

**ČESKÉ VYSOKÉ  
UČENÍ TECHNICKÉ  
V PRAZE**

**FAKULTA  
BIOMEDICÍNSKÉHO  
INŽENÝRSTVÍ**



**BAKALÁŘSKÁ  
PRÁCE**

**2022**

**JIŘÍ  
URMINSKÝ**



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

---

Fakulta biomedicínského inženýrství  
Katedra přírodovědných oborů

## **Typy intraokulárních čoček**

## **Types of intraocular lenses**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Optika a optometrie

**Autor bakalářské práce: Jiří Urminský**

Vedoucí bakalářské práce: Mgr: Jakub Hlaváček

Kladno 2022

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Urminský** Jméno: **Jiří** Osobní číslo: **467338**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra přírodovědných oborů**  
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**  
Studijní obor: **Optika a optometrie**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Typy intraokulárních čoček**

Název bakalářské práce anglicky:

**Types of intraocular lenses**

Pokyny pro vypracování:

Student popíše anatomii oka a vyšetření vybraných zrakových funkcí. Dále bude popsána katarakta, která je jednou z hlavních příčin implantace intraokulárních čoček. Tato část teoretické práce bude obsahovat informace týkající se indikačních kritérií k operaci katarakty, průběhu operačního zákroku a možných komplikací souvisejících se zákrokem. Hlavní téma teoretické části bude věnováno popisu intraokulárních čoček a jejich rozdělení na monofokální a presbyopii korigující intraokulární čočky. Budou popsány principy fungování presbyopii korigujících čoček a možné výhody/nevýhody jednotlivých technických řešení. Hlavní cíl praktické části bude sledování vybraných zrakových funkcí po implantaci několika typů intraokulárních čoček. Jednotlivé čočky budou na základě výsledků porovnány.

Seznam doporučené literatury:

- [1] AKELLA, S.S., JUTHANI, V.V., Extended depth of focus intraocular lenses for presbyopia, *Current Opinion in Ophthalmology*, ročník 29, číslo 4, 2018, pp. 318-322. DOI:10.1097/ICU.0000000000000490
- [2] YAMAUCHI, T., et al., Comparison of Visual Performance of Multifocal Intraocular Lenses with Same Material Monofocal Intraocular Lenses, *PLoS ONE*, ročník 8, číslo 6, 2013, e68236. DOI:10.1371/journal.pone.0068236
- [3] DE VRIES, N.E., NUIJTS, R.M.M.A., Multifocal intraocular lenses in cataract surgery: Literature review of benefits and side effects, *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, ročník 39, číslo 2, 2013, pp. 268-278. DOI: 10.1016/j.jcrs.2012.12.002

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

**Mgr. Jakub Hlaváček**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2022**

Platnost zadání bakalářské práce: **22.09.2023**

prof. RNDr. MUDr. Petr Maršálek, Ph.D.  
vedoucí katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA  
děkan

## **Název bakalářské práce:** Typy intraokulárních čoček

### **Abstrakt:**

Tato bakalářská práce se zabývá popisem nitroočních čoček a jejich dělením na monofokální a presbyopii korigující. Nejprve je popsána základní anatomie oka. Dále je popsána katarakta včetně příčin jejího vzniku. Následně práce popisuje průběh operace katarakty, indikační kritéria k operaci a možné peroperační i pooperační komplikace. Teoretická část dále obsahuje historii vývoje nitroočních čoček, materiály, ze kterých se vyráběly čočky dříve a nyní, popis designu nitroočních čoček a principy fungování víceohniskových čoček. V neposlední řadě jsou zde popsány vedlejší optické fenomény spjaté s nitroočními čočkami. Praktická část hodnotí a srovnává čtyři typy nitroočních čoček na základě retrospektivní studie. Hodnocené parametry jsou dosažená zraková ostrost po operaci a výskyt světelných fenoménů.

### **Klíčová slova:**

Nitrooční čočky, multifokální nitrooční čočky, katarakta, operace katarakty, světelné fenomény

## **Bachelor's thesis title:** Types of intraocular lenses

### **Abstract:**

This bachelor thesis deals with the description of intraocular lenses and their division into monofocal and presbyopia correcting lenses. Firstly, the basic anatomy of the eye is described. Following with cataract description including causes of cataract formation. Then the thesis describes the course of a cataract surgery, the indication criteria for surgery and possible perioperative and postoperative complications. The theoretical part also includes the history of the intraocular lens development following with the materials used to make lenses in the past and nowadays. A description of the design of intraocular lenses and the principles of multifocal lenses. Finally, the photic phenomena associated with intraocular lenses are described. Consequently the practical part evaluates and compares four types of intraocular lenses based on the retrospective study. The parameters evaluated are visual acuity achieved after cataract surgery and the occurrence of photic phenomena.

### **Key words:**

Intraocular lens, multifocal intraocular lens, cataract, cataract surgery, photic phenomena

## **PODĚKOVÁNÍ**

Na tomto místě bych rád poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce Mgr. Jakubovi Hlaváčkovi za cenné rady a připomínky.

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „*Typy intraokulárních čoček*“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne .....

.....

podpis

## Obsah

1.	Úvod .....	1
1	Anatomie oka.....	2
1.1	Oční koule ( <i>bulbus oculi</i> ) .....	2
1.1.1	Stěna oční koule .....	2
1.1.2	Obsah oční koule .....	3
1.2	Přídavné oční orgány ( <i>organa oculi accessoria</i> ).....	3
1.2.1	Očnicové svaly .....	4
1.2.2	Vazivový aparát očnice .....	4
1.2.3	Víčka.....	4
1.2.4	Spojivka ( <i>tunica conjunctiva</i> ).....	4
1.2.5	Slzný aparát ( <i>apparatus lacrimalis</i> ) .....	4
2	Katarakta.....	6
2.1	Příčiny a rozdělení katarakty .....	6
2.2	Operace katarakty .....	6
2.2.1	Historie a současnost .....	6
2.2.2	Indikace k chirurgické terapii .....	7
2.2.3	Operační postup.....	7
2.3	Komplikace .....	8
2.3.1	Peroperační komplikace .....	8
2.3.2	Pooperační komplikace.....	9
3	Intraokulární čočky.....	10
3.1	Historie.....	10
3.2	Rozdělení podle umístění.....	10
3.3	Design optické části čočky .....	11
3.3.1	Materiály optické části.....	11
3.3.2	Tvar optické části (optická geometrie) .....	12
3.4	Design haptické části čočky.....	17
3.4.1	Materiály haptické části.....	17
3.4.2	Tvar haptické části.....	18
3.5	Komplikace spojené s materiálem nitroočních čoček.....	20
3.5.1	Opacifikace .....	20
3.6	Komplikace spojené s designem nitroočních čoček .....	20



---

3.6.1	PCO .....	20
3.6.2	Vedlejší světelné fenomény .....	21
3.6.3	Snížení kontrastní citlivosti .....	21
3.7	Aberace .....	23
3.8	Předoperační vyšetření a volba čočky .....	24
4	Praktická část .....	26
4.1	Soubor a metodika .....	26
4.2	Hypotézy .....	28
4.3	Výsledky .....	29
5	Diskuse .....	36
6	Závěr .....	38
	Seznam použité literatury .....	39
	Seznam zkratk .....	42
	Seznam obrázků .....	43
	Seznam tabulek .....	44
	Seznam grafů .....	45

# 1. Úvod

Operace katarakty je jednou z nejčastěji prováděných operací na světě. Ještě před pár desítkami let se pacient standardně ponechával po operaci afakický a byl závislý na brýlové korekci pro dosažení přijatelného vízu. Zanedlouho po svém vynálezu se tak nitrooční čočky staly nedílnou součástí operace. Pacientovi totiž umožňují návrat dobré zrakové ostrosti minimálně na jednu vzdálenost bez nutnosti dodatečné korekce brýlemi nebo kontaktními čočkami.

V této práci se nejprve seznámíme s anatomíí oka. Následovat bude popis katarakty a příčiny jejího vzniku. Dále bude popsán průběh operace katarakty včetně indikačních kritérií, předoperačního vyšetření i peroperačních a pooperačních komplikací. Hlavním tématem teoretické části bude popis nitroočních čoček, jejich rozdělení a vysvětlení principů, díky kterým je možné u víceohniskových čoček dosáhnout ostrého vidění na více vzdáleností. Popsány budou také světelné fenomény, které do značné míry ovlivňují nejen kvalitu vidění, ale i subjektivní spokojenost pacientů.

Práce bude obohacena o praktickou část s cílem zhodnotit a porovnat konkrétní nitrooční čočky různých druhů a jejich vliv na vybrané zrakové funkce na základě retrospektivní studie.

# 1 Anatomie oka

Oči neboli oční koule jsou párový orgán, který nám slouží pro zachycení elektromagnetického vlnění a skrze zrakové dráhy a zrakové centrum nám umožňuje obrazové vnímání okolního světa. Spolu s přídatnými očními orgány jako jsou oční víčka, okohybné svaly a slzné ústrojí, které zabezpečují správnou funkci a ochranu, tvoří zrakové ústrojí. Kromě zrakových drah a center je celé zrakové ústrojí umístěno v kostěné očníci. [1]

## 1.1 Oční koule (*bulbus oculi*)

### 1.1.1 Stěna oční koule

Stěna oční koule se skládá ze tří vrstev. Zevní vazivovou vrstvu (*tunica fibrosa*) tvoří rohovka (*cornea*), která je více zakřivená a vyklenuje se vpřed. Zevní vrstvu rohovky tvoří epitelová vrstva se značnou schopností regenerace. Zároveň obsahuje množství nervových zakončení a je proto velmi citlivá. Střední vrstva obsahuje jemná kolagenní vlákna a zadní plocha je pokryta plochými buňkami, které regulují příjem vody, metabolitů a iontů do rohovky. Fungování této vnitřní vrstvy ovlivňuje průhlednost rohovky. V oblasti limbu přechází rohovka v bělimu (*sclera*), která tvoří zbylých 5/6 zevní plochy bulbu. Díky rozdílnému zakřivení rohovky a skléry vzniká na rozhraní těchto dvou tkání cirkulární rýha (*sulcus sclerae*). Bělím slouží jako pevný vazivový obal oční koule, na který se upínají okohybné svaly. Na zadním pólu je skléra perforována prostupem nervových vláken a cév vedoucích do cévnatky. [1] [2]

Střední vrstva – živnatka (*uvea*) je tenká, pigmentovaná blanka složená z vazivových buněk, kolagenních a elastických vláken. Obsahuje množství cév a melanocytů. Díky těmto pigmentovým buňkám nedochází k odrazům světla uvnitř oka. Zadní část živnatky od výstupu zrakového nervu po oblast *ora serrata* se označuje jako cévnatka (*choroidea*), která zajišťuje výživu optické části sítnice. Přední část živnatky označovaná jako řasnaté tělísko (*corpus ciliare*) se v horizontálním řezu rozšiřuje a nabývá tvaru štíhlého jehlanu. To je podmíněno přítomností akomodačního ciliárního svalu. Následně přechází živnatka v duhovku (*iris*) obsahující dva hladké svaly (*m. sphincter pupillae* a *m. dilator pupillae*) a otvor uprostřed – zornici (*pupilla*). Z vnitřní plochy řasnatého tělíska vychází četné řasnaté výběžky, které jsou bohatě vaskularizovány a produkují komorovou tekutinu. [2] [3]

Ve vnitřní vrstvě oční koule se rozprostírá sítnice (*retina*). Její přední část (*pars caeca retinae*) pokrývá řasnaté tělísko a neobsahuje žádné fotoreceptory a nervové buňky. V oblasti *ora serrata* přechází v *pars optica retinae*, tedy v optickou část sítnice. Obsahuje receptory pro

příjem světla – tyčinky a čípky. V místě, kde protíná zorná osa oka zadní stěnu se nachází místo nejostřejšího vidění. Tato oblast je žlutě zbarvena, odtud název žlutá skvrna (*macula lutea*). Slepá skvrna je místo, kde se sbíhají axony gangliových buněk z celé optické části sítnice, prostupují stěnou bulbu a vytvářejí zrakový nerv (*nervus opticus*). [2] [3]

### 1.1.2 Obsah oční koule

Čočka (*lens cristallina*) představuje průhlednou a čirou strukturu bikonvexního tvaru o průměru 9-10 mm. Poloměr zakřivení přední plochy je asi 9-10 mm. Zadní plocha má poloměr zakřivení 5-6 mm a je tedy více vyklenutá. Přední plocha ohraničuje zadní komoru a naléhá na zadní stranu pupily. Zadní plocha vyplňuje *fossa hyaloidea* sklivce. Spojnice obou vrcholů zakřivení představuje osa čočky (*axis lentis*) o délce 3,6-4 mm. Vlákná závěsného aparátu (*fibrea zonulares*) čočky se připojují na zaobleném spojení obou zakřivených ploch (*equator lentis*). Kontrakcí *m. ciliaris* se tah závěsného aparátu zmenší a čočka se díky své pružnosti vyklene. Tím se zvýší její optická mohutnost a umožní vidění do blízka. Tento proces se nazývá akomodace. U dospělého člověka se optická mohutnost neakomodované čočky pohybuje kolem +20 dioptrií. [3]

Povrch čočky je obalen v tenkém, pevném a pružném pouzdře (*capsula lentis*). Pod pouzdrem na přední ploše se nachází vrstva plochých epiteliálních buněk. V oblasti ekvátoru se epiteliální buňky prodlužují a nabývají tvaru dlouhých tenkých vláken (*fibrae lentis*), která zasahují do poloviční tloušťky čočky. Tato pružná struktura se označuje jako kůra čočky (*cortex lentis*). Jádro čočky (*nucleus lentis*) je tužší a bezstrukturní. U dospělého člověka se optická mohutnost neakomodované čočky pohybuje kolem +20 dioptrií. [3] [4]

Za čočkou vyplňuje oční kouli sklivce (*corpus vitreum*). Jedná se o bezcévnou, průhlednou, měkkou, huspeninovitou hmotu, která je tvořena řídkou pletením kolagenních vláken a hyalocyty. Prostor mezi vlákny a buňkami vyplňuje tekutina (*humor vitreus*). Od povrchu sítnice jej dělí bazální lamina. [3]

## 1.2 Přídavné oční orgány (*organa oculi accessoria*)

Přídavné oční orgány podporují a chrání oční koule vůči nepříznivým vlivům.

### 1.2.1 Očnicové svaly

Očnicové svaly dělíme na příčné pruhované okohybné svaly. Do této skupiny patří i zdvihač horního víčka (*m. levator palpebrae superioris*). Další skupinou jsou hladké svaly očnice (*musculi orbitales* a *musculi tarsales*). [1]

Okohybné svaly dále dělíme na přímé a šikmé. Přímé okohybné svaly (*musculi recti*) jsou čtyři: horní, dolní, vnitřní a zevní (*m. rectus superior, inferior, medialis* a *lateralis*). Jejich funkcí je otáčet oční kouli v horizontální a svislé ose. Přičemž dolní přímý sval současně otáčí lehce mediálně. Horní šikmý okohybný sval (*m. obliquus superior*) provádí rotaci oka dovnitř a zároveň stáčí oko dolů a zevně. Dolní šikmý sval (*m. obliquus inferior*) otáčí oko zevně a zároveň oko zvedá a stáčí také zevně. [3]

### 1.2.2 Vazivový aparát očnice

Vazivový aparát očnice se skládá z periostální výstelky očnice, jemných fascií obklopujících oční kouli a tukové těleso (*corpus adiposum orbitae*), které vyplňuje zbývající volné prostory očnice. [3]

### 1.2.3 Víčka

Víčka jsou kožní řasy, které uzavírají prostor očnice zepředu. Rozlišujeme větší víčko horní a menší víčko dolní. Tarsální ploténky, které tvoří podklad víček, obsahují mazové žlázy produkující sekret, pokrývající okraje víček a zabraňuje přetékaní slz. Při okrajích jsou řasy osazeny řasami (*cilia*), které chrání oči před vpádem malých cizích těles. [3]

### 1.2.4 Spojivka (*tunica conjunctiva*)

Spojivky jsou tenké blány spojující přední plochu očních koulí s víčky. Začínají na vnitřním okraji víček a pokrývají vnitřní stranu víček. Poté volným ohbím přecházejí na přední stranu oční koule a pokračují až k okraji rohovky. Spojivky jsou bohatě vaskularizovány a inervovány, což způsobuje zarudnutí a bolestivou reakci v případě podráždění. [3] [4]

### 1.2.5 Slzný aparát (*apparatus lacrimalis*)

Slzný aparát se skládá ze slzné žlázy a vývodných slzných cest. Slzná žláza (*glandula lacrimalis*) je serózní žláza, která je uložena zevně pod stropem očnice. Produktem žlázy jsou slzy, které jsou pohyby očních víček roztírány po povrchu spojivky a rohovky. Vývodné slzné

cesty zajišťují nasávání slz do slzného vaku a dále odvod dlouhým kanálkem do dolního průchodu nosního. [3]

## 2 Katarakta

Katarakta neboli šedý zákal je jednou z nejčastějších příčin oslepnutí na světě. Ze všech příčin oslepnutí zaujímala katarakta v roce 2010 celosvětově podíl 33,4 %. Přičemž v chudších zemích je to i více než 40 %, naopak v bohatších regionech se podíl oslepnutí z důvodu katarakty pohybuje pod 15 %. Jako kataraktu označujeme zakalení čočky z důvodu chemických změn bílkovin tvořících čočku. Příznaky jsou zamlžené vidění, zvýšená citlivost na silnější světlo, nízká sytost barev a postupné omezování zorného pole. Změny pozorovatelné navenek jsou zešednutí či zblednutí čočky. [5] [6]

### 2.1 Příčiny a rozdělení katarakty

Kataraktu rozlišujeme vrozenou a získanou. Vrozenou kataraktu označujeme jako infantilní. Vyskytuje se u 0,4 % novorozenců. Většinou je způsobena virovým onemocněním matky v prvním trimestru gravidity (zarděnky, toxoplazmóza) nebo toxickými účinky léků. Získané katarakty dále dělíme podle příčiny vzniku na stařecký (senilní) šedý zákal, kataraktu traumatickou, radiační, presenilní (*diabetes mellitus*, myotonická dystrofie, atopická dermatitida), kataraktu při jiných očních onemocněních (glaukom, uveitida, degenerativní myopie, tumory ciliárního tělíska) a kataraktu při onemocnění CNS (např. neurofibromatóza). [7]

### 2.2 Operace katarakty

Operace katarakty je jednou z nejčastěji prováděných operací na světě a zároveň jednou z nejstarších. Díky pokrokům ve vývoji operačních technik a umělých čoček je operace katarakty považována za jeden z nejúspěšnějších léčebných postupů v medicíně. [8]

#### 2.2.1 Historie a současnost

Nejstarší známá metoda léčby katarakty nazývaná „couching“ se datuje až do 5. století př.n.l. Tato metoda spočívala v dislokaci zakalené čočky jehlou ze zrakové osy a ponechání čočky v oku, což zlepšilo průchod světla okem a tím i zrak. Tato metoda s sebou pochopitelně nesla mnoho možných komplikací, které často vedly k oslepnutí zanedlouho po operaci. Tato metoda se bohužel dodnes v některých rozvojových zemích používá. [8]

S postupným vývojem znalostí anatomie oka a očních chorob se v roce 1747 ve Francii v Paříži provedla první operace s vyjmutím zakalené čočky ven z oka a ponechání pouze pouzdra. Tento postup zahrnoval incizi rohovky o rozměru >10 mm, protržení pouzdra čočky

a následnou kyretáží neboli vyškrábnutí kůry a jádra čočky. Přestože byla tato technika s úspěšností 50 % pokrokem, nesla s sebou mnoho pooperačních komplikací. V roce 1753 byla poprvé provedena operace katarakty technikou, při které byla z oka odstraněna celá čočka i s pouzdem. Nevýhodou této techniky byly pooperační komplikace jako odchlípnutí sítnice, makulární edém a rohovková dekompenzace z důvodu chybějícího pouzdra čočky, jenž slouží jako stěna mezi předním a zadním očním segmentem, která brání pronikání sklivce dopředu. Velké rohovkové incize zároveň způsobovaly pomalé hojení a operací indukovaný astigmatismus. Přesto se tyto techniky používaly až do 70. let 20. století. [8]

V roce 1967 americký oftalmolog Charles Kelman revolučně změnil operaci katarakty využitím fakoemulzifikace, při které je čočka pomocí ultrazvukem rozkmitaného hrotu rozmělněna a vysáta z oka ven skrze podstatně menší incizi (3-4 mm). Dnes je tato metoda preferována a považována za nejbezpečnější, především kvůli malým incizím, díky kterým je přední komora během operace stabilnější a redukuje operací indukovaný astigmatismus. Do České republiky začala tato metoda pronikat v druhé polovině 90. let. Postupně se technologie fakoemulzifikace rozvíjela a zdokonalovala, takže dnes můžeme provést operaci katarakty s astigmaticky neutrální incizí rohovky (menší než 2 mm), díky využití vysoce bezpečných přístrojů, které umožňují dosáhnout mimořádné spolehlivosti výsledků se zanedbatelnými komplikacemi ve srovnání s předchozími metodami. [8] [9]

### 2.2.2 Indikace k chirurgické terapii

Základní indikací k chirurgické terapii katarakty je snížení zrakových funkcí, které je pro pacienta obtěžující v každodenním životě. Kritéria se tak pochopitelně individuálně liší, jelikož je potřeba zohlednit praktické potřeby pacienta. Orientační hodnota zrakové ostrosti indikující chirurgickou terapii je 6/9-6/12 a horší. Pokud má pacient například drobné kortikální zákaly nezhorsující zrakovou ostrost, ale bránící laserovému ošetření periferií sítnice při diabetické retinopatii, též indikujeme operaci katarakty. Z kosmetických důvodů se operace katarakty indikuje zřídka. [2] [10]

### 2.2.3 Operační postup

Samotnému operačnímu postupu předchází anestézie. Operace katarakty se ve většině případů provádí v místní anestézii. Nejčastěji se používají topické anestetické kapky. [10]

Incize je prvním krokem operace. Provádí se buď sklerokorneálním tunelovým řezem asi 2 mm od limbu nebo rohovkovým řezem. Rohovkový řez je většinou orientován na 12



hodině, nebo v místě největšího zakřivení, případně temporálně a má velikost 1,5-2,75 mm. Tento řez slouží primárně pro vstup emulzifikační jehly a později pro implantaci IOL. Většinou je operační rána doplněna 1 až 2 pomocnými incizemi pro další chirurgické nástroje. Po aplikaci viskoelastického materiálu, který chrání endotel rohovky a stabilizuje prostor přední komory, se pomocí speciální pinzety vytvoří okrouhlý otvor v pouzdře čočky (kapsulorexe). [10] [2]

Dalším krokem je hydrodisekce čočky, což je oddělení jádra od kůry a pouzdra čočky vstříknutím tekutiny mezi jednotlivé vrstvy. To umožní rotaci jádra a usnadňuje jeho odstranění. [2] [10]

Následně se fakoemulzifikačním hrotem rozdělí jádro na menší části, které jsou dále vlivem vibrací ultrazvukem rozkmitaného hrotu emulzifikovány a odsávány. Po odsátí veškerého obsahu čočky se přechází k implantaci nové čočky. Pokud se implantuje tvrdá intraokulární čočka je nutné rozšířit operační incizi na průměr optické části IOL (5-6 mm). V dnešní době se však ve většině případů používají měkké IOL, které se implantují pomocí injektoru o velikosti do 3,5 mm. Po implantaci se z přední komory pomocí irigačně-aspirační kanyly vypláchne viskoelastický materiál. Ránu není nutné šít, pouze se do stromatu rohovky aplikuje vyvážený roztok solí. Malá šířka a tvar incize zajistí vodotěsnost rány. [2] [10]

## 2.3 Komplikace

### 2.3.1 Peroperační komplikace

Ruptura zadního pouzdra čočky je závažná peroperační komplikace. Její četnost se udává mezi 0,3-4 %. Může být doprovázena prolapsem sklivce do přední komory. Aby se vyčistila zornice a rána od sklivce, provádí se přední vitrektomie. Podle závažnosti ruptury se volí místo aplikace IOL. Buď se volí implantace do sulcus ciliaris nebo se čočka implantuje do přední komory. Případně se oko ponechá afakické a po zklidnění se sekundárně IOL implantuje. Pokud se sklivec dostatečně neodstraní, zvyšuje možný výskyt dalších pooperačních komplikací (odchlípení sítnice, uveitida, sekundární glaukom, chronický cystoidní makulární edém). [2]

Obávanou peroperační komplikací je expulzivní hemoragie. Při této komplikaci jsou prognózy velmi nepříznivé. Použitím techniky fakoemulzifikace se stala tato komplikace velmi ojedinělou. Při komplikaci nejprve začne stoupat nitrooční tlak a prolaps duhovky operační incizí. Následně dojde ke ztrátě červeného reflexu a masivnímu krvácení, prolapsu sklivce, sítnice a uveální tkáně. Neodkladně se musí rána zašít a popřípadě se provede zadní sklerotomie a celkové podání hyperosmotického roztoku. [2]

### 2.3.2 Pooperační komplikace

Vzestup nitroočního tlaku je většinou způsobený nedostatečným odstraněním viskoelastického materiálu, který blokuje komorový úhel a neumožňuje tak resorpci komorové tekutiny. Nitrooční tlak do 30 mmHg většinou nevyžaduje terapii. [2]

Edém a striata rohovky jsou komplikace zapříčiněné poškozením endotelových buněk rohovky. Obtíže samy ustupují několik dnů až týdnů po operaci. Pokud má pacient již před operací endotelopatii, striata a edém rohovky přetrvávají a tvoří se subepiteliální buly, může dojít až k nutnosti transplantovat rohovku. [2]

Akutní bakteriální endoftalmitida se projevuje v prvních dnech po operaci bolestmi, ztrátou visu, chemózou spojivky, hyopyonem a ztrátou červeného reflexu. Léčba probíhá co nejdříve podáním širokospektrálních antibiotik, podávaných jak intravitreálně, tak parabulbárně i celkově. [2]

Další pooperační komplikací může být filtrace operační ránou. Důležitým ukazatelem je pokles nitroočního tlaku pod 8 mmHg. Filtrace se dá ověřit obarvením slzného filmu fluoresceinem – Seidlův test. Řeší se znovusešitím rány. [2]

Cystoidní makulární edém se začíná projevovat několik týdnů po operaci a přetrvává několik měsíců. Může způsobit pokles visu. Vzniká nahromaděním tekutiny v oblasti makuly, což je způsobeno zvýšením kapilární permeability v souvislosti přítomnosti zánětu. Léčba probíhá lokálně podáváním nesteroidních antiflogistik. [2]

Odchlípení sítnice se označuje jako pozdní komplikace, jež se vyskytne nejčastěji do 6 měsíců od operace. Léčí se buď uzavřením sítnicové trhliny pomocí laseroterapie, kryochirurgickým postupem, episklerální plombáží nebo pars plana vitrektomií. [11]

Posteriovní kapsulární opacifikace (PCO), častěji sekundární katarakta je velmi častá pozdní komplikace. Výskyt ovlivňuje typ implantované IOL a preciznost očištění pouzdra od čočkových hmot. Rozlišujeme dva typy opacifikace zadního pouzdra. 1. proliferační typ je způsoben proliferací buněk čočkového epitelu a jejich přesunem mezi optickou část IOL a zadní pouzdro. Nejčastěji se tento typ vyskytuje u dětí. U dospělých je incidence 50% po 3-6 letech od operace katarakty. 2. typ – fibróza zadního pouzdra se obvykle projeví mezi 3. a 6. měsícem po operaci a je způsobena transformací epitelových buněk pouzdra na myofibroblasty. Zhoršení vizu nebo monokulární diplopie jsou indikacemi k léčbě. Používá se Nd:YAG laserová kapsulotomie, chirurgická discize zadního pouzdra nebo očištění novotvořeného materiálu u proliferačního typu. [2]

## 3 Intraokulární čočky

### 3.1 Historie

Počátkem vývoje nitroočních čoček je období druhé světové války, kdy si anglický oftalmolog Sir Harold Ridley při operacích očí pilotů všiml, že materiál poly(methylmetakrylát) (PMMA), ze kterého byly vyrobeny průhledné části kokpitů v oku nereaguje a zůstává biologicky inertní. V roce 1949 v Londýně tak poprvé implantoval nitrooční čočku z PMMA. [8]

První našinec, který se problematikou umělých nitroočních čoček zabýval byl prof. Vanýsek. Působil na Oční klinice v Hradci Králové, kde vyvinul spolu s J. Altmanem po vzoru Ridleyho zadněkomorovou IOL ze superakrylu, která byla v roce 1954 úspěšně implantována. Avšak prvenství v implantaci IOL Ridleyovy konstrukce u nás má Hanuš Libický, který byl za války nucen uprchnout do Anglie, kde nabyl zkušeností Elschingovy školy a britské oftalmologie, které potom aplikoval u nás. [12]

Z počátku panovala nedůvěra v implantaci cizího tělesa do oka, zejména kvůli mnoha možným pooperačním komplikacím. Až v 70. letech se ve světě začala implantace IOL po chirurgii katarakty považovat za standartní postup. Od té doby dochází k obrovským pokrokům v designu, technologii a materiálu nitroočních čoček. S příchodem měkkých nitroočních čoček v 80. letech se výsledky operací ještě zlepšily, především díky menším incizím. V 90. letech byly představeny první torické nitrooční čočky pro korekci astigmatismu a také první multifokální nitrooční čočky, jež na sebe vzaly výzvu korekce presbyopie. [8]

Ještě před několika málo desítkami let zůstal pacient po operaci katarakty rutinně afakický a byl tak závislý na brýlové korekci nebo kontaktních čočkách pro dosažení dobré zrakové ostrosti. Nitrooční čočky se tak nejen staly nedílnou součástí operace katarakty, ale i jedním z hlavních směrů refrakční chirurgie. [12] [13]

### 3.2 Rozdělení podle umístění

Nitrooční čočky předněkomorové se fixují do komorového úhlu nebo na duhovku. Existují fakické i afakické. Při použití fakické čočky dochází ke změně optické mohutnosti oka se zachováním akomodace. Výhodou těchto čoček je snadnější případná explantace. Kontraindikacemi pro implantaci jsou například nedostatečná hloubka přední komory nebo nízký počet endoteliálních buněk rohovky. Před implantací je nutné provést iridotomii jako

prevenci před zvyšováním nitroočního tlaku. Fakické čočky se fixují v *sulcus ciliaris*. Zvláštním případem je předněkomorová čočka, která se uchycuje na duhovku. V dnešní době jsou nejpoužívanější zadněkomorové nitrooční čočky. Jejich haptiky se většinou opírají přímo o pouzdro čočky. [14]

### 3.3 Design optické části čočky

#### 3.3.1 Materiály optické části

Materiál nitrooční čočky musí splňovat několik kritérií. Musí být co nejvíce chemicky inertní, nekarcinogenní, nealergický. Zároveň musí co nejlépe propouštět světlo, mít vysoký index lomu a ideálně blokovat UV záření. V neposlední řadě musí být materiál relativně levný a dobře tvarovatelný. [15]

##### 3.3.1.1 Poly(methylmetakrylát)

Poly(methylmetakrylát) je první materiál, který byl pro výrobu nitroočních čoček používán. Ve vyspělých zemích se dnes téměř nepoužívá, především kvůli nutnosti velké incize (5-7 mm). Ovšem stále hraje významnou roli v zemích, kde se používá metoda ECCE s manuálním odebíráním jádra čočky. [16] [17]

Je to tuhý, neohebný materiál s obsahem vody menším než 1 %. Index lomu PMMA je 1,49. Hlavními výhodnými vlastnostmi tohoto materiálu jsou výborná biokompatibilita, hydrofobní povrch, vynikající optické vlastnosti, možnost přidání materiálů absorbujících UV záření a nízká cena. Nevýhodou je pak již zmíněná nutnost velké incize a s tím spojené šití rány, které může indukovat pooperační astigmatismus. [15] [17]

##### 3.3.1.2 Silikony

Silikon byl první použitý materiál pro výrobu ohebných IOLs. Přestože silikonové materiály jsou vhodné pro výrobu nitroočních čoček, zejména dobře zabraňují vzniku posteriorní kapsulární opacifikaci (PCO), jejich používání se snižuje. Hlavní důvod je, že se nejsou vhodné pro použití do injektrů používaných při malých incizích. U pacientů po vitreoretinálním chirurgickém zákroku, např. po odchlípení sítnice nebo při diabetické retinopatii, je velké riziko, že budou silikonové oleje adherovat k silikonové IOL. Je tedy nutné v těchto případech správně volit materiál čočky. [15] [16]

Index lomu hydrofobních silikonových polymerů je většinou mezi 1,41 a 1,46. Průměr optické části se pohybuje mezi 5,5 a 6,5 mm. [15]

### 3.3.1.3 Měkké hydrofobní akryláty

Měkké hydrofobní akryláty jsou v současnosti nejpoužívanější skupina materiálů. Tyto materiály jsou ohebné za pokojové teploty. Mají velmi nízký obsah vody, vysoký index lomu a zpravidla i velmi dobrou „paměť“ materiálu, tedy schopnost obnovit pro rozbalení svůj původní tvar v krátkém čase. Díky tomu jsou vhodné pro monobloc open-loop design. Samozřejmostí je výborná biokompatibilita. [16]

Jednou z nevýhod tohoto materiálu výskyt fenoménu zvaný „glistenings“, který je způsoben mikrovakuolami naplněnými vodou v hydrofobním optickém materiálu. Tento jev se může postupem času zvyšovat a zhoršovat optické vlastnosti čoček. Další nevýhodou je výskyt světelného fenoménu „glare“, který je způsoben odrazy paprsků jdoucích ze strany při rozšířené zornici uvnitř čočky a dopadají na sítnici. Pacienty jsou tyto jevy popisovány jako světelné oblouky. Díky vylepšení optické geometrie se daří tento fenomény značně redukovat. [16] [15] [18]

Index lomu měkkých hydrofobních akrylátů je 1,45 až 1,55. Průměr optické části se pohybuje mezi 5,5 až 7 mm a celková délka činí 12 až 13 mm. Lze je implantovat pomocí injektoru skrze incizi o velikosti 2,2 mm. [15]

### 3.3.1.4 Měkké hydrofilní akryláty (hydrogely)

Hydrogely jsou poměrně široká skupina materiálů s obsahem vody 18 až 38 %, kam řadíme poly(hydroxyethylmetakrylát) (polyHEMA). Index lomu polyHEMA je 1,43. Tyto materiály jsou dobře ohybné a stlačitelné, což je činí ideální pro implantaci incizemi menšími než 2 mm. Analýzy ukázaly větší pravděpodobnost vzniku PCO oproti hydrofobním akrylátům nebo silikonům. Předpokládá se, že důvodem je vysoký obsah vody, který je více přitažlivý pro epiteliální buňky čočky, které se na IOL usazují nebo fakt, že hydrofilní materiál nemůže mít tak ostrý zadní okraj IOL jako hydrofobní a tím pádem netvoří dostatečně dobrou bariéru proti průniku buněk. Velkým problémem je výskyt opacifikace optického materiálu nitrooční čočky kalcifikací u některých výrobců. [16] [15] [17]

### 3.3.2 Tvar optické části (optická geometrie)

Většina nitroočních čoček má symetrický bikonvexní tvar optické části. Někteří výrobci používají asymetrický bikonvexní tvar, přičemž zadní povrch čočky je relativně plochý a mění se pouze zakřivení přední plochy podle požadované optické mohutnosti. [16]

Průměr optické části čočky je nejčastěji 6 mm s tloušťkou méně než 1 mm. Zmenšením průměru čočky by bylo možné čočky implantovat pomocí ještě menších incizí. Avšak menší průměr čočky zvětšuje pravděpodobnost výskytu optických fenoménů jako „glare“ a „halo“ efekty nebo stíny v zorném poli. [19]

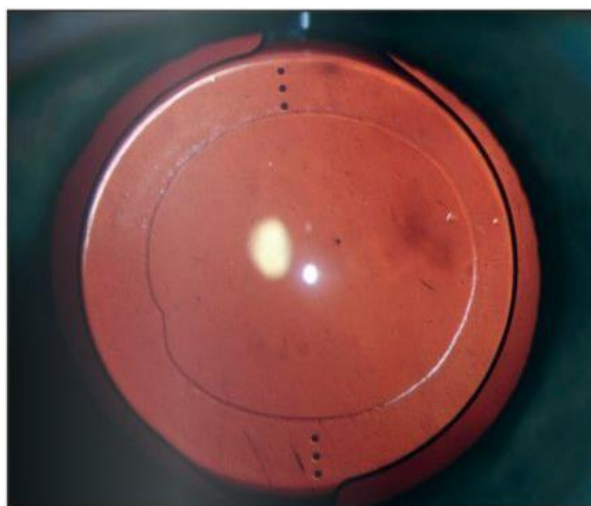
Tradiční nitrooční čočky jsou monofokální. Pacient vidí ostře pouze na jednu vzdálenost (do dálky, na střední vzdálenost nebo do blízka) a je nucen využít dodatečné brýlové korekce nebo kontaktních čoček pro vidění na blízko a střenění vzdálenosti (při emetropii). [20]

### 3.3.2.1 Asférické nitrooční čočky

Tradiční sférické nitrooční čočky mají pozitivní sférickou aberaci (SA), což způsobuje nárůst celkové aberace optického systému oka po operaci katarakty. Důsledkem toho se snižuje kontrastní citlivost především za mezopických a skotopických podmínek. Cílem asférické nitrooční čočky je korigovat sférickou aberaci a tím zlepšit zrakové funkce pacientů zvýšením kontrastní citlivosti především za snížených světelných podmínek, kdy je rozšířená zornice. [13]

### 3.3.2.2 Torické nitrooční čočky

Při operaci katarakty je snaha o redukcii již existujícího rohovkového astigmatismu pomocí např. umístění incize na osu většího zakřivení a přidáním incize na opačné straně rohovky ve stejné ose nebo limbálními relaxačními incizemi. Torická čočka je poměrně



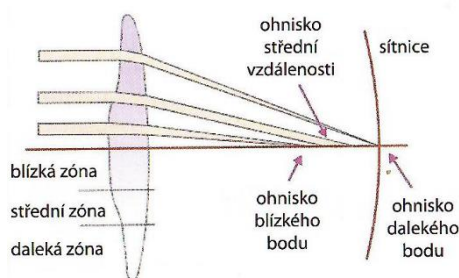
Obrázek 1: Torická nitrooční čočka se značkami pro polohování [9]

efektivní a dobře předvídatelná metoda neutralizace rohovkového astigmatismu. Důležitým krokem před operací je vyznačení osy, ve které je rohovka více zakřivená. Při operaci totiž dochází k cyklotorzi od 2° až do 10°. S každým stupněm mimo ideální osu přicházíme o 3%

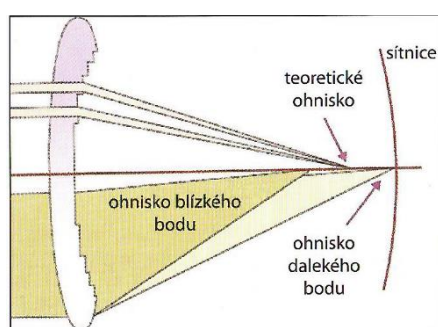
torické korekce. Pootočení o  $30^\circ$  způsobí, že čočka už téměř astigmatismus nekoriguje. Dobré plánování a přesnost během operace je klíčová pro úspěšnou korekci touto čočkou. Moderní torické IOLs vybavené speciálními haptikami se podle klinických pozorování zdají být stabilní s odchylkou  $2^\circ$ . [16]

### 3.3.2.3 Multifokální nitrooční čočky

Multifokální nitrooční čočky (mIOL) jsou navrženy tak, aby nahradily schopnost akomodace původní čočky rozdělením dopadajícího světla do dvou nebo více ohnisek. Cílem je ostré vidění na dálku, střední vzdálenost (cca 80 cm) a na blízko (cca 40 cm). Pro dosažení dobrého refrakčního výsledku a nízkého pooperačního astigmatismu je velmi důležitá přesná biometrie a výpočet optické mohutnosti. Jistou roli v kvalitě vidění hraje i mozek pacienta a jeho schopnost naučit se přes tento druh čočky koukat. Známostou nevýhodou tohoto typu čoček je snížení kontrastní citlivosti z důvodu rozdělení dopadajícího světla do více ohnisek a nežádoucím odrazům. [16] [19]



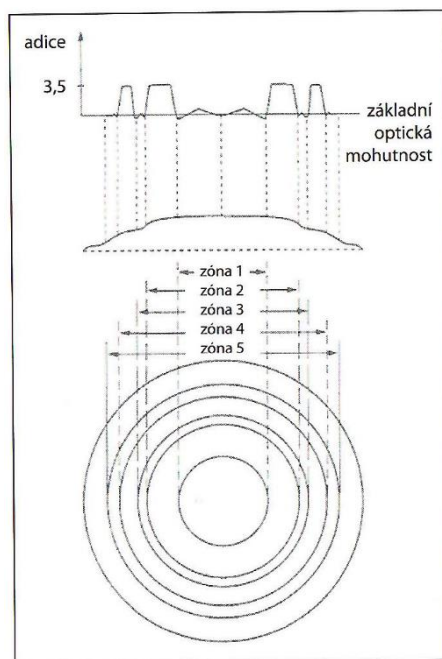
Obrázek 3: Princip lomu světla refrakční mIOL [24]



Obrázek 2: Vznik fokusů u bifokální difrakční IOL [24]

Multifokální nitrooční čočky můžeme rozdělit na refrakční a difrakční nebo difrakčně-refrakční. Optická část refrakční mIOL je tvořena několika kruhovými zónami o různých zakřiveních produkujících příslušný počet ohnisek. Distribuce světla do jednotlivých ohnisek je závislá na momentální šířce zornice. Difrakční mIOL, které se v dnešní době většinou používají, využívají celou optickou zónu čočky a díky tomu jsou méně závislé na šířce zornice.

Ohniska jsou tvořeny využitím konstruktivní a destruktivní interference světla. Fázový posun je navozen miniaturními schodky o velikosti poloviny vlnové délky světla. Obecně platí, že difrakční mIOL mají lepší výsledky při pohledu na blízko a horší na střední vzdálenost, naopak refrakční mIOL poskytují lepší vidění na střední vzdálenost, ale horší vidění na blízko. [16] [20]



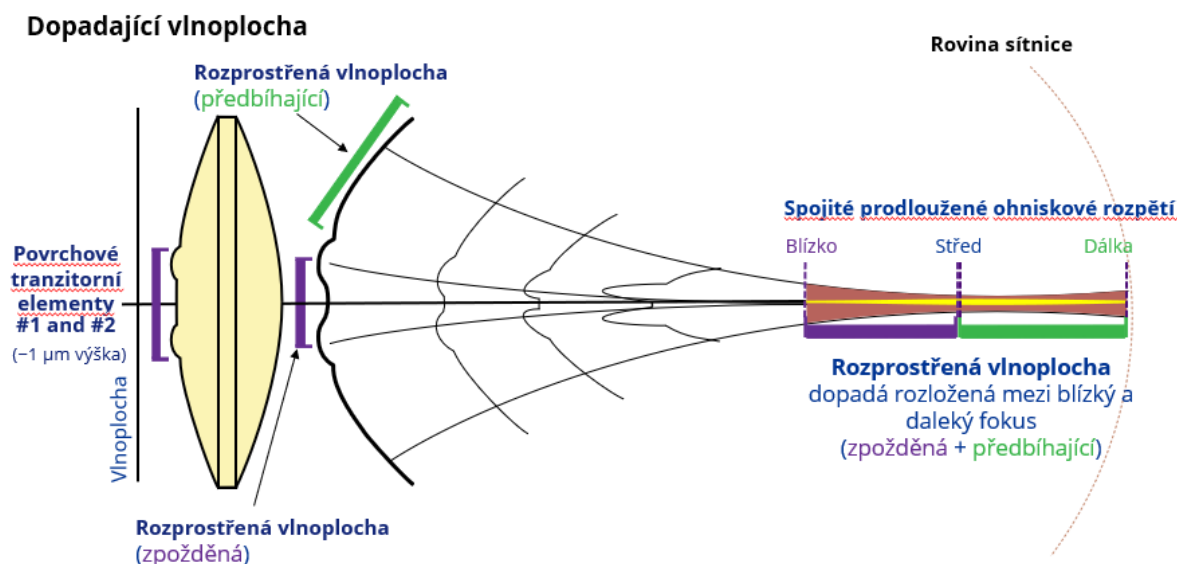
Obrázek 4: Schéma refrakční optiky s viditelnými zónami [24]

#### 3.3.2.4 EDOF nitrooční čočky

Speciální kategorií multifokálních nitroočních čoček jsou čočky EDOF (extended depth of focus). Snahou těchto čoček je překlenout špatnou zrakovou ostrost mezi jednotlivými ohnisky u klasických mIOL vytvořením jediného protáhlého ohniska pro všechny vzdálenosti. Zároveň slibují redukci vedlejších optických fenoménů jako „glare“ a „halo“. Teoretické studie naznačují, že by EDOF čočky měly poskytovat lepší optické vlastnosti, než multifokální čočky. [21]



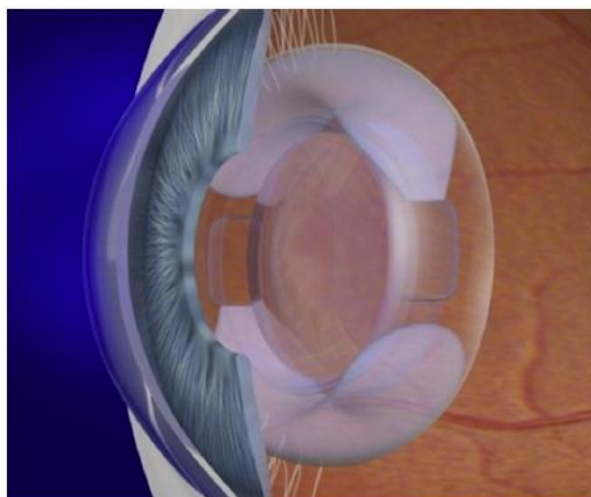
Nejnovější EDOF čočky nejsou difrakční ani refrakční. Využívají optický princip zvaný „wavefront-shaping“. Tento princip je již dlouho používán například pro redistribuci intenzity záření u laserů. Spočívá v kombinování opožděné části vlnoplochy s její neovlivněnou částí, což rozšiřuje ohniskové rozpětí navozením sférické aberace. [22] [23]



Obrázek 5: Schéma vzniku prodlouženého ohniska technologií "wavefront-shaping" [25]

### 3.3.2.5 Akomodační čočky

Ve snaze obnovit akomodaci u pacientů po operaci katarakty nebo z refrakčních důvodů u presbyopických pacientů dochází k rozvoji akomodačních čoček. Idikují se většinou u pacientů u kterých se nepředpokládá dobrý efekt či spokojenost s mIOL. Cílem je navodit pravou pseudofakickou akomodaci, tedy dynamickou změnu refrakčního stavu



Obrázek 6: Akomodační IOL FluidVision [19]

pseudofakického oka způsobenou kontrakcí ciliárního svalu, zonulárního aparátu a pouzdra čočky. [20] [24]

Příkladem může být akomodační IOL FluidVision od firmy PowerVision. Tato čočka obsahuje dvě velké haptiky naplněné silikonovým olejem spojené malými kanálky s vnitřní optickou zónou čočky. Když nastane akomodace, kontrakce pouzdra vyvine sílu na olejem naplněné haptiky a tlačí olej na optickou část, což způsobí změnu tvaru čočky a zvýší refrakční hodnotu. [24]

### 3.3.2.6 Light-Adjustable Lens

Světlem přízpusobitelné čočky (LAL) jsou silikonové nitrooční čočky, u kterých lze neinvazivně měnit refrakční hodnotu působením UV záření. Jelikož nesprávná refrakční hodnota nitrooční čočky je jednou z nejčastějších důvodů explantace, je použití LAL čoček slibný způsob, jak se explantaci vyhnout. Po implantaci LAL čočky se nechá oko 2 až 4 týdny hojit, a poté následují 1 až 2 procedury, při kterých se upravuje refrakční hodnota čočky až o 2 dioptrie tak, aby byla vykorigována residuální myopie, hypermetropie nebo astigmatismus. Po dosažení ideální refrakční hodnoty je provedena procedura, při které se refrakční síla čočky zafixuje na stálo. [24]

## 3.4 Design haptické části čočky

### 3.4.1 Materiály haptické části

První implantované nitrooční čočky byly tak velké, že opěrné části nepotřebovaly. Brzy se ale zjistilo, že je potřeba čočky v oku centrovat. Zmenšila se tedy optická část čočky a přidaly se polohující pomocné elementy neboli „haptiky“. Volba materiálu a konstrukce haptik má pochopitelně velký vliv na celkovou biokompatibilitu čoček. [14]

Polyamid (nylon) je elastický materiál dnes používaný jako šicí materiál. Snadno se fragmentují procesem hydrolyzy. Tento proces je viditelný na stezích v rohovce, kde se vlákna postupně zmenšují, až během několika let prasknou. PMMA haptiky se integrují do měkkých akrylátových a silikonových čoček. Jejich výhodou je tvrdost, paměť materiálu a odolnost vůči posunutí. Dříve se také využívaly haptiky z kovů (zlato, platina, titan atd.), polypropylenu, polyimidů nebo polyetylenglykoltereftalátu. [14]

### 3.4.2 Tvar haptické části

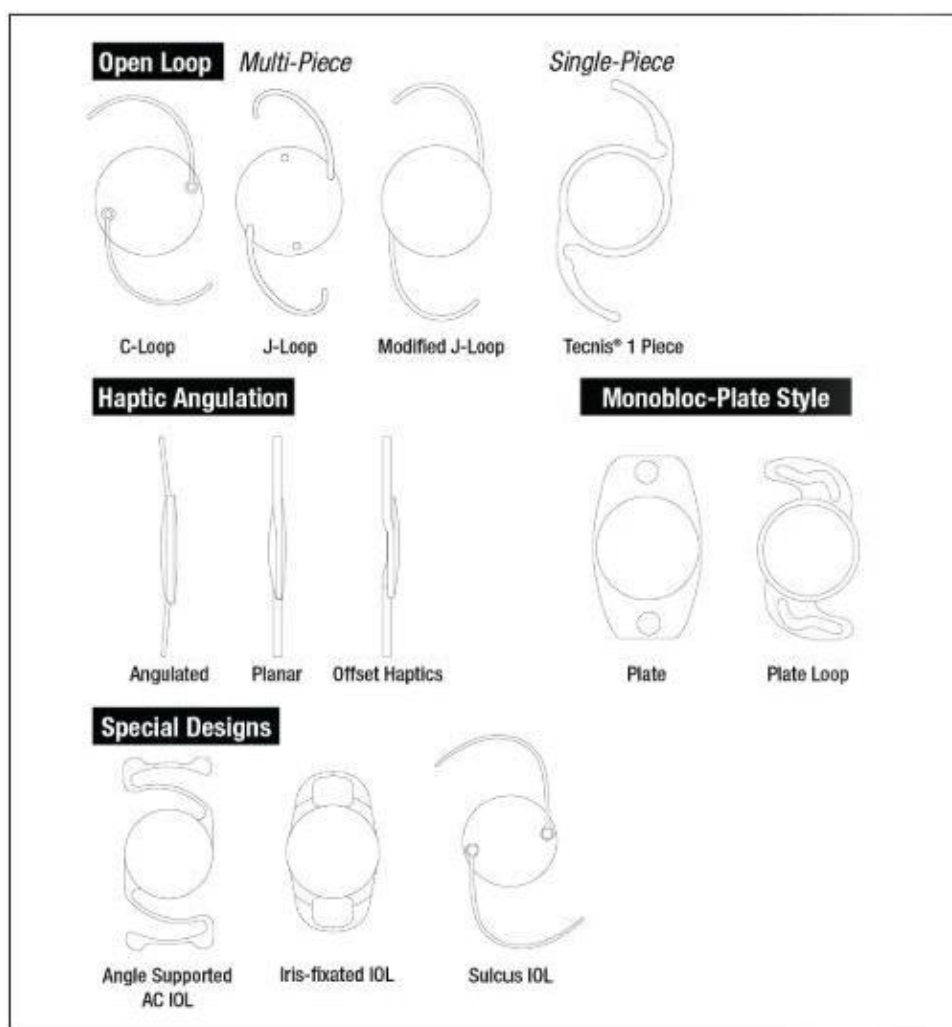
#### 3.4.2.1 Plate Haptic

Jeden z prvních designů měkké nitrooční čočky byla silikonová „plate haptic“ IOL. Dodnes ho někteří výrobci nitroočních čoček používají v kombinaci se čtyřmi smyčkovitými haptikami pro lepší adaptaci v pouzdře (*capsula lentis*). Hlavní nevýhodou tohoto designu je neúplné oddělení přední a zadní části pouzdra podél os haptik, což má za následek migraci epitelových buněk čočky centrálně na zadní stranu pouzdra čočky způsobujících sekundární kataraktu (PCO). [16]

#### 3.4.2.2 Open-loop

První podkategorií open-loop designu nitroočních čoček je tzv. „multipiece“. Tyto čočky drží na svém místě působením dostředivé síly haptik opírajících se o pouzdro čočky nebo o řasnaté tělíčko, případně se mohou opírat o *sulcus ciliaris*. Důležitými vlastnostmi haptik jsou jejich tuhost a schopnost vrátit se do původního tvaru po ohnutí, které ovlivňují přesnost výsledné centrace. Nejčastěji používanými materiály pro haptiky jsou poly(methylmethakrylát) (PMMA), polyvinyliden fluorid (PVDF), polyamid a polypropylen. Polypropylen má však oproti ostatním materiálům nejhorší schopnost vrátit se po ohnutí do původního tvaru a používá se proto nejméně. [16]

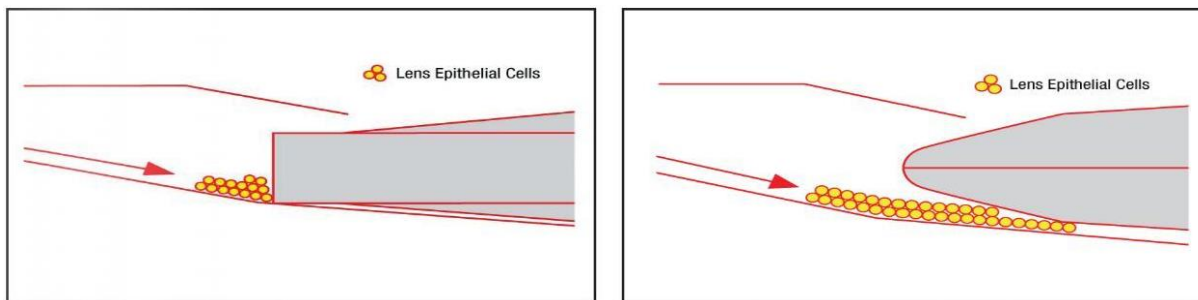
Díky novým výrobním postupům byl před několika lety představen „single-piece“ design nitroočních čoček. Oproti multipiece designu, který se většinou skládal ze dvou různých materiálů (optická část a haptiky) a tří částí, které se musely ručně sestavit, tyto čočky jsou vyrobeny v celku a z jednoho materiálu. Ukázalo se, že single-piece design čoček je méně náchylný k poškození při použití injektoru. Diskutuje se, zdali nemají single-piece čočky větší tendenci k tvorbě PCO oproti multipiece čočkám z důvodu neostrých částí zadní hrany čočky, kde se napojují haptiky. Klinické zkoušky však dosud neprokázaly znatelné rozdíly. [16]



Obrázek 7: Design haptických částí čoček [9]

### 3.4.2.3 Náklon haptické části

Je prokázáno, že ostrý zadní okraj nitrooční čočky pomáhá blokovat migrující epitelové buňky, které způsobují PCO. Nabízí se způsob, jak maximalizovat tento účinek. Naklonění haptik tak, aby se nitrooční čočka posunula co nejvíce dozadu proti zadnímu pouzdru. Studie však neprokázaly, že by poloha čočky byla blíže k zadnímu pouzdru, ani menší tvorbu PCO oproti čočkám bez nakloněných haptik. [16]



Obrázek 8: Blokování migrujících buněk ostrým okrajem (vlevo) v porovnání s oblými okraji (vpravo) [9]

## 3.5 Komplikace spojené s materiálem nitroočních čoček

### 3.5.1 Opacifikace

#### 3.5.1.1 Kalcifikace

Kalcifikace je definována jako fyziologické nebo patologické deposity vápníku v tkáních, které se mohou vyskytnout na implantovaných biomateriálech včetně nitroočních čoček. Kalcifikace vede ke značnému snížení propustnosti světla, rozptylu světla a poklesu kontrastní citlivosti, což může vést k nutnosti čočku explantovat. [25]

#### 3.5.1.2 Glistenings

„Glistenings“ jsou kapalinou naplněné mikrovakuoly, které mohou vznikat v IOL, když je ponechána ve vodném prostředí. Velikost mikrovakuol může dosáhnout až 20  $\mu\text{m}$ . Je známo, že čočky z hydrofobního materiálu s nízkým obsahem vody (do 0,5 %) jsou více náchylné ke vzniku tohoto jevu. Nejmodernější IOLs obsahují vyvážený obsah vody, který se zdá jako dobrá prevence vzniku těchto mikrovakuol. Zda má tento jev vliv na zrakové funkce je předmětem debaty. Studie ukazují, že „glistening“ nejspíš neovlivňuje zrakovou ostrost, ale může indukovat světelný fenomén „glare“ nebo snížit kontrastní citlivost. [25]

## 3.6 Komplikace spojené s designem nitroočních čoček

### 3.6.1 PCO

Tato problematika je popsána v kapitole 2.3.2.

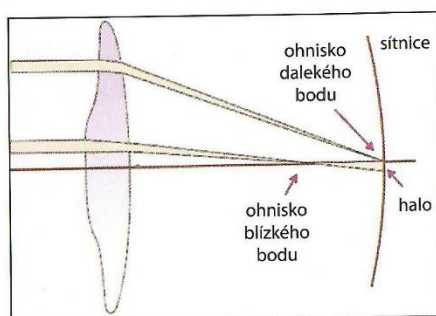
### 3.6.2 Vedlejší světelné fenomény

#### 3.6.2.1 Glare

Optický fenomén „glare“ typický pro difrakční IOLs nejspíše vzniká rozptylem světla na rozhraní kruhových částí optické zóny čočky. To způsobí rozsáhlejší distribuci světla na sítnici a způsobuje nepříjemné přesvětlení v zorném poli. [26]

#### 3.6.2.2 Halo

Pod pojmem „halo“ u nitroočních čoček označujeme optický fenomén, při kterém pacient při pohledu na zdroj světla vidí matný kruh obklopující onen zdroj světla. Dá se přirovnat ke svatozáři. Tento jev je u mIOL způsoben dopadem světla přes ohnisko blízkého bodu při pohledu do dálky. [27]

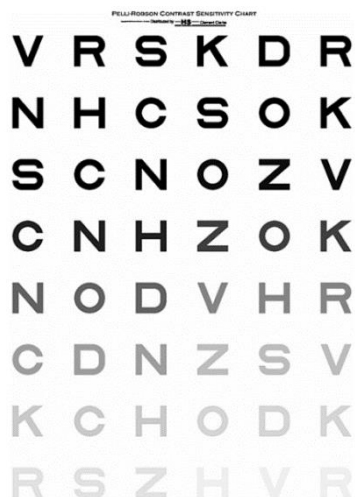


Obrázek 9: Vznik "halo" efektu u mIOL při pohledu do dálky [24]

### 3.6.3 Snížení kontrastní citlivosti

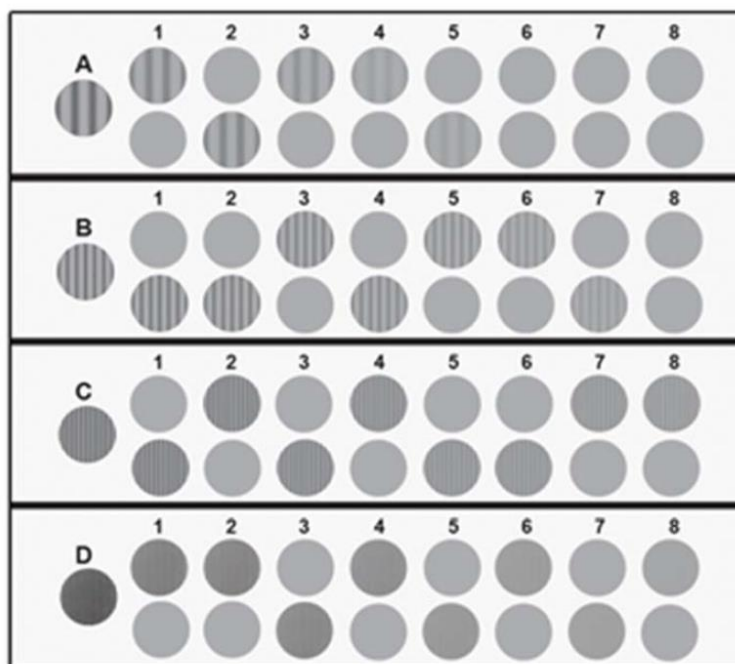
Kontrastní citlivost je jednou ze základních zrakových funkcí, která je intraokulární čočkou negativně ovlivněna. Přestože se zraková ostrost měří a používá jako všeobecný ukazatel kvality vidění, jedná o schopnost rozlišit od sebe pouze vysoce kontrastní znaky nebo písmena o různé velikosti na určenou vzdálenost. Naproti tomu testování kontrastní citlivosti umožňuje zhodnotit kvalitu vidění, která více odpovídá nárokům na zrak v běžném životě, kde je potřeba rozlišovat od sebe předměty o různém kontrastu za různých světelných podmínek. [28]

Kontrastní citlivost popisuje schopnost zrakového ústrojí rozlišovat okraje předmětů a efektivně tak určovat hranice mezi předměty. Definována je jako převrácená hodnota kontrastního prahu. Přičemž kontrastní práh je minimální kontrast potřebný pro rozlišení dvou různě světlých částí pozorovaného předmětu. [29]



Obrázek 10 : Pelli/Robson tabulka pro měření kontrastní citlivosti [28]

Nejčastěji se kontrastní citlivost měří na Pelli-Robson tabulkách. Podobně jako Snellenovy tabulky jsou využívány černé znaky na bílém pozadí, s tím rozdílem, že se znaky s každou další řadou nezmenšují, ale snižuje se jejich kontrast. Další běžný způsob měření kontrastního prahu využívá pruhované obrazce o různé prostorové frekvenci, vyjádřenou v cyklech na úhlový stupeň. Přičemž jeden cyklus se skládá z jednoho tmavého a jednoho světlého pruhu. Kontrast obrazců postupně slábne, dokud se nedosáhne kontrastního prahu. [29]

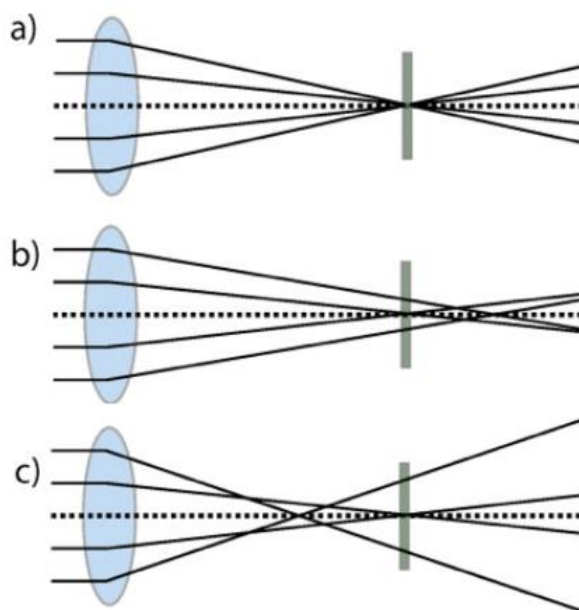


Obrázek 11: Test na kontrastní citlivost CSV-1000 [28]

### 3.7 Aberace

Aberace jsou obecně vady zobrazení. Rozlišujeme aberace chromatické a monochromatické. Chromatické aberace může způsobovat například sluneční světlo, které se skládá z různých vlnových délek viditelného spektra. Krátkovlnné modré světlo má ohnisko před sítnicí a dlouhovlnné červené za sítnicí. Emetropické oko je tedy pro modrou barvu myopické a pro červenou hypermetropické. Žluté světlo má ohnisko na sítnici. [2]

Monochromatické aberace dále rozdělujeme na aberace nižšího a vyššího řádu. Aberace nižšího řádu, tedy 1. a 2. řádu jsou sférické vady lomivosti – myopie, hypermetropie a astigmatismus. Tyto vady umíme korigovat tradičními optickými pomůckami jako jsou brýle nebo kontaktní čočky. Obecně se dá říct, že aberace vyšších řádů jsou způsobeny nedokonalým tvarem jednotlivých složek optického aparátu oka, případně navozeny umělou nitrooční čočkou. Mohou být způsobeny například jizvami na tkáních, infekcemi, komplikacemi z chirurgických zákroků nebo kataraktou. Z těchto důvodů se nedají snadno korigovat. [30] [20]



Obrázek 12: a) čočka bez sférické aberace; b) čočka s negativní sférickou aberací; c) čočka s pozitivní sférickou aberací [29]

Existuje více než 60 typů aberací vyšších řádů, které mohou způsobovat výše zmíněné komplikace jako glare, halo nebo snížení kontrastní citlivosti a zrakové ostrosti za mezopických podmínek. Sférické aberace patří do skupiny aberací vyššího řádu, konkrétně 4. řádu. Jsou způsobeny nestejnou lomivostí centrální a periferní částí čočky. Paprsky procházející centrální a periferní částí se nesetkávají v jednom ohnisku. U spojné čočky dopadají paprsky z periferní části před ohnisko paprsků z centrální části, mluvíme tedy o pozitivní sférickou aberaci.



Použitím asférických čoček lze sférické aberace značně minimalizovat nebo v ideálním případě úplně eliminovat. [20] [30] [31]

Lidská rohovka je přirozeně asférická. Více zakřivená v centru a plošší směrem k periferii. U takovéto rohovky jsou paprsky jdoucí přes periferie fokusovány za ohnisko paprsků z centrální části a způsobují tak negativní sférickou aberaci. Naopak u více zaoblené rohovky se paprsky z periferií rohovky lámou před ohnisko paprsků z centrální části a způsobují pozitivní sférickou aberaci. [30]

Průměrná hodnota sférické aberace předního povrchu lidské rohovky je lehce pozitivní (mezi +0,27 a +0,30  $\mu\text{m}$ ). Toto kompenzuje lidská čočka, která indukuje negativní sférickou aberaci o hodnotě -0,20  $\mu\text{m}$ . Celková aberace je tedy lehce pozitivní, kolem +0,10  $\mu\text{m}$ . Na rozdíl od rohovky se sférická aberace čočky stárnutím mění a s vývojem katarakty přechází do pozitivní. S ohledem na tyto poznatky jsou nitrooční čočky vyvíjeny tak, aby korigovaly pozitivní aberaci rohovky. Některé studie naznačují, že nízká celková hodnota pozitivní sférické aberace může korelovat se zrakovou ostroť 1.25 a lepší. Není tedy nezbytně nutné korigovat sférickou aberaci oka úplně, ale je vhodné ponechat sférickou aberaci lehce pozitivní (kolem +0,10  $\mu\text{m}$ ). [30]

### 3.8 Předoperační vyšetření a volba čočky

Zjištění zrakové ostrosti je esenciální součástí předoperačního vyšetření, jelikož se jedná o základní kritérium pro indikaci k operaci. Dále se měří objektivní a subjektivní refrakce. Distribuce světelné energie u multifokálních IOL je vysoce závislá na šířce zornic, ale i výskyt vedlejších světelných fenoménů se šířkou zornic úzce souvisí. Z tohoto důvodu se provádí pupilometrie za fotopických i mezopických světelných podmínek. Proto je vyšetření zornicových reakcí dalším standardním krokem. Dále by se měl vyloučit syndrom suchého oka a zjistit oční dominance, která je důležitá jak pro techniku monovision, tak pro multifokální nebo akomodační čočky. Pro vyloučení oční patologie, která by znemožňovala dosáhnout optimálního výsledku po chirurgickém zákroku, je nezbytné komplexní vyšetření předního i zadního segmentu oka a nitroočního tlaku (štěrbínová lampa, OCT, tonometr atd.). Pro indikaci a plánování mIOL, ale i korekci rohovkového astigmatismu je nezbytné topografické vyšetření rohovky. Nezbytnou součástí a podmínkou úspěšné operace je přesná biometrie, od které se odvíjí kalkulace parametrů pro IOL. V případě diagnostických nejasností je nutné doplnit další specializovaná vyšetření (strabologie, neurooftalmologie, elektroretinografie, zrakové evokované potenciály, perimetr). [20]

Jak bylo již výše zmíněno, dnešní nitrooční čočky lze dělit na monofokální a presbyopii korigující. Multifokální čočky se dále dělí na bifokální, trifokální a na zvláštní kategorii – Extended depth-of-focus (EDOF).

Monofokální nitrooční čočky, již podle názvu, nabízejí pouze jedno ohnisko. Pokud si pacient zvolí tuto variantu čočky, musí se podle svých potřeb rozhodnout, zdali bude mít ohnisko pro pohled do dálky, do blízka nebo na střední vzdálenost. Většinou se volí ohnisko pro pohled do dálky. V takovém případě je pacient odkázán na používání brýlí pro krátkou a střední vzdálenost. Výhodou monofokálních čoček jsou lepší optické vlastnosti a podstatně menší výskyt vedlejších světelných fenoménů oproti multifokálním čočkám. U toho typu čoček lze též využít techniky monovision, kdy je do jednoho oka implantována čočka pro blízkou vzdálenost a do druhého pro pohled do dálky, což umožní ostré vidění na dvě vzdálenosti. Přestože se většina pacientů na tuto techniku adaptuje, vždy bude malé procento lidí, kterým bude tato technika působit obtíže a budou muset podstoupit výměnu jedné čočky. [32]

Cílem multifokálních nitroočních čoček je snížit nebo úplně odstranit nutnost nosit brýle pro pacienty na blízkou, respektive střední nebo dlouhou vzdálenost. Bifokální čočky nabízejí ohniska pro pohled do dálky v kombinaci s ohniskem na střed nebo do blízka. Je vhodná pro pacienty s potřebou ostrého blízkého, resp. středního vidění bez brýlové korekce. Pro ostré vidění na střední, resp. blízkou vzdálenost je potřebná brýlová korekce. Trifokální čočky slibují nezávislost na brýlové korekci jak pro pohled do dálky, tak i na blízko a střed. Je však nutná adaptace pacienta na případné světelné fenomény jako glare nebo halo, které se mohou časem snížit nebo zmizet úplně. Nevýhodou je také snížení kontrastní citlivosti. EDOF čočky díky svému designu s prodlouženým ohniskem se snaží překlenout mezeru mezi monofokálními a multifokálními čočkami dobrou až výbornou zrakovou ostrostí na dlouhou a střední vzdálenost. Zároveň by měly mít nižší výskyt světelných fenoménů a dosahovat lepší kontrastní citlivosti než tradiční multifokální čočky. Zraková ostrost do blízka by měla být pro nenáročné pacienty dostatečná, ale obecně platí, že pro aktivity na blízko, jako např. čtení drobného textu může být brýlová korekce stále nutná. [33] [26]

Pro výběr ideální čočky je tedy potřeba se při pohovoru s pacientem zaměřit na osobnostní rysy jednotlivce, typ a charakter povolání, vlastní očekávání a motivace, ale také schopnost pochopit danou problematiku. Tyto obtížně měřitelné subjektivní charakteristiky jsou pro úspěch operace stejně důležité jako objektivní předoperační vyšetření. [20]

## 4 Praktická část

### 4.1 Soubor a metodika

Retrospektivní studie zahrnovala 120 očí, 60 pacientů (26 mužů a 34 žen), kteří postoupili operaci katarakty s implantací nitrooční čočky na oční klinice Oftal v Brně od září 2021 do konce března 2022. Průměrná sledovací doba byla 3 měsíce (1 až 6 měsíců). Indikační kritéria k implantaci zahrnovala motivované pacienty s reálnými očekáváními, s pravidelným rohovkovým astigmatismem do 1,25 D, u kterých proběhla operace bez komplikací fakoemulzifikační metodou pomocí přístroje Stellaris Elite (Bausch+Lomb) a mikroskopu Leica Proveo 8. Druhou indikací byla presbyopie – PRELEX. Průměrný věk všech pacientů byl  $63,34 \pm 7,74$  let (49 až 78 let). Pacienti byli rozděleni do 4 skupin podle typu implantované čočky. U skupiny A byla implantována trifokální IOL AcrySof IQ PanOptix (Alcon). Pro tuto skupinu byli preferováni pacienti s hypermetropií a presbyopií. Plánovaná pooperační refrakce byla cílena na emetrii až lehkou hypermetrii do +0,5 D. Pro skupinu B byla použita EDOF IOL AcrySof IQ Vivivity (Alcon), Skupina C obsahuje EDOF IOL TECNIS Eyhance (Johnson & Johnson). Ve skupině B a C byla plánována pooperační refrakce na emetrii až mírnou myopii do -0,5 D. U kontrolní skupiny D byla implantována monofokální IOL AcrySof IQ SN60WF (Alcon) a cílilo se na emetropický stav. U všech skupin chirurg plánoval umístění operační rány pro maximální redukci rohovkového astigmatismu.

Vyloučení byli pacienti s okrajovými dioptrickými hodnotami. Vylučovacím kritériem byla axiální délka bulvy menší než 21 mm nebo větší než 26 mm při biometrickém vyšetření optické mohutnosti IOL. Dalším vylučujícím kritériem byla přítomnost oční patologie jako glaukom, retinopatie, poúrazové stavy, amblyopie...

U všech skupin bylo předoperačně provedeno vyšetření objektivní refrakce na ARK-1 (NIDEK), subjektivní refrakce na nepolarizovaném LCD optotypu CP-400 (Spirit Medical) a měření nitroočního tlaku na tonometru NT-530 (NIDEK). Pro endoteliální mikroskopii byl použit přístroj CEM-530 (NIDEK). Biometrie byla měřena na IOLMaster 500 (Zeiss). U pacientů, u kterých nebylo možné změřit dioptrickou mohutnost IOL optickou metodou, bylo provedeno měření pomocí ultrazvuku, tyto pacienti nejsou v souboru hodnoceni. V případě potřeby byla hodnota astigmatismu ověřena topografickým vyšetřením rohovky topografem Keratron Scout (Schwind). U prémiových víceohniskových čoček je standardní předoperační vyšetření doplněno o OCT vyšetření na přístroji Spectralis (Heidelberg Engineering). Následuje

vyšetření předního a zadního segmentu na šterbinové lampě biomikroskopicky v arteficiální mydriáze. Dalším krokem je edukace pacienta a výběr vhodné IOL.

Zárok probíhal ambulantně v lokální topické anestezii. Složená IOL byla implantována rohovkovou mikroincizí o velikosti 2,4 mm v strmém meridiánu rohovky. S jednou až dvěma pomocnými incizemi o velikosti 1,1 mm. U pacientů s potřebou korekce rohovkového astigmatismu byl chirurgický zárok doplněn o LRI (limbální relaxační incizi) nebo opozitní rohovkovou kontraintcizí. Operace se standartně provádí monokulárně, na přání pacienta binokulárně. Všechny operace byly provedeny jedním chirurgem. Nebyly zaznamenány žádné peroperační ani pooperační komplikace.

Pooperačně se aplikují antibiotické kapky, sterilní krytí oka, případně ochranné sluneční brýle. Kontrola probíhala do týdne po operaci, dále za 1, 3 a 6 měsíců. Pro zjištění zrakové ostrosti na střední (60 cm) a blízkou (40 cm) vzdálenost byla použita Snellenova decimální čtecí tabulka.

Pro zjištění subjektivní přítomnosti a závažnosti vedlejších světelných fenoménů halo a glare pacientem byl použit jednoduchý vlastní dotazník obsahující otázky:

- Pozorujete za šera nebo v noci světelné kruhy kolem zdrojů světla nebo nepříjemné oslnění (například při řízení auta nebo u pouličního osvětlení)? ANO x NE  
Pokud ANO, popište, jak vnímáte tyto jevy:
- A) vidím a působí mi vážné obtíže (např. při orientaci v noci)
- B) vidím, ale obtěžují mě pouze částečně
- C) vidím, ale nepůsobí mi to téměř žádné obtíže

#### Technická specifikace IOL

- AcrySof IQ PanOptix, (Alcon, USA). Jednokusová čočka z hydrofobního akrylátu s filtrem modrého světla. Trifokální. Asférická difrakční optika s průměrem 6 mm a celkovým průměrem čočky 13 mm. Implantace řezem 2,2, mm. Doporučena A konstanta pro optickou biometrii 119,1. Možnost torické varianty. Dostupné rozmezí +6 až +34 D.
- AcrySof IQ Vivity, model DFT015 (Alcon, USA). Jednokusová čočka z hydrofobního akrylátu s filtrem modrého světla. EDOF. Optika s prohloubenou hloubkou ostrosti, asymetricky bikonvexní wavefront-shaping. Průměr optiky 6 mm, celkový průměr 13

mm. Implantace řezem 2,2 mm. Doporučena A konstanta pro optickou biometrii je 119,2. Možnost torické varianty. Dostupné rozmezí +10 - +30 D

- Tecnis Eyhance IOL, model DIB 00 (Johnson a Johnson, USA). Jednokusová čočka z hydrofobního akrylátu. Modifikovaná monofokální IOL. Modifikovaný asférický přední povrch optiky k prohloubení hloubky ostrosti (higher-order aspheric anterior surface). Průměr optiky 6 mm a celkový průměr 13 mm. Čočka složená v injektoru. Implantace řezem 2,2 mm. Možnost torické varianty. Dostupné rozmezí +5 až +34 D.
- AcrySof IQ SN60 WF (Alcon, USA). Jednokusová čočka z hydrofobního akrylátu s filtrem modrého světla. Monofokální. Asférická optika průměru 6 mm a celkový průměr čočky 13 mm. Implantace řezem 2,2 mm. Doporučena A konstanta pro optickou biometrii 118,7. Možnost torické varianty. Dostupná v rozmezí +6 až +30 D.

Všechny IOL mají square-edge design pro eliminaci vzniku opacit zadního pouzdra (PCO).

## 4.2 Hypotézy

Cílem praktické části této práce je zhodnotit a porovnat vybrané nitrooční čočky na základě zjištěných zrakových funkcí pacientů, kteří podstoupili operaci katarakty. Věnována byla pozornost i u výskytu světelných fenoménů a nutnosti dodatečné brýlové korekce na blízkou vzdálenost.

Na základě stanovených cílů a poznatků z teoretické části si autor stanovil tyto hypotézy:

- 1) Trifokální čočky poskytují lepší vidění na blízko než monofokální
- 2) EDOF čočky poskytují lepší vidění na střední vzdálenost než monofokální
- 3) Trifokální čočky poskytují největší nezávislost na brýlové korekci
- 4) EDOF čočky mají menší výskyt optických fenoménů než čočky trifokální

### 4.3 Výsledky

Průměrný věk pacientů skupiny A (PanOptix) byl  $57,19 \pm 6,21$  let (49 až 66 let). Z celkového počtu 15 pacientů bylo procentuální zastoupení žen 66 %. U skupiny B (Vivity) byl průměrný věk  $64,67 \pm 7,11$  let (50 až 73 let) a procentuální zastoupení žen z celkového počtu 15 pacientů bylo 53 %. Skupina C (Eyhance) obsahovala taktéž 15 pacientů o průměrném věku  $63,27 \pm 7,46$  let (52 až 77 let). Skupina D (monofokální) rovněž o počtu 15 pacientů měla průměrný věk  $68,67 \pm 5,79$  let (55 až 78 let) a zastoupení žen 53 %.

V následující tabulce je znázorněn přehled naměřené průměrné hodnoty objektivní refrakce před a po operaci pacientů jednotlivých skupin pomocí ARK.

Tabulka 1: Průměrný stav objektivní refrakce pacientů jednotlivých skupin před a po operaci katarakty

skupina	Stav operace	Sféra [dpt]	Směrodatná odchylka [dpt]	Cylindr [dpt]	Směrodatná odchylka [dpt]
A (PanOptix)	před	1,773	0,968	-0,523	0,356
	po	0,242	0,308	-0,398	0,228
B (Vivity)	před	1,448	2,073	-0,845	0,35
	po	0,043	0,458	-0,422	0,292
C (Eyhance)	před	0,867	1,905	-0,708	0,271
	po	0,075	0,354	-0,417	0,12
D (mono)	před	0,664	2,157	-0,542	0,71
	po	0,133	0,434	-0,55	0,153

### Porovnání zrakových ostrostí (decimální)

**Tabulka 2: Naturální monokulární v'izus na d'álku p'řed operací**

	Naturální v'izus na d'álku [-]	Směrodatná odchylka [-]
<b>A</b>	0,52	0,22
<b>B</b>	0,36	0,19
<b>C</b>	0,37	0,17
<b>D</b>	0,4	0,19

**Tabulka 3: Nejlepší monokulární v'izus na d'álku s brýlovou korekcí p'řed operací**

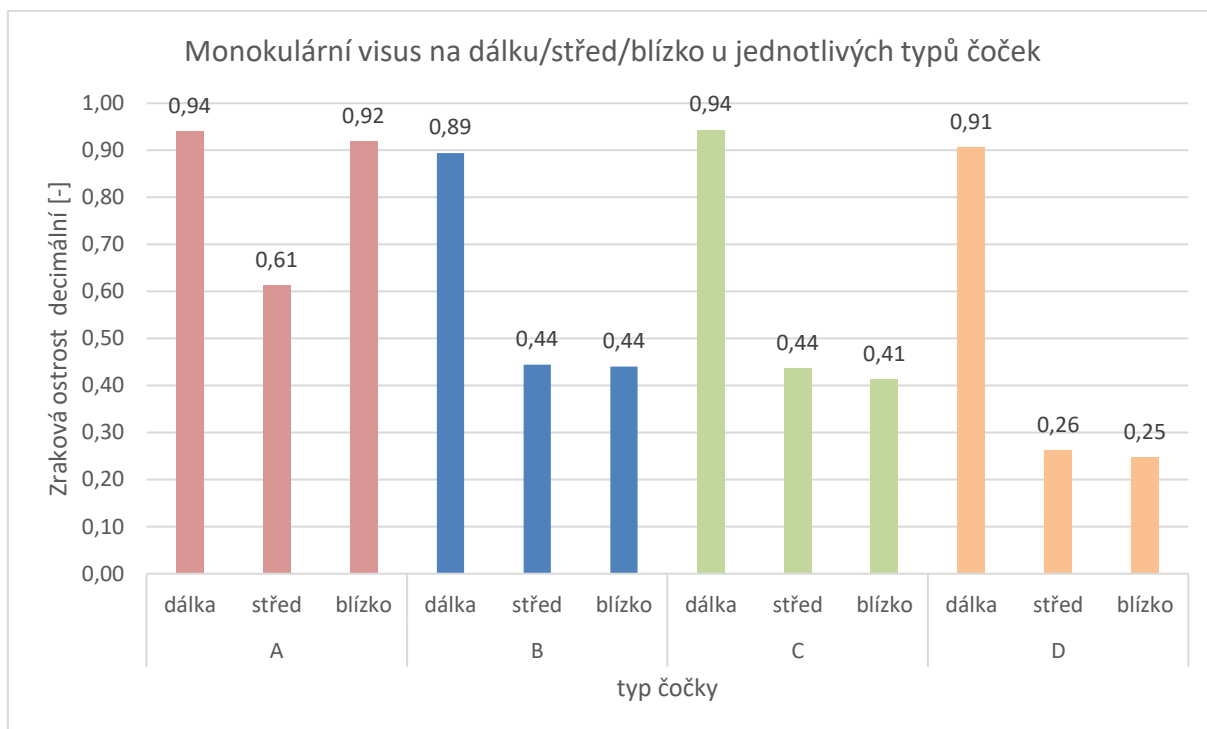
	Nejlepší v'izus s brýlovou korekcí na d'álku [-]	Směrodatná odchylka [-]
<b>A</b>	0,75	0,11
<b>B</b>	0,61	0,17
<b>C</b>	0,46	0,19
<b>D</b>	0,49	0,15

**Tabulka 4: Monokulární v'izus po operaci**

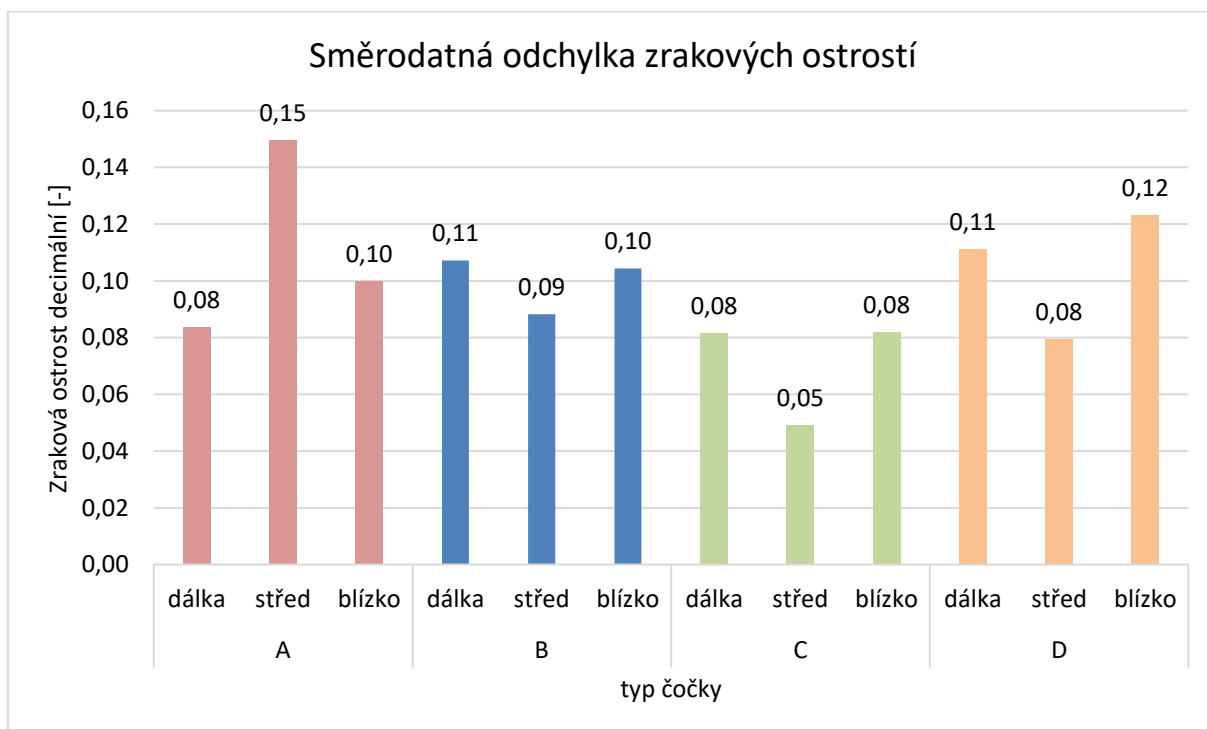
	Naturální v'izus po operaci na d'álku [-]	Směrodatná odchylka [-]
<b>A</b>	0,94	0,08
<b>B</b>	0,89	0,11
<b>C</b>	0,94	0,08
<b>D</b>	0,91	0,11

Ve výše uvedených tabulkách 2 až 4 jsou porovnány monokulární zrakové ostrosti pacientů u jednotlivých typů čoček p'řed operací, s brýlovou korekcí (p'řed operací) a po operaci s implantovanou IOL.

Pro znázornění změny zrakové ostrosti pacientů po operaci s implantovanou IOL jsou v Grafu 1 uvedeny průměrné monokulární nekorigované pooperační zrakové ostrosti u jednotlivých typů čoček pro tři vzdálenosti.

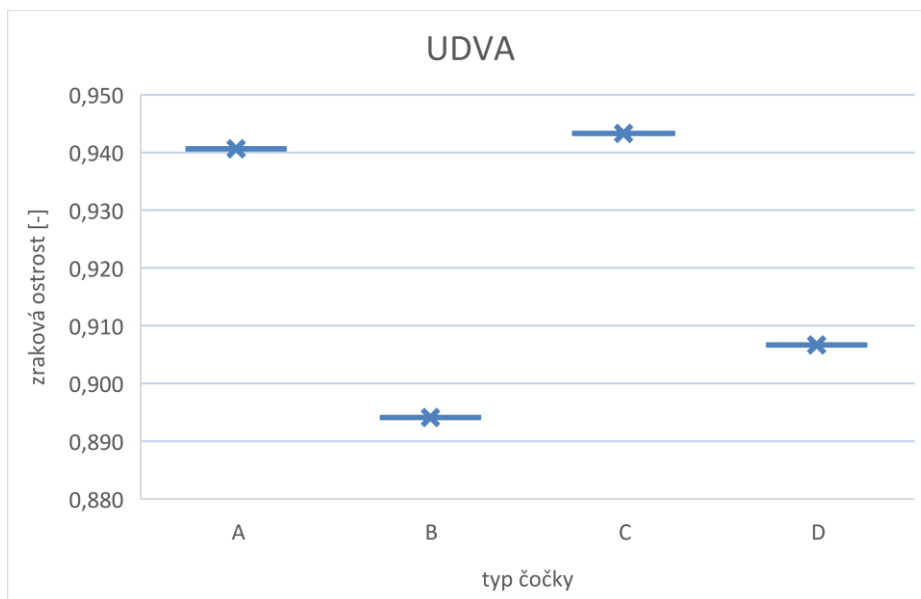


**Graf 1: Porovnání monokulární zrakové ostrosti po operaci na dálku, střed a blízko u jednotlivých typů IOL. A=PanOptix, B=Vivity, C=Eyhance a D= SN60 WF (monofokální)**

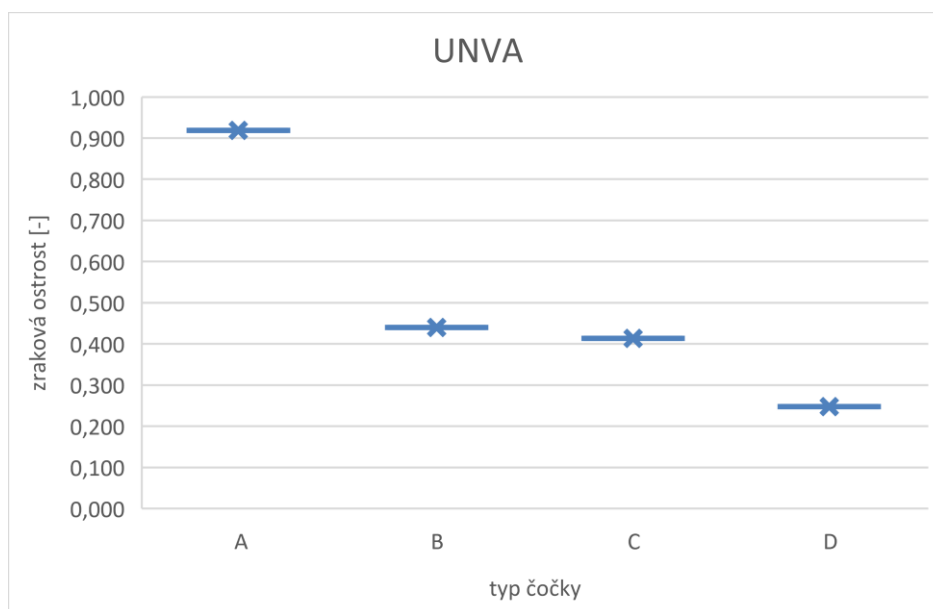


**Graf 2: Směrodatné odchylky zrakových ostrostí jednotlivých typů čoček a vzdáleností**

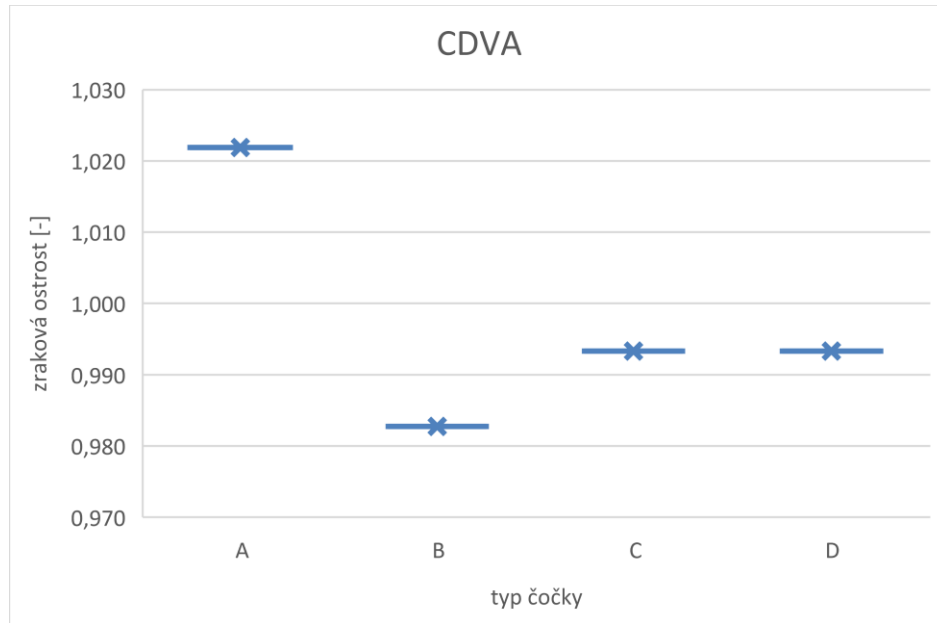




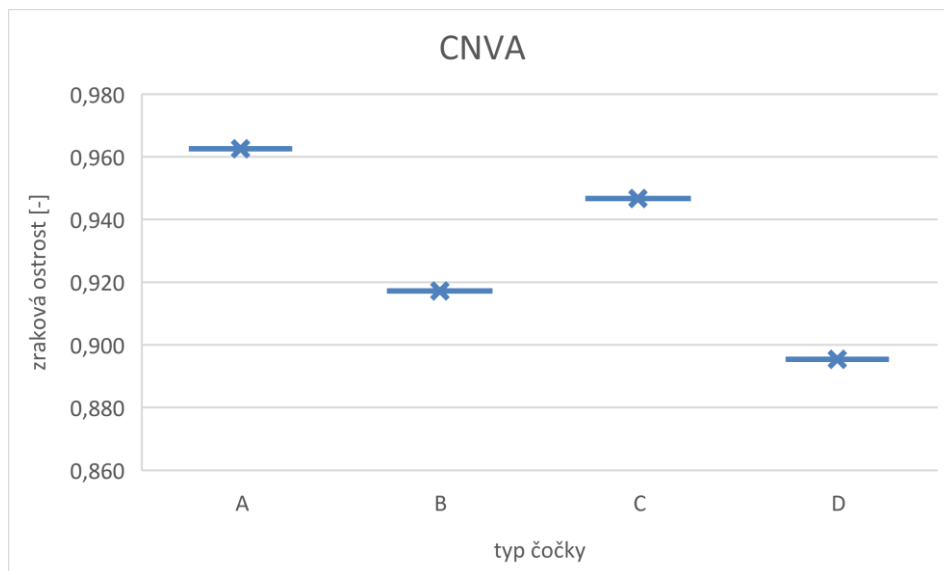
Graf 3: Nekorigovaná monokulární zraková ostrost na dálku (UDVA) pro jednotlivé typy IOL



Graf 4: Nekorigovaná monokulární zraková ostrost na blízko (UNVA) pro jednotlivé typy IOL



Graf 5: Korigovaná monokulární zraková ostrost na dálku (CDVA) u jednotlivých typů IOL



Graf 6: Korigovaná monokulární zraková ostrost na blízko (CNVA) u jednotlivých typů IOL

Ve výše uvedených grafech 4-7 jsou porovnány nekorigované a brýlemi korigované decimální zrakové ostrosti jednotlivých typů IOL na dalekou a blízkou vzdálenost. Pro lepší přehlednost jsou směrodatné odchylky zrakových ostrostí uvedeny v tabulkách 5 a 6.

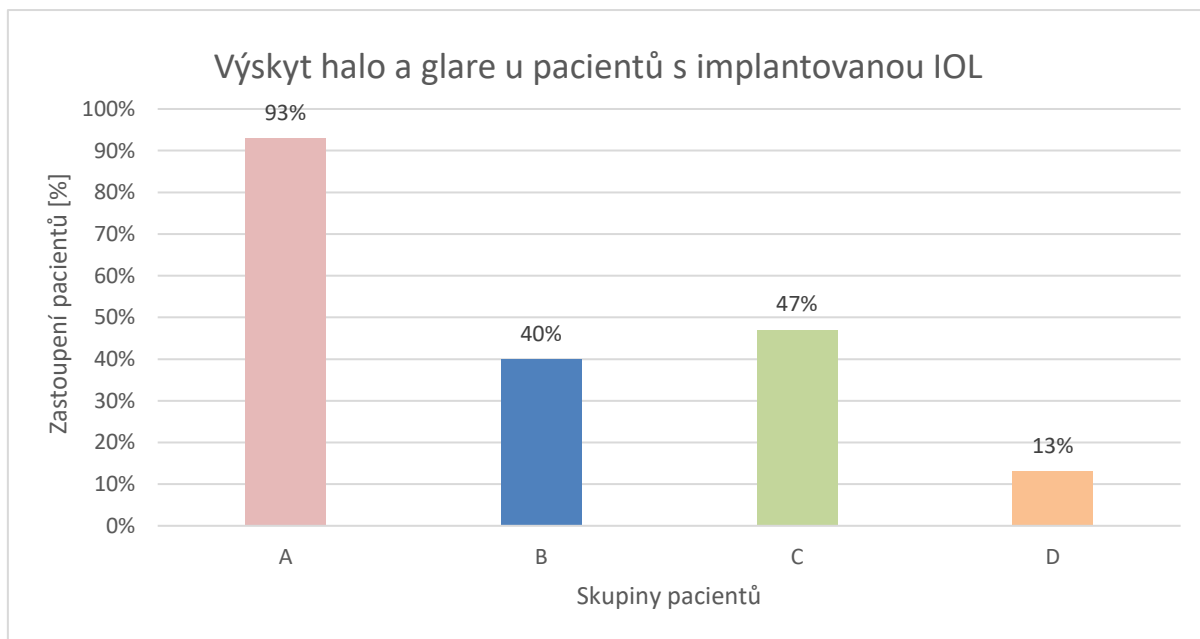
**Tabulka 5: Směrodatné odchylky nekorigovaných zrakových ostrostí na dálku a blízko**

UDVA			UNVA		
	Zraková ostrost [-]	Směrodatná odchylka [-]		Zraková ostrost [-]	Směrodatná odchylka [-]
A	0,941	0,084	A	0,919	0,100
B	0,894	0,107	B	0,44	0,104
C	0,943	0,082	C	0,413	0,082
D	0,907	0,111	D	0,247	0,123

**Tabulka 6: Směrodatné odchylky korigovaných zrakových ostrostí na dálku a blízko**

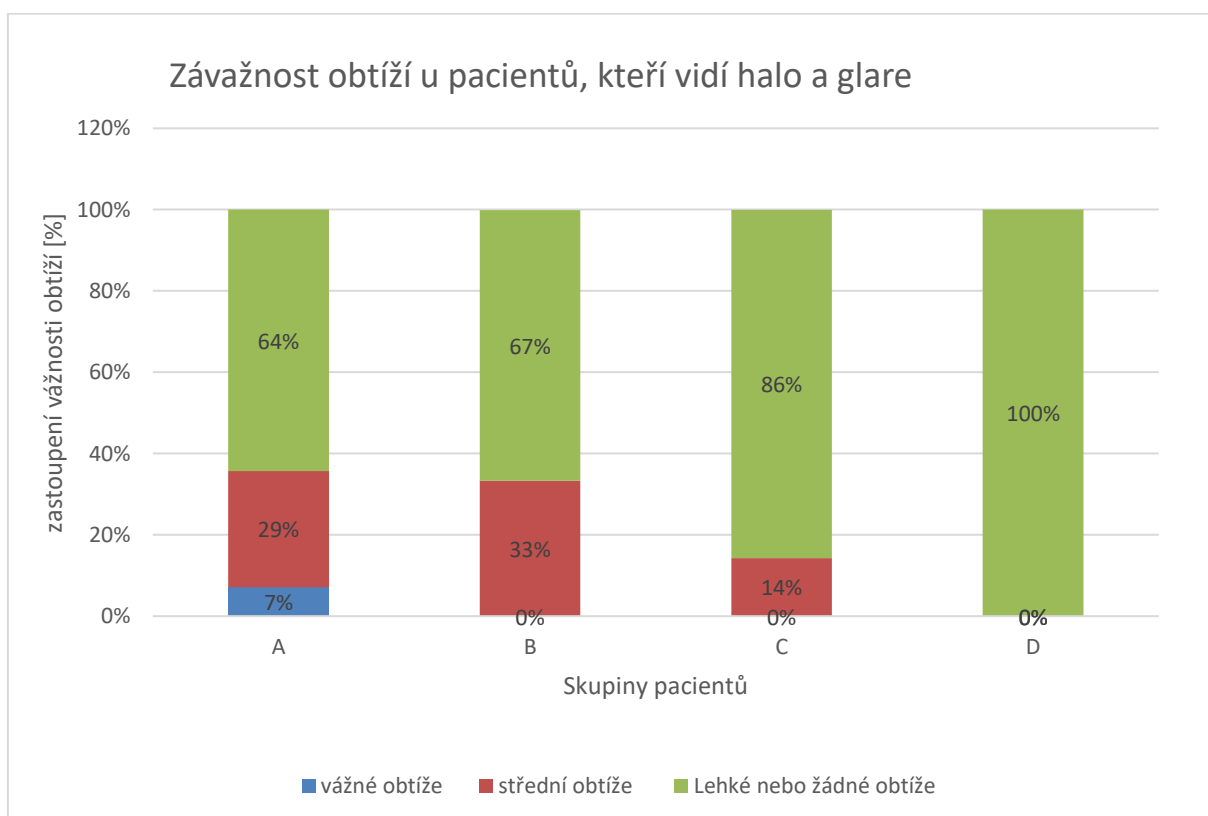
CDVA			CNVA		
	Zraková ostrost [-]	Směrodatná odchylka [-]		Zraková ostrost [-]	Směrodatná odchylka [-]
A	1,022	0,083	A	0,963	0,079
B	0,983	0,107	B	0,917	0,100
C	0,993	0,064	C	0,947	0,090
D	0,993	0,037	D	0,895	0,121

### Vedlejší světelné fenomény halo a glare



**Graf 7: Zastoupení pacientů, kteří vidí halo a glare**

Graf 8 nám znázorňuje procentuální zastoupení pacientů jednotlivých skupin, kteří uvedli, že vidí světelné fenomény halo a glare. Subjektivní vnímání závažnosti obtíží spojených s halo a glare je uvedeno v grafu 9.



**Graf 8: Zastoupení závažnosti obtíží při výskytu halo a glare**

## 5 Diskuse

Praktická část nám představila stručné porovnání několika typů v dnešní době velmi používaných nitroočních čoček. Hlavním cílem bylo posouzení dosažených zrakových ostrostí u jednotlivých typů čoček a jejich porovnání. Pozornost byla věnována také výskytu vedlejších světelných fenoménů halo a glare.

Průměrný věk pacientů podstupujících výměnu čočky za umělou nitrooční čočku byl v celém souboru byl  $63,34 \pm 7,74$  let v rozmezí 49 až 78 let.

Je nutné zmínit, že u naměřených objektivních refrakcí před a po operaci pomocí ARK je vypovídající hodnota ovlivněna mírou zakalení čočky v případě výskytu šedého zákalu. U nukleární katarakty 1. typu je často měřená myopie, u jiných typů šedého zákalu může být naměřená hypermetropie.

Zajímavé výsledky ukazují tabulky 2 až 4, ze kterých je patrné, že nejvyšší předoperační zrakovou ostrost do dálky měla trifokální skupina A, protože obsahovala i pacienty, kteří podstoupili výměnu čiré lidské čočky za multifokální IOL z refrakčních důvodů (PRELEX) a jejich zraková ostrost nebyla ovlivněna přítomností katarakty, což také koreluje s průměrným věkem skupiny  $57,19 \pm 6,21$  let. Dále si lze všimnout, že brýlová korekce u zkoumaných pacientů neposkytuje dostatečné zlepšení zrakové ostrosti. To je ve většině případů způsobeno právě kataraktou. Lze konstatovat, že všechny typy zkoumaných nitroočních čoček zvyšují naturální zrakovou ostrost na dálku na hodnoty blížíící se k 1,0, což je hodnota všeobecně přijímaná jako dostatečná pro každodenní činnosti.

Nejdůležitější výsledky pro porovnání zrakových ostrostí, které poskytují jednotlivé typy čoček na dálku, na blízko a střed, a zároveň pro zhodnocení brýlové nezávislosti znázorňuje graf 1. Lze si povšimnout, že nejvyšších zrakových ostrostí na všechny vzdálenosti se dosáhlo u trifokální IOL. Tímto se potvrzuje pravdivost třetí hypotézy, která říká, že trifokální čočky poskytují největší brýlovou nezávislost. Toto tvrzení je dále podpořeno grafem 3, kde je porovnaná potřebná adice pro dosažení nejlepší zrakové ostrosti na blízko. Obě EDOF IOL poskytují velmi dobré zrakové ostrosti na dálku, avšak oproti čočce trifokální dosahují na střed a blízko hodnot nižších. Monofokální čočka poskytuje ze všech zkoumaných IOL nejhorší hodnoty zrakové ostrosti na střední a blízkou vzdálenost.

První hypotéza, která říká, že trifokální čočky poskytují lepší vidění na blízko než monofokální, byla potvrzená hodnotami z párového t-Testu, kde při hladině významnosti

$\alpha = 0,05$  byla hodnota ( $p = 1,93 \times 10^{-31}$ ). Můžeme tedy tvrdit, že rozdíl mezi hodnotami zrakových ostrostí do blízka u trifokální a monofokální čočky je velmi statisticky významný.

Pro potvrzení pravdivosti druhé hypotézy, která říká, že EDOF čočky poskytují lepší vidění na střední vzdálenost, než monofokální byl proveden také párový t-Test, se zvolenou hladinou významnosti  $\alpha = 0,05$ . U EDOF čočky Vivity a monofokální čočky došlo k potvrzení hypotézy na základě hodnoty čísla ( $p = 2,63 \times 10^{-11}$ ), kde při dané hladině významnosti byl zjištěn významný statistický rozdíl. Podobně tomu bylo i u EDOF čočky Eyhance, kde hodnota ( $p = 2,87 \times 10^{-14}$ ) ukazuje významný statistický rozdíl a tím pádem můžeme potvrdit druhou hypotézu i u toho typu čočky.

Grafy 4 až 7 lépe ukazují porovnání pooperačních nekorigovaných a brýlemi korigovaných zrakových ostrostí. Překvapivým zjištěním bylo, že u korigované zrakové ostrosti do dálky (CDVA) bylo dosaženo lepších výsledků u trifokální skupiny oproti monofokální. To mohlo být zapříčiněno nižším věkovým průměrem u multifokální skupiny.

Z grafu 8 je patrné, že u trifokální skupiny A (trifokální) podle očekávání téměř všichni (93 %) dotázaní pacienti odpověděli, že vidí vedlejší světelné fenomény halo a glare. Obě EDOF čočky se umísťují uprostřed, s výskytem halo a glare u 40 % pacientů s čočkou Vivity a 47 % s čočkou Eyhance. čímž se potvrzuje čtvrtá hypotéza, která říká, že EDOF čočky mají menší výskyt světelných fenoménů než čočky trifokální. Na první pohled měla nejmenší výskyt těchto světelných fenoménů monofokální čočka skupiny D (13 %).

Při pohledu na Graf 9 vidíme, že vážné obtíže se světelnými fenomény byly zaznamenány pouze u skupiny A (PanOptix) v 7 % případů. V našem vzorku naopak dopadla nejlépe IOL skupiny C (Eyhance), u které nebyly zaznamenány žádné vážné ani střední obtíže. Výpovědní hodnota je však velmi zkreslená z důvodu malého zkoumaného vzorku. Pro přesnější zhodnocení světelných fenoménů halo a glare by bylo vhodné použít např. simulátor, kde pacienti sami nasimulují, jak tyto fenomény subjektivně vnímají. Za zmínku také stojí poznatek, že vlivem neuroadaptace se postupem času od operace vnímání rušivosti světelných fenoménů halo a glare snižuje.

Pro komplexnější hodnocení a porovnávání nitroočních čoček by bylo vhodné studii doplnit o testy na kontrastní citlivost a vyšetření výsledných pooperačních aberací.

## 6 Závěr

Cílem této práce bylo seznámit se s problematikou operace katarakty a nitroočních čoček.

V teoretické části je popsána anatomie oka, průběh operace katarakty a možné pooperační i pooperační komplikace. Hlavní pozornost je v teoretické části věnována nitroočním čočkám. Jsou popsány materiály, ze kterých se vyrábí haptické i optické části čočky. Dále je zde rozdělení čoček na monofokální a presbyopii korigující včetně stručného vysvětlení principů, jakými je u jednotlivých typů čoček dosaženo fokusů na jednotlivé pracovní vzdálenosti. Následuje popis světelných fenoménů, které se často vyskytují především u multifokálních čoček a dalších faktorů, které nitrooční čočky ovlivňují. Na konci teoretické části je popsáno předoperační vyšetření spolu se shrnutím výhod a nevýhod jednotlivých typů čoček, které jsou důležité pro správný výběr čočky s pacientem.

Praktická část obsahuje retrospektivní studii, která porovnává čtyři různé nitrooční čočky. Hodnocené parametry byly především dosažené zrakové ostrosti po operaci na tři základní vzdálenosti a výskyt světelných fenoménů halo a glare. Bylo zjištěno, že trifokální čočky, v porovnání s ostatními typy zkoumaných čoček, poskytují nejlepší hodnoty zrakových ostrostí na všechny tři vzdálenosti a poskytují tak pro pacienty největší brýlovou nezávislost, čímž došlo k potvrzení třetí hypotézy. Dále se povedlo potvrdit první hypotézu, která říká, že trifokální čočky poskytují lepší vidění na blízko než čočky monofokální. Druhou hypotézu říkající, že EDOF čočky poskytují lepší vidění na střední vzdálenost, než monofokální čočky se taktéž povedlo potvrdit. Zbytek praktické části byl věnován výskytu světelných fenoménů. Zjistilo se, že trifokální čočky mají nejvyšší výskyt vedlejších světelných fenoménů halo a glare. Dále bylo zjištěno, že EDOF čočky mají menší výskyt světelných fenoménů než trifokální čočky, čímž se povedlo potvrdit i poslední hypotézu. Posledním zajímavým zjištěním bylo, že světelné fenomény halo a glare jsou pro pacienty vážně obtěžující pouze u trifokální skupiny v 7 % případů. Toto tvrzení však může být zavádějící z důvodu malého vzorku pacientů.

Z výsledků je celkově patrné, že všechny typy nitroočních čoček jsou efektivní a bezpečnou náhradou zakalené lidské čočky při operaci šedého zákalu. Moderní nitrooční čočky pro korekci presbyopie významným způsobem zvyšují brýlovou nezávislost a subjektivní spokojenost pacientů.

## Seznam použité literatury

- [1] DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie* [online]. [vid. 2021-12-06]. Dostupné z: <https://www.bookport.cz/e-kniha/funkcni-anatomie-683543/#>
- [2] ROZSÍVAL, Pavel a UNIVERZITA KARLOVA. *Oční lékařství*. Praha: Galén : Karolinum, 2006. ISBN 978-80-7262-404-1.
- [3] SYNEK, Svatopluk a Šárka SKORKOVSKÁ. *Fyziologie oka a vidění*. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-3992-2.
- [4] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3*. 3. vydání. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
- [5] KHAIRALLAH, Moncef, Rim KAHLOUN, Rupert BOURNE, Hans LIMBURG, Seth R. FLAXMAN, Jost B. JONAS, Jill KEEFFE, Janet LEASHER, Kovin NAIDOO, Konrad PESUDOVŠ, Holly PRICE, Richard A. WHITE, Tien Y. WONG, Serge RESNIKOFF a Hugh R. TAYLOR. Number of People Blind or Visually Impaired by Cataract Worldwide and in World Regions, 1990 to 2010. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* [online]. 2015, **56**(11), 6762. ISSN 1552-5783. Dostupné z: doi:10.1167/iovs.15-17201
- [6] KRAUS, Hanuš. *Kompendium očního lékařství*. Praha: Grada Publishing, 1999. ISBN 978-80-7169-079-5.
- [7] PAVEL KUCHYNKA, Drahomíra Baráková. Novinky v kataraktové chirurgii. In: *Trendy soudobé oftalmologie*. 1. Praha: Galén, 2000, Svazek 1. ISBN 80-7262-043-6.
- [8] DAVIS, Geetha. The Evolution of Cataract Surgery. *Missouri Medicine*. 2016, **113**(1), 58–62. ISSN 0026-6620.
- [9] ROZSÍVAL, Pavel. *Trendy soudobé oftalmologie*. 1. vydání. Praha: Galén, 2013. svazek 9. ISBN 978-80-7492-103-2.
- [10] KUCHYNKA, Pavel. *Trendy soudobé oftalmologie*. 1. vydání. Praha: Galén, 2000. Svazek 1. ISBN 80-7262-043-6.
- [11] VLKOVÁ, Eva, Šárka PITROVÁ a František VLK. *Lexikon očního lékařství: výkladový ilustrovaný slovník*. Brno: František Vlk, 2008. ISBN 978-80-239-8906-9.
- [12] ROZSÍVAL, Pavel. *Trendy soudobé oftalmologie*. 1. vydání. Praha: Galén, 2005. svazek 2. ISBN 80-7262-326-5.
- [13] ROZSÍVAL, Pavel. *Trendy soudobé oftalmologie*. 1. vydání. Praha: Galén, 2011. svazek 7. ISBN 978-80-7262-691-5.
- [14] NOVÁK, Jan. *Nitrooční čočka - cizí těleso v oku*. Praha: Galén, 1999. ISBN 978-80-85824-97-1.
- [15] ČANOVIĆ, Samir, Suzana KONJEVODA, Ana DIDOVIĆ PAVIČIĆ a Robert STANIĆ. Intraocular Lens (IOL) Materials. In: Xiaogang WANG a Felicia M. FERRERI, ed.



- Intraocular Lens* [online]. B.m.: IntechOpen, 2020 [vid. 2021-12-28]. ISBN 978-1-83880-484-8. Dostupné z: doi:10.5772/intechopen.89985
- [16] YUMPU.COM. Intraocular Lens Materials and Design. *yumpu.com* [online]. [vid. 2021-11-28]. Dostupné z: <https://www.yumpu.com/en/document/read/51648657/intraocular-lens-materials-and-design>
- [17] BELLUCCI, Roberto. An Introduction to Intraocular Lenses: Material, Optics, Haptics, Design and Aberration. In: J.L. GÜELL, ed. *ESASO Course Series* [online]. Basel: S. KARGER AG, 2013 [vid. 2021-12-29], s. 38–55. ISBN 978-3-318-02410-4. Dostupné z: doi:10.1159/000350902
- [18] YILDIRIM, Timur M., Hui FANG, Sonja K. SCHICKHARDT, Qiang WANG, Patrick R. MERZ a Gerd U. AUFFARTH. Glistening formation in a new hydrophobic acrylic intraocular lens. *BMC Ophthalmology* [online]. 2020, **20**(1), 186. ISSN 1471-2415. Dostupné z: doi:10.1186/s12886-020-01430-z
- [19] DEWEY, Steven. Focal Points. *Understanding Intraocular Lenses: The basics of Design and Material* [online]. 2022, **2015**(XXXIII), 8. Dostupné z: <https://www.iolsafety.com/dmdocuments/understanding-intraocular-lenses-the-basics-of-design-and-material.pdf>
- [20] ROZSÍVAL, Pavel. *Trendy soudobé oftalmologie*. 1. vydání. Praha: Galén, 2008. svazek 5. ISBN 978-80-7262-534-5.
- [21] AKELLA, Sruti S. a Viral V. JUTHANI. Extended depth of focus intraocular lenses for presbyopia. *Current Opinion in Ophthalmology* [online]. 2018, **29**(4), 318–322. ISSN 1040-8738. Dostupné z: doi:10.1097/ICU.0000000000000490
- [22] Co je AcrySof IQ Vivity IOL. Alcon. prezentace. B.m. 2020.
- [23] GREVE, Daria, Eckart BERTELMANN, Daniel PILGER a Christoph VON SONNLEITHNER. Visual outcome and optical quality of a wavefront-engineered extended depth-of-focus intraocular lens. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2021, **47**(9), 1139–1146. ISSN 0886-3350, 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1097/j.jcrs.0000000000000604
- [24] JORGENSEN, Adam a Charles H. WEBER. New Intraocular Lenses. *Advances in Ophthalmology and Optometry* [online]. 2017, **2**(1), 167–176. ISSN 24521760. Dostupné z: doi:10.1016/j.yaoo.2017.05.001
- [25] KANCLERZ, Piotr, Timur M. YILDIRIM a Ramin KHORAMNIA. A review of late intraocular lens opacifications. *Current Opinion in Ophthalmology* [online]. 2021, **32**(1), 31–44. ISSN 1040-8738, 1531-7021. Dostupné z: doi:10.1097/ICU.0000000000000719
- [26] Multifocal Intraocular Lenses and Extended Depth of Focus Intraocular Lenses. *Asia-Pacific Journal of Ophthalmology* [online]. 2017 [vid. 2022-01-05]. ISSN 21620989, 21620989. Dostupné z: doi:10.22608/APO.2017186
- [27] PIEH, S. Halo size under distance and near conditions in refractive multifocal intraocular lenses. *British Journal of Ophthalmology* [online]. 2001, **85**(7), 816–821. ISSN 00071161. Dostupné z: doi:10.1136/bjo.85.7.816

- [28] ROARK, Mark W. a James M. STRINGHAM. Visual Performance in the “Real World”: Contrast Sensitivity, Visual Acuity, and Effects of Macular Carotenoids. *Molecular Nutrition & Food Research* [online]. 2019, **63**(15), 1801053. ISSN 1613-4125, 1613-4133. Dostupné z: doi:10.1002/mnfr.201801053
- [29] MONTENEGRO MARTÍNEZ, Gustavo A. *Intraocular straylight measurement as a new parameter in visual quality assessment*. Barcelona, 2015. Universitat Autònoma de Barcelona.
- [30] ORLICH, Claudio. Understanding spherical aberration. *ASCRS Eye World*. 2018, **23**(1), 75–77.
- [31] EPPIG, Timo, Jens SCHRECKER, Arthur MESSNER a Achim LANGENBUCHER. Aberration Correction with Aspheric Intraocular Lenses. In: Xiaogang WANG a Felicia M. FERRERI, ed. *Intraocular Lens* [online]. Rijeka: IntechOpen, 2020. Dostupné z: doi:10.5772/intechopen.89361
- [32] GREENBAUM, Scott. Monovision pseudophakia. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2002, **28**(8), 1439–1443. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1016/S0886-3350(02)01218-X
- [33] KOHNEN, Thomas a Rajaraman SURYAKUMAR. Extended depth-of-focus technology in intraocular lenses. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2020, **46**(2), 298–304. ISSN 0886-3350, 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1097/j.jcrs.000000000000109

## Seznam zkratek

### Seznam zkratek

---

Zkratka	Význam
CNS	Centrální nervový systém
IOL/IOLs (mn.č.)	Nitrooční čočka (intraocular lens)
mIOL	Multifokální nitrooční čočka (multifocal intraocular lens)
LAL	Světlem přizpůsobitelné čočky (Light-Adjustable lens)
PCO	Sekundární katarakta (posterior capsule opacification)
PMMA	Poly(methylmetakrylát)
ECCE	Extrakapsulární extrakce (extracapsular cataract extraction)
EDOF	Nitrooční čočky s prodlouženým ohniskem (extended depth of focus)
SA	Sférické aberace
ARK	Auto-refrakto-keratometr
PRELEX	Výměna čiré čočky z refrakčních důvodů (Presbyopic Lens Exchange)
LRI	Limbální relaxační incize
OCT	Optická koherenční tomografie

---

## Seznam obrázků

Obrázek 1: Torická nitrooční čočka se značkami pro polohování [9].....	13
Obrázek 3: Vznik fokusů u bifokální difrakční IOL [24].....	14
Obrázek 2: Princip lomu světla refrakční mIOL [24].....	14
Obrázek 4: Schéma refrakční optiky s viditelnými zónami [24].....	15
Obrázek 5: Schéma vzniku prodlouženého ohniska technologií "wavefront-shaping" [25]....	16
Obrázek 6: Akomodační IOL FluidVision [19] .....	16
Obrázek 7: Design haptických částí čoček [9] .....	19
Obrázek 8: Blokování migrujících buněk ostrým okrajem (vlevo) v porovnání s oblými okraji (vpravo) [9].....	20
Obrázek 9: Vznik "halo" efektu u mIOL při pohledu do dálky [24].....	21
Obrázek 10 : Pelli/Robson tabulka pro měření kontrastní citlivosti [28].....	22
Obrázek 11: Test na kontrastní citlivost CSV-1000 [28] .....	22
Obrázek 12: a) čočka bez sférické aberace; b) čočka s negativní sférickou aberací; c) čočka s pozitivní sférickou aberací [29] .....	23

## Seznam tabulek

Tabulka 1: průměrný stav objektivní refrakce pacientů jednotlivých skupin před a po operaci katarakty .....	29
Tabulka 2: Naturální monokulární vízus na dálku před operací .....	30
Tabulka 3: Nejlepší monokulární vízus na dálku s brýlovou korekcí před operací .....	30
Tabulka 4: Monokulární vízus po operaci .....	30
Tabulka 5: směrodatné odchylky nekorigovaných zrakových ostrostí na dálku a blízko .....	34
Tabulka 6: směrodatné odchylky korigovaných zrakových ostrostí na dálku a blízko .....	34

## Seznam grafů

Graf 1: Porovnání monokulární zrakové ostrosti po operaci na dálku, střed a blízko u jednotlivých typů IOL. A=PanOptix, B=Vivity, C=Eyhance a D= SN60 WF (monofokální)	31
Graf 2: Směrodatné odchylky zrakových ostrostí jednotlivých typů čoček a vzdáleností.....	31
Graf 3: Nekorigovaná monokulární zraková ostrost na dálku (UDVA) pro jednotlivé typy IOL .....	32
Graf 4: Nekorigovaná monokulární zraková ostrost na blízko (UNVA) pro jednotlivé typy IOL .....	32
Graf 5: Korigovaná monokulární zraková ostrost na dálku (CDVA) u jednotlivých typů IOL .....	33
Graf 6: Korigovaná monokulární zraková ostrost na blízko (CNVA) u jednotlivých typů IOL .....	33
Graf 7: Zastoupení pacientů, kteří vidí halo a glare .....	35
Graf 8: Zastoupení závažnosti obtíží při výskytu halo a glare .....	35