

PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA UNIVERZITY PALACKÉHO V OLOMOUCI
KATEDRA OPTIKY

IMPLANTACE MULTIFOKÁLNÍCH INTRAOKULÁRNÍCH ČOČEK U
HYPERMETROPICKÝCH PACIENTŮ S KATARAKTOU

Diplomová práce

VYPRACOVAL:

Bc. Peter Essig
obor: N5345Optometrie
studijní rok 2018/2019

VEDOUCÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE:

RNDr. Mgr. František Pluháček Ph.D.

Prohlašuji, že tuto diplomovou práci jsem psal samostatně, pouze za použití odborné literatury citované na konci práce a za odborných konzultací
RNDr. Mgr. Františka Pluháčka Ph.D. a MUDr. Kláry Marešové Ph.D.

V Olomouci dne 25.4.2018

.....
Bc. Peter Essig

Na tomto místě bych velice rád poděkoval RNDr. Mgr. Františku Pluháčkovi Ph.D. za vedení této práce, cenné rady, poznámky, konzultace a vždy laskavý přístup při tvorbě mé práce.

Dále bych velmi rád poděkoval MUDr. Kláře Marešové Ph.D., primářce Oční kliniky Fakultní nemocnice v Olomouci za výbornou spolupráci, organizaci předoperačních a pooperačních měření u operovaných pacientů a dále pak za cenné rady a připomínky, které mi poskytla v rámci odborných konzultací.

Tato práce vznikla za podpory projektů IGA PřF UP s názvem Optometrie a její aplikace, č. IGA_PrF_2018_007 a č. IGA_PrF_2018_003.

Obsah

Úvod.....	6
1. Hypermetropický, presbyopický pacient s kataraktou a jeho korekce.....	8
1.1 Hypermetropie.....	8
1.1.1 Klasifikace hypermetropie.....	10
1.2 Katarakta.....	11
1.2.1 Typy katarakty.....	12
1.2.2 Faktory ovlivňující vznik katarakty.....	13
1.2.3 Řešení katarakty.....	13
1.3 Presbyopie.....	14
1.3.1 Korekce presbyopie.....	15
2. Intraokulární čočky (IOL).....	16
2.1 Historie IOL.....	16
2.2 Multifokální IOL (MIOL).....	17
2.3 Materiály na výrobu IOL.....	19
2.4 IOL AcrySof PanOptix.....	19
2.5 Biometrie oka.....	20
2.5.1 Ultrazvuková biometrie.....	20
2.5.2 Optická biometrie.....	21
3. Aberace optického systému oka.....	21
3.1 Detekce tvaru vlnoplochy.....	22
3.1.1 Scheinerův disk.....	22
3.1.2. Shack-Hartmanův senzor.....	23
3.2 Popis a klasifikace aberací pomocí Zernikeho polynomů.....	24
3.3 Nejčastější Zernikeho aberace v oku.....	28
3.3.1 Koma.....	28
3.3.2 Trefoil.....	28
3.3.3 Sférická aberace.....	28
4. Vybrané parametry pro hodnocení zraku po implantaci MIOL.....	29
4.1 Zraková ostrost.....	29
4.1.1 Testování zrakové ostrosti.....	31
4.2 Kontrastní citlivost.....	32
4.2.1 Testy určené k vyšetření kontrastní citlivosti.....	33
4.3 Defokusační křivka.....	35

5. Korekce hypermetropických pacientů pomocí MIOL – současný stav poznání.....	36
6. Praktická část diplomové práce.....	38
6.1 Metodika.....	39
6.2 Výsledky.....	41
6.3 Diskuze.....	47
Závěr.....	50
Použité zdroje – text.....	52
Použité zdroje – obrázky a tabulky.....	55

Úvod

Korekce hypermetropických pacientů je pro obor Optometrie velmi důležitým tématem a v praxi také každodenním problémem, který je třeba řešit. U starších pacientů se kromě vlastní vady hypermetropie přidá ještě stařecká vetchozrakost, kterou nazýváme presbyopie. Tato fyziologická redukce ve výkonu akomodace zapříčiní nárůst vlastní hypermetropické vady, a proto je nutné pacienta korigovat na více vzdáleností, jelikož standardní monofokální korekce k běžnému životu nestačí, respektive nedokáže zabezpečit čisté vidění na všechny vzdálenosti. V tomto případě se nám tedy nabízí využití například multifokální korekce.

Pro korekci samotné vady se v dnešní době standardně použije brýlová korekce, případně kontaktní čočky, kdy se výsledek ve většině případů setká s úspěchem. Jako všude, tak i zde je jedno "ale". Klasické metody korekce je možné využít pouze, pokud u pacienta není přítomna nějaká další oční abnormalita, kterou je třeba do výsledné korekce zahrnout a věnovat jí řádnou pozornost. V případě této diplomové práce se jedná o kataraktu, kterou pacienti většinou znají pod názvem šedý zákal. V tomto případě již nestačí korigovat vlastní refrakční vadu rutinním přístupem, neboť je zakalená pacientova nitrooční čočka. Nutností je tedy vyměnit pacientovu čočku za novou, intraokulární čočku. V rámci praktické části této práce byla řešena implantace nové multifokální intraokulární čočky právě u hypermetropických pacientů, jelikož se předpokládá vyšší pacientova spokojenost s pooperačním viděním, než u pacientů s myopií, kteří ve většině případů brýlovou korekci na blízko nepotřebují.

V dnešní době existuje řada různých intraokulárních čoček, různých designů a počtů ohnisek. V rámci své diplomové práce jsem se omezil na korekci výše zmíněných pacientů s kataraktou pomocí trifokální intraokulární čočky, která vykazuje svůj multifokální efekt díky vrypům ve tvaru soustředných kružnic. Tento optický design pak ve výsledku vykazuje efekt difrakce světla. Právě tento typ multifokální intraokulární čočky pak byl v rámci mého výzkumu implantován u všech 10-ti očí 5-ti pacientů.

Úvod této práce je věnován rozboru hypermetropie, presbyopie a způsobu její korekce. Je zde popsána problematika šedého zákalu, jeho vzniku a odstranění. Následný text pojednává o materiálech používaných při výrobě intraokulárních čoček a jejich optickém designu. Další část práce je věnována aberacím optického systému oka, kde stěžejní část tvoří aberace vyšších řádů z důvodu jejich měření u probandů v praktické

části. Následná kapitola je věnována dalším vybraným parametrům, díky kterým lze hodnotit pacientovo vidění. Mezi tyto parametry byla vybrána zrková ostrost, kontrastní citlivost a defokus, respektive defokusační křivka. V poslední kapitole teoretické části jsou rozebírány vybrané studie, které na stejné, nebo velmi podobné téma již vznikly. Druhý celek, respektive praktická část této práce, tvoří rozbor dat výzkumu, kde je stěžejním bodem analýza a porovnání pacientova vidění před a po operaci pomocí veličin rozebíraných ve čtvrté kapitole a pomocí hodnot aberací vyšších řádů.

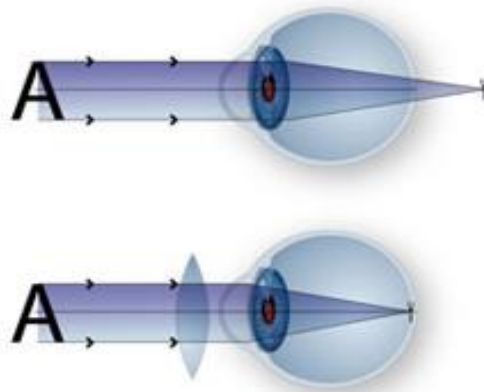
1. Hypermetropický, presbyopický pacient s kataraktou a jeho korekce

Pacient v presbyopickém věku, jehož oči byly zatíženy hypermetropií a kataraktou byl v rámci praktické části této diplomové práce předoperačně a pooperačně testován na různé zrakové parametry a jemuž byla implantována nová multifokální intraokulární čočka. Z tohoto důvodu se první kapitola věnuje problematice hypermetropie, presbyopie a katarakty.

1.1 Hypermetropie

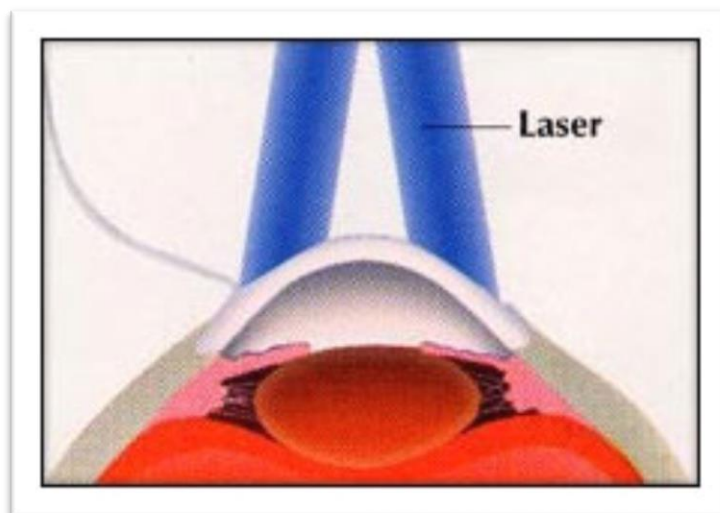
Dalekozrakost neboli hypermetropie patří mezi sférické, nejčastěji se vyskytující refrakční vady postihující oko. Nastává nejčastěji z důvodu malé axiální délky oka, případně kvůli velké hodnotě zakřivení rohovky. Mezi projevy hypermetropie kromě rozmazaného obrazu pozorovaného předmětu v blízké vzdálenosti patří únava očí pocházející od nepřetržitě zapojené akomodace na všechny vzdálenosti, bolest hlavy, pálení očí a celková podrážděnost pacienta. Vzhledem k tomu, že každý disponuje nějakým výkonem akomodace (akomodační šíří) nemusí nutně tato vada o malých hodnotách působit problémy. Ačkoliv je pacient nucen vadu kompenzovat akomodací, nemusí zpočátku pozorovat změny ve vidění. Pokud již pacient není schopen vadu sám korigovat pomocí akomodace, je nutné tuto vadu korigovat spojnými čočkami. Mezi tradiční přístupy patří korekce pomocí brýlí nebo pomocí kontaktních čoček. Nejmodernějším přístupem ke korekci této refrakční vady je potom chirurgický zákrok.[1,2]

Při užití korekce brýlemi je do obruby vsazena optimální korekce spojnou čočkou (obr. 1). U vyšších vad je evidentní, že díky zobrazovacím vlastnostem korekční čočky dojde k "zvětšení" pacientových očí, z estetických důvodů je tedy u této metody korekce vhodné použít asférické plochy korekční čočky, případně vyššího indexu lomu. U takové čočky je tento jev eliminován. Použití kontaktních čoček je u vyšších vad (nad +4D) nevýhodné, jelikož je vzdálenost korekčního elementu oproti brýlím menší, je nutné aplikovat kontaktní čočku o vyšší optické mohutnosti než je hodnota v brýlích.



Obr. 1 Korekce hypermetropie pomocí spojné čočky.

Korekce hypermetropie pomocí chirurgického zákroku je v dnešní době jednou z možností řešení. V rámci chirurgického zákroku lze hypermetropii korigovat pomocí fakické nitrooční čočky vložené do přední komory pacientova oka, případně nitrooční kontaktní čočky. Další možností korekce pacientovy refrakční vady hypermetropie je laserová operace. Při této korekci dochází ke zmenšení poloměru zakřivení rohovky, tedy ke zvýšení její lomivosti. Při vlastním zákroku, ať již se jedná o PRK nebo LASIK, je pomocí laserového záření ztenčena periferní část rohovky (obr. 2), čímž dojde k zvětšení strmosti centrální části rohovky. Je-li ztenčení příliš velké, může dojít k nadměrnému vyklenutí rohovky, která vykazuje podobné charakteristické znaky jako keratokonus. [3,4]



Obr. 2 Laserová operace rohovky, kdy se díky laserem ztenčené periférii sníží hodnota poloměru zakřivení v centrální části.

1.1.1 Klasifikace hypermetropie

Klasifikovat refrakční vadu hypermetropii lze dle různých kritérií. Například Borish ve své práci [2] uvádí několik systémů pro klasifikaci hypermetropie.

Klasifikuje ji dle anatomie, stupně vady, závislosti na akomodaci. Aditivním je pak rozdělení na fyziologickou a patologickou.

Klasifikace dle anatomie

Toto rozdělení zahrnuje axiální a refrakční formu. Axiální forma, jak je uvedeno v textu výše, je stav, kdy je oko při normální lomivosti příliš krátké. Stav refrakční formy se vyznačuje naopak menší lomivostí optického systému oka, při jeho normální axiální délce.

Borish dále tuto refrakční vadu dělí na

- indexovou, kdy je hypermetropie způsobena nižším indexem lomu optického systému oka. Tato forma je nejvíce pozorována u starších lidí, kdy se fyziologicky snižuje hodnota indexu lomu vlastní nitrooční čočky.
- kurvatorní, kdy příčinou této vady je vyšší hodnota zakřivení u ploch optického systému oka. Nejvíce je možné tento jev pozorovat na předním segmentu oka.
- předně komorovou, kdy je hypermetropie uvažována jako výsledek nižší celkové lomivosti optického systému oka, který je způsoben větší hloubkou přední komory oka.

Dalším možným rozdělením této vady je dělení dle její velikosti, kdy jsou uvažovány tři stupně

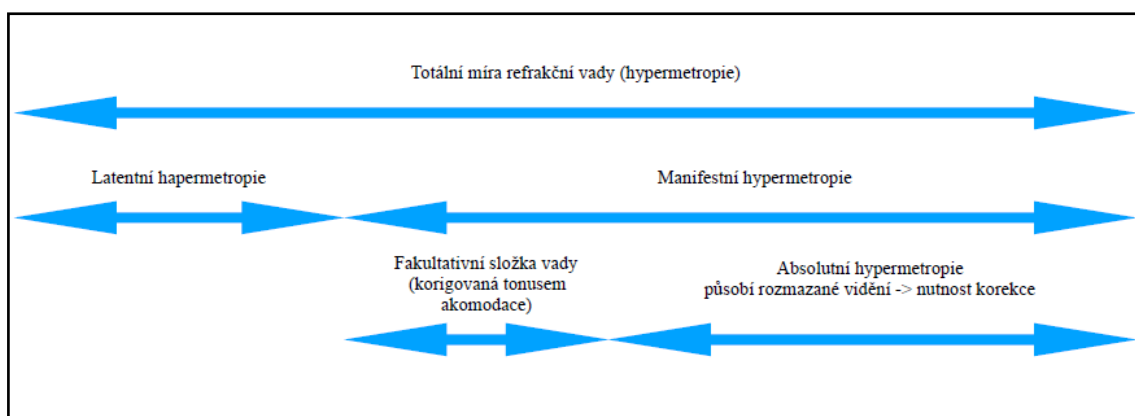
- nízká (0,00 až + 3,00) D
- střední (+3,12 až +5,00) D
- vysoká (hodnoty vyšší než + 5,00 D)

Při tomto rozdělení je ovšem nutné znát schopnost pacientovy akomodace, v opačném případě nám toto rozdělení o závažnosti refrakční vady příliš informací neposkytne.

Klasifikace dle závislosti na akomodaci

Totální míru hypermetropie lze v rámci klasifikace v závislosti na akomodaci vyjádřit jako součet latentní (skryté) a manifestní (zjevné) vady.

Manifestní složku hypermetropie lze dále dělit na fakultativní a absolutní složku. Fakultativní složka je kompenzována tonem akomodace a nepůsobí rozmazané vidění. Na absolutní složku již tonus akomodace nestačí, tím pádem pacient zaznamenává rozmazané vidění a je třeba korekce spojnými (plusovými) čočkami. Z pohledu původu refrakční vady lze uvažovat rozdělení na fyziologickou a patologickou formu. Fyziologická refrakční vada je taková, která nemá patologický původ, na rozdíl od své patologické formy. Tato forma hypermetropie může být způsobena různými typy lézí (tumory, edémy, hemoragiemi), případně patologickým zploštěním rohovky. [2,5]



Obr 3. Rozdělení hypermetropie dle závislosti na akomodaci.

1.2 Katarakta

Katarakta neboli šedý zákal je onemocnění vyskytující se nejvíce ve věku okolo 55 let, ačkoliv se může vyskytnout i u dětí, případně novorozenců. V každém případě se kalí vlastní oční čočka, ve většině případů na obou očích a s různou mírou zakalení. Toto onemocnění v pozdějších stádiích narušuje zrakovou pohodu, jelikož zákal způsobí myopizaci oka, astigmatismus a zamlžené vidění. Pseudovs a Elliot ve své práci [6] prezentují výsledky své studie zaměřené na astigmatismus u pacientů s kataraktou. Studie, která zahrnovala 77 pacientů vykazuje přibližně o 25 % větší prevalenci astigmatismu u pacientů s kataraktou, proti těm bez nálezu katarakty.

Vlastní oční čočka, která se anatomicky nachází za duhovkou oka je fyziologicky složena z proteinů, vody a vlastních vláken čočky. Pokud dojde ke změnám na proteinové úrovni, čočka se začne kalit. Toto kalení probíhá zpočátku pomalu a postupně může zahrnovat tyto symptomy:

- rozmazané a zamlžené vidění

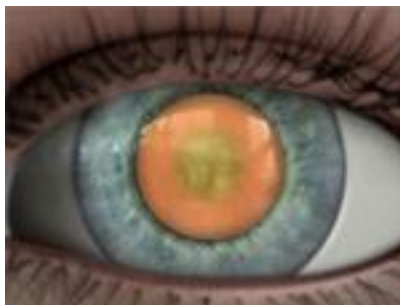
- horší vnímání barev
- zvýší se citlivost na světlo - dochází k oslnění, hlavně při mezopických nebo skotopických podmínkách
- mění se hodnota refrakce
- snižuje se citlivost na kontrast (viz kapitola 4.)

Se zhoršujícím se stupněm zakalení dochází s výraznějším pozorování symptomů z pozice pacienta, a jelikož neexistuje žádná metoda, která by progresi onemocnění zastavila nebo zpomalila, musí dojít k výměně vlastní oční čočky za novou intraokulární čočku (IOL). [2]

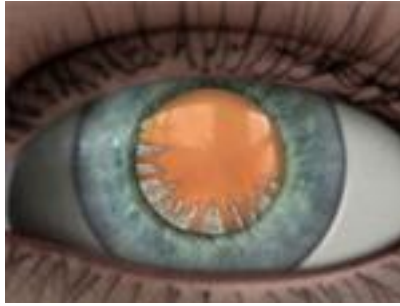
1.2.1 Typy katarakty

Kataraktu lze rozdělit dle různých kritérií, například dle období vzniku, původu nebo dle místa ve kterém se vlastní čočka kalí. Z tohoto hlediska lze šedý zákal dělit na nukleární, kortikální a zadní kapsulární.

- Nukleární katarakta je lokalizovaná v centru nitrooční čočky, kdy se z fyziologicky lehce nažloutlé zbarví až do sytě hnědé barvy (obr. 4).
- Kortikální katarakta postihuje vlastní hmotu čočky, která obklopuje její jádro. Typické pro tento typ šedého zákalu je klínovité zakalení, kdy lze pod mikroskopem pozorovat zakalení ve tvaru optického klínu (obr. 5).
- Zadní kapsulární katarakta je lokalizovaná při zadním pólu čočky, respektive pod její kapsulou. Tento typ je typický svým rychlejším nástupem výše zmíněných symptomů. Zadní kapsulární katarakta může vzniknout i jako sekundární zákal po operaci tohoto onemocnění (obr. 6). [7]

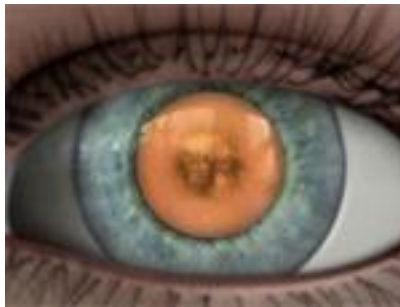


Obr. 4 Nukleární katarakta
Při této formě katarakty je ohnisko zákalu v jádru oční čočky.



Obr. 5 Kortikální katarakta

U této formy šedého zákalu se kalí vlastní hmota oční čočky.



Obr. 6 Zadní kapsulární katarakta

Při této formě katarakty se kalí vlastní oční čočka pod jejím pouzdem u jejího zadní pólu.

1.2.2 Faktory ovlivňující vznik katarakty

Katarakta je ve většině případů onemocnění spojené s věkem, nicméně další faktory mohou vývoj či období výskytu katarakty značně urychlit. Mezi tyto faktory patří například cukrovka (diabetes mellitus), užívání léčiv, jako například kortikosteroidů nebo Chlorpromazinu, nadměrný přísun UV záření do oka, kouření, alkohol, poruchy ve výživě. Katarakta diagnostikovaná u novorozenců nebo u dětí patří ke sporadickým případům, kdy je onemocnění způsobeno zánětlivým onemocněním matky v období těhotenství, nebo je vrozené. [8]

1.2.3 Řešení katarakty

Řešení problému šedého zákalu u pacienta závisí na vlivu onemocnění na pacientův každodenní život. Pokud je onemocnění ve stádiu, kdy pacient žádný zásadní vliv nepociťuje, není nutné ihned přistupovat k operaci. Počáteční symptomy lze řešit brýlovou korekcí, případně kontaktními čočkami, kdy korigujeme myopizaci oka a citlivost na světlo. V pozdějších stádiích zakalení, kdy je omezen pacientův běžný život, je nutný operační zákrok a následná výměna vlastní čočky za novou intraokulární čočku

(IOL). Z historického hlediska se pro vyřešení problému používala metoda deklinace oční čočky, kdy se zkalená oční čočka zatlačila do sklivcového prostoru oka. V dnešní době je nejčastěji využívána operace metodou small-incision, která bude rozebrána v textu níže.

Small-incision operace

Tento přístup zahrnuje vytvoření malého vstupu do oka (incize) v periférii rohovky pomocí skalpelu. Tímto vstupem je zavedena do oka ultrazvuková sonda, která napomůže rozbití a rozmělnění zkalené hmoty čočky, která je následně odsáta. Tento proces se nazývá fakoemulzifikace. Zavedení metody malých incizí do procesu operace katarakty má obrovský přínos, jelikož eliminuje velikost pooperačního astigmatismu a celková pacientova rekonvalescence se zkrátí na minimum.

Nejmodernějším přístupem v dnešní době je laserová operace katarakty. Laser přináší nespornou výhodu v tom, že chirurg používá méně operačních nástrojů, a tím dochází ke zvýšení přesnosti výkonu. Díky tomu se zmenší velikost vstupní incize na minimum, tudíž i pooperační astigmatismus bude nižší. Tento typ operace lze zapsat do čtyř po sobě jdoucích kroků [7,9]:

1. laserem vytvoření mikro-incize pro vstup do oka
2. odstranění přední kapsuly (pouzdra) vlastní oční čočky
3. rozbití zakaleného materiálu čočky
4. vložení nové IOL čočky
5. vytvoření dalších periferních mikro-incizí pro redukci výsledného astigmatismu (pokud je třeba)

1.3 Presbyopie

Termínem stařecké vetchozrakosti (presbyopie) se myslí s vyšším věkem spojený stav, při kterém dochází k pomalé a nevratné redukci v hodnotě amplitudy akomodace (akomodační šíře). Jinými slovy tento stav lze popsat jako oddalování blízkého bodu oka. Tato přirozená ztráta akomodace, která se zpravidla projeví okolo

40. roku života, má za následek dyskomfort při práci na blízko, případně astenopické potíže.

Na progresi presbyopie, respektive na období, kdy ji začne pacient prvně pozorovat má velký vliv předchozí refrakční vada. U myopických pacientů je díky nižšímu využití akomodace tento stav pozorován v pozdějším věku na rozdíl od emetropických, případně hypermetropických pacientů. Presbyopie je tedy stav, který je zapříčiněn ztrátou elasticity čočky, ztrátou elasticity zonulárních vláken a nepřetržitým růstem čočky v průběhu života.

Typické příznaky pro tuto fyziologickou vadu je dyskomfort práce na blízko, dále pak ospalost již při krátkodobé práci na blízko a občasná diplopie. Typickou stížností pacienta jsou pak "krátké ruce". [10,11]

1.3.1 Korekce presbyopie

Přibližně po 40. roce věku se snižuje schopnost akomodovat. Tento úbytek, jak již bylo řečeno v textu výše, se projeví především dyskomfortem na blízkou vzdálenost. Při korekci presbyopie se snažíme o nahrazení úbytku akomodace vhodnou spojnou (plusovou) čočkou tak, aby bylo pacientovi opět umožněno vidění do blízka.

Náhrada za úbytek akomodace spočívá v tzv. přídavku do blízka (addici). U emetropa (pacient bez refrakční vady), který nepotřebuje korekci do dálky, představuje tento přídavek do blízka konečnou hodnotu vrcholové lámavosti brýlového skla do blízka. V případě ametropa (pacient s refrakční vadou) se musí hodnota addice přičíst k hodnotě čočky pro korekci na dálku. Například hypermetrop s korekcí na dálku o hodnotě +3,5 D a s přídavkem do blízka +2,0 D bude mít jako výslednou korekci do blízka +5,5 D.

Při korekci presbyopie je třeba respektovat požadavky pacienta, respektive vzdálenost, na jakou je zvyklý pracovat, jelikož právě tato vzdálenost je hlavním kritériem určení potřebné addice.

Dalším možným přístupem je zahrnout korekci na dálku a potřebnou addici do korekční IOL čočky, pokud se jedná o pacienta například s kataraktou, kde musí být čočka vyměněna. V takovémto případě lze u pacienta využít tzv. multifokální IOL čočky, které eliminují pacientovu závislost na brýlích. [2,3]

2. Intraokulární čočky (IOL)

Mluvíme-li o IOL, máme na mysli čočku, která slouží jako náhrada za stávající nitrooční čočku, kterou má fyziologicky každý z nás v oku, umístěnou za duhovkou a před sklivcem. Pokud vlastní čočka již déle v oku být nemůže, je operačním zákrokem vyměněna za IOL. Nejčastěji je příčinou výměny katarakta, která je popsána v kapitole 1, a která byla také hlavním důvodem výměny čočky u pacientů v experimentální části této práce, která je rozebrána v kapitole 6.

V dnešní době existuje několik typů IOL, které lze použít v procesu implantace nové čočky do oka po ukončení fakoemulzifikace a odstranění staré zkalené čočky. Výběr specifické čočky už tak jednoduchý není, jelikož do výběru vstupují kromě osobnosti pacienta a jeho požadavků na pooperační vidění také biometrická data pacientova oka, kam řadíme axiální délku oka a keratometrii. Biometrie oka a její měření bude rozebrána v dále v textu.

Z hlediska umístění nové IOL ji můžeme dělit na předně-komorovou, která se vloží mezi zadní plochu rohovky a přední plochu duhovky (do přední komory) a zadně-komorovou čočku, která se vloží do kapsuly původní pacientovy čočky. Z pohledu uspořádání ploch je v dnešní době absolutní většina IOL bikonvexních, jelikož umožňují dobrou mechanickou stabilitu. [2,12]

2.1 Historie IOL

Z historického hlediska první úspěšnou operaci katarakty, při níž byla pacientovi implantována nová nitrooční čočka, byla operace provedena dne 29.11.1949 sirem Haroldem Ridleyem. Tato čočka byla vyrobena z PMMA a byla vložena do vaku původní čočky. U nás byl průkopníkem implantace IOL čoček profesor J. Vanýsek, který implantoval nové intraokulární čočky po vzoru Ridelyho, ovšem díky nepřesvědčivým výsledkům byla Vanýskem implantace nových čoček zavrhnuta. Za návratem této korekční pomůcky na scénu oftalmologie vdčíme profesoru M. Izákovi.

2.2 Multifokální IOL (MIOL)

Multifokální IOL, jak již název napovídá, napomáhá pacientovi obnovit vidění na všechny vzdálenosti. Taková čočka může být navrhována jako řešení, je-li třeba u pacienta korekce na všechny vzdálenosti, namísto klasické jednoohniskové IOL. Důvod implantace multifokální IOL je tedy zřejmý, pooperačně zbavit, respektive zredukovat závislost na brýlové korekci.

Optický design multifokálních intraokulárních čoček je založen na refraktivním principu, difrakci, či na kombinaci obou dvou. Tyto IOL jsou pak nazývány hybridními. V každém případě je čočka navržena tak, aby pacientovi generovala simultánní vidění, tedy vidění, kdy je objekt pozorovaný oběma očima pomocí říze spojen v jeden vjem.

IOL, které fungují na principu refraktivního designu, využívají pro svůj multifokální efekt soustředných optických zón o různé optické mohutnosti, na kterých dochází k lomu světla. Na druhou stranu IOL, které fungují na principu ohybu světla, tedy difrakci, využívají vrypů ve formě soustředných kruhů na ploše čočky. Tyto vrypy se chovají jako optická mřížka, u níž jsou volbou jejích vhodných parametrů upřednostněna dvě nebo tři výrazná ohybová (difrakční) maxima, do nichž se soustředí většina energie dopadajícího světla. Tato maxima se při změně pohledové vzdálenosti postupně posouvají na sítnici, kde vytváří ostrý obraz. Tento typ IOL čočky není ovlivněn velikostí pacientovy zornice. V rámci této diplomové práce byla u probandů použita právě multifokální (trifokální) IOL čočka založená na principu difrakce. Tato čočka, která je vyobrazena na obr. 7, nese název AcrySof IQ PanOptix a byla vyvinutá firmou Alcon. [1,2]



Obr. 7 AcrySof IQ PanOptix multifokální čočka, která pro svůj multifokální efekt využívá difrakce.

Na danou vzdálenost vytvoří difrakční multifokální IOL dva obrazy pozorovaného předmětu. I když je pacientem jeden obraz potlačen, může tímto mechanismem dojít k poklesu v kontrastní citlivosti, hlavně při pozorování objektu s malým kontrastem. Dále pak dochází ke zviditelnění "halo efektu" (tj. vjemu kruhů či koncentrického oparu kolem světelných zdrojů), případně oslnění. Tyto problémy jsou nejvíce zaznamatelné při řízení motorových vozidel v noci, kdy jsou pacienti oslňováni protijedoucími vozidly. [13,2]

Podle některých studií však tyto uvedené nežádoucí jevy vykazují nejen multifokální, ale též jednoohniskové IOL. Například Schmitz a spol. představují výsledky své studie [14], kde není zaznamatelný rozdíl v oslnivosti a "halo efektech" u skupin pacientů, kde byla implantovaná refrakční multifokální nebo jednoohnisková IOL. V této studii byli pacienti oslňováni halogenovým zdrojem světla, který by se měl intenzitou a barvou světla právě blížit světelným zdrojům automobilu.

V současné době je nejzajímavějším řešením katarakty použití multifokální IOL. Je nutné ovšem zmínit, že se v každém případě jedná o kompromis, kdy vidění na všechny vzdálenosti není perfektní z důvodu konstrukce čočky a distribuce světla. Právě proto je velice důležitý správný výběr pacienta a řádný vstupní pohovor. Životní styl, zaměstnání nebo očekávaný přínos implantované čočky jsou záležitosti, na které by se měl lékař pacienta v rámci vstupního pohovoru dotázat. Problém často nastává u pacienta perfekcionista, popřípadě pacienta s nepravidelným astigmatismem. V důsledku těchto faktorů by měl být každý pacient poučen o možné zbytkové vadě, kterou lze ovšem korigovat brýlovou korekcí, kontaktními čočkami, případně laserovou operací. V oblasti vyšších hodnot astigmatismu by měla být doporučena torická intraokulární čočka pro zajištění nezávislosti na brýlích a maximální spokojenosti pacienta. I přes toto všechno, jak uvádí MUDr. Klára Marešová Ph.D, primářka Oční kliniky FNOL, je u hypermetropických, presbyopických pacientů očekávána vyšší spokojenost díky vyšší potřebě multifokální korekce, než u myopických pacientů.

Vhodní nejsou dále pacienti, kteří již v minulosti podstoupili refrakční chirurgii jako fotorefraktivní keratektomii (PRK), či LASIK, jelikož korneální aberace způsobí, že rohovka vykazuje multifokální design. Po implantaci intraokulární multifokální čočky do takového oka může dojít ke znatelnějšímu poklesu v kontrastní citlivosti a tím pádem i ke snížení zrakové ostrosti. Naopak vady jakými jsou například pterygium (hyperplazie bulbární spojivky přes rohovku), případně syndrom suchého oka by neměly být kontraindikací implantace IOL. [2,15,16,17]

Multifokální IOL lze ovšem také použít i v případě korekce vysokých hodnot refrakčních vad, ačkoliv jsou všechna oční média čirá, oko tedy není postiženo žádnými zákaly. Fernandez-Vega a kol. [18] pozorují úspěšnou implantaci multifokálních IOL Acri.LISA 366 D právě v této skupině pacientů. Satisfakce pacientů s viděním je pak srovnatelná s pacienty kteří měli vadu nižších nebo středních hodnot.

Dále Ferrer-Blasco a kol. [19] popisuje případ výměny běžné fakové čočky (RLE) za multifokální IOL s difrakčním optickým designem u hypermetropických pacientů, kde byly pozorovány velmi dobré výsledky u měření kontrastní citlivosti za fotopických a mezopických podmínek.

2.3 Materiály na výrobu IOL

Materiály na výrobu IOL je možné rozdělit na dvě hlavní skupiny. Jako první lze zmínit akrylátové (metakrylátové) materiály, do skupiny druhé pak řadíme silikonové elastomery. Mezi metakrylátové materiály řadíme například polymethylmetakrylát (PMMA), případně materiál HEMA nebo hydrogel. Materiál PMMA je pevný, bezbarvý, hydrofobní, pro světlo propustný materiál s indexem lomu mezi 1,49 až 1,5. Akrylátový materiál s hydrofobním povrchem byl také použit pro výrobu IOL čočky implantované u probandů v rámci praktické části této práce. [2]

2.4 IOL AcrySof PanOptix

Jedním ze zástupců trifokálních IOL difrakčních čoček je AcrySof® IQ PanOptix® vyvinutá firmou Alcon, která je zobrazena na obr. 7, a která byla současně využita v experimentální části této práce, v rámci implantace hypermetropickým, presbyopickým pacientům s kataraktou.

Tato IOL žluté barvy je čočka z hydrofobního materiálu. Velikost difrakční zóny je 4,5 mm. Na střední vzdálenost (60 cm) poskytuje addici +2,17 D a na blízko (40 cm) +3,25 D. Tato čočka také napomáhá korekci sférické aberace pacientovy rohovky pomocí záporné sférické aberace hodnoty -0,1 μm , která je na čočce navozena. Výhodou této čočky je vysoké procento světla, které je přes čočku transportováno na sítnici. Výrobce udává, že IOL AcrySof® IQ PanOptix® podporuje transport 88% světla na sítnici při velikosti průměru pacientovy pupily 3 mm, což je více než u ostatních tradičních

multifokálních IOL, jakými jsou například FineVision (PhysIOL) nebo AT LISA tri 839 (Zeiss).

Zvláštěností této čočky je, že používá pro svůj trifokální efekt difrakční povrch ENLIGHTEN (ENhanced LIGHT Energy), který ve výsledku vykáže v podstatě quadro fokální design. Kromě fokusu na vzdálenosti 40 cm, 60 cm a na dálku je díky této technologii přidán fokus, který je redistribuován od 120 cm po dálku. Jak bylo prezentováno na PanOptix fóru [20], tato technologie zajistí zvýšení ve výkonu zobrazení při pohledu na dálku. José Alfonso MD, Ph.D. prezentuje úspěšnou implantaci multifokální IOL AcrySof® IQ PanOptix® u všech 90 očí 45 pacientů o průměrném věku 65 let. Ve výsledku 89% pacientů vykazovalo hodnotu pooperační dokorekce (sféra, cylindr) do 0,5 D. Zbytek pacientů vykázal hodnotu pooperační dokorekce do 1 D. [20]

2.5 Biometrie oka

Pod pojmem biometrie oka máme na mysli vyšetření axiální délky oka, respektive vzdálenost centra povrchu rohovky a foveou centralis retinae, která je místem nejostřejšího vidění. Spolu s keratometrií, tedy analýzou rohovky, tato metoda slouží ke stanovení výsledné dioptrické hodnoty nově implantované intraokulární čočky. V současné době se objevují dvě metody měření biometrie oka. Těmito metodami jsou ultrazvuková (akustická) a optická biometrie. Oba dva přístupy budou nastíněny v následujícím textu.

2.5.1 Ultrazvuková (akustická) biometrie

Tento typ měření využívá odrazu ultrazvukových vln na echogenních rozhraních. Ultrazvuk je mechanické kmitání s frekvencí vyšší než 20 kHz, které se do oka pouští pod různými směry. Z toho pohledu dělíme ultrazvukovou biometrii na A-scan a B-scan. Pokud mluvíme o A-scanu, pak máme na mysli jednorozměrný, lineární způsob zobrazení ve směru šíření akustických vln. Výsledná echa, tedy odrazy od lomivých ploch v oku jsou zaznamenána jako vertikální úchyly, které přímo odpovídají poměrům vzdáleností v oku. U této metody je nutné dodržet kolmé postavení sondy k oku. Na druhou stranu B-scan nám podává prostorové informace o oku,

jelikož sonda je na oko přikládána z různých směrů. Dále lze tento přístup k měření biometrie oka rozdělit na kontaktní a bezkontaktní metodu.

2.5.2 Optická biometrie

Tato metoda pracuje na principu koherentní interferometrie (Michalsonův interferometr). Tato metoda je velmi přesná i u pacientů s nepravidelným očním pozadím (například retinální stafylom u myopických pacientů) a její nespornou výhodou je kromě měření axiální délky oka, také stanovení keratometrie, pachymetrie, určení hloubky přední komory, případně určení tloušťky sítnice v jednom měření. Nevýhoda tohoto přístupu tkví právě v použitém záření, které je neprůhlednými optickými prostředními pohlcováno. Problém tedy nastává u pacientů s hemoftalmem, či pozdějšími stádii katarakty, která je rozebírána v první kapitole. Z přístrojů patří dnes k nejpoužívanějším například Zeiss IOL MASTER. [21]

3. Aberace optického systému oka

Aberacemi se obecně rozumí vady optického systému, tj. rozdíl reálného obrazu oproti obrazu ideálnímu, které snižují kvalitu vytvořeného obrazu. Za vady lze považovat odchylky způsobené nesprávnou vzájemnou polohou sítnice a obrazu, popř. deformací optických ploch (do této skupiny patří též klasické refrakční vady), a konečně jsou to odchylky od geometrického zobrazení způsobené ohybem (difrakcí) světla. První skupina aberací se obvykle popisuje pomocí tzv. Seidelových aberací. Obecněji lze vady optického zobrazení (včetně např. špatného zaostření soustavy a deformací optických ploch, tj. včetně refrakčních vad) vystihnout pomocí odchylek reálné vlnoplochy od vlnoplochy ideální. Vlnoplochy se rozumí množina bodů, které kmitají se stejnou fází; paprsky jsou na vlnoplochu v každém jejím místě kolmé. Přitom tyto odchylky lze klasifikovat pomocí tzv. Zernikeho polynomů, kterým lze přiřadit odpovídající optické vady. Jeho výhodou je, že zahrnuje jak klasické vady refrakční (sférickou vadu i astigmatismus, tzv. aberace nižších řádů), tak i tzv. aberace vyšších řádů, které nelze korigovat klasickou sférocyklindrickou korekcí. Tento univerzálnější popis bude použit též v praktické části této práce, a proto bude v této kapitole blíže objasněn. Nejprve budou uvedeny možnosti detekce vlnoplochy a následně stručně

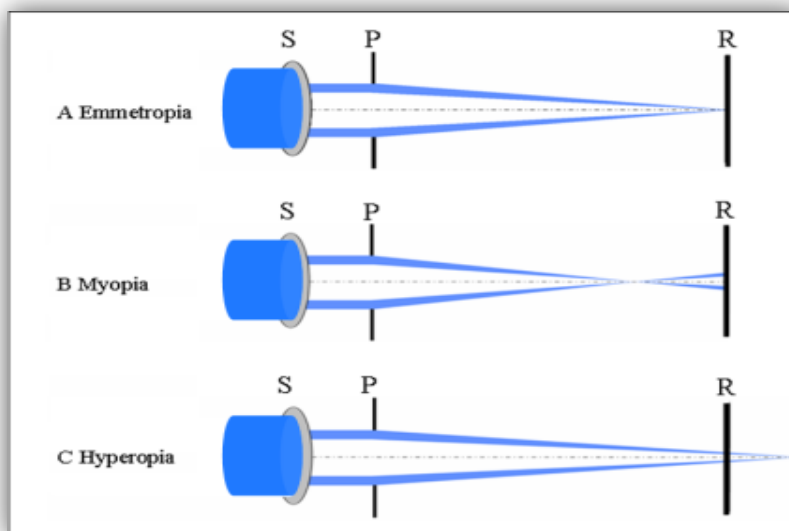
nastíněna metoda popisu Zernikeho polynomy. Dalším problémem je pak korekce těchto vad, jelikož je nelze korigovat běžným způsobem, tedy brýlemi, či pomocí kontaktních čoček. Další skupinu tvoří vady chromatické, které jsou dány závislostí indexu lomu na vlnové délce. [22,23]

3.1 Detekce tvaru vlnoplochy

Dnes obvykle používanou metodou pro detekci vlnoplochy je tzv. Shack-Hartmannův senzor. Jeho konstrukce vychází z tzv. Scheinerova disku, který popsal Scheiner přibližně před 400 lety. Oba přístupy používané k detekci vlnoplochy budou popsány v textu níže.

3.1.1 Scheinerův disk

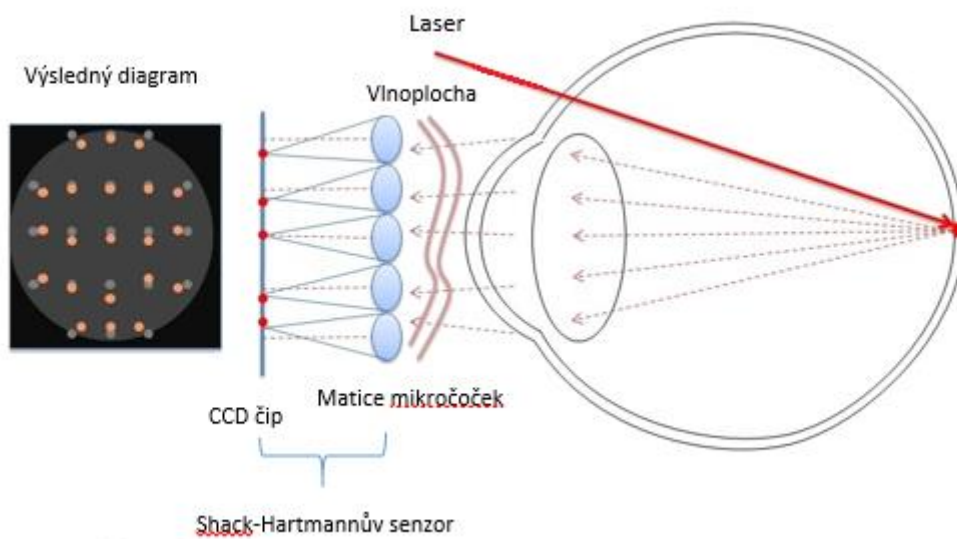
Jak je zobrazeno na obr. 8, Scheiner pro svoje měření použil clonu s dvěma otvory velmi malého průměru blízko u sebe. Tato konstrukce zajistila propustnost pro úzké svazky paprsků světla do pacientova oka ze vzdáleného bodového světelného zdroje. Je-li ohnisko oka na sítnici, dopadnou svazky do společného místa a pacient vidí jeden bodový obraz. V případě sférické refrakční vady však bude každý svazek zobrazen jinam a vyšetřovaný uvidí dva bodové zdroje. Předřazováním čoček před oko lze docílit splynutí dvou obrazů do jednoho. U astigmatismu dojde k překrytí obou obrazů světelného zdroje pouze tehdy, budou-li oba otvory clony ve směru jednoho z hlavních meridiánů. V případě vyšetření astigmatismu je tedy nutná rotace Scheinerova disku. [24]



Obr. 8 Scheinerův disk se dvěma otvory pro zjištění refrakční vady pacienta.

3.1.2 Shack-Hartmannův senzor

Shack-Hartmannův senzor je víceméně upravený Scheinerův disk, který je popsán v předchozím textu. Místo dvou otvorů však obsahuje matici mikročoček, v jejichž společné ohniskové rovině je umístěn detektor, obvykle CCD čip (charge-coupled device), který má funkci stínítka. Dopadá-li na soustavu mikročoček rovinná vlnoplocha, vytvoří se v ohniskové rovině soustava bodů korespondující s polohou mikročoček (obvykle se jedná o pravidelný rastr). Při dopadu jiné než rovinné vlnoplochy se jednotlivé body, vytvořené příslušnými mikročočkami, proti původní pozici posunou. Posunutí je úměrné sklonu vlnoplochy v místě mikročočky. Z detekovaných posunů pak lze jednoduše zrekonstruovat tvar dopadající vlnoplochy. Princip měření na aberometru pak lze chápat jako měření odchylek ve směru chodu paprsků jdoucích z oka od jejich referenčního směru, jak je ukázáno na obr.9. Paprsky (resp. příslušné vlnoplochy, na které jsou paprsky kolmé) vychází ze sekundárního zdroje vytvořeného laserovým svazkem na sítnici. [25]



Obr. 9 Shack-Hartmannův senzor.

3.2 Popis a klasifikace aberací pomocí Zernikeho polynomů

Za popisem vlnových aberací dle Zernikeho stojí nizozemský fyzik Fritz Zernike, který získal v roce 1953 Nobelovu cenu za fyziku, ovšem nikoliv za své polynomy, ale za konstrukci fázově kontrastního mikroskopu.

Zernikeho polynomy $Z_n^m(x,y)$ představují systém nekonečně mnoha navzájem nezávislých matematických funkcí (tzn. žádnou z nich nelze zapsat jako lineární kombinaci ostatních), které jsou ortogonální na jednotkovém disku (tj. v určitém smyslu na sebe kolmé) a je tedy vhodné je použít pro popis aberací oka, jelikož pupila oka je kruhová. Z_n^m obsahují dva indexy, index n definuje řád polynomu a nazýváme jej hlavním indexem, index m potom definuje úhlovou frekvenci (četnost). Přitom platí, že m a n jsou vždy současně sudá, či lichá. Oba indexy lze též nahradit jediným indexem j (módové číslo), který udává pořadí polynomu v pyramidě (počítáno shora dolů a zleva doprava). Zernike dále aberace seřadil do řádů, které ve výsledku tvoří typickou pyramidu aberací, kde jsou aberace do druhého řádu včetně považovány za aberace nižších řádů. Další řády aberací se pak souhrnně označují za aberace vyšších řádů. Tato pyramida je zobrazena na obr. 10.

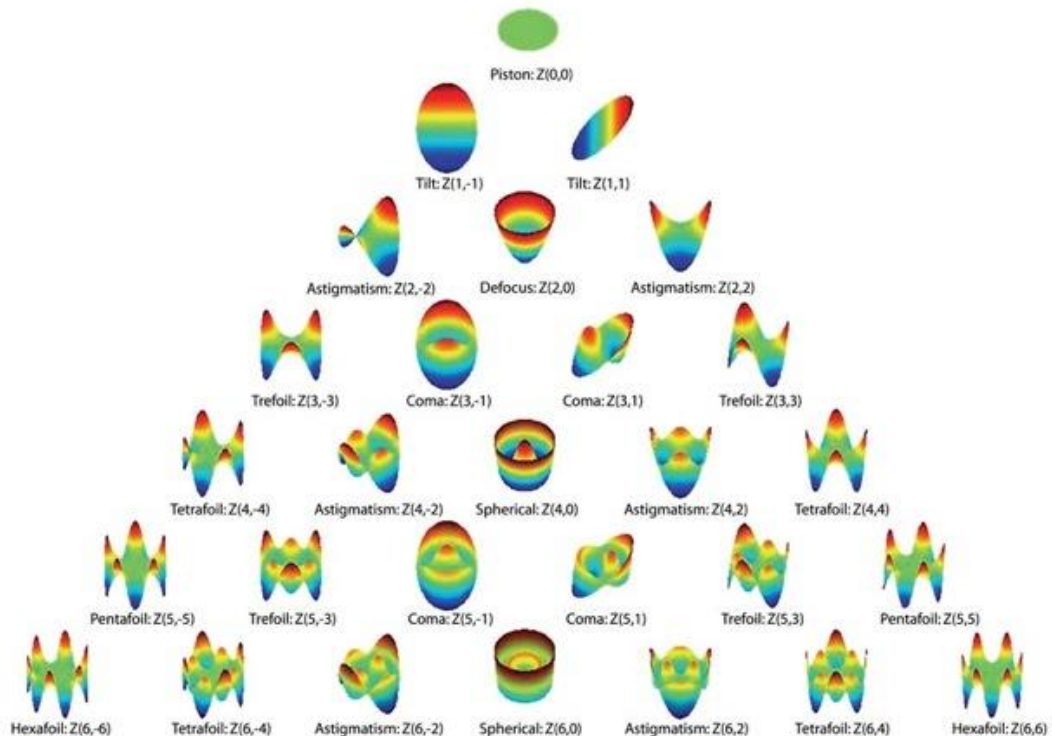
Pro popis aberací se detekovaná vlnoplocha srovnává s vhodnou referenční (obvykle rovinnou) vlnoplochou. Závislost odchylek na poloze v zornici udává tzv. vlnová

aberační funkce $W(r, \theta)$, kde r a θ představují polární souřadnice bodu zornice (r reprezentuje vzdálenost od středu pupily a θ úhel). Je ovšem možné použít i kartézskou soustavu souřadnic. Vlnová aberační funkce lze vyjádřit jako součet (teoreticky nekonečně mnoha) Zernikeho polynomů

$$W(r, \theta) = \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{m=-n}^n C_n^m Z_n^m(\rho, \theta).$$

Proměnná $\rho = \frac{r}{R}$, která je definovaná v mezích $0 \leq \rho \leq 1$ je normovaný poloměr, kde R reprezentuje poloměr sledované kruhové oblasti (zornice). Zernikeho koeficienty C_n^m udávají váhu (míru zastoupení) jednotlivých polynomů v celkovém součtu. V použité polární soustavě lze Zernikeho polynomy vyjádřit jako součin radiálního polynomu $R_n^m(\rho)$ a azimutální harmonické funkce $\cos(m\theta)$, případně $\sin(m\theta)$. Celkově lze tuto funkci charakterizovat pomocí parametru RMS (root-mean-squared), definovaného jako standardní kvadratická odchylka aberační funkce W na apertuře.

V dalším textu budou vždy uvažovány pouze ortonormální polynomy. Několik prvních polynomů uvádí tab. 1. [25]



Obr. 10 Zernikeho pyramida vlnových aberací.

Aberační funkci, tedy odchylku od ideálního stavu, lze zjednodušeně charakterizovat pomocí jediného parametru – standardní kvadratické odchylky *RMS* (*root-mean-squared*). Matematicky je hodnota *RMS* definována vztahem

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{r,\theta} (W(r, \theta) - \overline{W})^2},$$

kde N je celkový počet měřených bodů a \overline{W} je průměrná hodnota aberační funkce ve všech uvažovaných bodech. Výhodou Zernikeho vyjádření vlnoplochy (při užití ortonormálních polynomů) je možnost zjednodušeného výpočtu *RMS* pomocí Zernikeho koeficientů

$$RMS = \sqrt{\sum_{n,m} (C_n^m)^2}.$$

Pro účely klasifikace lze jednotlivé polynomy jednoduše chápat jako reprezentaci jednotlivých optických vad sledované soustavy. Logicky potom Zernikeho koeficienty představují míru zastoupení této vady (resp. její příspěvek k *RMS*; mají rozměr délky, obvykle μm). Běžným refrakčním vadám – sférické vadě (zde označované jako defokusace) a pravidelnému astigmatismu – odpovídají polynomy druhého řádu; spolu s polynomy prvního řádu jsou označovány jako aberace nižších řádů. Ostatní aberace jsou označovány jako aberace vyšších řádů, viz tab. 1. Tyto aberace již nelze korigovat klasickou sférocyklindrickou korekcí. V oku jsou největší měrou zastoupeny aberace do 4. řádu, nejvíce pak sférická aberace (otvorová vada), koma a trefoil. [2,25,26]

řád aberace		Zernikeho polynom		matematické vyjádření aberací	název aberace
aberrace nižších řádů	1.řád	Z_1^{-1}	Z_1	$2\rho \sin\theta$	Naklopení
		Z_1^1	Z_2	$2\rho \cos\theta$	Naklopení
	2.řád	Z_2^{-2}	Z_3	$\sqrt{6}\rho^2 \sin(2\theta)$	Astigmatismus
		Z_2^0	Z_4	$\sqrt{3}(2\rho^2 - 1)$	Defokusace
		Z_2^2	Z_5	$\sqrt{6}\rho^2 \cos(2\theta)$	Astigmatismus
aberrace vyšších řádů	3.řád	Z_3^{-3}	Z_6	$\sqrt{8}\rho^3 \sin(3\theta)$	Trefoil
		Z_3^{-1}	Z_7	$\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho) \sin\theta$	Koma
		Z_3^1	Z_8	$\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho) \cos\theta$	Koma
		Z_3^3	Z_9	$\sqrt{8}\rho^3 \cos(3\theta)$	Trefoil
	4.řád	Z_4^{-4}	Z_{10}	$\sqrt{10}\rho^4 \sin(4\theta)$	Tetrafoil
		Z_4^{-2}	Z_{11}	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2) \sin(2\theta)$	Sekundární astigmatismus
		Z_4^0	Z_{12}	$\sqrt{5}(6\rho^4 - 6\rho^2 + 1)$	Otvorová vada
		Z_4^2	Z_{13}	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2) \cos(2\theta)$	Sekundární astigmatismus
		Z_4^4	Z_{14}	$\sqrt{10}\rho^4 \cos(4\theta)$	Tetrafoil

Tab. 1 Zápis aberací nižších a vyšších řádů včetně příslušných Zernikeho polynomů.

3.3 Nejčastější Zernikeho aberace v oku

V oku jsou obvykle nejvíce zastoupeny aberace typu koma, trefoil a sférická aberace (otvorová vada), právě tyto vady z řad optických aberací vyšších řádů mají největší vliv na vidění, a proto budou v následujícím textu rozebrány.

3.3.1 Koma

Koma je vada, která vznikne za předpokladu zobrazení mimoparaxiálního předmětu širokým svazkem paprsků. Průřez svazku paprsků, kterým byl zobrazený mimoosový bod, má charakter protáhlé skvrny, která připomíná kometu. Z tohoto důvodu se tato optická vada nazývá koma. Z pohledu Zernikeho klasifikace je zastoupena dvěma složkami Z_3^{-1} a Z_3^1 . Souhrnně ji lze popsat pomocí příslušné *RMS*, stanovené jako odmocnina ze součtu čtverců obou příslušných koeficientů. [27]

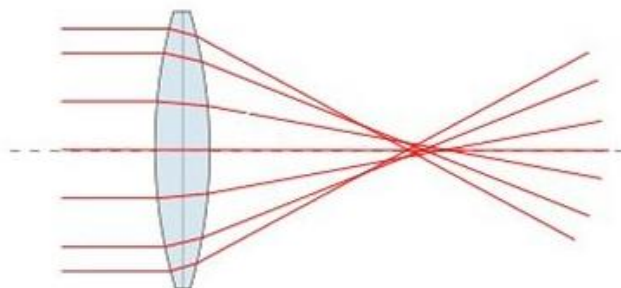
3.3.2 Trefoil

Trefoil neboli tříosý astigmatismus je optická vada, která se právě “klasickému“ astigmatismu podobá. Rozdíl v těchto vadách je ovšem počet jejich os. Na rozdíl od astigmatismu, který je specifický dvěma osami, má trefoil osy tři. Pokud je pacientovo oko zatíženo vadou trefoil, která má vyšší hodnotu, může to ve výsledku znamenat obtížnější hledání optimální osy cylindru při vyšetření refrakce. Bod se po průchodu optickou soustavou zatíženou trefoilem zobrazí jako rozmazaný a protažený ve třech směrech. V systému Zernikeho polynomů je reprezentován dvěma složkami Z_3^{-3} a Z_3^3 . Příspěvek k *RMS* lze dopočítat obdobně jako u vady koma. [28]

3.3.3 Sférická aberace

Jedná se monochromatickou aberaci optického systému, ke které dojde při zobrazení předmětového bodu ležícího na optické ose širokým svazkem paprsků. Jak je prezentováno na obr. 11, tak paprsky vycházející z předmětového bodu dopadají na první plochu čočky pod různou dopadovou výškou, která odpovídá různé ohniskové vzdálenosti. V praxi se sférická aberace projeví rozostřením obrazového bodu, jinými slovy zobrazíme-li bod optickou soustavou, která je zatížená otvorovou vadou, obraz

bude rozostřen a zobrazí se jako ploška. Příslušný polynom v Zernikeho systému aberací je potom Z_4^0 . Souhrnně ji lze popsat pomocí příslušné *RMS*, stanovené jako odmocnina ze součtu čtverců obou příslušných koeficientů. [29]



Obr. 11 Sférická aberace.

4. Vybrané parametry pro hodnocení zraku po implantaci MIOL

Cílem implantace multifokální nitrooční čočky je dosažení kvalitního vidění bez další dokorekce na všechny vzdálenosti. Kvalitu pooperačního vidění lze vyhodnotit prostřednictvím různých veličin. Mezi takové veličiny můžeme zařadit zrakovou ostrost, standardně měřenou na obvyklé pracovní vzdálenosti jakými jsou dálka, blízko a střední vzdálenost. Podrobnější popis změny zrakové ostrosti se vzdáleností (resp. s její simulací předkládáním sférických čoček) představuje tzv. defokusační křivka. Rozdělením energie do několika ohnisek a difrakční design implantované čočky často působí pokles vnímaného kontrastu a nárůst tzv. fockických fenoménů, mezi které řadíme například “halo efekty” kolem světelných zdrojů, kdy se blízké okolí pozorovaného zdroje jeví jako v mlze. Právě pro hodnocení vidění jsou potom podstatné parametry kontrastní citlivosti a sledování optických vad vyšších řádů (kapitola 3.). Uvedené parametry byly současně sledovány v praktické části této práce a následující text je proto blíže objasní.

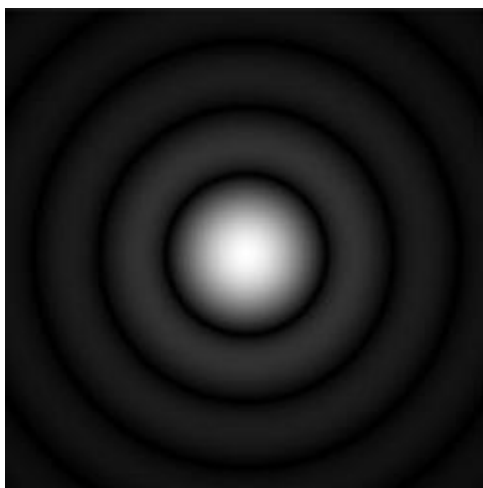
4.1 Zraková ostrost

Zraková ostrost je veličina, která vypovídá o kvalitě pacientova vidění z pohledu úhlové velikosti detailu, který bude pacientem z dané vzdálenosti ještě rozlišen. Minimální zorný úhel, pod kterým oko ještě rozliší dva body jako dva označujeme jako

minimální úhlové rozlišení oka (minimal angle resolution, *MAR*). Často je též používán logaritmus *MAR* (*logMAR*). Dále se k popisu zrakové ostrosti používá relativní veličina vízus *V*, který je definovaný jako podíl $1'$ a *MAR*.

Je evidentní, že některé detaily v běžném životě už rozeznat nedokážeme. Limitujícími faktory pro zrakovou ostrost jsou jednak důvody optické, či důvody neurologické.

Optické limitace jsou dané především faktem, že bod, který se zobrazí pomocí optické soustavy oka na sítnici již není bodem ale tzv. difrakčním kroužkem. Difrakční kroužek je důsledkem ohybu světla na kruhové zornici oka. Jak je zobrazeno na obr. 12, takový obrazec má centrum, který se nazývá Airiho disk, ten je pak ohraničován dalšími kruhy, mezi kterými jsou tmavá místa (minima difrakčního obrazce).



Obr. 12 Difrakční obrazec na kruhovém otvoru s Airiho diskem uprostřed.

Velikost Airiho disku je nepřímo úměrný velikosti pacientovy zornice, tedy čím nižší průměr zornice, tím větší bude Airiho disk. Pro kritérium rozlišení dvou bodů můžeme aplikovat Rayleighovo kritérium, které říká, že dva monochromatické bodové zdroje můžeme považovat za rozlišené, pokud střed Airiho disku difrakčního obrazce jednoho z nich leží v prvním minimu druhého nebo dále. Pro minimální úhlové rozlišení dvou bodů pak můžeme z tohoto kritéria odvodit vztah

$$\beta = 1,22 \frac{\lambda}{d}$$

V tomto vzorci je β je minimální úhel, pod kterým právě budou dva body rozlišeny jako dva, λ představuje vlnovou délku světla, ve kterém tyto body zobrazujeme a konečně d je průměr pacientovy zornice. Pokud bychom aplikovali Rayleighovo kritérium na zornici o průměru 4,6 mm a za λ uvažovali hodnotu 550 nm byla by hodnota minimálního

úhlového rozlišení (*MAR*) 0,53'. V praxi jsou hodnoty horší vzhledem k refrakčním vadám, kam řadíme hypermetropii, myopii, astigmatismus. Ovšem ani u optimálně korigovaných pacientů, respektive emetropů, nejsme v mnohých případech schopni zajistit takovouto zrakovou ostrost z důvodu přítomnosti monochromatických a chromatických aberací (viz kapitola 3.).

Neurologickou limitací je anatomie a rozložení světločivých elementů (čípků) na sítnici. Dva body budou právě rozlišeny jako dva, pokud mezi dvěma stimulovanými čípký bude alespoň jeden nepodrážděný. Pro standardní rozměry oka z tohoto kritéria vychází hodnota minimálního úhlového rozlišení přibližně 1'. [2,4,5]

4.1.1 Testování zrakové ostrosti

Většina klinických testů zrakové ostrosti využívá vhodné znaky, prezentované z dané vzdálenosti. V rámci měření zjišťuje, jak malé znaky je pacient schopen právě rozlišit. V klinické praxi nejsou obvykle prezentovány samostatné znaky, ale sada znaků stejné velikosti (obvykle řádek znaků). Tyto řádky jsou považovány za přečtené, je-li z nich přečteno alespoň 60 % znaků. Tyto znaky či sady znaků se nazývají optotypy. Většinou jsou konstruovány tak, že jejich detail odpovídá pětině jejich výšky. Z hlediska konstrukce celého testu je pro optimální rozlišitelnost jednotlivých znaků nutné, aby vzdálenost mezi jednotlivými znaky na řádku odpovídala alespoň polovině šířce znaku a rozestupy mezi řádky odpovídaly alespoň výšce znaku na menším řádku. V rámci znaků se jedná obvykle o písmena, čísla, tzv. Landoltovy prstence, případně Pflügerovy háky. Pro děti lze použít též vhodné obrázky. V experimentální části této práce byly pro testování zrakové ostrosti využity tzv. Sloan letters (sada písmen C, D, H, K, N, O, R, S, V, Z).

Pro testování zrakové ostrosti do blízka již nehodnotíme pacientovu schopnost rozpoznat jednotlivé znaky optotypového testu, ale schopnost pacienta plynule číst daný text a porozumět mu. V případě měření zrakové ostrosti do blízka je tedy vyšetřováno minimum legibile, nikoli minimum separabile jako je tomu u vyšetřování zrakové ostrosti do dálky. [3,4]

4.2 Kontrastní citlivost

V současné době je standardním vyšetřením testování zrakové ostrosti (visu) a pacientova zorného pole. Už jen tyto dvě veličiny nám pomohou odhadnout kvalitu pacientova vidění, nicméně těchto informací není dostatek a právě díky snížené kontrastní citlivosti nemusí být pacientovo vidění takové, jak si ho z pohledu optometristy představujeme, jelikož i při velmi dobré zrakové ostrosti nemusí být kontrastní citlivost v normě. Pro získání komplexnější představy je nutné zahrnout další měření, které zpřesní naši představu o pacientově vidění. Toto měření je cíleno na pacientovu schopnost rozeznat kontrast.

Při měření kontrastní citlivosti (CS) se využívá měření kontrastního prahu (CT). CS je potom už jen převrácená hodnota kontrastního prahu. Případně se používá logaritmičtých jednotek, $\log CS$. Obecně pacient s vysokým nárokem na kontrast, aby rozeznal detaily testu, má nízkou kontrastní citlivost a obráceně.

Než byl do praxe zaveden test využívající sinusové konstrukce, byl kontrast vypočítáván pomocí vzorce pro Weberův kontrast. Tento vztah se přímo nabízel pro výpočet kontrastu znaků. Vzorec pro výpočet Weberova kontrastu měl matematický zápis

$$C = \frac{L_b - L_t}{L_b},$$

kde L_b představoval jas pozadí a L_t jas testové značky. V současné době je tento vzorec používán například pro zjištění kontrastu textu na nějakém pozadí, například Snellenovy znaky disponují vysokým kontrastem (asi 90 %) díky nízkému jasům černých znaků na bílém pozadí o vysokém jasem.

Od 50. let je do praxe zavedeno měření kontrastní citlivosti lidského oka pomocí sinusové mřížky, ve které se střídají světlé a tmavé pruhy. Pro výpočet kontrastu při užití tohoto testu se využívá vzorce pro Michalsonův kontrast, který je definovaný vzorcem

$$C = \frac{L_{\max} - L_{\min}}{L_{\max} + L_{\min}}.$$

Hodnoty L_{\max} a L_{\min} představují maximální a minimální jas střídajících se světlých a tmavých pruhů testu. Dvojice tmavých a světlých pruhů tvoří jednu periodu neboli cyklus. Tato perioda bývá taky nazývána prostorovou frekvencí. [31,32]

4.2.1 Testy určené k vyšetření kontrastní citlivosti

V minulosti se kontrastní citlivost měřila například pomocí rotačního disku, Bjerrum okolo roku 1884 v Kodani měřil kontrastní citlivost pomocí tabule s písmeny, která vůči svému pozadí měnila kontrast v hodnotách 9 %, 20 %, 30 % a 40 %. Bohužel žádný z těchto testů nebyl rozšířen, ani zájem o měření CS nebyl tak zásadní pro vynález nových testů. Kontrastní citlivost, respektive její měření začalo být zajímavé poté, co Campbell prezentoval svoji hypotézu, ve které uvádí, že u některých pacientů může dojít k obtížnému rozpoznání kontrastu i přes dobrou zrakovou ostrost. V dnešní době existuje celá řada testů, které jsou určeny k proměření této veličiny. Mezi nejčastěji používané patří Pelli-Robsonův test a CSV-1000 test. Mezi další testy patří například Melbourne Edge Test, případně schéma Vistech. [2,32]

Pelli-Robsonův test

Pelli-Robsonovo schéma (obr.13) je v zásadě karta o rozměrech 86 cm x 63 cm, která je zavěšena na stěně 1 m od pacientova oka. Tato karta obsahuje 16 trojic písmen stejné velikosti (4,9 cm), kdy každé písmeno v dané trojici je stejného kontrastu a kdy se kontrast mezi dvěma po sobě jdoucími trojicemi změní o 0,15 logCS. Odpovídající prostorová frekvence se pohybuje mezi 0,5 až 1 cyklem na 1° ze vzdálenosti 1 m. Tento test měří CS v oblasti nízkých prostorových frekvencí a tím pádem je ideální k měření pacientů s nízkou zrakovou ostroší, či pokročilým stádiem katarakty. Tento test je možné použít jako screeningovou metodu pro zjištění abnormálního poklesu pacientova visu, jelikož je díky němu možné odlišit onemocnění jako je roztroušená skleróza, Parkinsonova choroba, Alzheimerova choroba, katarakta nebo zánět nervu optiku. [2,33]



Obr. 13 Pelli-Robsonův test, který se využívá k testování pacientovi kontrastní citlivosti ze vzdálenosti 1 m.

CSV-1000 test

Využití CSV-1000 testu (obr. 14) je v současné době nejpoužívanější přístup k měření pacientovy kontrastní citlivosti a byl použit také v rámci praktické části diplomové práce. Tento test měří kontrastní citlivost, respektive kontrastní práh za použití sinusové mřížky pro čtyři různé hodnoty prostorové frekvence (3, 6, 12 a 18) cyklů na 1° . Pro každou hodnotu prostorové frekvence tento test poskytuje dva řádky, kde jsou v osmi sloupcích seřazeny disky s příslušným šrafováním. Každá z dvojic disku obsahuje jeden disk se šrafováním o příslušné frekvenci, zatímco jeho protějšek je po svém povrchu rovnoměrně šedý. Rozdíl v kontrastu v rámci jednoho řádku je vždy $0,16 \log CS$ mezi disky jdoucích horizontálně po sobě. Pacientův úkol je určit ve kterém z dvojice disků se vyskytuje šrafování.

Takto se postupně testuje každý řádek zleva doprava vždy, dokud je pacient schopen uvést správnou odpověď o poloze sinusové mřížky, tedy nahoře/dole. Poslední správná odpověď v daném řádku pak podává informaci o pacientově schopnosti rozlišit kontrast.[2]



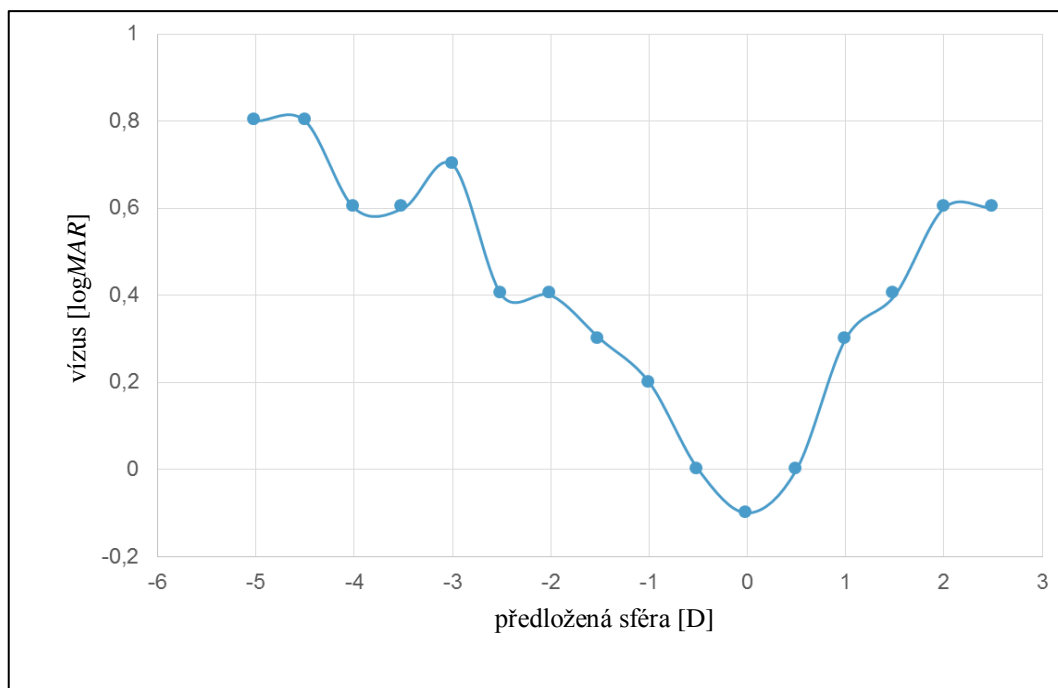
Obr. 14 CSV-1000 test, sloužící k proměření pacientovi kontrastní citlivosti.

4.3 Defokusační křivka

Defokusační křivka popisuje závislost zrakové ostrosti na zadní vrcholové lámavosti čočky předložené před oko, tj. na defokusaci soustavy. Tohoto stavu od optimálně vykorigovaného oka docílíme pomocí předkládání spojných a rozptylných čoček. Jak je uvedeno v tab. 2, tak předložením rozptylné čočky navodíme u pacienta akomodaci a tím simulujeme vidění na vzdálenost, která je rovna vergenci optické mohutnosti předložené rozptylky. Předložením spojně čočky zamlžíme vidění, nelze ji tedy přiřadit k žádné vzdálenosti. V obou případech se vidění zhoršuje s rostoucí optickou mohutností předložené sférické čočky. Interval hodnot optických mohutností čoček může být například -5 D až +2 D, tento interval se ovšem může dle potřeby lišit. Výsledná křivka závislosti zrakové ostrosti na síle předložené čočky se nazývá defokusační křivka, jejíž příklad je na obr. 14.

sféra [D]	-5	-4,5	-4	-3,5	-3	-2,5	-2	-1,5	-1	-0,5	0	0,5
vzdálenost [m]	0,2	0,22	0,25	0,29	0,33	0,4	0,5	0,67	1	2	6	-

Tab. 2 Tabulka zadních vrcholových lámavostí předkládaných čoček a jím odpovídající navozené vzdálenosti.



Obr. 15 Příklad defokusační křivky.

5. Korekce hypermetropických pacientů pomocí MIOL – současný stav poznání

V této kapitole budou zmíněny studie, které se týkaly stejného nebo alespoň velmi podobného tématu, tedy implantaci multifokálních IOL u pacientů s kataraktou, kteří byli před operací hypermetropičtí.

Ve studii [34], která probíhala v letech 2010 až 2011 bylo zahrnuto 13 pacientů s bilaterální kataraktou a vyšší formou hypermetropie. Tito pacienti podstoupili implantaci nové multifokální (bifokální) intraokulární čočky AcrivaUD Reviol MF613. Studie zahrnovala předoperační i pooperační sledování výsledků měření následujících veličin: hodnota sféro-cylindrické refrakce, nitrooční tlak, nekorigovaná a korigovaná zraková ostrost na dálku, střední vzdálenost a blízko. Pooperační měření probíhala v časových horizontech 1 dne; 1 týdne; 1, 2 a 3 měsíců; 1 a 2 let, ovšem pro analýzu dat byla použita data z měření, které probíhalo 3 měsíce po operaci.

Tato studie obecně vyhodnotila implantaci intraokulární multifokální čočky jako úspěšnou, ačkoli jeden pacient používal brýlovou dokorekci do dálky, jeden pacient používal brýlovou dokorekci do blízka, jeden pacient používal brýlovou dokorekci na

obě vzdálenosti. Dva pacienti pociťovali dyskomfort díky nadměrnému vnímání “halo efektu“ kolem světelných zdrojů a zvýšenému pocitu oslnění za mezopických a skotopických podmínek. V číslech tato studie prezentovala, že 77 % pacientů se vešlo do intervalu plánované pooperační dokorekce ($\pm 0,5$ D) a 84 % pacientů bylo s pooperačním stavem vidění spokojeno natolik, že by zákrok s tímto typem čočky doporučili ostatním.

Ve druhé studii [35], jejíž výsledky prezentovali oční chirurgové Magda Rau a Joao Pova na konferenci ESCRS v roce 2008 v Paříži, bylo zahrnuto 10 myopických pacientů s kataraktou s průměrným věkem 67 let. Pooperační výsledky měřených veličin u pacientů, kterým byla implantována multifokální IOL Lentis MPlus multifocal (Oculentis) vykazují dobrou kvalitu vidění.

U výše zmíněné skupiny pacientů byla zaznamenána hodnota průměrné nekorigované zrakové ostrosti do dálky 0,69 (měření probíhalo 3 měsíce po operaci). V průměru byli pacienti dokorigováni o $-0,43$ D a s touto hodnotou korekce měl průměrný nejlepší přečtený řádek hodnotu visu 0,78. Tato hodnota dokorekce byla předem plánovaná z důvodu obavy o překorigování pacienta a navození tak hypermetropického stavu. Další zlepšování zraku probíhalo až do 6 měsíců po operaci. Na střední vzdálenost pacienti vykazovali průměrnou hodnotu nekorigované zrakové ostrosti 0,88 a na blízko 0,76. Kontrastní citlivost byla měřena pomocí Ginsburgova kontrastního testu. U této skupiny pacientů byly pozorovány nižší hodnoty kontrastní citlivosti, než uvádí norma. Tento mírný pokles mohl být způsoben vyšším věkem některých pacientů.

Výsledky z pooperačních dotazníků uvádějí 10% pacientů, kteří zaznamenávají vyšší pocit oslnění, 60 % pacientů kteří nepotřebují ke svému životu brýlovou pomůcku. Zbylých 40 % pacientů brýle používá na příležitostné nošení (20 % do dálky a 20 % do blízka). Na střední vzdálenost nebylo potřeba brýlí u žádného pacienta. 80 % pacientů bylo velmi spokojeno, 10 % bylo spokojeno a 10 % bylo nespokojeno s pooperačním viděním. Nespokojenost byla dle všeho způsobena nedostatečným viděním do dálky.

V časopise EUROTİMES byla představena intraokulární čočka Physiol FineVision [36], která pacientům umožňuje dobré vidění na střední vzdálenost, perfektní vidění na blízko a dálku i za mezopických podmínek. Physiol FineVision je trifokální intraokulární čočka, která funguje na difrakčním optickém designu. V prezentované studii bylo zahrnuto všech 50 očí od 25 pacientů. Tito pacienti podstoupili operaci

katarakty a následně implantaci IOL Physiol FineVision. Ve skupině operovaných pacientů 87 % z nich dosáhlo totální nezávislosti na brýlové dokorekci a pouze 10 % pacientů zaznamenávalo "halo efekty" kolem světelných zdrojů a nadměrný pocit oslnění například při řízení v noci. Průměrný věk operovaných pacientů byl 70,4 let s průměrnou zrakovou ostroší s nejlepší korekcí 0,75. U žádného pacienta se nevyskytovala žádná oční patologie, ani astigmatismus vyšší než 1,75 D.

Při měření, které probíhalo dva měsíce po operaci, vykázali pacienti průměrnou hodnotu monokulární zrakové ostroši do dálky 0,89, přičemž zraková ostrost byla lepší než 0,8 u 78 % očí a lepší než 0,5 u všech pacientů. Z dotazníku, který pacienti vyplňovali, bylo zřejmé, že 82 % pacientů nepotřebovalo brýle na blízko, zbylých 18 % brýle použili příležitostně na přečtení malých písmen. Pro vidění na dálku brýlovou dokorekci nepotřebovalo 92 % operovaných.

Z výše uvedených studií tedy vyplývá, že použití multifokální intraokulární čočky jako náhrady za vlastní fyziologickou čočku je možnost, která poskytuje v absolutní většině případů dobré vidění na blízko a uspokojující na střední a blízkou vzdálenost. Je evidentní, že tato čočka, vzhledem ke své konstrukci, nedokáže zajistit perfektní vidění na všechny vzdálenosti, a jelikož se jedná o kompromis, tak závislost na brýlové dokorekce není ve všech případech eliminována na nulu.

6. Praktická část diplomové práce

Předmětem praktické části diplomové práce bylo hodnocení zrakových funkcí předoperačně hypermetropických presbyopických probandů, kterým byla v rámci operace katarakty implantována nová intraokulární čočka AcrySof IQ PanOptix. Cílem experimentu bylo stanovení a vzájemné porovnání předoperačních a pooperačních hodnot zrakové ostroši včetně stanovení defokusační křivky, dále kontrastní citlivosti a aberací se zaměřením zejména na aberace vyšších řádů. Dalším cílem bylo srovnání pooperační kontrastní citlivosti a aberací s jejich normálními hodnotami v populaci.

6.1 Metodika

Soubor probandů

Experimentu se účastnilo 5 probandů ve věku 57 až 68 let s průměrným věkem 64 let, tj. celkem bylo proměřeno 10 očí jak v předoperačním stavu, tak po operaci. Oko jednoho z probandů bylo z následného vyhodnocení vyřazeno kvůli postižení formou těžké amblyopie, díky které proband na subjektivní testy nereagoval. Analyzováno tedy bylo pouze 9 očí. Všechny 10 proměřených očí bylo předoperačně hypermetropických, presbyopických s kataraktou, která byla důvodem operace. Průměrná předoperační hodnota sférické části korekce byla +2,83 D, průměrný cylindr byl -0,94 D, odpovídající směrodatné odchylky byly 1,56 D a 0,58 D. Sféra se pohybovala v rozsahu +1 D až +5 D, cylindr pak od -0,25 D do -1,5 D.

Postup měření

Všechna měření proběhla v rámci spolupráce katedry optiky PřF UP v Olomouci a Oční kliniky LF a FN UP v Olomouci pod dohledem primářky MUDr. K. Marešové, Ph.D. Všechna potřebná měření byla provedena u všech probandů předoperačně i pooperačně. V rámci předoperačního měření byla zjišťována hodnota nekorigované a korigované centrální zrakové ostrosti na tři vzdálenosti (dálka, střední vzdálenost, blízko), subjektivní refrakce, korigované kontrastní citlivosti a hodnoty aberací optického systému oka. Pooperační měření bylo v zásadě identické, jen kontrastní citlivost byla měřena bez korekce a se subjektivně stanovenou korekcí. Nejprve byla vždy proměřena nekorigovaná centrální zraková ostrost na všechny vzdálenosti. V případě pooperačního měření proběhlo stanovení nekorigované kontrastní citlivosti. Následovalo určení subjektivní refrakce a příslušné korekce. S touto korekcí byla opět přeměřena centrální zraková ostrost na všechny vzdálenosti, přičemž na střední a blízkou vzdálenost byla u předoperačního měření též stanovena příslušná addice. Dále proběhlo měření korigované kontrastní citlivosti. Následovalo změření hodnot pro konstrukci defokusační křivky (s korekcí do dálky). Jako poslední bylo provedeno měření aberací. Všechna měření probíhala monokulárně v náhodně zvoleném pořadí očí.

Použité metody

Centrální zraková ostrost do dálky (v logMAR) byla vyšetřována vždy monokulárně na vzdálenosti 5 m za použití LCD optotypu s pěti znaky na řádek. Využity byly optotypové znaky Sloan letters s exponenciálním řazením velikosti znaků, přičemž rozestup znaků odpovídal šířce znaku, rozestup řádků odpovídal výšce menšího řádku. Presentované znaky byly černé na bílém pozadí při vysokém kontrastu ($> 95\%$). Měření centrální zrakové ostrosti na střední vzdálenost (60 cm) a blízko (33 cm) bylo provedeno za použití prosvětlovacího optotypu obsahujícího na každém řádku 6 náhodných slov o stejné velikosti jdoucích za sebou. Při pozorování optotypu měl vyšetřovaný hlavu opřenou v hlavové opěrce s podepřenou bradou pro dodržení konstantní vzdálenosti v průběhu měření. Řádek byl považován za úspěšně přečtený, pokud bylo správně přečteno alespoň 60 % slov (tj. 4 ze 6).

Stanovení subjektivní sféro-cylindrické korekce probíhalo monokulárně za použití zkušební obruby, sady zkušebních čoček, Jacksonova zkříženého cylindru o hodnotě $\pm 0,25$ D a již výše zmíněného LCD optotypu se Sloan letters znaky. K subjektivní refrakci do dálky byl vždy na střední vzdálenost a blízko předřazen přídavek do blízka (addice), individuálně určený pro každou z těchto vzdáleností. Addice byla stanovena binokulárně.

Měření kontrastní citlivosti bylo realizováno za pomoci testu CSV-1000 firmy Vectorvision, který je popsán v kapitole 4 a který byl použit za fotopických podmínek ze vzdálenosti 220 cm. Naměřené hodnoty byly pomocí přepočtových tabulek, které udává výrobce [32], přepočítány na logaritmické jednotky kontrastní citlivosti logCS.

Měření hodnot pro konstrukci defokusační křivky (viz kapitola 4) probíhalo za pomoci zkušební obruby vždy se vsazenou subjektivní refrakcí. Monokulárně byly předkládány zkušební sférické čočky od -5 D do +2,5 D v krocích po 0,5 D v náhodném pořadí.

Hodnoty optických aberací byly zaznamenány pomocí přístroje iProfilér firmy Carl Zeiss. Měření probíhalo za vypnutého osvětlení, aby bylo dosaženo co největšího průměru zornice.

Všechny hodnoty měřených veličin byly zaznamenány do protokolů, které byly následně vyhodnocovány.

Statistická analýza

Stanovená data jsou reprezentována jejich průměry a směrodatnými odchylkami ve formátu průměr \pm směrodatná odchylka. Analyzovaná data byla vzájemně srovnávána metodou ANOVA s opakovanými měřeními (v programu STATISTICA 12) nebo pomocí párového t-testu (v programu Microsoft Office Excel 2007), vždy na hladině významnosti 5 %. U jednotlivých výsledků statistické analýzy jsou též uvedeny mezní hodnoty hladiny významnosti p , při kterých by právě došlo k zamítnutí testované rovnosti dat.

6.2 Výsledky

Refrakce

Předoperačně dosahovala refrakce průměrných hodnot ve sféře $+2,83 \text{ D} \pm 1,56 \text{ D}$, v cylindru $-0,94 \text{ D} \pm 0,58 \text{ D}$. Pooperačně došlo ke statisticky významnému poklesu ve sférické složce (párový t-test, $p = 0,0012$) na hodnotu $+0,22 \text{ D} \pm 0,32 \text{ D}$. Cylinder se po operaci významně nezměnil (párový t-test, $p = 0,51$), průměrná pooperační hodnota byla $-0,78 \text{ D} \pm 0,46 \text{ D}$.

Vízus

Předoperační a pooperační hodnoty vízu s korekcí i bez korekce na všechny studované vzdálenosti shrnuje tab. 3. Nekorigovaný vízus do dálky je označen jako UCDVA, na střední vzdálenost a do blízka jako UCIVA a UCNVA. Korigované hodnoty jsou pak postupně značeny jako CDVA, CIVA, CNVA. Metodou třífaktorová ANOVA pro opakovaná měření bylo zjištěno, že se všechny pozorované zrakové ostrosti navzájem liší, přičemž byl zjištěn významný vliv operace, korekce i vzdálenosti ($p = 0,00031$, $p = 0,00026$ a $p < 10^{-5}$). Z tab. 3 vyplývá, že pooperační nekorigovaná zraková ostrost je v průměru mírně horší než korigovaná předoperační, ale výrazně lepší než nekorigovaná. Předoperačně i pooperačně byla vždy nejlepší zraková ostrost do dálky (s korekcí i bez korekce).

Detailněji byly studovány pooperační hodnoty, kde bylo zjištěno, že se mezi sebou významně liší (dvoufaktorová ANOVA pro opakovaná měření) v závislosti na korekci (i když poměrně těsně, $p = 0,046$) a na vzdálenosti ($p = 0,00097$). Prokázal se též různý vliv korekce na různou vzdálenost ($p = 0,011$). Nejlepší vidění s korekcí je do dálky, do blízka i na střední vzdálenosti je statisticky významně horší ($p = 0,00052$ a $p = 0,00025$); mezi střední a blízkou vzdáleností není signifikantní rozdíl ($p = 0,98$).

		UCDVA	UCIVA	UCNVA	CDVA	CIVA	CNVA
logMAR předoperačně	průměr	0,49	0,57	0,70	-0,03	0,10	0,17
	SD	0,27	0,28	0,31	0,07	0,10	0,09
logMAR pooperačně	průměr	0,08	0,12	0,14	-0,08	0,10	0,12
	SD	0,19	0,08	0,05	0,10	0,09	0,07

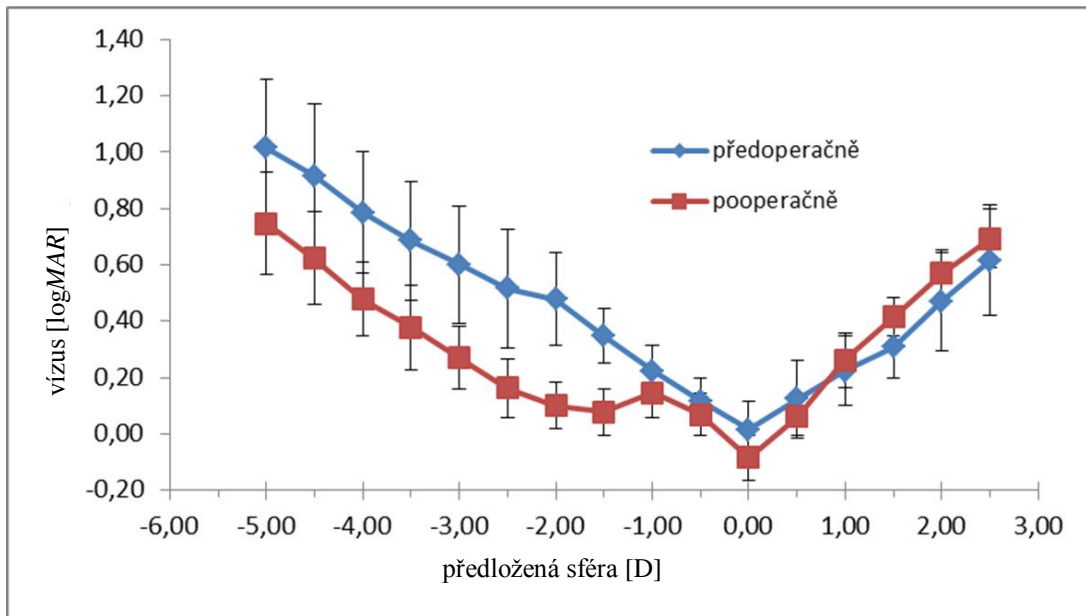
Tab. 3 Před- a pooperační hodnoty zrakové ostrosti (v jednotkách logMAR). Zkratka SD představuje směrodatnou odchylku.

Defokusační křivka

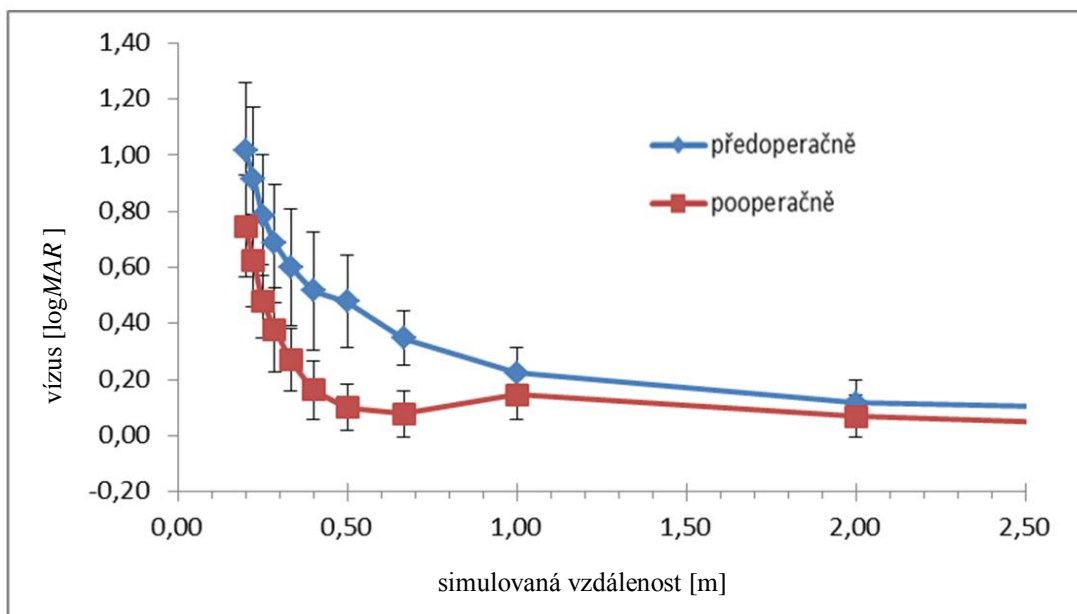
Průměrné defokusační křivky před, i po operaci, včetně příslušných směrodatných odchylek prezentuje obr. 16. Z grafů je vidět, že obě křivky mají odlišný průběh. Pro lepší interpretaci dat je též uveden graf s přepočítanými hodnotami předložené záporné sféry na odpovídající simulovanou vzdálenost, viz obr. 17. Pooperační data vykazují lepší vízus (nižší logMAR) proti předoperačním hodnotám zejména pro sféry od -1,50 D do -5,0. Zatímco předoperační logMAR se monotónně snižuje k hodnotě 0 D a pak opět monotónně roste, pooperační data vykazují dvě lokální minima, a to v hodnotě 0 D (dálka) a mezi -2,0 D a -1,5 D (což odpovídá střední vzdálenosti). Z pooperační křivky je tedy možné opět odvodit, že vidění bez předložené sféry (0 D), tedy vidění na dálku (resp. 5 m), bylo nejlepší. Mírně horší bylo na střední a blízkou vzdálenost.

To potvrzuje i statistická analýza (dvoufaktorová ANOVA při opakovaných měřeních), která zjistila signifikantní rozdíl mezi předoperačními a pooperačními hodnotami ($p = 0,0053$). Podle předpokladu byl zjištěn signifikantní vliv předkládané sféry ($p < 10^{-5}$) na vízus. Odlišný průběh obou křivek potvrzuje odlišný vliv sféry (interakce) v případě předoperačního a pooperačního měření ($p < 10^{-5}$). Předoperační hodnoty vízu jsou oproti pooperačním signifikantně horší především pro předložené rozptylné čočky od

hodnoty -1,50 D včetně (post-hoc Tukeyův HSD test, vždy $p < 0,0002$). Předoperační vízus s předloženou sférickou čočkou se výrazně liší (je horší) od hodnoty do dálky od -1,0 D do -5,0 D včetně (vždy $p < 0,00035$) a od +1,0 D do +2,5 D (vždy $p < 0,0075$). Pooperační vízus se oproti hodnotě do dálky liší při hodnotě -1,0 D ($p = 0,016$), od -2,5 D do -5,0 D (vždy $p < 0,0015$) a +1,0 D do +2,5 D (vždy $p = 0,00014$).



Obr. 16 Defokusační křivka.



Obr. 17 Defokusační křivka.

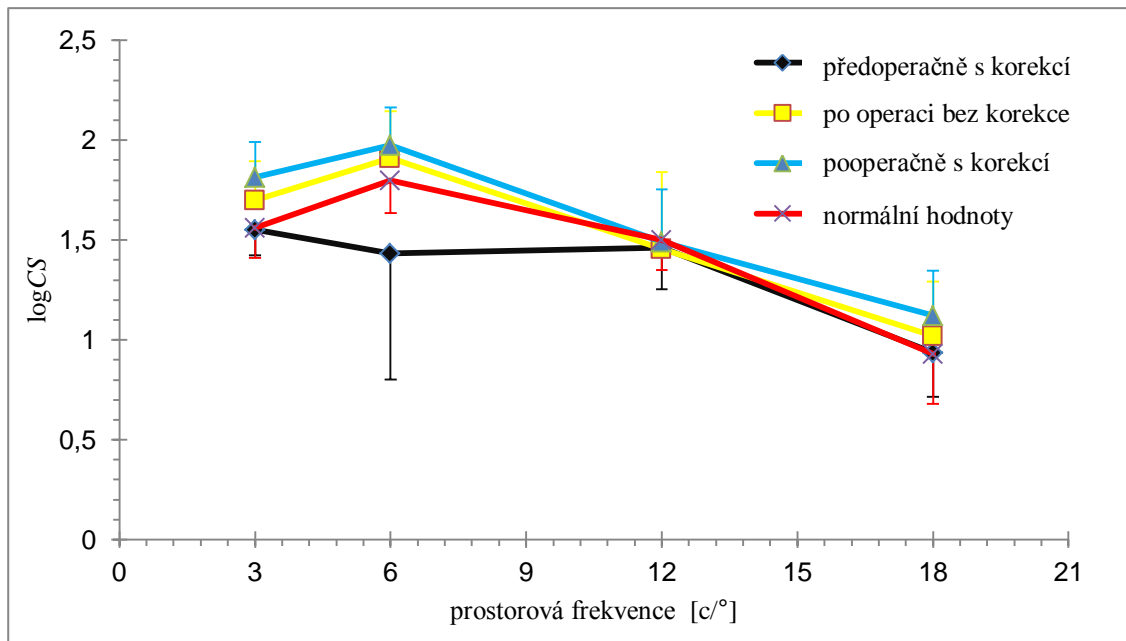
Kontrastní citlivost

Křivky kontrastní citlivosti před a po operaci zobrazuje obr. 18. Hodnoty zanesené do tab. 4, které jsou na obr. 18 znázorněny pomocí červené křivky, ukazují normální hodnoty kontrastní citlivosti s příslušnými směrodatnými odchylkami pro věkovou skupinu 55-75 let, ve které se právě nacházeli probandi, kteří byli proměřeni v rámci experimentu. Z obr. 18 i ze statistické analýzy (dvoufaktorová ANOVA pro opakovaná měření) je vidět, že pacientova citlivost na kontrast se liší před operací bez korekce od stavu po operaci bez korekce i s korekcí ($p = 0,011$). Z daných křivek vyplývá nejhorší hodnota kontrastní citlivosti před operací (černá linie). Po operaci se tato zraková funkce velmi zlepšila a pacienti dokonce dosáhli mírně vyšší citlivosti na kontrast, než pro danou věkovou skupinu udává norma [32]. Po operaci s korekcí byla pacientova kontrastní citlivost vůbec nejvyšší (nejlepší).

Z grafů na obr. 18 vyplývá, že nejvyšších hodnot bylo dosaženo pro prostorovou frekvenci 6 c/°, ovšem pouze pooperačně. Tento jev potvrdila i statistická analýza, která zjistila významný vliv prostorové frekvence na hodnoty kontrastní citlivosti ($p < 10^{-5}$), přičemž předoperační citlivost pro frekvenci 6 c/° se významně liší od obou pooperačních (post hoc Tukeyův HSD test, $p = 0,0043$ a $p = 0,00078$).

prostorová frekvence [c/°]	průměrná hodnota logCS	směrodatná odchylka logCS
3	1,56	0,15
6	1,80	0,165
12	1,50	0,15
18	0,93	0,25

Tab. 4 Normální hodnoty kontrastní citlivosti pro věkovou skupinu 55-75 let; na obr. 18 jsou vyneseny pomocí červené křivky.



Obr. 18 Křivky kontrastní citlivosti.

Aberace

Hodnoty *RMS* a Strehlova poměru pro celkové aberace a pro HOA jsou uvedeny v tab. 5. Hodnoty jsou spočítány pro průměr zornice 3 mm, který přibližně odpovídá přirozeným podmínkám u studované věkové skupiny. Tab. 5 uvádí *RMS* pro sférickou aberaci, komu a trefoil, opět před a pooperačně. Sférická aberace, koma a trefoil se významně po operaci nezměnily stejně jako Strehlův poměr pro HOA (po řadě $p = 0,30$, $p = 0,16$, $p = 0,24$ a $p = 0,91$). Celkové aberace však významně poklesly (tj. byl pozorován signifikantní pokles *RMS*, $p = 0,0040$, Strehlův poměr narostl, $p = 0,0014$), což odpovídá snížení sférické části korekce po operaci, viz výše. Tabulka 6 uvádí průměrné hodnoty celkových aberací, LOA, komy, trefoilu a sférické aberace s příslušnými směrodatnými odchylkami ve skupině probandů, která byla zahrnuta v experimentální části této práce. Pro srovnání uvádí tabulka 7 průměrné hodnoty a směrodatné odchylky výskytu aberací v populaci, měřené stejným přístrojem. Předoperační i pooperační hodnoty pro všechny sledované dílčí aberace byly mírně vyšší než populační normál.

		<i>RMS</i> [μm]		Strehlov poměr	
		total	HOA	total	HOA
předop.	průměr	1,01	0,15	0,09	0,56
	SD	0,48	0,11	0,05	0,21
poop.	průměr	0,35	0,1	0,26	0,6
	SD	0,16	0,02	0,10	0,11

Tab. 5 Průměrné předoperační a pooperační hodnoty RMS a Strehlova poměru pro celkové vady a aberace vyšších řádů (pro 3mm pupilu)

		<i>RMS</i> [μm]				
		total	LOA	koma	trefoil	sférická aberace
předop.	průměr	1,01	0,99	0,07	0,07	-0,12
	SD	0,48	0,48	0,04	0,07	0,24
poop.	průměr	0,35	0,33	0,05	0,04	-0,03
	SD	0,16	0,17	0,03	0,03	0,02

Tab. 6 Hodnoty průměrných aberací optického systému probandova oka s příslušnými směrodatnými odchylkami (pro 3mm pupilu)

		<i>RMS</i> [μm]		
		koma	trefoil	sférická aberace
průměr		0,02	0,02	0,01
SD		0,02	0,01	0,01

Tab. 7 Průměrné hodnoty HOA a příslušné směrodatné odchylky (pro 3 mm pupilu)

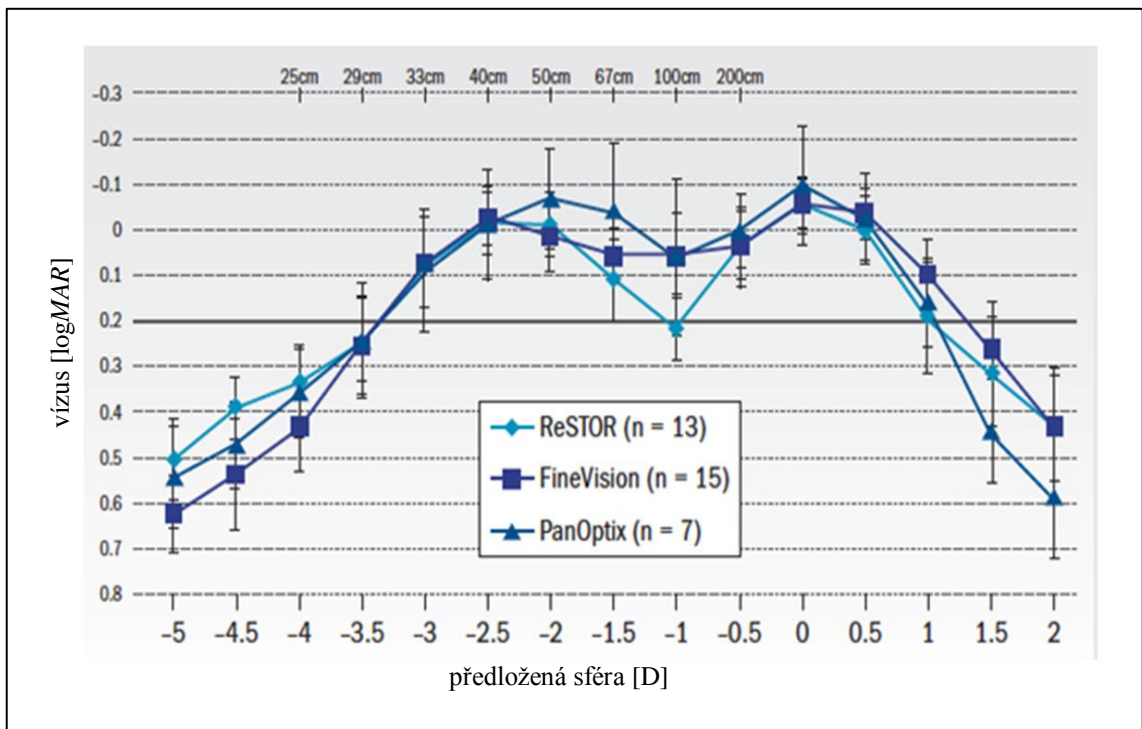
6.3 Diskuze

Cílem tohoto výzkumu bylo zhodnocení a porovnání předoperačních a pooperačních hodnot parametrů zrakové ostrosti, kontrastní citlivosti, dále průběh defokusační křivky a hodnot aberací vyšších řádů u hypermetropických presbyopických pacientů s kataraktou, kterým byla implantována trifokální IOL AcrySof® IQ PanOptix® vyvinutá firmou Alcon.

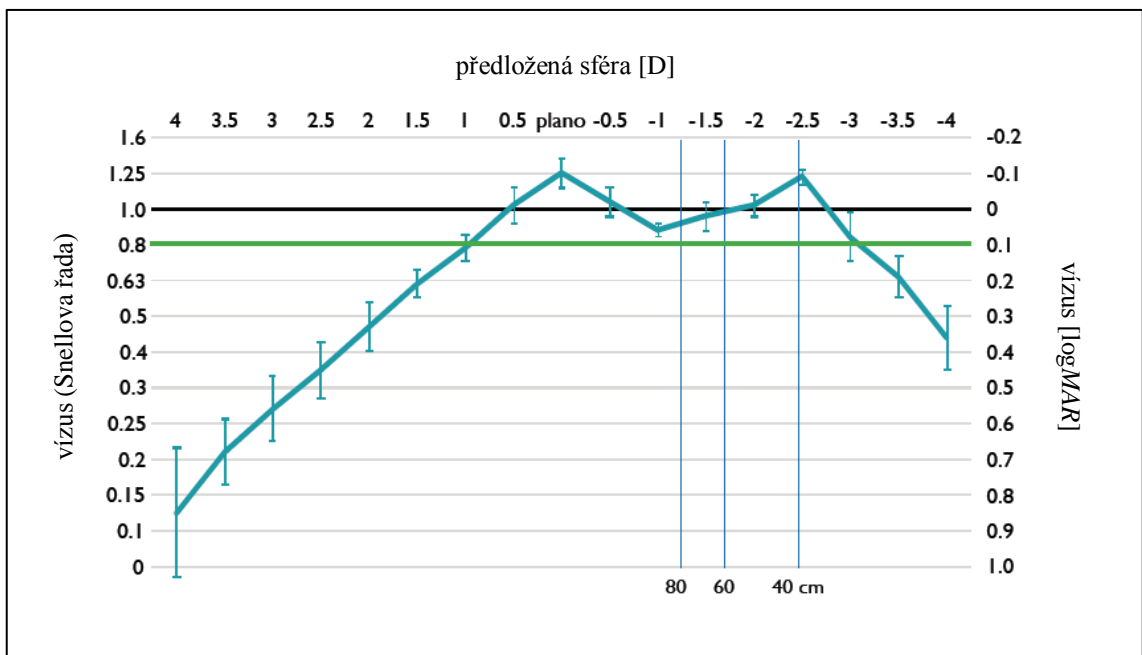
Nejlepší hodnoty zrakové ostrosti, jak ukazuje tab. 3, vykázali pacienti na dálku, mírně horší na střední vzdálenost a nejslabší na blízko, což je v souladu s naším předpokladem. Předoperační korigované a pooperační nekorigované hodnoty zrakové ostrosti se liší jen mírně ve prospěch předoperačních korigovaných. Důvodem může být, že katarakta nebyla před operací u většiny pacientů příliš rozvinutá.

Na rozdíl od jiných studií hodnotících vlastnosti této čočky byla v naší studii sledována též předoperační defokusační křivka. Pooperační defokusační křivka byla například prezentována na PanOptix Enlightenment fóru [37], případně ve studii Kradera [38]. Ze srovnání předoperačních a pooperačních hodnot je patrný pouze mírný vliv katarakty (malé zhoršení vízu odpovídajícího korigovanému vidění do dálky), ale výrazný vliv trifokalitý čočky, který zásadně změnil průběh křivky. U předoperační křivky díky chybějící akomodaci dochází k monotónnímu a téměř lineárnímu zhoršení vízu (nárůstu $\log MAR$) při předřazování spojných i rozptylných čoček. Pooperačně při předřazování rozptylek pozorujeme při hodnotě $-1,5$ D druhé lokální minimum, charakterizující mírné zlepšení při vidění asi na 67 cm. Předchůdcem této testované čočky byla bifokální IOL AcrySof ReSTOR, která byla dostupná se třemi možnými addicemi ($+2,5$ D, $+3,0$ D, $+4,0$ D). Typický průběh příslušné defokusační křivky je zobrazen na obr. 19 společně se srovnáním s defokusační křivkou PanOptix a Fine Vision publikovanými ve studii [38]. Obr. 20 pak prezentuje výsledky, které byly uvedeny na Alcon fóru [37], kde byl sledován vliv čočky PanOptix při binokulárním vidění. U bifokální čočky AcrySoft ReSTOR dochází ke zřejmému propadu vízu v oblasti středních vzdáleností oproti námi sledované čočce. Tento jev plně koresponduje s její bifokalitou, a proto lze defokusační křivku u trifokální IOL považovat za více plynulou, díky posílení vidění (snížení propadu defokusační křivky) na střední vzdálenost. Při srovnání námi získaných výsledků s jinými studiemi je zřejmý podobný průběh defokusačních křivek, charakteristický plynulým přechodem vízu mezi dálkou a blížkou vzdáleností, tj. bez výrazného zhoršení na střední vzdálenost, typickým pro trifokální čočky. Naše výsledky

však vykazují poněkud horší vÍzus do blÍzka ve srovnání se studii [37,38]. PÍřčinou mÍže bÝt menší počet sledovaných očí v naší studii.

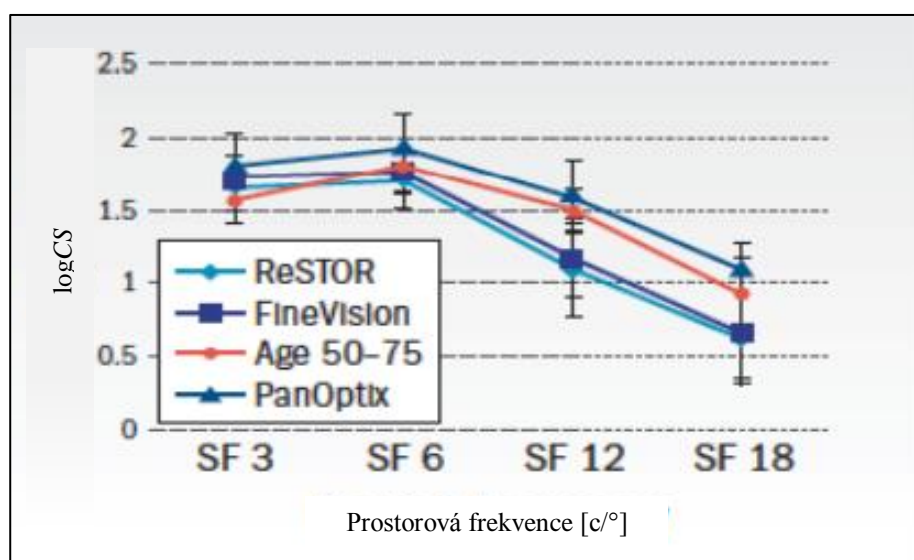


Obr. 19 Porovnání defokusačních křivek IOL ReSTOR, FineVision a PanOptix.



Obr. 20 Binokulárně měřená defokusační křivka po implantaci trifokální IOL PanOptix.

V rámci sledování průběhu křivek kontrastní citlivosti je možné diagnostikovat projev katarakty jako pokles pacientovy citlivosti na kontrast v 6 c/° před operací. Po operaci byli pacienti naopak právě v 6 c/° na kontrast nejcitlivější. Trifokální čočka při námi použitých fotopických vyšetřovacích podmínkách nevykázala zhoršení kontrastní citlivosti proti normě. Za zhoršeného osvětlení, popř. při oslnění, lze vzhledem ke struktuře čočky očekávat zhoršení. Konstrukci křivky kontrastní citlivosti se věnovala například studie [38], která vykázala křivky zobrazené na obr. 21. Tato studie testovala a porovnávala kontrastní citlivost u pacientů, kterým byla implantována IOL ReSTOR, FineVision a PanOptix za použití stejného přístroje CSV-1000 firmy VectorVision jako tomu bylo v naší studii. Křivky těchto čoček pak byly, stejně jako v případě naší studie, porovnávány s normou pro věkovou skupinu 55-75 let. Výslednou křivku kontrastní citlivosti u IOL PanOptix ve studii [38] pak lze přímo ztotožnit s křivkou naší studie.



Obr. 21 Porovnání křivek kontrastní citlivosti u IOL ReSTOR, FineVision a PanOptix.

V rámci sledování aberací nebyl pozorován výrazný rozdíl předoperačních a pooperačních hodnot HOA – důvodem může být to, že HOA už byly přítomny díky kataraktě předoperačně. Pooperační výskyt byl předpokládán vlivem difrakčního designu IOL. Předoperační hodnoty jsou mírně vyšší než pooperační. Statistická nevýznamnost může být způsobena též malým rozsahem sledovaného vzorku. Jak předoperační, tak pooperační hodnoty jsou mírně vyšší než populační normál, a to zřejmě z výše uvedených důvodů (katarakta, vliv zón na čočce). Vliv aberací byl sledován např. ve studii [39], která sledovala aberace vyšších řádů 20 očí 10-ti pacientů.

Pět pacientů podstoupilo implantaci IOL PanOptix a pět IOL FineVision. Tato studie neshledala statisticky signifikantní rozdíl v aberacích vyšších řádů (trefoil, koma, sférická aberace) mezi implantovanými čočkami.

Z uvedených výsledků lze shrnout, že námi sledovaná čočka vykazuje dobré vidění do dálky, akceptovatelný vízus do blízka a na střední vzdálenost. Kontrastní citlivost za normálních podmínek je srovnatelná s normou pro danou věkovou kategorii. Defokusační křivky mají obdobný charakter jako v jiných studiích při použití této čočky. Aberace vyšších řádů jsou mírně vyšší, než je populační průměr.

Závěr

Cílem implantace multifokálních intraokulárních čoček je zlepšit pacientovo vidění na všechny vzdálenosti a eliminovat, či úplně odstranit závislost na brýlové korekci. Výhodou trifokálních IOL je posílení vidění na střední vzdálenost oproti čočkám bifokálním, které poskytují zlepšení vidění pouze na dálku a blízko. Jelikož se u hypermetropických pacientů v presbyopickém věku očekávaly lepší výsledky než u pacientů s myopií z důvodu vyšší potřeby multifokální korekce, byly pro studii vybráni právě hypermetropičtí pacienti. Cílem experimentální části této práce bylo popsat změny ve vidění hypermetropických pacientů před a po implantaci trifokální intraokulární čočky.

Před popisem vlastního experimentu je v práci vytvořen nutný teoretický základ. Nejprve je stručně popsána problematika hypermetropie, presbyopie a katarakty, následuje úvod do problematiky IOL se zaměřením na multifokální čočky a jejich vlastnosti. Dále jsou shrnuty aberace oka a jejich měření se zaměřením na aberace vyšších řádů a další veličiny, kterými lze stav zraku po implantaci MIOL charakterizovat. Pozornost je věnována především parametrům užitým v experimentu. Dále je také provedena stručná rešerše studií zaměřených na trifokální čočky.

V rámci experimentu byly předoperačně a pooperačně sledovány vybrané parametry zraku (centrální zraková ostrost, kontrastní citlivost, průběh defokusační křivky a aberace vyšších řádů). Experimentálně naměřené hodnoty ukazovaly nejvyšší průměrnou hodnotu zrakové ostrosti do dálky, mírně horší na střední vzdálenost. Nejnižší hodnoty zrakové ostrosti pak byly u pacientů pozorovány na blízko. V rámci

sledování průběhu defokusační křivky byl pooperačně pozorován odlišný průběh daný trifokalitou nově implantované IOL oproti předoperačnímu stavu. Pooperační křivka v souladu s přímým měřením zrakové ostrosti právě potvrdila nejlepší vidění na dálku a mírně horší na střední vzdálenost a blízko. Testování kontrastní citlivosti zaznamenalo největší změny v 6 c/°, kdy předoperačně byli v tomto bodě pacienti na kontrast nejméně, naopak po operaci nejvíce citliví. Průběh pooperační křivky přibližně odpovídá normě pro danou věkovou skupinu. V rámci porovnání předoperačních a pooperačních hodnot aberací vyšších řádů nedošlo k zásadním změnám. Vysvětlením pro tento fakt může být předoperační stav pacientova oka s počátečním stádiem katarakty a po operaci stav s IOL, jejíž multifokální efekt vycházel z difrakčního povrchu čočky. Následně byly tedy hodnoty pooperačních aberací porovnány s normou v populaci. Z tohoto porovnání vyplynuly mírně vyšší hodnoty příslušných aberací oproti normálu.

Závěrem je tedy možné říci, že vidění s nově implantovanou trifokální IOL AcrySof PanOptix firmy Alcon lze obecně označit za dobré, je ovšem nutné si uvědomit, jak je psáno v textu výše, že se jedná o kompromis pro specifickou skupinu pacientů. Pokud je pro implantaci této čočky pacient správně zvolen, pak je možné očekávat jeho spokojenost a úsměv na tváři z obnoveného vidění.

Použité zdroje - text

- [1] AMERICAN OPTOMETRIC ASSOCIATION. *American optometric association* [online]. ©2018, [cit. 29.1.2018]. Dostupné z: <http://www.aoa.org/>
- [2] BENJAMIN, W.J. *Borish' s Clinical Refraction*. Elsevier Butterworth-Heinemann, 2006. ISBN: 978-0-7506-7524-6.
- [3] PLUHÁČEK, F. *Výukové materiály k předmětu Fyziologická optika*, Katedra optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci, Olomouc, 2013.
- [4] PLUHÁČEK, F. *Výukové materiály k předmětu Korekce zraku II*, Katedra optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci, Olomouc, 2014.
- [5] GROSVENOR, T.P. *Primary Care Optometry 5th Edition*. Elsevier Butterworth-Heinemann, 2007. ISBN: 978-0750675758.
- [6] PSEUDOVS K., ELLIOT D.B. *Refractive error changes in cortical, nuclear, and posterior subcapsular cataracts*. *British Journal of Ophtalmology*, roč. 87, 2003, č. 8, str. 964-967. ISSN 0007-1161.
- [7] AMERICAN OPTOMETRIC ASSOCIATION. *American optometric association* [online]. ©2018, [cit. 29.1.2018]. Dostupné z: <https://www.aoa.org/patients-and-public/eye-and-vision-problems/glossary-of-eye-and-vision-conditions/cataract>
- [8] MILTON, R.C., LINDBLAD, A.S., KLEIN, B.E.K., FERRIS, F.L., CLEMONS, T.E. *Risk Factors Associated with Age-Related Nuclear and Cortical Cataract: A Case-control Study in the Age-Related Eye Disease Study*. *Ophthalmology*, roč. 108, 2001, č. 8, str. 1400-1408. ISSN: 0161-6420.
- [9] AMERICAN OPTOMETRIC ASSOCIATION. *Cataract surgery* [online]. ©2018, [cit. 29.1.2018]. Dostupné z: <https://www.aoa.org/patients-and-public/eye-and-vision-problems/glossary-of-eye-and-vision-conditions/cataract/cataract-surgery>
- [10] STARK L. *Presbyopia in light of accommodation*. *American Journal of Optometry and Physiological Optics*, roč. 65, 1987, č. 5, str. 407-416. ISSN: 10405488.

- [11] MARY, A. M.S., GLASSER, A., KAUFMAN, P.L. *Accommodation and presbyopia*. International Ophthalmology Clinics, roč. 41, 2001, č. 2, str. 33-46. ISSN: 0020-8167.
- [12] HOLLADAY, J.T., BISHOP, J.E., PRAGER, T.C., BLAKER, J.W. *The ideal intraocular lens*. CLAO Journal, roč. 9, 1983, č.1, str. 15-19. ISSN: 0733-8902.
- [13] VAQUERO-RUANO, M., ENCINAS, J.L., MILAN, I., HIJOS, M., CAJIGAL, C. *AMO array multifocal versus monofocal intraocular lenses: long-term follow up*. Journal of Cataract & Refractive Surgery, roč. 24, 1998 č. 1, str. 118-123. ISSN: 0886-3350.
- [14] SCHMITZ, S., DICK, H.B., KRUMMENAUER, F., a spol. *Contrast sensitivity and glare disability by halogen light after monofocal and multifocal lens implantation*. British Journal of Ophthalmology, roč. 84, 2000, č. 10, str. 1109-1112. ISSN: 0007-1161.
- [15] BRAGA-MELE, R., CHANG, D., DEWEY, S., et al. *Multifocal intraocular lenses: Relative indications and contraindications for implantation*. Journal of Cataract and Refractive Surgery, roč. 40, 2014, č. 2, str. 313–322. ISSN: 1873-4502.
- [16] RUBENSTEIN J.B., RACITI M. *Approaches to corneal astigmatism in cataract surgery*. Current Opinion in Ophthalmology, roč. 24, 2013, č. 1, str. 30-34. ISSN: 1040-8738.
- [17] de VRIES, N.E., WEBERS, C.A., TOUWSLAGER, W.R., BAUER, N.J., de BRABANDER, J., BERENDSCHOT, T.T., NUIJTS, R.M. *Dissatisfaction after implantation of multifocal intraocular lenses*. Journal of Cataract and Refractive Surgery, roč. 37, 2011, č. 5, str. 859-865. ISSN: 1873-4502.
- [18] FERNANDEZ-VEGA, L., ALFONSO, J.F., BAAMONDE, B., MADRID-COSTA, D., MONTES-MICO, R., LOZANO, J. *Visual and refractive outcomes in hyperopic pseudophakic patients implanted with the Acri.LISA 366D multifocal intraocular lens*. American Journal of Ophthalmology, roč. 148, 2009, č. 2, str. 214-220. ISSN: 1879-1891.
- [19] FERRER-BLASCO, T., MONTES-MICO, R., CERVINO, A., ALFONSO, J.F., FERNANDEZ-VEGA, L. *Contrast sensitivity after refractive lens exchange with*

diffractive multifocal intraocular lens implantation in hyperopic eyes. Journal of Cataract and Refractive Surgery, roč. 34, 2008, č. 12, str. 2043-2048. ISSN: 0886-3350.

[20] ALCON. *PanOptix Enlightening Conversation* [online]. ©2016 [cit. 27.1.2018]. Dostupné na: <https://theophthalmologist.com/fileadmin/top/issues/0816/Alcon.pdf>

[21] Česká Oční Optika, *Česká oční optika*, roč. 51, 2010, č. 2. ISSN: 1211–233X.

[22] PORTER, J. *Aberrations of the human eye* [online]. ©2003 [cit. 26.1.2018]. Dostupné na: http://cfao.ucolick.org/pubs/presentations/eyedesign/06_Aberrations_JP.pdf

[23] VESSEL, M. *All about Vision* [online]. ©2017 [cit. 20.1.2017]. Dostupné na: <http://www.allaboutvision.com/conditions/aberrations.htm>

[24] KEIRL, A. W., CHRISTIE, C. *Clinical Optics and Refraction 1st Edition*. Elsevier Butterworth-Heinemann, 2007. ISBN: 9780750688895.

[25] BAJER, J. *Aberace oka z vlnoveho hlediska - výukové materiály k předmětu Aberace oka v optometrické praxi*, Katedra optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci, Olomouc, 2013.

[26] *Aberrations of the eye*. Wikipedia [online]. ©2018 [cit. 15.2.2018]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Aberrations_of_the_eye

[27] VYŠÍN, I., ŘÍHA, J. *Paprsková a vlnová optika*. Univerzita Palackého v Olomouci, 2012. ISBN 978-80-244-3334-9.

[28] GUANG-MING, D. *Wavefront Optics for Vision Correction*. SPIE Press, 2008. ISSN: 2008 978-0819469663.

[29] FALHAR, M. *Optické vady a oko*. Česká Oční Optika, roč. 47, 2006, č. 4, str. 54. ISSN 1211-233X.

[30] ENOCH, J.M., et al. *Visual Acuity Measurement Standard*. Italian Journal of Ophthalmology, roč. 2,1988, č.1 str. 1-15. ISSN: 0394-610X.

[31] VADHEL, L. *Contrast sensitivity* [online] 2014. [cit.30.1.2018]. Dostupné na: <https://www.slideshare.net/laxmieyeinstitute/contrast-sensitivity>

- [32] VECTORVISION. *Contrast sensitivity background* [online] 2018. [cit. 30.1.2018]. Dostupné na: <http://www.vectorvision.com/contrast-sensitivity-background/>
- [33] PELLI, D.G., ROBSON, J.G. *Are letters better than gratings?* Clinical Vision Sciences, roč.6, 1991, str. 409-411. ISSN: 0042-6989.
- [34] CETINKAYA, S., DADACI, Z., ACIR, N. O., CETINKAYA, Y. F., YENER, H. I., OZCIMEN, M. *Visual outcomes of multifocal intraocular lens implantation in patients with cataract and high hyperopia and patient selection.* International Journal of Ophthalmology, roč. 8, 2015, č.6, str.1258-1260. ISSN: 2222-3959.
- [35] RAU, M., POVOA, J. *Novel multifocal IOL.* Magazine Eurotimes, roč. 16, 2011, č. 4, str. 8. ISSN: 1393-8983.
- [36] VRYGHEM, J. *Trifocal IOL.* ESCRS Euro times [online]. ©2018 [cit. 22.1.2018]. Dostupné na: <http://www.eurotimes.org/trifocal-iol/>
- [37] ALCON. *PanOptix Enlightening Conversation - Studie defokusační křivky* [online] 2016. [cit. 20.3.2018]. Dostupné na: <https://theophthalmologist.com/fileadmin/top/issues/0816/Alcon.pdf>
- [38] KRADER, Ch. G. *Novel trifocal IOL extends range of vision.* Ophthalmology times [online]. ©2018 [cit. 25.2.2018]. Dostupné na: <http://trifocal63.rssing.com/browser.php?indx=50739003&item=5>
- [39] CABRERA, D.A. *PhysIOLl® (Fine Vision) vs PanOptix® (Alcon): a comparative observational study in high grade aberration pattern after phacoemulsification cataract surgery in a sample of Mexican population.* ESCRS kongres Copenhagen [online]. ©2016 [cit. 27.2.2018]. Dostupné na: <http://www.es CRS.org/Copenhagen2016/programme/posters-details.asp?id=26428>

Použité zdroje - obrázky a tabulky

Obr. 1 OČNÍ OPTIKA. *Hypermetropie* [online]. © 2007 [cit. 12.1.2018]. Dostupné na: <http://www.ocnioptika.com/33-Ocni-vady-hypermetropie.html>

Obr. 2 SANKARA NETHRALAYA. *LASIK Corner* [online]. © 2018 [cit. 17.1.2018]. Dostupné na: <http://www.sankaranethralaya.org/lasik-excimer.html>

Obr. 3 Archiv autora diplomové práce

Obr. 4 AMERICAN OPTOMETRIC ASSOCIATION. *Cataract* [online]. ©2018, [cit. 29.1.2018]. Dostupné na: <https://www.aoa.org/patients-and-public/eye-and-vision-problems/glossary-of-eye-and-vision-conditions/cataract>

Obr. 5 AMERICAN OPTOMETRIC ASSOCIATION. *Cataract* [online]. ©2018, [cit. 29.1.2018]. Dostupné na: <https://www.aoa.org/patients-and-public/eye-and-vision-problems/glossary-of-eye-and-vision-conditions/cataract>

Obr. 6 AMERICAN OPTOMETRIC ASSOCIATION. *Cataract* [online]. ©2018, [cit. 29.1.2018]. Dostupné na: <https://www.aoa.org/patients-and-public/eye-and-vision-problems/glossary-of-eye-and-vision-conditions/cataract>

Obr. 7 DUO VIZE, *Trifokální čočka PanOptix* [online]. ©2018 [cit. 25.1.2018]. Dostupné na: <https://www.duovize.cz/aktuality/613-novinka-trifokalni-nitroocni-cocka-panoptix-v-duovizi/>

Obr. 8 MISHRA, S. *Autorefratometry: Principles and Procedure* [online]. ©2018 [cit. 20.1.2018]. Dostupné na: <https://www.slideshare.net/DrSamarthMishra/autorefractometry-principle-and-procedure>

Obr. 9 WIKIPEDIA, *Shack-Hartmann wavefront sensor* [online] ©2017 [cit. 25.1.2018]. Dostupné na: https://en.wikipedia.org/wiki/ShackHartmann_wavefront_sensor

Obr. 10 WAVEFRONT, *Wavefront* [online] ©2018 [cit. 25.1.2018]. Dostupné na: <http://bme240.eng.uci.edu/students/08s/ticenogl/Wavefront-Guided%20LASIK/Wavefront.html>

Obr. 11 TECHNET, *Základní kámen každého foťáku. Jak vzniká obraz v objektivu* [online] ©2010 [cit. 25.1.2018]. Dostupné na: https://technet.idnes.cz/zakladni-kamen-kazdeho-fotaku-jak-vznika-obraz-v-objektivu-pan/tec_foto.aspx?c=A071025_103506_tec_foto_jlb

Obr. 12 Foto Roman. *Difrakce* [online] © 2011 [cit. 2.2.2018]. Dostupné na: http://www.fotoroman.cz/glossary/2_difrakce.htm

Obr. 13 ResearchGate, *Pelli-Robson Contrast Sensitivity Chart* [online] ©2018 [cit. 3.1.2018]. Dostupné na: https://www.researchgate.net/figure/Figure-1-Pelli-Robson-Contrast-Sensitivity-Chart_276159141_fig1

Obr. 14 GOOD-LITE, *CSV-1000 Test Instrument Viewer* [online] ©2018 [cit. 22.1.2018]. Dostupné na: <https://www.good-lite.com/Details.cfm?ProdID=240>

Obr. 15 Archiv autora diplomové práce

Obr. 16 Archiv autora diplomové práce

Obr. 17 Archiv autora diplomové práce

Obr. 18 Archiv autora diplomové práce

Obr. 19 KRADER, Ch.G. *Novel trifocal IOL extends range of vision*. *Ophthalmology times* [online]. ©2018 [cit. 25.2.2018]. Dostupné na: <http://trifocal63.rssing.com/browser.php?indx=50739003&item=5>

Obr. 20 PanOptix Englightment conversarion. *Studie defokusační křivky* [online] 2016. [cit. 20.3.2018]. Dostupné na: <https://theophthalmologist.com/fileadmin/top/issuess/0816/Alcon.pdf>

Obr. 21 KRADER, Ch.G. *Novel trifocal IOL extends range of vision*. *Ophthalmology times* [online]. ©2018 [cit. 25.2.2018]. Dostupné na: <http://trifocal63.rssing.com/browser.php?indx=50739003&item=5>

Tab. 1 E-kontaktní čočky, *Tabulka Zernikeho polynomů* [online] ©2010 [cit. 21.1.2018]. Dostupné na: www.e-kontaktni-cocky.cz/zernike.doc

Tab. 2 Archiv autora diplomové práce

Tab. 3 Archiv autora diplomové práce

Tab. 4 VECTORVISION. *Contrast sensitivity background* [online] 2018. [cit. 30.1.2018]. Dostupné na: <http://www.vectorvision.com/contrast-sensitivity-background/>

Tab. 5 Archiv autora diplomové práce

Tab. 6 Archiv autora diplomové práce

Tab. 7 Archiv autora diplomové práce