roste trend využití těchto technologií pro screening amblyopie, či retinopatie nedonošených. Co se týče aplikace zmíněných metod mimo zobrazování sítnice, jsou také využívány pro nekontaktní biometrii, identifikaci a sledování nitroočních nádorů, objasnění abnormalit v rohovce,

duhovce či čočce. Skenování dvojlomnosti sítnice může být využito pro detekci centrální fixace, správné polohy očí a sledování očních pohybů (eye tracking). [18]

Korelace a míra asociace mezi měřeními

V roce 2015 vznikla studie porovnávající metody OCT, cSLO a SLP. Účelem bylo stanovit korelaci a míru asociace mezi rozdílnými zobrazovacími systémy pro analýzu RNFL u pacientů trpících glaukomem. Studie byla provedena na 114 očích pacientů s mírným POAG pomocí technologií SD-OCT (zařízení Topcon S-OCT 2000 a Zeiss Cirrus HD-OCT), SLP (GDx VCC a GDx Pro) a cSLO (HRT3). Na základě výsledků byla nejvyšší míra korelace měření RNFL stanovena mezi zařízeními, které využívají stejnou technologii jako je GDx VCC a GDx Pro, stejně tak i Topcon OCT a Cirrus OCT. Při porovnání rozdílných technologií byla silná souvislost zjištěna mezi zařízeními OCT a GDx Pro, dále byla zjištěna slabá až střední asociace mezi přístroji GDx VCC a OCT. Nejnižší míru asociace ve srovnání se zbylými přístroji mělo zařízení HRT3.



Obrázek 12 - Tloušťka RNFL glaukomových pacientů změřená jednotlivými přístroji s patrnými rozdíly ve výsledcích [20]

Měření RNFL u pacientů s glaukomem ukázalo silnou korelaci přístrojů GDx a OCT. Důvodem této silné korelace je, že zařízení OCT je schopno rozpoznat všechny hlavní vrstvy sítnice, tedy i RNFL. SLP pak dokáže detekovat přímo RNFL, což umožňuje porovnat výsledky měření těchto přístrojů. V případě

technologie cSLO jsou výsledky měření pouze výškové parametry povrchu sítnice bez rozlišení jednotlivých vrstev, což vysvětluje slabou míru korelace mezi cSLO a zbylými přístroji. Míra korelace mezi měřeními je důležitým parametrem hlavně v případě, kdy se pro navazující měření pacientů využívají rozdílné přístroje. [20]

8 Závěr

Cílem práce byl popis a srovnání principů jednotlivých technologií, které se využívají pro vyšetřování zadního segmentu oka, konkrétně se jedná o SLP, OCT a cSLO. V úvodu každé kapitoly jsou vysvětleny fyzikální principy těchto metod následovány funkcemi konkrétních přístrojů.

Při srovnání výsledků měření v závěrečné kapitole je patrné, že nejlepší kompatibilitu napříč technologiemi mají OCT a GDx. Určitá podobnost je zřejmá už při samotném popisu těchto zařízení, kdy oba vyšetřují tloušťku vrstev sítnice. V případě GDx se jedná o tloušťku RNFL v případě OCT je měřeno vícero vrstev zároveň. Naopak u cSLO se jedná o vyšetřování povrchu sítnice a analýzu topografie. Tento rozdíl se projevil poměrně špatnou kompatibilitou mezi cSLO a GDx a mezi cSLO a OCT.

Závěrem je nutné říct, že každý ze zmíněných přístrojů má své místo při diagnostice očních onemocnění. GDx a HRT jsou primárně využívány pro diagnostiku glaukomu, zatímco OCT je univerzální nástroj, který má mimo diagnostiku glaukomu také mnohá další využití.

Seznam použité literatury

- [1] KRAUS, H. *Kompendium očního lékařství*. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-716-9079-1.
- [2] ČIHÁK, R. *Anatomie*. Třetí upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
- [3] SYNEK, S., SKORKOVSKÁ, Š. *Fyziologie oka a vidění*. Druhé doplněné a přepracované vydání. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-3992-2.
- [4] NĚMEC, P., LÖFFLEROVÁ, V., KOUSAL, B. *Optická koherenční tomografie: klinický atlas sítnicových patologií*. Druhé přepracované a doplněné vydání. Praha: Mladá fronta, 2017. ISBN 978-80-204-4414-1.
- [5] VYŠÍN, I., ŘÍHA, J. *Paprsková a vlnová optika: studijní modul*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2012. ISBN 978-80-244-3334-9.
- [6] MALÝ, P. *Optika*. Druhé přepracované vydání. Praha: Karolinum, 2013. ISBN 978-80-246-2246-0.
- [7] BAJER, J. *Optika 2*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2018. ISBN 978-80-907098-0-5.
- [8] HALLIDAY, D., WALKER, J., RESNICK, R. *Fyzika 2*. Druhé přepracované vydání. Brno: VUTIUM, 2013. ISBN 978-80-214-4123-1.
- [9] NAJMANOVÁ, E. *Oftalmologické a optometrické přístroje II – výukové materiály k předmětu Optické a optometrické přístroje II, katedra optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci, Olomouc, 2020*.
- [10] © Carl Zeiss Meditec, Inc. *GDxPRO Scanning Laser Polarimeter: User Manual* [online]. [cit. 2021-01-22]. Dostupné z: https://www.amedeolucente.it/pdf/GDxPRO_User_Manual.pdf
- [11] FERCHER, A. F., DREXLER W., HITZENBERGER C. K., LASSER T. *Optical coherence tomography-principles and applications. Reports on Progress in Physics*. Reports on Progress in Physics, Vol. 66(2), 2003, pp. 239-303
- [12] © Carl Zeiss Meditec, Inc. *CIRRUS HD-OCT: User Manual - Models 500, 5000* [online]. 2016 [cit. 2021-02-05]. Dostupné z: https://www.zeiss.fr/content/dam/Meditec/international/ifu/documents/cirrus-hd-pct/current/2660021162665_b_cirrus_9.5_us.pdf

- [13] HARIZMAN, N., ZELEFSKY, J. R., ILITCHEV, E., TELLO, C., RITCH, R., LIEBMANN, J. M. *Detection of Glaucoma Using Operator-Dependent versus Operator-Independent Classification in the HRT-III. British Journal of Ophthalmology*. Vol. 90(11), 2006, pp. 1390-1392
- [14] Heidelberg Engineering, Inc. *Interpreting the New HRT 3 OU Report* [online]. 2005 [cit. 2021-02-28]. Dostupné z: <https://innovamed.com/sites/default/files/downloads/Interpreting%20OU%20Printout.pdf>
- [15] Heidelberg Engineering, Inc. *Interpreting the New v.3.0 GPS Printout* [online]. 2005 [cit. 2021-02-28]. Dostupné z: <https://innovamed.com/sites/default/files/downloads/Interpreting%20The%20GPS%20Printout.pdf>
- [16] Heidelberg Engineering, Inc. *Interpreting the New v.3.0 TCA Progression Report* [online]. 2005 [cit. 2021-02-28]. Dostupné z: <https://innovamed.com/sites/default/files/downloads/Interpreting%20The%20Progression%20Printout.pdf>
- [17] FISCHER, J., OTTO, T., DELORI, F., PACE, L., STAURENGHI, G., BILLE, J. F. *Scanning Laser Ophthalmoscopy (SLO)*. High Resolution Imaging in Microscopy and Ophthalmology: New Frontiers in Biomedical Optics. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 35-57, ISBN 978-3-030-16637-3
- [18] GRAMATIKOV, B. I. *Modern technologies for retinal scanning and imaging: an introduction for the biomedical engineer*. BioMedical Engineering OnLine, Vol. 13(1), 2014
- [19] HLOŽÁNEK, M. *Tloušťka vrstvy nervových vláken sítnice u dětských pacientů s glaukomem měřená skenovací laserovou polarimetrií: disertační práce*. Praha: Univerzita Karlova v Praze 2. lékařská fakulta, 2016.
- [20] FANIHAGH, F., KREMMER, S., ANASTASSIOU, G., SCHALLENBERG, M., STEUHL, K. P., SELBACH, M. *Optical Coherence Tomography, Scanning Laser Polarimetry and Confocal Scanning Laser Ophthalmoscopy in Retinal Nerve Fiber Layer Measurements of Glaucoma Patients*. The Open Ophthalmology Journal, Vol. 9(1), 2015, pp. 41-48

[21] AUMANN, S., DONNER, S., FISCHER, J., MÜLLER, F. *Optical Coherence Tomography (OCT): Principle and Technical Realization*. High Resolution Imaging in Microscopy and Ophthalmology: New Frontiers in Biomedical Optics. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 59-85, ISBN 978-3-030-16637-3

Seznam obrázků

Obrázek 1 - Vrstvy sítnice [3].....	9
Obrázek 2 - Rovinná elektromagnetická vlna [6].....	16
Obrázek 3 - Křivky, které opisuje konec vektoru elektrické intenzity v rovině kolmé ke směru šíření záření v závislosti na fázovém rozdílu δ [6].....	18
Obrázek 4 - Optická stavba SLP [18]	20
Obrázek 5 - Přístroj Zeiss GDxPRO [10]	21
Obrázek 6 - Optická stavba TD-OCT [21]	28
Obrázek 7 - Optická stavba SD-OCT [21]	29
Obrázek 8 - Optická stavba SS-OCT [21].....	30
Obrázek 9 - Přístroj Zeiss CIRRUS HD-OCT [12]	33
Obrázek 10 - Tři generace cSLO vyrobených v Heidelbergu a) LTS b) HRT c) HRT3 [17].....	35
Obrázek 11 - Optická stavba cSLO (LD – laserová dioda, CL – kolimační čočka, BSP – dělič paprsku, XY – skenovací jednotka, L_1 , L_2 – zobrazovací optika, FL – zaostřovací čočka, PH – clona s dírkou) [17].....	36
Obrázek 12 - Tloušťka RNFL glaukomových pacientů změřená jednotlivými přístroji s patrnými rozdíly ve výsledcích [20].....	43

Seznam tabulek

Tabulka 1 – Spektrum optického záření [5]	16
Tabulka 2 - Srovnání technologií OCT [4].....	31
Tabulka 3 - Srovnání cSLO, SLP, OCT a PS OCT [18].....	41
Tabulka 4 - Objekty detekovatelné s využitím jednotlivých technologií [19]	42