

PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA UNIVERZITY PALACKÉHO V OLOMOUCI  
KATEDRA OPTIKY



**SROVNÁNÍ VLIVU NITROOČNÍ ČOČKY  
S PRODLOUŽENÝM OHNISKEM A TRIFOKÁLNÍ  
NITROOČNÍ ČOČKY NA VIDĚNÍ**

Diplomová práce

VYPRACOVALA:

Bc. Magdaléna Wanecká

Obor: 5345T008 OPTOMETRIE

Studijní rok: 2023/2024

VEDOUCÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE:

doc. RNDr. Mgr. František Pluháček, Ph.D.

**Čestné prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením doc. RNDr. Mgr. Františka Pluháčka, Ph.D., za použití literatury uvedené v závěru práce.

V Olomouci dne 18. 4. 2024

.....

Bc. Magdaléna Wanecká

## **Poděkování**

Tímto bych chtěla značně poděkovat vedoucímu mé diplomové práce doc. RNDr. Mgr. Františku Pluháčkovi, Ph.D., za cenné rady, připomínky, čas strávený při společných konzultacích a vždy ochotný přístup. Dále mé vřelé poděkování směřuji k MUDr. Dorotě Stodůlkové, za ochotu, spolupráci a organizační podmínky týkajících se především experimentální části. V neposlední řadě ze srdce děkuji mé rodině, příteli, přátelům a kolegům za podporu nejen při psaní této diplomové práce, ale i za celou dobu mého studia.

Tato práce byla vytvořena za podpory projektů IGA PřF UP v Olomouci s názvem “Optometrie a její aplikace“, č. IGA\_PrF\_2023\_004 a IGA\_PrF\_2024\_019.

# OBSAH

OBSAH.....	4
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK .....	6
ÚVOD .....	7
1 PŘEHLED A CHARAKTERISTIKA NITROOČNÍCH ČOČEK .....	8
1.1 Materiály pro výrobu čoček .....	8
1.2 Pozice implantátu.....	10
1.3 Počet ohnisek a funkční princip.....	10
1.4 Ostatní charakteristiky .....	12
2 OPERATIVA .....	13
2.1 Indikace operace .....	13
2.2 Historie a metody operativy.....	14
2.2.1 Historie operativy .....	14
2.2.2 Extrakapsulární extrakce – ECCE .....	15
2.2.3 Intrakapsulární extrakce – ICCE.....	16
2.2.4 Fakoemulzifikace.....	16
2.2.5 FLACS a MSICS .....	17
2.2.6 Použití viskochirurgických materiálů .....	17
3 HODNOCENÍ KVALITY ZRAKU S IOL.....	19
3.1 Zraková ostrost a defokusační křivka .....	19
3.2 Fotické fenomény a aberace .....	22
3.3 Kontrastní citlivost a Mesotest® II.....	28
4 IOL S PRODLOUŽENÝM OHNISKEM A TRIFOKÁLNÍ IOL.....	31
4.1 AcrySof® IQ Vivity®.....	31
4.2 AcrySof® IQ PanOptix® .....	33

4.3	Operativa.....	34
4.4	Hodnocení kvality zraku s čočkami AcrySof® IQ Vivity® a AcrySof® IQ PanOptix® .....	34
5	EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST .....	41
5.1	Metodika .....	41
5.1.1	Postup měření .....	42
5.1.2	Analýza dat .....	46
5.2	Výsledky .....	46
5.3	Diskuze .....	53
	ZÁVĚR .....	57
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY .....	59

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

2-HEMA	2-hydroxyethylmetakrylát
AC IOL	předněkomorová nitrooční čočka
C	cylindrická složka
CA	chromatická aberace
CCC	kontinuální kurvilineární kapsulorhexe
CS	kontrastní citlivost
ECCE	extrakapsulární extrakce
EDoF	prodloužené ohnisko vidění
HOA	aberace vyššího řádu
ICCE	intrakapsulární extrakce
IOL	nitrooční čočka
LOA	aberace nižšího řádu
MAR	minimální úhlové rozlišení
MIOL	multifokální nitrooční čočka
PC IOL	zadněkomorová nitrooční čočka
PCO	opacifikace zadního pouzdra
PMMA	polymethylmetakrylát
PSF	bodová rozptylová funkce
RMS	průměrná odchylka vlnoplochy
SA	sférická aberace
SD	směrodatná odchylka
SE	sférický ekvivalent
V	vízus
VA	zraková ostrost

# ÚVOD

V dnešní době, zejména ve vyspělých zemích, se implantace umělé nitrooční čočky považuje za zcela běžnou. Implantace probíhají hned z několika důvodů, v první řadě mohou nastat díky operaci katarakty, dále jako jedna varianta z možností korekce presbyopie, v neposlední řadě jako korekce vrozených a získaných vad. Na trhu je již dnes spousta možností výběru umělých nitroočních čoček, od monofokálních, které vytvářejí jedno ohnisko pro vidění do dálky, po čočky trifokální, které mohou svou konstrukcí dopřát operovanému pohodlné vidění na tři vzdálenosti (dálka, střední vzdálenost, blízko) bez toho, aniž by musel použít brýlovou korekci. Trifokální čočky mají ale jisté nevýhody právě díky své konstrukci, mezi které patří především výskyt rušivých fotických fenoménů nebo zhoršené vidění za šera. Nejnovější konstrukcí umělých nitroočních čoček jsou tzv. čočky s prodlouženým ohniskem. Ty poskytují plynulý rozsah vidění počínaje dálkou po střední vzdálenost s funkčním viděním na blízko. Neměly by zároveň disponovat tolika rušivými fenomény a zhoršeným viděním za šera jako čočky trifokální.

Tato diplomová práce se věnuje srovnání vlivu nitrooční čočky s prodlouženým ohniskem AcrySof® IQ Vivity®, která v této oblasti představuje relativní novinku, a téměř klasické trifokální nitrooční čočky AcrySof® IQ PanOptix® na vidění. Práce je rozdělena na dvě části – část teoretickou a část experimentální. Cílem teoretické části je shrnout možnosti hodnocení kvality zraku s nitroočními čočkami se zaměřením na parametry podstatné pro následnou studii, zejména na zrakovou ostrost, defokusační křivku, fotické fenomény, aberace a kontrastní citlivost za fotopických a mezopických podmínek. Dále jsou shrnuty stávající poznatky o kvalitě vidění se zaměřením na dvě výše uvedené nitrooční čočky. Pro pochopení souvislostí jsou též zařazeny kapitoly popisující základní charakteristiky nitroočních čoček a jejich operativu, a to jak v obecném případě, tak se zaměřením na vybrané typy nitroočních čoček.

Cílem experimentální části je prakticky porovnat čočku AcrySof® IQ Vivity® a AcrySof® IQ PanOptix® ve zrakové ostrosti na různé vzdálenosti, zhodnotit jejich defokusační křivky, fotické fenomény, aberace a zjistit míru kontrastní citlivosti za fotopických a mezopických podmínek. Mezopické podmínky jsou zkoumány i pod vlivem oslnění na přístroji Mesotest® II a simulují podmínky podobné světlům protijedoucích aut při řízení za zhoršených světlených podmínek.

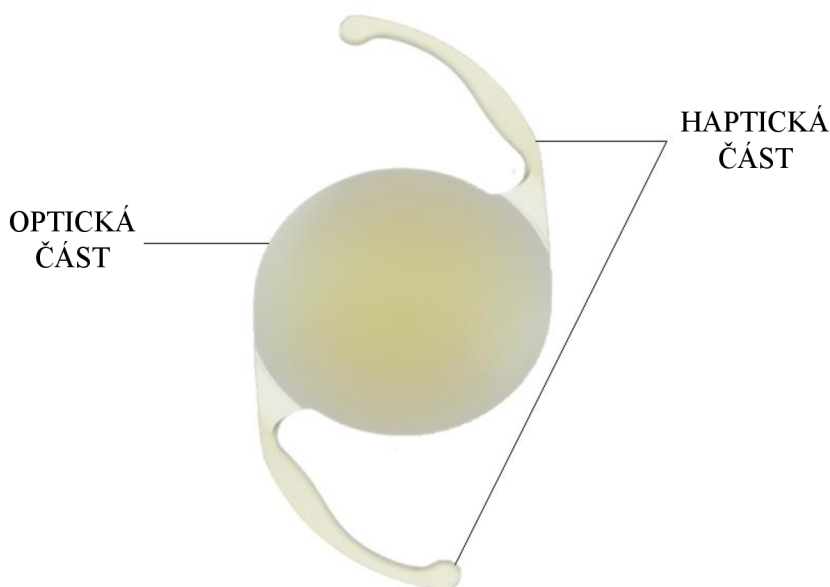
# 1 PŘEHLED A CHARAKTERISTIKA NITROOČNÍCH ČOČEK

Nitrooční čočky (*intraocular lens* – IOL) jsou ve většině případech do oka implantovány po operaci katarakty, a to z toho důvodu, aby nahradily zakalenou lidskou čočku v oku. Výběr vhodné IOL je už dnes pro pacienta poměrně velký, jelikož existuje široká škála charakteristik, na základě kterých může být IOL zvolena a následně implantována. Pacient může mít rovněž implantovanou odlišnou IOL do pravého a levého oka, pokud to situace umožňuje či vyžaduje.

IOL primárně charakterizujeme typem materiálu, ze kterého jsou vyrobeny umístěním implantátu, počtem ohnisek IOL, funkčním principem, tvarem okraje optické části, druhem spojení mezi optickou a haptickou částí, hodnotou optické mohutnosti a A konstantou.

## 1.1 Materiály pro výrobu čoček

IOL jsou vyrobeny z umělého materiálu, buď z akrylátu, či silikonu a mají dvě části – optickou a haptickou (Obr. 1). Optická část IOL nahrazuje dioptrickou hodnotu lidské čočky a část haptická je navržena k uchycení a stabilizaci IOL. [1, 2]



Obr. 1 – Monofokální čočka AcrySof® IQ a znázornění haptické a optické části umělé nitrooční čočky. (upraveno) [3]



Akrylát i silikon patří do skupiny polymerů, jenž jsou důležitým prvkem ve výrobě a vývoji lékařských implantátů. IOL po výrobě z těchto materiálů nevyvolávají obrannou reakci organismu a karcinogenní účinky, a díky těmto vlastnostem jsou dané složky vhodné pro oční prostředí. IOL zahrnují UV filtr, který zachycuje pro oko škodlivé záření v UVC (100–280 nm) a UVB (280–315 nm) vlnových délkách. Některé druhy měkkých akrylátových IOL disponují žlutým filtrem, které pohlcují navíc i UVA záření (315–400 nm) a část viditelného spektra (400–500 nm).

IOL vyrobené z akrylátu mohou být tvrdé či měkké. Tvrdé jsou vyrobeny z polymethylmetakrylátu (PMMA), mají výborné optické vlastnosti, ale chybí jim elasticita. Oproti tomu měkké akrylátové čočky elasticitou disponují a dělíme je na hydrofobní a hydrofilní variantu. Hydrofobní IOL jsou složeny z podobného materiálu jako tvrdé IOL, ale s drobnými změnami v polymerovém řetězci. Mohou být dodávány v suchém stavu, jelikož obsahují méně než 1 % vody. Naopak hydrofilní IOL se dnes vyrábějí z kombinace 2-hydroxyethylmetakrylátu (2-HEMA) a jiného akrylátu, zahrnují více než 20 % obsahu vody, a proto se dodávají v balení s roztokem. Hydrofobní i hydrofilní měkké IOL jsou vyráběny ve variantách asférických, torických a multifokálních. Hydrofilní čočky, díky své flexibilitě, mohou být vyráběny též jako akomodační. Měkké IOL mají několik výhod včetně menšího rohovkového řezu, který snižuje rizika pooperačního astigmatismu, endoftalmitidy a ztráty endotelových buněk. Oproti tomu tvrdé IOL potřebují řez minimálně stejně široký jako je průměr implantátu, a tedy 5,5–7 mm.

Pro výrobu silikonových čoček je použit zejména metylsiloxan, metyldifenylsiloxan a bisoil. Tyto materiály poskytují silikonovým čočkám vysokou elasticitu a zároveň nepřilnavost k okolním tkáním. Silikonové čočky, tak stejně jako měkké IOL, je možné vyrábět v podobě asférické, torické a multifokální varianty.

Čočka může být vyrobena i z více kusů použitého materiálu. Takovouto čočku pak nazýváme multi-piece IOL. Čočka vyrobená z jednoho kusu materiálu se označuje jako single-piece IOL. [1, 2]

## 1.2 Pozice implantátu

Z pohledu pozice IOL v oku existují dva základní typy implantace, a to předněkomorová a zadněkomorová. Předněkomorová čočka (*anterior chamber intraocular lens* – AC IOL) je implantována do přední komory a zadněkomorová čočka se vkládá do komory zadní (*posterior chamber intraocular lens* – PC IOL). Odlišnost těchto dvou umístění IOL spočívá ve tvaru haptické části a konstanty A. Nejčastější implantovanou AC IOL je typ zvaný Kelman s esovitým haptickým úsekem, kterému je opěrný komorový úhel. Vzácnějším druhem AC IOL je iris-claw (Worst), jenž je upínán na duhovku. PC IOL je převážně vkládána do čočkového vaku, ojedinele pak před přední pouzdro a do ciliárního sulku. [1, 2]

## 1.3 Počet ohnisek a funkční princip

Počet ohnisek nám udává, na jaké vzdálenosti umožňují IOL ostré vidění bez použití brýlí. Typ zakřivení povrchu čočky koriguje optické vady, jako je astigmatismus a sférická aberace. V neposlední řadě může být zvolena i kombinace těchto dvou hlavních rozdělení. [1]

IOL, která má pouze jedno ohnisko ostrého vidění, se nazývá monofokální. V praxi většinou umožňuje kvalitní vidění do dálky a na všechny ostatní vzdálenosti je obraz rozmazán. Čočky bifokální mají jedno ohnisko do dálky a druhé do blízka, ve vzdálenosti 30 cm nebo 40 cm (dle typu čočky). Dalším typem jsou čočky trifokální, které mají celkově tři ohniska – na dálku, střední vzdálenost a do blízka. Obecně se čočka, která má více než jedno ohnisko, považuje za multifokální. Nejnovějším typem IOL jsou čočky s prodlouženým ohniskem vidění (*Extended Depth of Focus* – EDoF), jinak řečeno s rozšířenou hloubkou ostroty, které upřednostňují kvalitnější vidění za horších světelných podmínek a přirozenější přechod mezi pohledovými vzdálenostmi. Umožňují vidění do dálky až po prodlouženou střední vzdálenost, jenž zahrnuje tzv. sociální vidění (mobil, tablet, větší text). EDoF IOL mohou být kombinacemi buďto multifokální či upravené monofokální optiky. Multifokální EDoF čočky mají stejný princip fungování jako trifokální IOL, avšak disponují menšími vedlejšími optickými jevy než jiné multifokální IOL, a to díky úpravě designu. Monofokální EDoF IOL jsou vylepšenější verzí monofokálních čoček. Nepracují na multifokálním principu, a proto by u nich

nemělo docházet k vedlejším fotickým fenoménům, které mohou způsobovat halo efekty nebo potíže s viděním za snížených světelných podmínek. U těchto čoček může být nakonfigurována metoda mikro-monovision, kdy je jedno oko jemně nastaveno na blízkou vzdálenost, a to zajišťuje dostačující vidění na drobný text. Podrobnější porovnání monofokální EDoF IOL a multifokální, konkrétně trifokální IOL přináší kap. 4. [1, 4]

Podle toho, jaké fyzikální principy IOL využívají, je navíc dělíme na refrakční, difrakční a refrakčně-difrakční. Refrakční čočky fungují na principu lomu světla. Optický design čočky je navržen tak, aby lámalo světlo na sítnici do určité vzdálenosti. Tímto typem disponují nejčastěji čočky monofokální. Difrakční IOL využívají principu difrakce, přičemž je čočka konstruována tak, aby byl zvýrazněn její daný počet difrakčních maxim (obvykle dvě nebo tři), ostatní jsou potlačena. Při pohledu na danou vzdálenost se pak na sítnici zobrazí odpovídající maximum. Tohoto jevu využívají čočky multifokální, kdy vedlejším efektem mohou ale právě být již zmíněné fotické fenomény. Refrakčně-difrakční IOL jsou kombinací dvou předchozích typů, jejichž cílem je minimalizace vedlejších fotických fenoménů a zároveň dosažení co nejlepší ostrosti vidění na různé vzdálenosti.

Další skupinou dělení jsou asférické a torické typy IOL. Asférický typ pomáhá korigovat sférickou aberaci, čímž navíc zlepšuje kontrast a vidění za horších světelných podmínek. Torické čočky mají specificky zakřivenou plochu tak, aby korigovaly astigmatismus rohovky. [1]

## **Obecný přehled IOL**

Ve světě existuje zhruba přes 70 druhů IOL. Celosvětově nejrozšířenějšími firmami, které IOL produkují v rozsáhlém množství, jsou firmy Alcon, PhysiOL, Bausch & Lomb, Johnson & Johnson a Zeiss. Mezi známé implantované IOL patří například:

- monofokální IOL – AcrySof® IQ, TECNIS®
- trifokální IOL – AcrySof® IQ PanOptix®, AT LISA® Trifocal
- EDoF monofokální IOL – Acrysof® IQ Vivity®, TECNIS® Eyhance
- EDoF multifokální IOL – FineVision Triumf, AT LARA® [4, 5]

## 1.4 Ostatní charakteristiky

Optická mohutnost IOL se může vybrat ze škály od  $-10\text{ D}$  do  $+35\text{ D}$  po kroku  $0,5\text{ D}$  a volí se tak na základě délky bulbu a zakřivení rohovky klienta. Co se týče okraje optické části IOL, ten může být buďto zaoblený, či ostrý. Zaoblený design je určen pro lepší komfort a snížení rizika podráždění okolních tkání. Ostrý okraj by měl zamezit vzniku sekundární katarakty, a to díky zabránění růstu buněk mezi zadní plochou čočky a zadním pouzdem. Naopak nevýhodou tohoto ostrého typu mohou být s tím spojené nežádoucí optické fenomény. A konstanta je číslo, které je stanoveno výrobcem IOL a zahrnuje optické vlastnosti intraokulárního implantátu. Do A konstanty je možno zahrnout individuální úpravy, které jsou pro klienta optimalizovány. [1]

## 2 OPERATIVA

Lidská čočka může být odstraněna hned z několika důvodů. Tato kapitola obsahuje popis indikací k její operativě a popis metod operací, především kataraktových, včetně historických poznatků.

### 2.1 Indikace operace

Nejčastějším důvodem indikace k operaci a následné implantaci IOL je katarakta. Šedý zákal narušuje především transparentnost čočky u věkové skupiny lidí nad 65 let, ale ani mladiství pacienti nejsou výjimkou. Dochází ke změnám indexu lomu lidské čočky a k transformaci struktur čočkových vláken, a tím se porušuje průchodnost paprsků světla na sítnici. Existuje mnoho typů katarakty, ale tím nejčastějším je senilní katarakta, kde biochemicky nastávají přeměny proteinů, které jsou zodpovědné právě za optimální strukturu vláken čočky. Dále se zmenšuje množství koncentrace draslíku a glutationu, a naopak se zvyšuje koncentrace sodíku a vápníku. Narůstá rovněž hydratace čočky, zvětšuje se její hmotnost a předozadní průměr a čočka postupně ztrácí schopnost akomodace. Dodnes nemáme návod, jak kataraktě předcházet, k jejímu vzniku však mohou přispět věk, genetické predispozice a rizikové faktory, jako jsou vystavování se UVB záření, konzumace alkoholu, kouření, diabetes, oxidativní poruchy a průjmová onemocnění. [1, 2, 6]

Krom odstranění zakalené čočky může být operace IOL indikována i z důvodu korekce vysokých dioptrických vad. Ta se pomocí IOL provádí tam, kde není vhodné použít operaci laserem nebo z osobních preferencí jedince. Operace může být provedena dvěma způsoby a to tak, že se odstraní čirá čočka a nahradí se čočkou umělou, anebo se k vlastní čočce přidá IOL fakická. Pod další důvody spadá korekce presbyopie, kdy má IOL za úkol nahradit akomodaci a vidění do blízka. IOL korigující presbyopii lze rozdělit na 3 široké skupiny, a to multifokální IOL (včetně difrakčních nebo refrakčních), IOL s rozšířenou hloubkou ostrosti a akomodační IOL (intrakapsulární nebo umístěné v sulku). [1, 7]

Další indikace jsou představeny vadami vrozenými a získanými. Mezi vady vrozené se řadí afakie, lentikonus, lentiglobus, kolobom a ektopie. Získané vady čočky reprezentují rovněž afakie a ektopie, které mohou nastat po operaci či úrazu očí. [1]

Všechny tyto indikace potřebují důkladné předoperační vyšetření. Dle typu indikace se realizuje detailní oční anamnéza, která zahrnuje stanovení zrakové ostrosti a korekce do dálky i na blízko, vyšetření očních adnex, abychom vyloučili vadu jako je např. ektropium a vyšetření přes štěrbinovou lampu, kde je postupně sledována spojivka, rohovka, přední komora, duhovka a čočka. Dále by vyšetření mělo zahrnovat kontrolu očního pozadí, zdali to okolnosti dovolí. Zvláštní obezřetnosti by se mělo věnovat pacientům s glaukomem, diabetem, vysokou myopií a pacientům po operacích sítnicového pozadí. Měření nitroočního tlaku by mělo být rovněž součástí předoperačního vyšetření. Pokud to situace vyžaduje, může se doplnit topografie rohovky nebo speciální vyšetření pomocí optické koherenční tomografie či fluorescenční angiografie. Zásadní je biometrie oka, při níž se provádí měření axiální délky bulvy, hloubky přední komory a keratometrie. Na základě těchto měření se stanoví a vypočte ideální optická mohutnost IOL pro implantaci. [1, 2]

## **2.2 Historie a metody operativy**

Nejčastějším zákrokem napříč celou medicínou je operace katarakty. I přesto, že jsou ve vyspělých zemích operace katarakty běžně dostupné, se šedý zákal stále uvádí jako primární příčina slepoty ve světě. Je to způsobeno tím, že v zemích s nižší kvalitou života je přístup k těmto zákrokům značně omezen. [1, 2]

V následujících podkapitolách jsou přiblíženy způsoby výkonu operací při odstranění čočky a jejich historie. V neposlední řadě je zde i zmínka o použití viskochirurgických materiálů.

### **2.2.1 Historie operativy**

Historické záznamy sahají až o více jak 2000 let zpět do Indie, a to konkrétně u operace katarakty při dislokaci čočky do sklivce. Dodnes je tato metoda používána v některých oblastech Afriky. Polovina 18. století je díky Jacquesi Danielsovi významná

pro zrod moderní operativy šedého zákalu za první extrakapsulární extrakci čočky (*extracapsular cataract extraction* – ECCE) v Paříži. Hned krátce poté v roce 1753 v Londýně demonstroval Samuel Sharp intrakapsulární extrakci čočky (*intracapsular cataract extraction* – ICCE) za pomoci tlaku palce. [1, 8]

Počátku umělým IOL dal britský oftalmolog Harold Ridley v roce 1949. Byl úspěšným v chirurgickém zákroku implantace IOL pomocí ECCE techniky do zadní komory oka. Vhodný materiál z akrylátu stanovil pro čočku dle úlomků z kokpitu letadel, které se dostaly pilotům do oka po leteckých nehodách za druhé světové války. V České republice byla první implantace IOL uznána v roce 1952 díky prof. MUDr. Janu Vanýskovi, DrSc. Za pomoci spolupracovníka Josefa Altmana, který vyvinul čočku s vhodnými parametry o materiálu superakryl, jenž měla silikonová vlákna, ji Jan Vanýsek implantoval ECCE metodou do přední komory oka. Významným byl i rok 1967 pro Charlese Kelmana, který poprvé použil metodu fakoemulzifikace k rozmělnění jádra čočky. [1, 8, 9]

Dále se postupně vyvíjely metody implantace IOL do předního pouzdra fixovaných na duhovku. Vzhledem ke komplikacím se vracelo především k metodě ECCE. Poté byla vyvinuta iridokapsulární IOL, která byla implantována do pouzdra čočky a upevněna pomocí zornice. Postupem času byla u této metody nalezena technika implantace bez jakékoliv fixace. Klíčovými faktory při operacích byl pokrok v materiálech, operačních technikách a v moderních technologiích, jenž se dodnes stále vyvíjejí. [1, 8]

### **2.2.2 Extrakapsulární extrakce – ECCE**

U této techniky dochází k porušení kortexu čočky a vyjmutí jejího jádra bez ztráty sklivce, kdy se pouzdro ponechává pro PC IOL. U metody je vytvořen velký otvor o průměru 6–7 mm u limbu, následně dojde k otevření předního pouzdra za pomoci techniky can-opener kapsulorhexe, nebo kontinuální kurvilineární kapsulorhexe (CCC). Čočka je vytlačena a její zbylé hmoty jsou aspirací (odsátím tekutiny) odstraněny. Nedostatkem této techniky se stávají pooperační rizika a komplikace, jenž zastupují endoftalmitidu a refrakční vadu – astigmatismus. Naopak předností ECCE metody je možnost vložení fakické IOL a odstranění i velmi tvrdých čoček, se kterými se můžeme setkat většinou v pokročilých stádiích šedého zákalu. [2, 8]

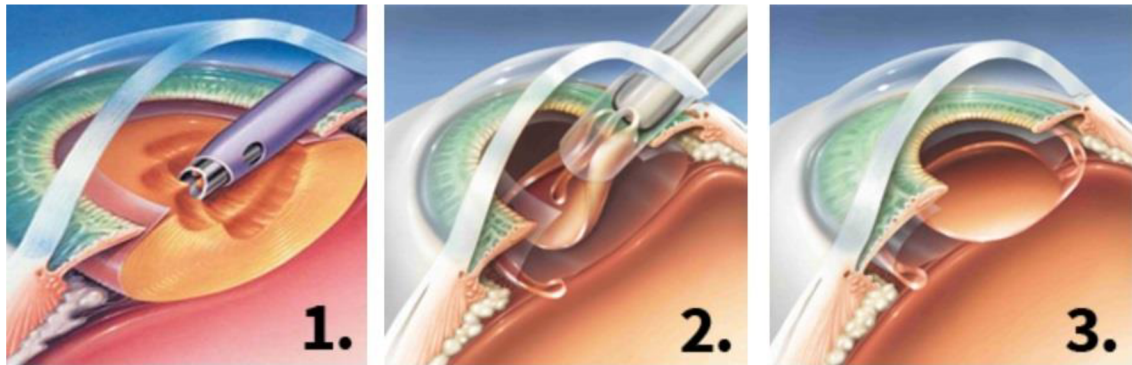
### **2.2.3 Intrakapsulární extrakce – ICCE**

Technika je považována spíše za historickou. V České republice byla standardně užívána do roku 1990, dnes se u nás vyskytuje jen zcela výjimečně. Pomocí luxace je čočka vyjmuta celá včetně jejího neporušeného pouzdra. Předchází tomu limbální řez a kryoextrakce a metoda je doprovázena ztrátou sklivce. Součástí techniky je řada nevýhod, a to nemožnost implantace IOL, velká pooperační rána, nemůže být použita při málo zakalených lidských čočkách, má rovněž velké pooperační riziko endoftalmitidy a expulzivní hemoragie, v neposlední řadě zde nechybí i pooperační astigmatismus. Jediným benefitem ICCE techniky je její použití i při extrémně tvrdých zakalených čočkách. [2, 8]

### **2.2.4 Fakoemulzifikace**

Metoda fakoemulzifikace je dnes pro operativu šedého zákalu ve vyspělých zemích zlatým standardem. Při této operaci dochází k malé zhruba 2 mm incizi a používá se při ní speciální sonda, která generuje ultrazvukovou energii pro drcení čočky. Sonda zároveň reguluje dynamiku tekutiny pro odstranění emulzifikované části čočky a pro správné udržení hloubky a tlaku v přední komoře. V moderní operativě to dnes vypadá tak, že je po lokální anestezii vytvořen sklerokorneální tunelový řez, na který navazuje aplikace viskoelastického materiálu. Poté dojde k metodě CCC za účelem otevření předního pouzdra tzv. kapsulorexi a k hydrodisekci, kdy se zakalené jádro čočky oddělí. Následuje fakoemulzifikace a pomocí irigace (přítok tekutiny do oka) a aspirace jsou rozmělněné části čočky odstraněny. Posléze je do oka vložena měkká IOL bez potřebného rozšíření sklerokorneálního řezu. Metoda fakoemulzifikace je částečně znázorněna na Obr. 2. Tato technika má mnoho výhod. Čočku lze odstranit při měkkých i tvrdých zákalech, zároveň malá incize při operaci snižuje komplikace po samotném zákroku a také není nutno rány uzavírat pomocí stehů, a to dá za výsledek rychlé rehabilitace. Dále se metoda vyznačuje celkově minimálním počtem závažných komplikací a pooperačních refrakčních vad. Tuto metodu operace snášejí dobře i oči, které disponují dalšími patologiemi. [1, 2, 8]





Obr. 2 – Ukázka části metody fakoemulzifikace u operace katarakty. Číslo 1. reprezentuje rozmělnění zakalené čočky pomocí ultrazvuku, který do oka vstoupil malou zhruba 2 mm incizí. U čísla 2. je do pouzdra původní čočky zavedena pomocí speciální cartridge čočka umělá. Číslo 3. znázorňuje výsledné umístění umělé čočky, přes kterou již paprsky prochází bez jakékoliv zábrany zakalení. [10]

#### 2.2.5 FLACS a MSICS

FLACS (*femtosecond laser–assisted cataract surgery*) je metoda operace šedého zákalu za asistence užití femtosekundového laseru. Laser je většinou využit k provedení řezů na rohovce, popř. ke korekci rohovkového astigmatismu, k CCC a následné prefragmentaci čočky. Další postup je shodný jako u průběhu fakoemulzifikace (kap. 2.2.4). Tím, že je použit i laser, je manipulace s energií ultrazvuku snížena, a to je bráno výhodou, navíc je to metoda přesnější. Bohužel tuto metodu nelze provést u očních patologií, zejména rohovkových. Krom toho u způsobu FLACS techniky dochází ke zvýšení nitroočního tlaku. [2, 8]

U metody MSICS (*manual small incision cataract surgery*), která se vyznačuje malou incizí v kombinaci s ECCE technikou, je třeba dbát pozor na vyšší pooperační rizika a komplikace. Rozmělnění a odstranění čočky se provádí pouze s využitím speciální kanyly. Metoda MSICS je realizována převážně v rozvojových zemích. [2, 8]

#### 2.2.6 Použití viskochirurgických materiálů

Při operaci katarakty jsou aplikovány speciální roztoky, známé jako oční viskoelastické materiály. Jsou použity zejména pro ochranu korneálních endotelových

buněk, vyrovnávání tlaku v předním a zadním očním segmentu, stabilizaci tkáně během zákroku a pro vytvoření dostatečného prostoru během operace ke správné manipulaci. Při operaci lidské čočky dochází k narušení endoteliálních buněk, které jsou zodpovědné za správnou funkci rohovky, čemuž použití viskoelastického materiálu zabraňuje až o dvě třetiny. První zmínka o jeho aplikaci při operaci katarakty sahá do roku 1979, do té doby byl zamýšlen pouze jako náhrada sklivce. Za současné viskoelastické materiály jsou považovány polymery sodiumhyaluronát, chondroitinsulfát a hydroxypropylmethylcelulóza. Výběr vhodného materiálu náleží operátorovi, jenž zná fyzikální vlastnosti daného polymeru a ví, jakého cíle chce po zákroku dosáhnout ve spojení s vybranou IOL. [1, 8]

### 3 HODNOCENÍ KVALITY ZRAKU S IOL

Výsledek aplikace IOL je možné hodnotit z více úhlů pohledu. Tato práce je zaměřena především na kvalitu zrakového vjemu s IOL. Mezi základní charakteristiky vidění s IOL, které jsou často předmětem studií, patří vízus na různé pracovní vzdálenosti, popř. tzv. defokusační křivka, fotické fenomény, výskyt aberací vyšších řádů a kontrastní citlivost. Poslední tři zmiňované parametry mají vliv na vidění především za zhoršených světelných podmínek a taktéž mohou být ovlivněny oslněním. V experimentální části této práce bude pro hodnocení kvality zraku využito především psychofyzikálních charakteristik (zraková ostrost a defokusační křivka, kontrastní citlivost s ohledem na vliv oslnění), subjektivní hodnocení fotických fenoménů a objektivní stanovení aberačního stavu oka. Tato kapitola bude zaměřena především na popis zmíněných parametrů, které se zkoumají v experimentální části.

#### 3.1 Zraková ostrost a defokusační křivka

Srovnání výkonnosti IOL pro korekci presbyopie může být v praxi obtížné, jelikož závisí na mnoha faktorech, jako je např. biometrie oka, předvídatelnost usazení IOL a stupeň rohovkového astigmatismu. Každý z faktorů ovlivňuje zbytkovou refrakční vadu, poruchy vidění a míru spokojenosti pacienta. Jedním ze silných, klinických měřítek toho, jak dobře IOL koriguje presbyopii, je zhodnocení zrakové ostrosti na různé pracovní vzdálenosti. Toto je možné provést klasicky pomocí obvyklých testů, přizpůsobených na danou vzdálenost. Komplexnější přehled však podává tzv. defokusační křivka. [11, 12]

#### Zraková ostrost

Zraková ostrost (*visual acuity* – VA) je obvykle chápána jako schopnost oka rozlišit detaily zkoumaného předmětu. V tomto případě ji charakterizujeme pomocí minimálního úhlového rozlišení (*Minimum Angle of Resolution* – MAR), při kterém oko ještě rozezná dva od sebe vzdálené body v prostoru. Také se někdy označuje za minimum separabile, přičemž za referenční hodnotu bývá uvažována 1'. Místo MAR se (většinou ve studiích) obvykle používá logaritmus této hodnoty, logMAR, který lépe odpovídá

vlastnostem lidského zrakového vjemu. V klinické praxi je obvyklou charakteristikou VA tzv. vízus ( $V$ ), který je určen srovnáním skutečného MAR oka s referenční  $1'$  ( $V = 1' / MAR$ ). Vízus lze mimo desetinného čísla vyjádřit ve formě zlomku (např.  $6/6$ ), kdy první číslo představuje vyšetřovací vzdálenost v metrech a druhé číslo (tzv. číslo řádku), rovněž v metrech, označuje vzdálenost, ze které by oko o vízu 1 bylo schopno daný řádek právě přečíst. Dále lze VA hodnotit pomocí tzv. minimum legibile na základě velikosti detailů znaků nejmenšího přečteného textu. Tohoto způsobu se často používá do blízka. [13, 14]

Vízus či MAR nebo logMAR je hodnocen pomocí optotypů, kterých existuje celá řada (písmena, obrázky, čísla), mezi kterými se nachází nejčastěji používané Snellenovy optotypy, ve studiích pak častěji ETDRS. Optotypy obsahují znaky uspořádané do řádků, přičemž velikost znaků na řádku je stejná a velikost řádků postupně klesá. Při stanovení tzv. celořádkového vízu (nejčastější metoda) je daný řádek označen za přečtený tehdy, pokud je u něj přečteno alespoň 60 % znaků. V ideálním případě by měl optotyp obsahovat sadu znaků se stejnou čitelností, počet znaků na řádku by měl být vždy stejný (obvykle 5) a vzdálenost mezi znaky a řádky by měla odpovídat šířce znaku, resp. výšce menšího řádku. Velikost řádků by se měla zmenšovat vždy o konstantní hodnotu logMAR (obvykle 0,1, tzv. logMAR optotypy), vízus se pak mění řadou geometrickou (hodnotě  $\log MAR = 0,1$  odpovídá kvocient  $\sqrt[10]{10}$ ). Tento přístup vyhovuje Weber-Fechnerovu zákonu, jenž popisuje vztah mezi skutečnou intenzitou podnětu a intenzitou subjektivně vnímaného smyslového vjemu. V tomto případě lze každému z 5 znaků na řádku přiřadit hodnotu  $\log MAR = 0,1/5 = -0,02$  a lze tak VA ve formě logMAR určit s přesností na jednotlivé znaky. Uvedené ideální charakteristiky splňuje např. optotyp ETDRS. U klasického Snellenova optotypu je změna velikosti řádků dána empiricky a od logMAR optotypu nemá na různých úrovních VA stejnou přesnost a opakovatelnost. [13, 14, 15]

Optotypy jsou standartně umístěny ve vzdálenosti 5 m a 6 m, pro vyloučení akomodace, v některých případech se nachází i ve vzdálenosti 4 m. Střední vzdálenost se zkoumá pomocí optotypu umístěného 60 cm před vyšetřovanou osobou a 40 cm vzdálenému optotypu pak odpovídá měření do blízka. [12, 14, 16, 17]

LogMAR optotypy, konstruované dle zásad ideálního optotypu, jsou typicky používány pro klinické studie, jelikož mají dobrou opakovatelnost a výsledky jsou dobře srovnatelné. Pro měření minima legibile se na blízko využívá souvislého textu, např. tzv.

Jaegerových tabulek. S ohledem na nejednotnost těchto tabulek ale tento přístup omezuje srovnatelnost výsledků VA z různých studií. V experimentální části této práce jsou proto jak do dálky, tak do blízka a na střední vzdálenost využity optotypy pro stanovení logMAR. [15]

### **Defokusační křivka**

Vidění na různé vzdálenosti lze místo změny pozice zrakového testu simulovat předřazováním vhodných čoček, které navozují akomodační požadavek odpovídající této vzdálenosti. Přitom zrakový test zůstává ve stejné pozici. Z tohoto principu vychází měření defokusační křivky. Pro očního chirurga jsou defokusační křivky užitečnou metodou k pochopení toho, jak IOL ovlivňují VA pacienta. Mezi množstvím možností výběru multifokálních IOL (MIOL) a EDoF IOL poskytují defokusační křivky prostředek pro porovnání rozsahu VA poskytovaných danými IOL. [11, 12]

Defokusační křivka může být vytvořena jak za monokulárních, tak binokulárních podmínek za pomoci postupného předsazení řady dioptrických čoček v záporných a kladných hodnotách před oko, či oči pacienta. Kladná čočka simuluje myopii, záporná čočka pak vidění na blízké vzdálenosti. Simulovaná vzdálenost odpovídá převrácené hodnotě velikosti vrcholové lámavosti použité čočky např. předřazení čočky  $-1,00$  D simuluje pozorování předmětu ze vzdálenosti 1 m, předsazení  $-1,50$  D považujeme za ekvivalentní sledovanému předmětu ze vzdálenosti 67 cm a čočka o velikosti  $-2,50$  D odpovídá navozené vzdálenosti 40 cm. [11, 12, 18]

Dioptrický rozsah defokusační křivky se volí podle toho, co chce vyšetřovatel testovat, tj. VA do dálky, na střední vzdálenost anebo do blízka. Rozsah může být použit v hodnotách od  $+6,00$  D do  $-6,00$  D, obvykle se ale pohybuje v oblasti od  $+2,00$  D do  $-5,00$  D. Defokusační křivky jsou běžně vytvářeny v krocích po  $0,50$  D, s výjimkou oblasti od  $+0,50$  D do  $-0,50$  D, která je v některých případech provedena po kroku  $0,25$  D, aby poskytla detailnější vzhled VA na dálku. Za účelem odstranění variability výsledků mezi jednotlivými pacienty, které by mohly souviset se zbytkovou refrakční vadou, se před samotným měřením defokusační křivky vždy koriguje VA. To dá za výsledek testování funkce čočky, nikoli biometrické přesnosti či chirurgické variability. [11, 12]

Nejčastěji používanými optotypy pro vyhodnocení defokusační křivky jsou Snellenovy nebo logMAR optotypy. LogMAR optotyp je obecně přijímán jako přesnější, citlivější a reprodukovatelnější, jeho opakovatelnost je stejná na všech úrovních VA, jak již bylo zmíněno dříve. [12]

Defokusační křivka a její výsledné hodnoty mohou být ovlivněny více faktory, které jsou reprezentovány velikostí zornice, nízkou úrovní kontrastu, sférickou a cylindrickou zbytkovou korekcí, pohledovou vzdáleností, monokulárním či binokulárním zhodnocením, typem užitých tabulek, dioptrickým rozsahem a velikostí dioptrického kroku. [11, 12]

### **3.2 Fotické fenomény a aberace**

Ačkoliv mají MIOL řadu výhod, jsou s jejich použitím spojeny i některé nežádoucí efekty, jako je výskyt fotických fenoménů. Spojení MIOL s fotickými jevy zůstává jednou z hlavních příčin stížností po jejich operaci. Oproti tomu by EDoF IOL měly v této oblasti vykazovat jevy méně rušivé či žádné. Danou problematikou, jejími příčinami a důsledky, se zabývá právě tato kapitola.

#### **Fotické fenomény**

Fotické fenomény jsou charakterizovány nežádoucími světelnými obrazy promítanými na sítnici a jsou vztahovány ke světelným aberacím v zorném poli, a tedy k nedokonalostem optických medií. Světelné obrazce utvořené na sítnici se překrývají se skutečným obrazem sítnice a mohou způsobit zhoršení zrakové funkce. Fotické jevy (viz Obr. 3) mohou být popisovány jako záblesky, oblouky, paprsky, oslnění (glare), světelný kruh neboli svatozáře (halo efekt) a světelné skvrny. Pro tyto termíny může být použit i název dysfotopsie, fotopsie a pseudofakické fotické jevy. Fotické jevy jsou u každého pacienta odlišné, přičemž mohou být registrovány jako přechodné nebo jako trvalé. Nežádoucí světelné jevy jsou obecně klasifikovány buďto jako pozitivní či negativní. Pozitivní fotické fenomény, které nastávají právě po implantaci IOL, se vyznačují subjektivním vnímáním jasu a mohou být přítomny pouze za určitých světelných podmínek nebo u určitých míst zdrojů oslnění v zorném poli. Zatímco negativní jevy jsou

charakterizovány blokováním přístupu světla k určitým částem sítnice a projevují se tmou nebo stínem. Vnímány jsou zpravidla v temporální části zorného pole a tento jev je opět ovlivněn okolními světelnými podmínkami. [19, 20, 21]



*Obr. 3 – Zobrazení fotických fenoménů (halo efekt, oslnění, paprsky) v noci při světlech vycházejících z budovy, protijedoucího auta a lamp. [20]*

Za fotické fenomény jsou obvykle zodpovědné materiál a konstrukce IOL. S materiálem o vysokém indexu lomu může být spojena abnormální transmise světla, kdy pak specifické aberace vznikají na okraji čočky. Nejzřetelnějším účinkem vysoké odrazivosti je jev při mrknutí oka, který způsobuje odrazy světla od přední plochy. Vzhledem k vysokému indexu lomu např. akrylového materiálu může světlo odražené od zadní plochy IOL dopadat na přední vnitřní plochu IOL a částečně se odrážet zpět do oka, což přispívá ke vzniku obrazu druhého řádu na sítnici. Obraz druhého řádu na sítnici může být mírně posunutý od prvního obrazu, z čehož pak vznikne obraz viděný jako duch nebo jev oslnění. Konstrukční problém zodpovědný za fotické fenomény připadá difrakčním IOL díky jevu difrakce, což bylo zmíněno v kap. 1.3. Typickým příkladem jsou MIOL, které vykazují v každém ze svých ohnisek sekundární rozostřené obrazy odpovídající ostatním ohniskům, což vytváří halo efekt. Charakteristika halo efektu závisí právě na konstrukci čočky a velikosti zornice. [7, 17, 19, 20, 22]

Nežádoucí světelné jevy je velmi obtížné kvantifikovat. Nejenže jsou způsoby projevů rozmanité, ale i podmínky, za kterých se vyskytují, se mohou lišit a být specifické pro jednotlivé osoby. Tudíž jednotná, zobecněná reprodukce predispozičních světelných podmínek je velmi obtížná. Měření fotických fenoménů bývá měřeno zvlášť jak pro pravé, tak levé oko [20]. Studie Meacocka a kol. [23] použila systém, při kterém světlo svítí z různých úhlů do pacientova oka a snaží se u něj vyvolat příznaky fotických fenoménů. Pacient musí porovnat všechny vizuální aberace, které vnímá, s kartou symbolicky znázorňující různé základní světelné vzory fotických fenoménů, jako jsou oblouky a světelné záblesky. Systém však používá omezené varianty jasu pozadí a oslnění, které nemusí nutně odpovídat těm, které jsou potřebné k navození skutečných rušivých jevů.

V současné době většina výzkumů používá dotazníkové hodnocení, které rovněž disponuje rozmanitým provedením. Jedním z běžně používaných dotazníků je dotazník podle Arnolda [24]. Otázky zahrnují dotazy typu, zda byly nějaké fotické fenomény u zkoumaných osob zaznamenány a popř. jaké jevy se u nich objevovaly nejčastěji. Dotazník nabízí hned několik definovaných pojmů, jako je světelný pruh, záblesk, halo efekt a oslnění. Další typ [25] dotazníku zahrnuje demonstraci obrázků, které reprezentují fotické jevy v několika variantách (žádné, mírné, střední a silné fotické jevy) a pacient vybere pouze ten stupeň, který odpovídá jeho subjektivnímu vnímání. Aslam a kol. [26] vytvořili fotografický dotazník s více vyobrazeními různých fotických jevů a různými stupni závažnosti. Test vykazuje vynikající opakovatelnost a spolehlivost. Díky znázornění různých typů nežádoucích světelných jevů a jejich stupně závažnosti mohou pacienti lékaře lépe informovat o svých zrakových deficitech. V neposlední řadě [27] mohou být údaje o fotických fenoménech zaznamenány nejen pomocí dotazníkové formy, ale navíc i při sledování plamene svíčky ze vzdálenosti 4 m v zastíněné místnosti.

Dalším způsobem, jak zhodnotit fotické fenomény, jsou softwarové počítačové simulace, kde si pacienti vybírají z různých typů nežádoucích efektů, které jsou již předem vytvořeny. Samostatně si pak pomocí ovládání programu nastavují velikost i intenzitu jevů. Obvykle se hodnotí míra fotických fenoménů při noční jízdě autem, kdy bývají pacienti osvětleni světly protijedoucích aut. To, co pak pacient může ohodnotit, je, dle studie [28], rozděleno do tří typů: rozptýlené halo, hvězdíkovité halo nebo jeden výrazný halo kroužek. Hodnoty ovládacích prvků programu pro každou sledovanou



položku jsou převedeny na číselné hodnoty mezi 0 (minimum) a 100 (maximum) na analogické vizuální stupnici.

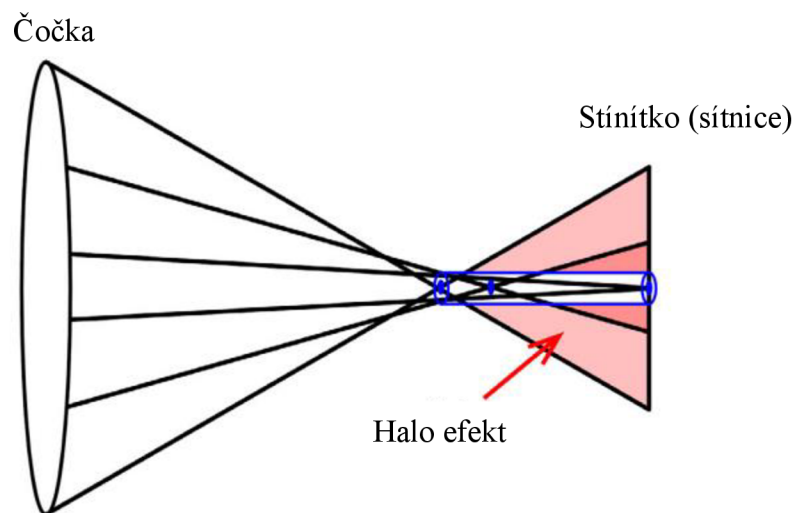
Po implantaci IOL dochází přibližně ve 25 % k opacifikaci zadního pouzdra (*posterior capsule opacification* – PCO), kdy pacienti vnímají mnoho obdobných subjektivních příznaků jako před operací např. zamlženého vidění. K eliminaci PCO při výběru IOL přispívá její materiál a mechanická konstrukce. IOL se pro tyto účely vyrábějí z akrylátu a s ostrým designem IOL. Se zavedením těchto změn se však zvýšila dysfotopie. Zvýšený výskyt je pravděpodobně způsoben vyšším indexem lomu ve srovnání se silikonem a PMMA a odrazem světla od ostrého okraje. [20, 21]

Uvádí se [16, 29], že výskyt fotických fenoménů navíc koreluje s předoperačním úhlem kappa a s centrací čočky vzhledem ke středu zornice. Úhel kappa označuje rozdíl mezi zornicovou a pohledovou osou. Měření úhlu kappa má v refrakční chirurgii zásadní význam, jelikož je pro optimální výsledky nutné správné provedení centrace. MIOL by se neměla doporučovat u pacientů s velkým posunem středu zornice vzhledem k čočce a to tehdy, pokud MIOL obsahuje malý sektor pro vidění do blízka s plynulým přechodem, např. u MIOL LENTIS® Mplus. Tato konstrukce vede k tomu, že u pacientů s velkým posunem středu zornice vzhledem k centraci čočky se střed zornice nachází na přechodové zóně, a tudíž dochází k ovlivnění kvality vidění. Další studie [27] poukázala na obdobný úkaz, kdy byly u MIOL AcrySof® ReSTOR® fotické fenomény zaznamenány v případě, kdy MIOL byla decentrována temporálně, zejména při vysokém úhlu kappa u hodnot  $+3^\circ$  až  $+4^\circ$ . Mezi další příčiny spojené s fotickými jevy patří zadržené úlomky čočky při jejím odstranění, syndrom suchého oka, nekorigovaná VA a pooperační astigmatismus [16].

### **Aberace**

Mezi hlavní příčinu vzniku fotických fenoménů u implantovaných IOL patří aberace optického systému oka vzniklé kdekoliv v zorném poli. Aberace lze rozdělit na monochromatické a barevné. Monochromatické aberace vznikají při průchodu světla jedné vlnové délky, aberace barevné (chromatické) jsou dány rozdílnou lámavostí různých vlnových délek (disperzí). [7]

Mezi monochromatické aberace patří sférocylindrická vada v rámci aberace nižších řádů (*low-order aberrations* – LOA) a v ideálním případě by se po implantaci IOL neměly vyskytovat. Aberace vyšších řádů (*high-order aberrations* – HOA) jsou pak dány nepřesnostmi optických médií oka a stavbou IOL. Největší vliv má sférická aberace (SA), daná rozdílem ohniskových vzdáleností mezi centrálním a okrajovým paprskem, jinak řečeno, optická mohutnost čočky se postupně mění od středu čočky k periférii. Střední hodnota SA rohovky je  $+0,31 \pm 0,135$  mm pro velikost zornice 6,0 mm. Pozitivní SA rohovky je možné neutralizovat výběrem IOL s negativní SA, a tedy ve většině případech s asférickou IOL. Obr. 4 ukazuje případ optické soustavy s pozitivní SA. V případě pozitivní SA se paprsky procházející středem čočky zaostřují na stínítku (v oku na sítnici), zatímco paprsky procházející periferií čočky se zaostřují před stínítko (tj. v oku více myopicky). U čoček s negativní SA by periferní paprsky byly více hyperopicky zaostřené než paprsky centrální. Nevýhodou SA je, že pro danou vzdálenost objektu je do zobrazeného kanálu (Obr. 4 – modrá barva), který rovněž vzniká u EDoF IOL a difrakčních MIOL, soustředěna pouze část světla a zbytek světla jde mimo kanál, což vede k halo efektům. [7, 30]

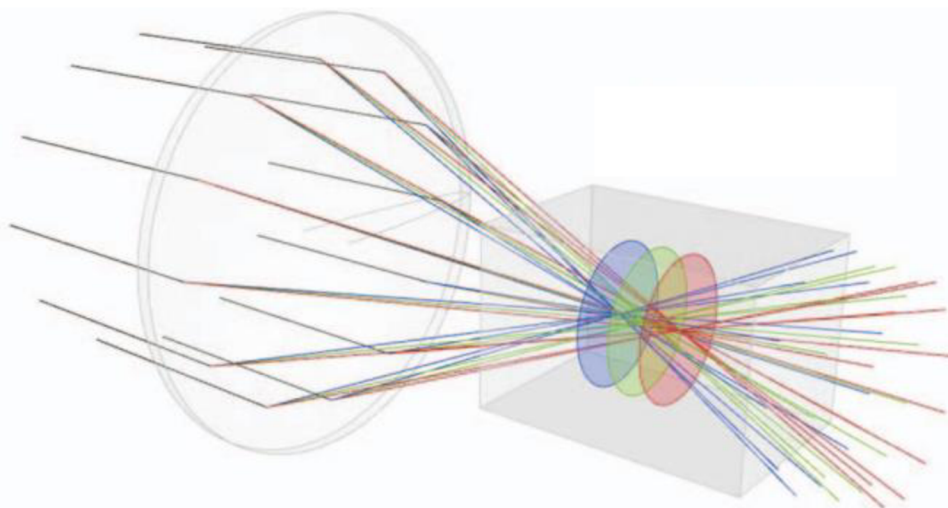


Obr. 4 – Zobrazení chodu paprsků optickou soustavou u pozitivní sférické aberace v souvislosti se vznikem halo efektu. (upraveno) [30]

Mezi další v oku významné HOA patří koma a trefoil. Každou z uvedených aberací stejně jako všechny aberace souhrnně lze charakterizovat průměrnou odchylkou vlnoplochy (*root mean square* – RMS) od vlnoplochy ideální (např. rovinné). Vliv aberací na kvalitu obrazu popisuje také tzv. Strehlovův poměr, udávající poměr intenzity maxima

obrazu bodu s danými aberacemi a v ideálním případě (tj. jen při přítomnosti difrakce). [31]

Chromatická aberace (CA), jak již bylo zmíněno, je dána rozdílnou lomivostí různých vlnových délek (Obr. 5). Na CA způsobenou IOL má vliv hned několik faktorů. Zaprvé, disperze optického materiálu, která je vyjádřena Abbeovým číslem, ukazuje, jak moc se mění index lomu s vlnovou délkou světla. Čím menší je Abbeovo číslo, tím větší je disperze materiálu. Tudíž na základě Abbeova čísla dané IOL můžeme předpokládat disperzi daného materiálu. Zadruhé, další vliv na CA má optická konstrukce IOL. Refrakční optika udržuje CA vyvolanou rohovkou a s touto čočkou se výsledná CA zvýší (zvýší se disperze vlnových délek), což vede k horším zrakovým podmínkám. Naopak difrakční IOL mohou CA u každého oka vykorigovat, nebo minimalizovat, a to díky difrakčnímu efektu, kdy se různé vlnové délky (barvy), zoptimalizují tak, aby se lomily podobně. Achromatizace, a tedy difrakční optika IOL, pak může vést ke zlepšení kontrastní citlivosti. [7]



*Obr. 5 – Znáznornění chodu paprsků optickou soustavou u chromatické aberace. [7]*

Aberace jsou rovněž ovlivněny velikostí zornice. V klinickém prostředí je velikost zornice důležitým faktorem, který může rovněž ovlivnit hloubku ostrosti. Malé zornice snižují množství světla, které dopadá na sítnici, čímž snižují výskyt optických aberací a zvyšují hloubku ostrosti, tzv. stenopeický efekt. Naopak velké zornice umožňují většímu množství světla stimulovat sítnici, což vytváří potenciál pro větší optické aberace oka, které následně snižují rozlišovací schopnost výsledného obrazu. V důsledku toho mohou rozdíly ve velikosti zornice pacienta mimo jiné ovlivnit i výsledky hodnocení defokusační křivky. [12]

### 3.3 Kontrastní citlivost a Mesotest® II

Kontrastní citlivost (CS) je rovněž významnou součástí při posuzování zraku pacienta, a to nejen u klasického vyšetření refrakce, ale také při zhodnocení zraku po chirurgickém refrakčním zákroku včetně implantace IOL. Pro posouzení vnímání kontrastu za mezopických podmínek, navíc při vlivu oslnění, lze využít přístroj Mesotest® II. Ten byl též použit v rámci experimentální části této práce.

#### Kontrastní citlivost

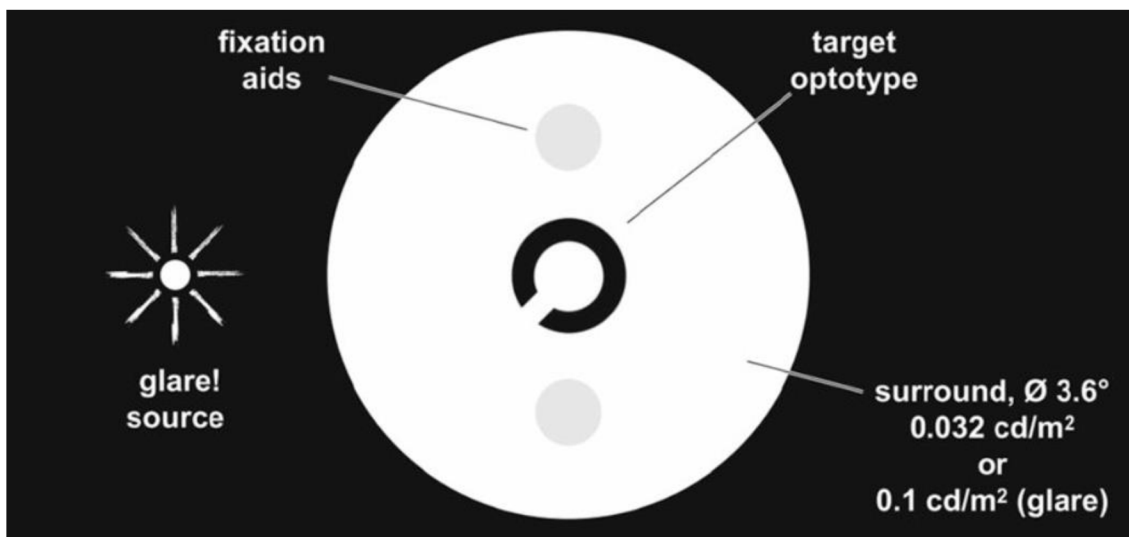
CS hraje důležitou roli v mnoha aspektech lidského zrakového výkonu, zejména při detekci pohybu, zorného pole, rozpoznávání vzorů, adaptaci na tmu a posuzování VA. CS je definována jako převrácená hodnota minimálního kontrastu jasů, při kterém jsou dvě plochy o odlišných jasech ještě rozlišeny. Na rozdíl od měření VA, jenž vyšetřuje prostorovou rozlišovací schopnost zrakového systému oka za podmínek velmi vysokého kontrastu (obvykle 90 %), je CS měřítkem kvality vidění za zhoršených vizuálních podmínek. Dokáže odhalit rozdíly ve funkčním vidění, které nelze vysvětlit pouhou VA a je vysoce korelována se zrakovým výkonem. Například u pacientů s klesající úrovní CS se VA snižuje. CS je ve převážně měřena za pomoci optotypů s proměnným jasem, příkladem je Pelli-Robsonova tabule a může se měřit jak monokulárně, tak binokulárně s korekcí na dálku. [12, 13, 32]

Další možností je sledování závislosti CS na prostorové frekvenci podnětů, kdy je hodnoceno rozpoznání kontrastu sinusové mřížky. Tento přístup je využit i v experimentální části této práce. Vyšetřovací vzdálenost CS je zvolena na základě užitého optotypu a může se pohybovat např. okolo 1 m, 3 m a 6 m. CS může být testována na různých úrovních jasu, které představují fotopické (obvykle 85 cd/m<sup>2</sup>) či mezopické podmínky. Mezopické podmínky mohou být ještě rozděleny pod vysoké (6 cd/m<sup>2</sup>) či nízké (3 cd/m<sup>2</sup>) úrovně jasu. Pacienti mohou uvádět problémy se zhoršenou kvalitou zraku právě při mezopických a skotopických podmínkách i přesto, že za fotopického stavu je zrakový systém v normě. Těchto problémových stavů si mohou všimnou např. při řízení v noci nebo při chůzi po schodech za slabého osvětlení. Mezi příčiny snížení CS patří katarakta, změny na sítnici a zrakovém nervu a operace šedého zákalu s následnou implantací MIOL. [25, 28, 32, 33, 34]

## Mesotest® II

Mesotest® II (OCULUS, Wetsler, Německo) je přístroj sloužící pro vyšetření zraku za mezopických podmínek a pro CS při oslnění. Tyto zrakové podmínky jsou důležitými prvky ke zhodnocení vidění za šera, a to především u řidičů. Testování zraku za mezopických podmínek je doplňkem k vyšetření VA za podmínek ftopických a nemělo by chybět jak u předoperačního, tak pooperačního vyšetření pacientů s implantovanými IOL nebo u pacientů, kterých se týkají refrakční chirurgie. Vyšetření na tomto přístroji se doporučuje provádět i při zhotovení barevných brýlových čoček. [35, 36]

Mesotest® II pracuje na principu demonstrace Landoltova kruhu v různých pozicích o velikosti detailu (mezery) odpovídající vízu 0,1, a to pro různé úrovně jeho kontrastu, dále s oslněním a bez něj. Velikost Landoltových kruhů tedy zůstává stejná, mění se pouze jejich kontrast, na rozdíl od vyšetření VA, kde se velikost znaků mění. Kruhy mohou být taktéž promítány za monokulárních či binokulárních podmínek. Na přístroji jsou testovány čtyři úrovně kontrastu bez oslnění (jas okolí 0,032 cd/m<sup>2</sup>) a další čtyři úrovně kontrastu znaku s oslněním (jas okolí 0,10 cd/m<sup>2</sup>). Úrovně kontrastu jsou k dispozici celkově čtyři, a to konkrétně v hodnotách odpovídajících poměru jasů Landoltova kruhu a pozadí 1:23, 1:5, 1:2,7, 1:2. Při hodnotě kontrastu 1:23 by měly být kruhy viděny nejlépe, jelikož je daná úroveň kontrastu nejsilnější. Landoltovy kruhy mohou být celkově vyobrazeny v osmi různých pozicích, při jedné sadě testu se jich ale zobrazí pouze pět. Za splněné se považuje kritérium 60 %, tedy rozpoznání nejméně tří z pěti vyobrazených kruhů. Zrakový stimul při testování je vyobrazen na Obr. 6. Před samotným zahájením testovacích sad s a bez oslnění se navíc vyšetřované osobě zobrazí fixační prvky (Obr. 6). Ke simulaci oslnění protijedoucích vozidel za šera, která mají tlumená světla, slouží právě oslňující světlo. Intenzita jeho oslnění je 0,35 luxů a zdrojem jsou bílé světelné LED diody. Nedílnou součástí při vyšetření na Mesotestu® II je adaptace na tmu. Měla by trvat pět minut buď v zatemnělé místnosti či díváním se do přístroje. [36]



*Obr. 6 – Pohled účastníků při vyšetření na přístroji Mesotest® II. [36]*

Dle studie Asareho a kol. [36] je mezopická CS citlivější na různé úrovně simulovaného zákalu médií než ftopická CS. Je doporučeno, aby mezopická CS byla brána v úvahu při klinickém zhodnocení zrakových funkcí, a to především u starších řidičů s rizikem zákalu medií.

## 4 IOL S PRODLOUŽENÝM OHNISKEM A TRIFOKÁLNÍ IOL

Následující text se zaměřuje na porovnání kvality vidění s čočkou s prodlouženým ohniskem a s čočkou trifokální. Jako konkrétní zástupci jednotlivých skupin jsou v souladu s experimentální částí práce vybrány čočky AcrySof® IQ Vivity® a AcrySof® IQ PanOptix® (dále jen Vivity a PanOptix). Vivity jsou IOL charakteristické svým prodlouženým ohniskem a objevují se na trhu od poloviny roku 2019. Prvně se začaly prodávat v Austrálii díky jejich unikátnímu systému úhrad, jelikož mají v zemi hrazené prakticky všechny typy IOL. U PanOptix, jenž jsou IOL trifokální, to byl rok 2016 a uváděly se na trh v tzv. TOP5 EU – Španělsko a Portugalsko, UK, Francie, Německo a Itálie naráz. Vývoj a schvalování obou typů IOL trval přibližně 5 let. V České republice jsou IOL PanOptix, resp. PanOptix Toric notifikovány od 3. října roku 2017. První tuzemské implantace proběhly na začátku roku 2018. Vivity a Vivity Toric byly notifikovány v roce 2020, a to konkrétně 28. prosince. Regulérně jsou Vivity v České republice prodávány od roku 2021. [37]

IOL Vivity a PanOptix mají několik společných charakteristik, zejména pokud jde o materiál, ze kterého jsou vyrobeny. IOL jsou vyrobeny z hydrofobního kopolymeru akrylát/metakrylát s filtry UV a modrého světla s indexem lomu 1,55 a Abbeovým číslem 37. Průměr jejich optiky má 6 mm, celková délka čoček činí 13 mm a úhel haptik je reprezentován 0°. Čočky jsou charakteristické také svým zbarvením do žluta. U čoček Vivity se rozsah dioptrické síly pohybuje v rozmezí od +10 D do +30 D s přírůstkem po 0,5 D. PanOptix disponuje dioptriemi od +6 D do +30 D po kroku 0,5 D, od +31 D do +34 D po kroku +1 D, a v obou případech s navýšením ve střední vzdálenosti o +2,17 D a adicí +3,25 D. Cylindrická varianta jak u Vivity, tak PanOptix se vyrábí v hodnotách 1,00 D, 1,50 D, 2,25 D, 3,00 D a 3,75 D. [38, 39, 40]

### 4.1 AcrySof® IQ Vivity®

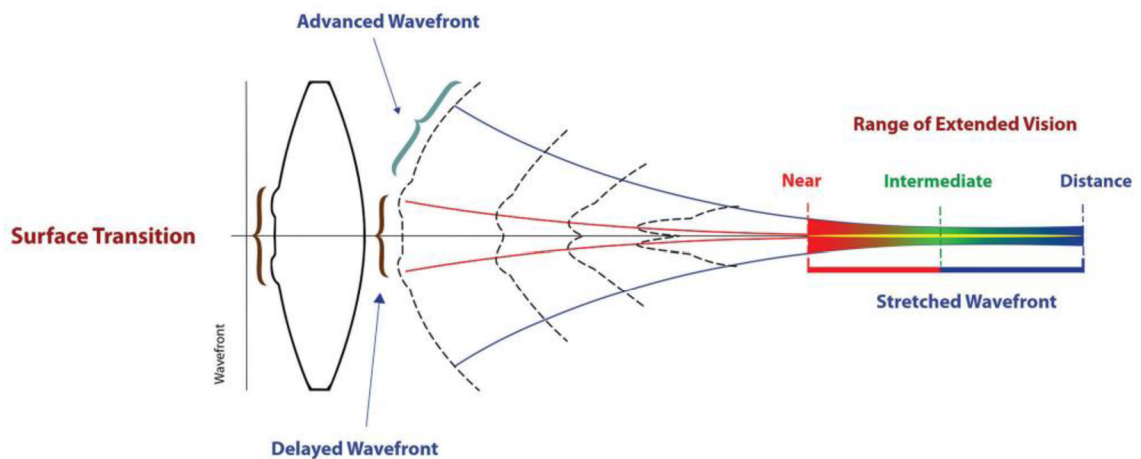
IOL Vivity (Obr. 7) spadá do skupiny čoček s rozšířenou hloubkou ostrosti, tzv. EDoF IOL, která pacientům zajišťuje vidění do dálky, na střední vzdálenost a funkční

vidění do blízka. Je založena na nedifrakční technologii zvané X-wave, jenž je zodpovědná za konkrétní vidění na dané vzdálenosti. [39]



Obr. 7 – Nitrooční čočka AcrySof® IQ Vivity®. [39]

Čočka je bikonvexního asférického charakteru a využívá centrální optické zóny o průměru 2,2 mm, která obsahuje dva přechodové prvky měnící vlnoplochu centrálních světelných paprsků za účelem prodloužení hloubky ostrosti. První přechodový prvek je tvořen hladkou mírně vyvýšenou plošinou vysokou 1  $\mu\text{m}$ , která zpomaluje část vlnoplochy, jakmile prochází IOL, v porovnání s vlnoplochou, která prochází IOL mimo centrální část. Tím je vytvořen kontinuální rozsah ohnisek, přičemž zpožděná vlnoplocha vytváří obraz myopický a vlnoplocha, procházející perifernějšími částmi čočky, tvoří obraz hypermetropický (Obr. 8). Kromě toho je přední plocha IOL navržena s negativní SA, která kompenzuje pozitivní SA rohovky. [39, 41, 42, 43]



Obr. 8 – Mechanismus technologie X-wave nitrooční čočky AcrySof® IQ Vivity®. [44]



## 4.2 AcrySof® IQ PanOptix®

PanOptix (Obr. 9) je bezapodózni kvadrafokální IOL, avšak z hlediska funkce se chová jako trifokální IOL. Tuto jednoduchou asférickou difrakční čočku lze považovat za jedinečnou na základě principu optického efektu, který využívá. Stejně jako všechny MIOL zaostřuje a difraguje světlo do několika energetických maxim, které simulují ohniska při pohledu na různou vzdálenost – dálka, střední vzdálenost a blízko. Za tímto účelem má difrakční optickou zónu, která se skládá z centrální oblasti o průměru 4,5 mm s 15 difrakčními zónami a vnějšího 1,5 mm velkého refrakčního prstence. Optický průměr vnitřního prstence čočky činí 1,164 mm. [45, 46, 47]



Obr. 9 – Nitrooční čočka AcrySof® IQ PanOptix®. [48]

Dostatečná velikost difrakční optické zóny má zajistit dobrou VA na střední vzdálenost a do blízka i při zvětšení zornice. IOL by tedy měla být funkčně méně závislá na velikosti zornice. Z energie světla procházejícího čočkou připadá 25 % vidění do blízka a dalších 25 % na střední vzdálenost, zbylých 50 % je přiřazeno vidění do dálky. Díky tomu, že má IOL kvadrafokální technologii, by měla také vytvářet čtvrté maximum ve vzdálenosti 1,20 m. Toto maximum nesimuluje ohnisko pro další pohledovou vzdálenost, ale je difragováno k ohnisku do dálky (optická technologie „enlighten“), což také navozuje pozvolnější, přirozenější přechod z blízkých do středních vzdáleností. Tento jev tak vede IOL k lepším zrakovým výsledkům, kdy je světelná účinnost IOL PanOptix vyšší (88 % při velikosti zornice 3 mm) ve srovnání s jinými MIOL (např. AcrySof® ReSTOR® s přídavkem +3 D využívá 84 % při velikosti zornice 3 mm). [46, 47]

### 4.3 Operativa

Jak Vivity, tak Panoptix jsou jednokusové PC IOL, jenž mají design C haptik. Operují se stejně jako všechny jiné PC IOL, a to klasickou fakoemulzifikací. Obě IOL jsou foldabilní, tudíž jsou skrčeny do cartridge, aby se daly do oka vpravit malou zhruba 2,2 mm širokou incizí. Při operaci byl rovněž u obou IOL využit i viskoelastický materiál. Někteří chirurgové, záleží na preferencích, zavádějí do oka u těchto prémiových čoček navíc i distanční kroužek, který je určen ke stabilizaci čočkového vaku, jenž je do oka zaváděn spíše u komplikací typu uvolněného závěsného aparátu. [5]

### 4.4 Hodnocení kvality zraku s čočkami AcrySof® IQ Vivity® a AcrySof® IQ PanOptix®

Následující text shrne výsledky dosavadních studií zaměřujících se na hodnocení kvalit vidění s čočkami Vivity a PanOptix, přičemž budou hodnoceny parametry obecně popsané v kap. 3, a to konkrétně VA, defokusační křivka, fotické fenomény, aberace a CS. Sledované parametry budou srovnávány jak mezi čočkami navzájem, tak s klasickou monofokální čočkou AcrySof® IQ.

#### Zraková ostrost

IOL Vivity se vyznačuje dobrými výsledky pro korekci zraku do dálky a na střední vzdálenost (60–80 cm), čemuž odpovídá rozsah simulované amplitudy akomodace 1,5 D (tj. interval ostrého vidění od nekonečna do 67 cm), přičemž přechod mezi těmito vzdálenostmi je plynulý. Pro optimalizaci vidění do blízka (méně než 40 cm) jsou již potřebné brýle s adicí nejméně +1 D [38, 41]. Další studie [49, 50] rovněž uvádí, že je čočka Vivity dostatečnou pro funkční vidění na vzdálenost 40–50 cm. Jiná studie [51] poukazuje na to, že oči s malými zornicemi, které mají implantovanou čočku Vivity, mohou mít prospěch z tzv. stenopeického efektu, jenž může zvýšit hloubku ostrosti, a tudíž zlepšit nekorigovanou VA do blízka než oči s velkými zornicemi. Oproti tomu malá zornice u některých implantovaných MIOL má spíše na VA negativní vliv. Mimo jiné na základě dalších studií [52, 53] poskytují čočky Vivity v torické variantě vynikající

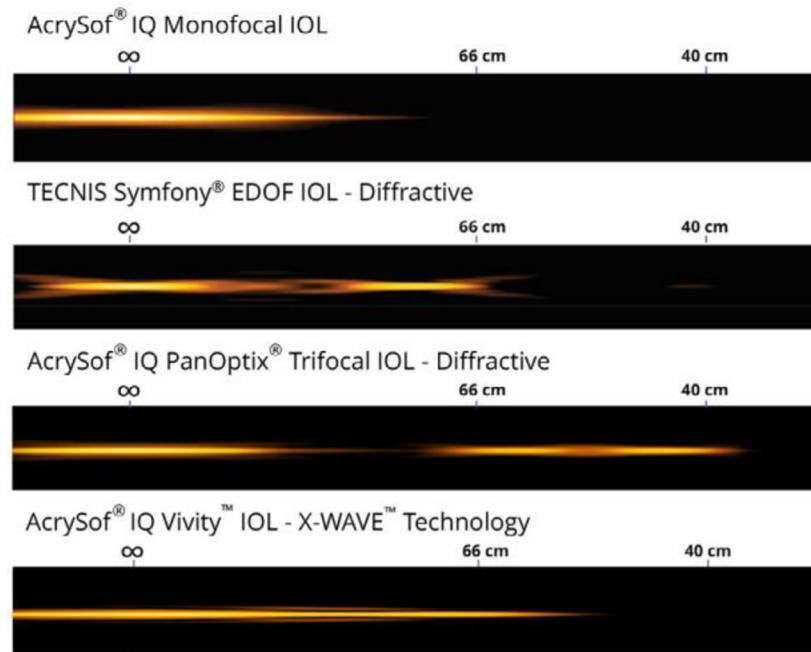
rotační stabilitu, a tedy účinnou a dobře předvídatelnou korekci astigmatismu. Dalším aspektem je metoda mikro-monovision používaná ke kompenzaci menšího výkonu čoček s rozšířenou hloubkou ostrosti na blízko. Newsom a Potvin ve své studii [54] uvádějí příznivé výsledky mikro-monovision u čoček Vivity s přidanou hodnotou  $-0,75$  D na nedominantním oku, kdy došlo ke zlepšení vidění do blízka, což zvyšuje míru nezávislosti na brýlích.

Implantovaná čočka PanOptix vykazuje bez korekce dobré vidění do dálky, na střední vzdálenost, a oproti Vivity, i dobré vidění do blízka. Její simulovaný akomodační rozsah je  $2,5$  D (tj. od nekonečna do  $40$  cm). Na rozdíl od jiných trifokálních IOL, které mají střední ohnisko ve vzdálenosti  $80$  cm (např. AcrySof® ReSTOR® a FineVision®), poskytuje čočka PanOptix ohnisko pro vidění na střední vzdálenost v  $60$  cm. Tato konstrukce má zajistit větší komfort a spokojenost pacientů tím, že je vidění na střední vzdálenost pohodlnější, jelikož většina práce na střední vzdálenost (tablet, mobil, počítač) se u člověka pohybuje v průměru okolo  $60$  cm až  $70$  cm. Vzdálenost  $80$  cm je již pro většinu lidí obecně na mimo dosah ruky a současně překračuje nejvyšší hranici ( $76,2$  cm) obecně doporučovaného rozsahu Národním institutem pro bezpečnost a ochranu zdraví při práci. [45, 47]

Pro ilustraci optického výkonu obou čoček jsou na Obr. 10 zobrazeny simulace jejich bodové rozptylové funkce (*point spread function* – PSF) v různých vzdálenostech. PSF popisuje distribuci jasu na sítnici v dané vzdálenosti při zobrazení bodového zdroje a představuje jednu z možností hodnocení kvality optického obrazu. Analýza PSF může být mimo jiné použita k optimalizaci optického výkonu IOL nebo korekci aberací. [55]

Obr. 10 zobrazuje PSF jak pro čočky Vivity a PanOptix, tak pro monofokální čočku AcrySof® IQ a EDoF IOL TECNIS Symphony® (Johnson & Johnson) s difrakční technologií pro lepší představu a pochopení principu nejen pro výkon VA, ale i zobrazení halo efektu. Monofokální IOL AcrySof® IQ poskytuje kvalitní vidění do dálky, ale její hloubka ostrosti je omezená. Halo profil monofokální IOL je minimální, ale přesto je přítomen. Vivity má mnohem širší hloubku ostrosti a její halo profil je srovnatelný s monofokální čočkou AcrySof® IQ. Vivity, ve srovnání s difrakčními IOL (TECNIS Symphony® a PanOptix), vykazuje plynulý profil rozložení světelné energie z dálky po střední vzdálenost ( $60$  cm), směrem do blízka. IOL TECNIS Symphony® vykazuje podobný rozsah rozložení světelné energie jako Vivity, ale spoléhá se na difrakční

technologii, čímž se snižuje světelná energie u střední vzdálenosti a na blízko je rozložena pouze část energie. U této IOL je halo efekt patrný nejvíce. Světlo u PanOptix vykazuje profil rozložení světelné energie s vrcholy na blízko (40 cm), střední vzdálenost (60 cm) a na dálku, což odpovídá plnému rozsahu vidění, který je možný s trifokální IOL. Halo profil je zde vyšší než u monofokální a EDoF IOL. [30]

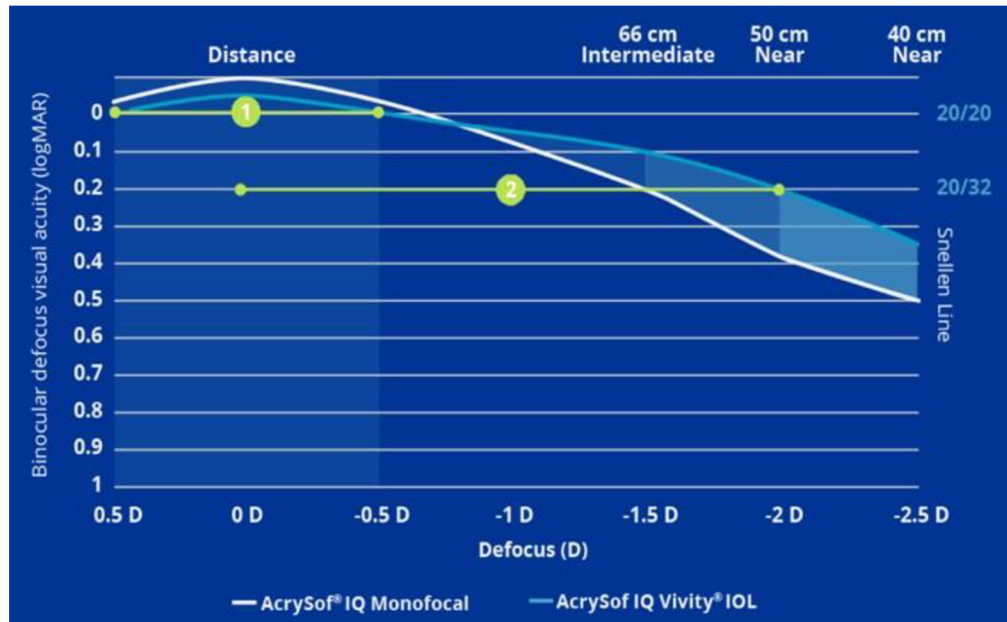


*Obr. 10 – Simulované PSF na sítnici při pohledu na různé vzdálenosti pro IOL AcrySof® IQ, TECNIS Symphony®, AcrySof® IQ PanOptix® a AcrySof® IQ Vivity®, kde výplň žluté barvy reprezentuje oblast maximální koncentrace energie světla. [30]*

## **Defokusační křivka**

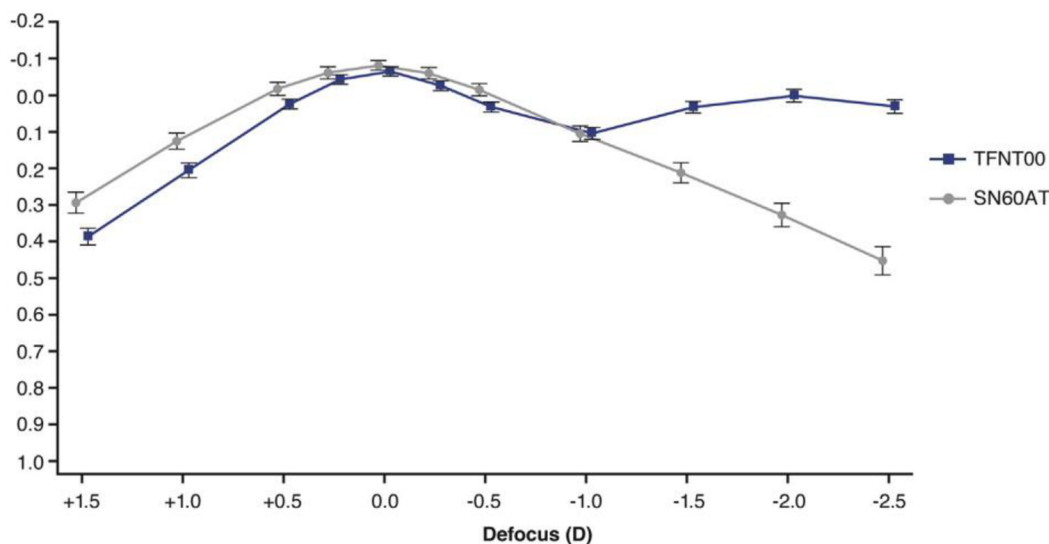
Níže budou uvedena srovnání defokusačních křivek obou typů sledovaných čoček podle studií [43, 56]. Grafy na Obr. 11 zobrazují podle studie [43] defokusační křivky čočky Vivity v porovnání s monofokální čočkou AcrySof® IQ. Měření defokusační křivky probíhalo za binokulárních podmínek 6 měsíců od operace s korekcí na dálku v dioptrickém rozsahu +0,5 D až -2 D a bylo zastoupeno 106 pacienty s čočkou Vivity a 111 pacienty s čočkou AcrySof® IQ. Čočka Vivity ve studii vykazuje průměrnou binokulární korigovanou VA do dálky logMAR = 0,0 nebo lepší, průměrnou VA na střední vzdálenost s korekcí na dálku logMAR = 0,1 nebo lepší a průměrnou VA do blízka s korekcí na dálku logMAR = 0,3. Výsledky VA do dálky u skupiny s Vivity vyobrazené binokulární defokusační křivkou, na které poukazuje zelená přímka označená číslem 1,

prokazují hodnotu  $\log\text{MAR} \leq 0,0$  (20/20) v rozmezí defokusace +0,5 D až -0,5 D, což naznačuje, že tato IOL je tolerantní k nízkému množství zbytkových refrakčních vad. Zelená přímka vyznačená číslem 2 ukazuje, že osoby s implantovanou čočkou Vivity mají plynule rozšířený rozsah vidění na vzdálenost až 50 cm. [39, 43]



Obr. 11 – Defokusační křivky nitroočních čoček AcrySof® IQ a AcrySof® IQ Vivity®. (upraveno) [39]

Obr. 12 vykresluje defokusační křivky trifokální čočky PanOptix (TFNT00) a monofokální čočky AcrySof® IQ (SN60AT). Měření probíhalo za binokulárních podmínek 6 měsíců po operaci v dioptrickém rozsahu +1,5 D až -2,5 D. Výsledky představují zhodnocení VA 127 pacientů s čočkou PanOptix a 108 pacientů s AcrySof® IQ. Čočka PanOptix dle studie vykazuje vyšší VA v rozmezí defokusace -1,0 D až -2,5 D (což představuje vidění od 100 cm do 40 cm), s rozdílem 4 řádků  $\log\text{MAR}$  VA při defokusaci -2,5 D. Pacienti s PanOptix si udržovali průměrnou VA  $\log\text{MAR} = 0,1$  nebo méně v rozmezí rozostření +0,5 D až -2,5 D (200 cm až 40 cm). Obě skupiny dosáhly podobné průměrné VA 20/20 ( $\log\text{MAR} \leq 0,03$ ) v rozmezí defokusace +0,5 D až -0,5 D. [56]



Obr. 12 – Zobrazení defokusačních křivek čoček AcrySof® IQ PanOptix® (TFNT00) a AcrySof® IQ (SN60AT). [56]

Při porovnání čoček Vivity a PanOptix můžeme na Obr. 11 a Obr. 12 vidět shodné výsledky při defokusaci v hodnotách od +0,5 D až -0,5 D, které odpovídají průměrné VA 20/20. Dále téměř shodující se výsledky při VA na střední vzdálenost 67 cm, odpovídající předložené čočce o dioptrické síle -1,5 D. Značně odlišná je ale VA do blízka, kde lepší výsledky vykazuje čočka PanOptix.

### **Fotické fenomény**

Čočky typu EDoF poskytují kontinuální rozsah zaostření bez zřetelně asymetrického rozložení výkonu IOL, čímž se minimalizuje přítomnost sekundárních rozostřených obrazů, a tímto způsobem se EDoF IOL liší od MIOL [7, 17, 19, 22]. Vivity, i dle studií [51, 57], vykazuje slibné výsledky při minimalizaci dysfotopie. Další studie [50] uvádí, že halo efekty u čočky Vivity byly zaznamenány celkově o nízké intenzitě, ale v porovnání s monofokální IOL měly intenzitu efektů vyšší. Co se týče čočky PanOptix, ta je na rozdíl od Vivity více zatížena rušivými dysfotopsiemi [58]. Konkrétní případy rozložení energie intenzity světla a míry halo efektů u obou čoček jsou uvedeny v textu výše na Obr. 10 při zobrazení PSF světla na sítnici [30].

## **Aberace**

Určitá míra aberace je u obou čoček dána jejich stavbou. Konstrukčně je jejich přední plocha navržena s negativní SA, aby kompenzovala pozitivní SA rohovky. Negativní SA IOL Vivity odpovídá  $-0.2 \mu\text{m}$ . U čočky PanOptix je negativní SA dána hodnotou  $-0.1 \mu\text{m}$ . [41, 59]

Ve studii [60] zkoumali Schmid a Borkenstein LOA i HOA (Zernikeho polynomy až do 10. řádu) čočky Vivity pomocí Shack-Hartmannova senzoru. Vlnoplocha IOL vykazovala zvýšené hodnoty SA vyšších řádů, což odpovídá její konstrukci. V rámci LOA byl u IOL Vivity zaznamenán pouze malý astigmatismus. Autoři dospěli k závěru, že velikost modifikace SA, která je u této IOL možná, může významně zvýšit hloubku ostrosti. Chirurgové si mohou parametry IOL vybrat v závislosti na asféricitě rohovky dle přání pacienta, jelikož je modulace u Vivity možná do té míry, aby bylo realizováno i monokulární intermediální vidění, a tedy princip mikro-monovision.

Jakékoli zvýšení SA do určité míry snižuje kontrastní funkci optiky IOL. S tímto jevem rovněž souvisí i velikost zornice, jenž významně změní jakýkoli tvar vlnoplochy dopadající na sítnici. Vliv HOA na zrakový výkon je významnější u mezopických zornic a zanedbatelný u miózy. Vivity je navržena s omezenou centrální funkční částí optiky, která je kombinována s aberačně korekční platformou čočky a periferie této čočky má za cíl zachovat CS i při velkých zornicích. V neposlední řadě má na aberace vliv disperze akrylového materiálu, a tedy tloušťka čočky. Zároveň MIOL jsou oproti EDoF IOL spojeny s vyšším výskytem optických aberací, které způsobují halo a oslnění. [60]

Jak bylo zmíněno v kap. 3.2, difrakční IOL mohou korigovat, či minimalizovat CA. Tento jev byl rovněž potvrzen u studie [61] čočky PanOptix. CA difrakční čočky byla plně kompenzována ve střední vzdálenosti a do blízka, na vzdálenost dalekého bodu byla minimalizována.

## **Kontrastní citlivost**

Obecně jsou MIOL a čočky typu EDoF spojeny se snížením CS, a to především za mezopických podmínek nebo při oslnění. Nejméně tímto jevem bývají postiženy monofokální IOL. Snížené CS přispívá i materiál, ze kterého jsou čočky vyrobeny. Konkrétně IOL na bázi Acrysof může dlouhodobě způsobovat rozptyl světla na povrchu

čočky, a tím snižovat CS [25, 41, 43]. Dalším atributem zhoršujícím CS jsou difrakční konstrukce implantovaných čoček. Snižují totiž efektivní světelnou energii dopadající do každé ohniskové roviny [16, 28, 62].

Čočka Vivity má díky své konstrukci poskytovat dobrou mezopickou CS, podobnou monofokální čočce AcrySof® IQ. Při porovnání ve studii [43] ale čočka Vivity vykazovala binokulárně nižší mezopickou CS s oslněním i bez něj na nejvyšší testované prostorové frekvenci (12 cpd) oproti čočce monofokální. V americké klinické studii [30] byla IOL Vivity spojena rovněž se snížením mezopické, ale monokulární CS u většiny pacientů, zejména při vyšších prostorových frekvencích ve srovnání s monofokální IOL. Subjektivně ale pacienti s Vivity uváděli dobrou kvalitu vidění na všechny vzdálenosti při slabém i jasném světle.

U čočky PanOptix je v souladu s dříve zmíněnými obecnými tvrzeními úroveň CS snížena. Studie [56] porovnávající čočku PanOptix s monofokální čočkou AcrySof® IQ vykazuje snížené výsledky CS čočky PanOptix jak za fotopických, tak mezopických podmínek a za přítomnosti oslnění, a to nejvíce při vyšších prostorových frekvencích. PanOptix mimo jiné naznačuje dle studií [47, 48] nízkou závislost velikosti zornice na distribuci světla, vykazují to výsledky fotopické a mezopické CS, které jsou si u čočky podobné.



## 5 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

Trifokální difrakční IOL by měly poskytovat pohodlné vidění na dálku, střední vzdálenost a do blízka, a to i bez jakékoliv korekce. S touto výhodou pohodlného vidění jsou ale spojeny určité nevýhody díky jejich konstrukci, jako jsou např. rušivé fotické fenomény. Oproti tomu nejnovější technologie EDoF čoček umožňuje kvalitní vidění do dálky, téměř srovnatelné s monofokálními IOL, pohodlné vidění na střední vzdálenost a funkční vidění do blízka. Díky své konstrukci prodlouženého ohniska, ke kterému se váže jiné rozložení světelné energie, se k ní nevztahuje tolik nežádoucích elementů jako u čoček trifokálních.

Cílem tohoto experimentu bylo porovnat a zhodnotit parametry kvality vidění dvou implantovaných nitroočních čoček, Vivity a PanOptix, které se liší funkčním principem a konstrukcí. Srovnání bylo provedeno zejména na základě naturální i korigované VA do dálky, na střední vzdálenost a do blízka, porovnáním potřebné adice na střední a blízkou vzdálenost, dále vyhodnocením defokusační křivky s korekcí, porovnáním celkových očních aberací, typu a rozsahu fotických fenoménů a naturální a korigované CS do dálky za fotopických a mezopických podmínek. Nezbytnou součástí měření bylo též stanovení zbytkové refrakční vady a její korekce. Na základě charakteristik čoček (kap. 4.1 a kap. 4.2) a údajů ze stávajících studií shrnutých v kap. 4.4 předpokládáme, že u nekorigované VA budou rozdíly především na blízkou vzdálenost (33 cm), přičemž u čočky Vivity bude pro kvalitní vidění zapotřebí korekce. S ohledem na strukturu a principy obou typů čoček očekáváme menší vliv fotických fenoménů u Vivity a ze stejného důvodu u této čočky předpokládáme i menší výskyt HOA a lepší CS oproti čočce PanOptix. Za mezopických podmínek očekáváme výraznější zhoršení vidění při oslnění u čočky PanOptix.

### 5.1 Metodika

Do experimentu byly zahrnuty pouze osoby bez předchozích refrakčních zákroků a osoby, u kterých se nevyskytovala pooperační sekundární katarakta. Jednalo se o 13 probandů, z toho 4 probandi s implantovanou čočkou Vivity a 9 probandů s implantovanou čočkou PanOptix. IOL byly implantovány jak monokulárně (u 3 probandů, z toho 2 s čočkou Vivity), tak binokulárně (u 10 probandů, z toho 2 s čočkou

Vivity). Celkem tedy bylo do experimentu zahrnuto 6 očí s čočkou Vivity a 17 očí s čočkou PanOptix. Rozsah věku probandů u skupiny s IOL Vivity byl v rozpětí 42 až 58 let s průměrným věkem 49 let se směrodatnou odchylkou 8 let (3 muži a 1 žena). Rozsah věku probandů u skupiny s čočkou PanOptix se pohyboval od 51 do 84 let. Průměrný věk probandů u této skupiny byl 64 let se směrodatnou odchylkou 10 let a byli zde vyšetřeni 3 muži a 6 žen. Aberace optického systému byly z důvodu technických komplikací stanoveny jen pro některé probandy, kdy do výsledků u čočky Vivity bylo zahrnuto 5 očí a u PanOptix 10 očí. Experimentu se probandi zúčastnili dobrovolně a před začátkem samotného vyšetření byli informováni o průběhu celého měření. Svůj souhlas s účastí v experimentální části potvrdili podpisem informovaného souhlasu.

Měření probíhalo ve spolupráci s MUDr. Dorotou Stodůlkovou a Oční klinikou LF UP a FN Olomouc, kde bylo provedeno předoperační vyšetření a následně byl zde uskutečněn samotný operační výkon. Operační výkon byl u probandů ve většině případech proveden z důvodu odstranění katarakty, z menší části byl výkon realizován pro korekci presbyopie. Operace probíhala metodou fakoemulzifikace, kdy se po odstranění lidské čočky implantovala PC IOL (Vivity nebo PanOptix) do čočkového vaku. Měření pro experimentální část probíhalo na katedře optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v odborných optometrických laboratořích. Měření pro výzkum probíhala od února do listopadu roku 2023, a to 1 měsíc až 10 měsíců po zákroku.

### **5.1.1 Postup měření**

Všechna měření probíhala za monokulárních podmínek. Jako první se měřily aberace optického systému oka na přístroji i.Profiler® (Luneau S.A.S, Chartres, Francie). Zaznamenávaly se hodnoty RMS pro celkové aberace, LOA, samostatně pak koma, trefoil, SA a také Strehlovův poměr, a to vždy pro pupilu o průměru 3 mm. Následovalo zjištění objektivní refrakce na zařízení NIDEK Tonoref III (NIDEK, Gamagori, Japonsko), které se ale do výsledků experimentální části nezahrnovalo a sloužilo pouze pro účely stanovení subjektivní refrakce. Poté se uskutečnilo měření naturální VA na dálku následované subjektivním stanovením zbytkové refrakční korekce a určením VA na dálku s korekcí. Dále byla stanovena naturální VA na střední vzdálenost (60 cm) a do blízka (33 cm), byla určena adice (s korekcí do dálky) na obě vzdálenosti a změřena VA s touto korekcí. Následovalo subjektivní vyhodnocení typu a rozsahu fotických

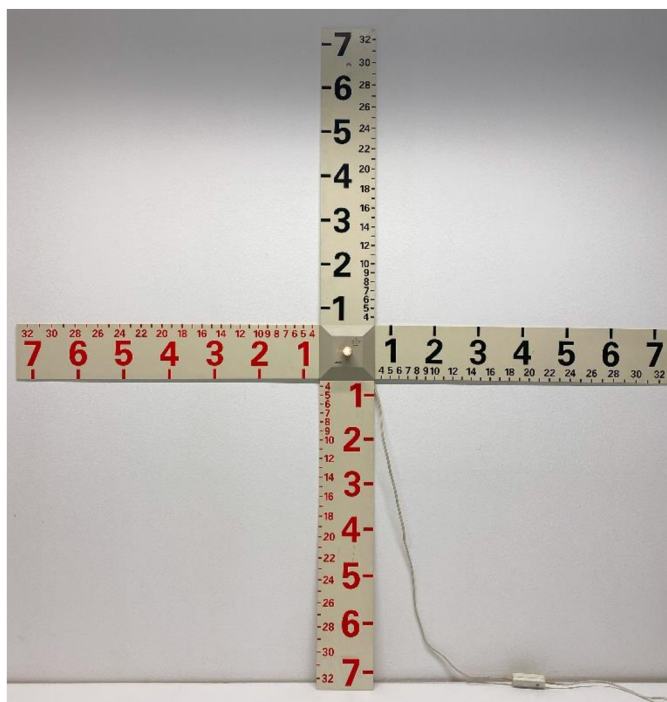
fenoménů. Dále byla vyhodnocena defokusační křivka. Jako poslední bylo provedeno vyšetření CS naturálně i s korekcí, a to nejprve za fotopických podmínek na kontrastotestu CSV-1000E (VectorVision®, Greenville, Ohio), a poté za mezopických podmínek na přístroji Mesotest® II (Oculus, Wetsler, Německo) s a bez přítomnosti standardizovaného oslnění.

VA do dálky byla stanovena na vzdálenost 5 m v jednotkách logMAR s použitím sady písmen podle Sloanové promítaných po řádcích na LCD monitoru, volba písmen na řádku byla náhodná. Velikost jednotlivých řádků bylo možné měnit s konstantním krokem  $\log\text{MAR} = 0,1$ . Byla použita metoda celořádkového vízu, kdy se řádek o pěti znacích považoval za přečtený, pokud z něj proband přečetl alespoň 60 % znaků (tj. 3 znaky). VA na střední vzdálenost a na blízko byla určena pomocí tištěných optotypů, které opět obsahovaly písmena podle Sloanové, uspořádaná do 14 řádků po pěti znacích v hodnotách od  $\log\text{MAR} 1,0$  do  $-0,3$  s krokem  $0,1$ . Pro každou vzdálenost byl připraven samostatný optotyp ve dvou odlišných verzích, které se během vyšetření jednoho probanda střídaly. Také v tomto případě byla využita metoda celořádkového vízu. Při vyšetření na střední vzdálenosti a do blízka měl proband čelo a bradu fixovanou ve speciální hlavové opěrce, aby byla zachována daná vyšetřovací vzdálenost.

Stanovení zbytkové refrakční korekce na dálku probíhalo standardním subjektivním postupem pomocí zkušební obruby, vyšetřovací sady čoček a Jacksonova zkříženého cylindru v hodnotách  $\pm 0,25$  D na výše zmíněném LCD optotypu. Korekce byla pro účely analýzy dat reprezentována sférickým ekvivalentem (SE). Při vyšetření bylo možné přihlídnout k hodnotě objektivní refrakce. Adice na příslušnou vzdálenost byla stanovena ke korekci na dálku standardním subjektivním postupem (předkládáním spojných čoček) tak, aby bylo na danou vzdálenost dosaženo co nejlepší VA. Při stanovení adice měl proband bradu a čelo fixované ve speciální hlavové opěrce, aby u měření nedocházelo k posunu vyšetřovacích vzdáleností.

Fotické fenomény byly hodnoceny za pomoci nástěnného Maddoxova kříže, uprostřed kterého byla rozsvícená opálová žárovka o průměru asi 1 cm. Na ramenech kříže (okolo žárovky) se nacházela stupnice s čísly pro určení rozsahu hodnot fotických fenoménů ve stupních (Obr. 13). Proband při pohledu na opálovou žárovku ze vzdálenosti 5 m posuzoval typ a na stupnici Maddoxova kříže i rozsah jednotlivých fenoménů. Fenomény byly klasifikovány jako rušivé paprsky nebo kruhy okolo žárovky (příčemž

mohly být viděny oba typy současně). Rozsah paprsků byl klasifikován do úrovně  $0^\circ$  (bez paprsků), od  $0^\circ$  do  $0,5^\circ$ , od  $0,5^\circ$  do  $1^\circ$ , od  $1^\circ$  do  $2^\circ$ , od  $2^\circ$  do  $4^\circ$ , od  $4^\circ$  do  $6^\circ$  a od  $6^\circ$  do  $8^\circ$  (větší hodnoty nebyly v průběhu měření zaznamenány). Pokud se vyšetřovanému oku zobrazovaly i kruhy okolo světla, jejich průměr dosahoval maximálně  $2^\circ$ , a proto u nich byla hodnocena pouze jejich přítomnost (ANO/NE). Fotické fenomény byly měřeny jak se subjektivní refrakcí, tak bez ní, v obou případech se slabým, či žádným okolním osvětlením (v druhém případě byla hlavním světelným zdrojem v místnosti pouze opálová žárovka kříže). Jelikož nebyly pozorovány významné rozdíly mezi měřeními fotických fenoménů s okolním světlem v místnosti či bez něj, byly do vyhodnocení zahrnuty pouze výsledky získané bez okolního osvětlení (vždy bez a s korekcí do dálky).

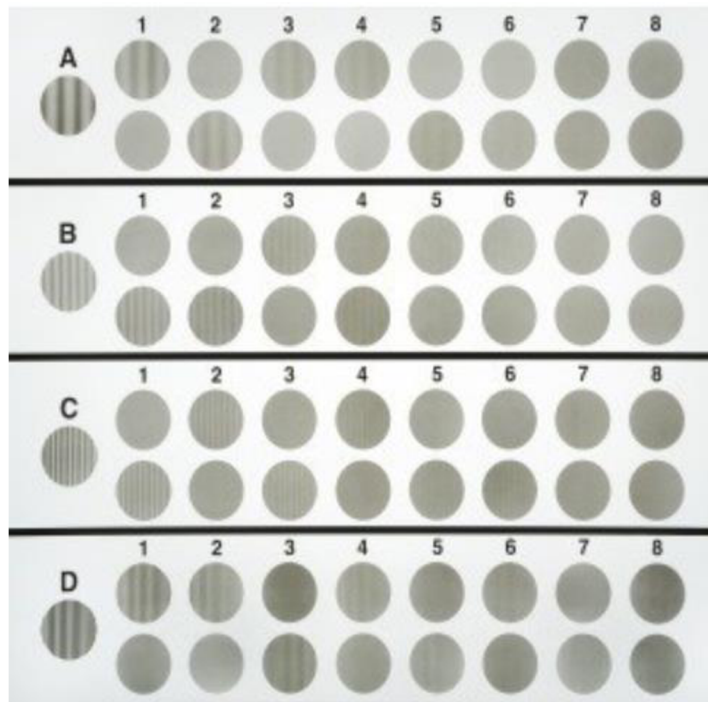


*Obr. 13 – Maddoxův kříž za pomoci kterého byly hodnoceny fotické fenomény.*

Defokusační křivka byla měřena na vzdálenost 5 m, vždy se subjektivně stanovenou korekcí. K vyšetření VA byl použit výše zmíněný LCD optotyp s písmeny podle Sloanové při využití celořádkové metody. Vyšetření probíhalo při hodnotách předložených sférických čoček od  $+2,5$  D do  $-5$  D v krocích po  $0,5$  D, a to vždy v náhodném pořadí předřazených dioptrických hodnot.

Fotopická CS na vyšetřovací tabuli CSV-1000E (Obr. 14) byla měřena pro čtyři prostorové frekvence sinusové mřížky odpovídající hodnotám 3, 6, 12 a 18 cyklů na stupeň ( $\text{cpd}/^\circ$ ) ze vzdálenosti 220 cm. Test obsahoval pro každou prostorovou frekvenci

osu úrovní kontrastu, přičemž byla hodnocena poslední rozlišená úroveň (proband během vyšetření určoval, které ze dvou prezentovaných polí obsahuje mřížku o daném kontrastu, a které je rovnoměrně šedé). Výsledky byly přepočítány na logaritmus CS,  $\log CS$ .



Obr. 14 – Přední část tabule CSV-1000E pro vyšetření fotopické kontrastní citlivosti. [63]

Mezopická CS byla vyšetřena na přístroji Mesotest® II, který poskytuje standardizované mezopické podmínky s možností oslnění. Přístroji Mesotest® II je podrobněji věnována kap. 3.3. Před samotným vyšetřením proběhla adaptace na tmou v podobě 5 minut. Během vyšetření byly testovány čtyři úrovně kontrastu Landoltova prstence s poměrem jasu prstence a pozadí 1:23, 1:5, 1:2,7, 1:2, a to nejprve v sérii bez oslnění a následně v sérii s oslněním. Za každého kontrastu byl stanoven počet správně rozpoznaných orientací prstence z celkem pěti prezentací. Pro vyhodnocení CS se zvolilo celkové skóre definované počtem všech správně rozpoznaných orientací prstence v dané sérii. Maximální možné skóre v jedné sérii tedy mohlo být 20. Nejnižší skóre představovalo číslo 0, což znamenalo, že vyšetřovaný nerozpoznal správně orientaci ani jednoho znaku, a to v součtu přes všechny úrovně kontrastu.

### 5.1.2 Analýza dat

Naměřená data byla souhrnně popsána pomocí průměru a směrodatné odchylky, případně pomocí mediánu a kvartilů u nenormálně rozdělených dat. Normalita naměřených dat byla hodnocena Shapiro-Wilkovým testem. Pro porovnání dat mezi jednotlivými typy IOL byla použita jednofaktorová metoda analýzy rozptylu (ANOVA) v případě normálně rozdělených dat nebo Mann-Whitneyho U test v ostatních případech. Pro porovnání opakovaných měření na tomtéž subjektu byla použita ANOVA pro opakovaná měření u normálně rozdělených dat nebo Friedmanův neparametrický test v ostatních případech. Všechny statistické testy proběhly na hladině významnosti 0,05, v textu jsou též uvedeny mezní hladiny významnosti  $p$ , při kterých by právě došlo k zamítnutí testované hypotézy.

## 5.2 Výsledky

### Subjektivní refrakce a adice

Hodnoty subjektivně stanovené refrakce a optimální adice pro jednotlivé studované IOL jsou shrnuty v Tab. 1. Statistická analýza (jednofaktorová ANOVA) v souladu s údaji z tabulky prokázala, že ve skupině s IOL PanOptix je SE signifikantně posunut do hypermetropických hodnot ( $p = 0,0005$ ), tento posun je v průměru významný též klinicky. V případě cylindrické části korekce nebyl prokázán signifikantní rozdíl ( $p = 0,4$ ).

Stanovená adice na vzdálenost 60 cm se mezi oběma IOL významně nelišila (Mann-Whitneyův U test,  $p = 0,08$ ), na vzdálenosti 33 cm však již byl zjištěn signifikantní rozdíl ( $p = 0,0004$ ), přičemž vyšších hodnot dosahovala u čoček Vivity. Tento rozdíl je značný a významný i z klinického hlediska. Zatímco u IOL PanOptix adice nepřekročila +0,5 D, u Vivity dosahovala až +1,75 D. Hodnoty adice pro jednotlivé čočky a vzdálenosti udává Tab. 2.

Tab. 1 – Průměrné hodnoty a směrodatné odchylky (SD) sférického ekvivalentu (SE) a cylindrické složky (C) subjektivně stanovené korekce pro subjekty s implantovanou čočkou AcrySof® IQ Vivity® a AcrySof® IQ PanOptix®.

Typ IOL	SE		C	
	Průměr (D)	SD (D)	Průměr (D)	SD (D)
Vivity	-0,42	0,25	-0,42	0,41
PanOptix	0,14	0,30	-0,25	0,31

Tab. 2 – Medián a 1. a 3. kvartil hodnot adice pro 60 cm a 33 cm pro subjekty s implantovanou čočkou AcrySof® IQ Vivity® a AcrySof® IQ PanOptix®.

Typ IOL	Adice na 60 cm			Adice na 33 cm		
	Medián (D)	1. kvartil (D)	3. kvartil (D)	Medián (D)	1. kvartil (D)	3. kvartil (D)
Vivity	0,125	0,00	0,25	1,375	1,25	1,69
PanOptix	0,000	0,00	0,00	0,250	0,00	0,25

### **Zraková ostrost**

Na vzdálenost 5 m a 60 cm nebyl mezi oběma typy IOL zjištěn významný rozdíl v logMAR ani bez korekce, ani s korekcí (Mann-Whitneyův U test,  $p > 0,20$ ). V případě pracovní vzdálenosti 33 cm však byla zjištěna signifikantně nižší VA bez korekce u čoček Vivity ( $p = 0,0057$ ). Při použití odpovídající adice však ani na tuto vzdálenost nebyl rozdíl ve zrakové ostrosti významný ( $p = 0,70$ ). Dále byla srovnávána hodnota logMAR u čočky PanOptix bez optimální adice a Vivity s optimální adicí na 33 cm. V tomto případě nebyl zjištěn signifikantní rozdíl ( $p = 0,069$ ). Výsledky měření jsou shrnuty v Tab. 3, Tab. 4 a Tab. 5.

Tab. 3 – Medián a 1. a 3. kvartil hodnot nekorigované a korigované zrakové ostrosti na vzdálenost 5 m pro subjekty s implantovanou čočkou AcrySof® IQ Vivity® a AcrySof® IQ PanOptix®.

<b>Zraková ostrost na 5 m (logMAR)</b>						
Typ IOL	Nekorigovaná			Korigovaná		
	Medián	1. kvartil	3. kvartil	Medián	1. kvartil	3. kvartil
Vivity	0,050	0,00	0,10	-0,100	-0,10	-0,10
PanOptix	0,100	0,00	0,20	0,000	-0,10	0,10

Tab. 4 – Medián a 1. a 3. kvartil hodnot nekorigované a korigované zrakové ostrosti na vzdálenost 60 cm pro subjekty s implantovanou čočkou AcrySof® IQ Vivity® a AcrySof® IQ PanOptix®.

<b>Zraková ostrost na 60 cm (logMAR)</b>						
Typ IOL	Nekorigovaná			Korigovaná		
	Medián	1. kvartil	3. kvartil	Medián	1. kvartil	3. kvartil
Vivity	0,050	0,00	0,10	-0,100	-0,10	-0,03
PanOptix	0,000	-0,10	0,10	0,100	-0,10	0,10

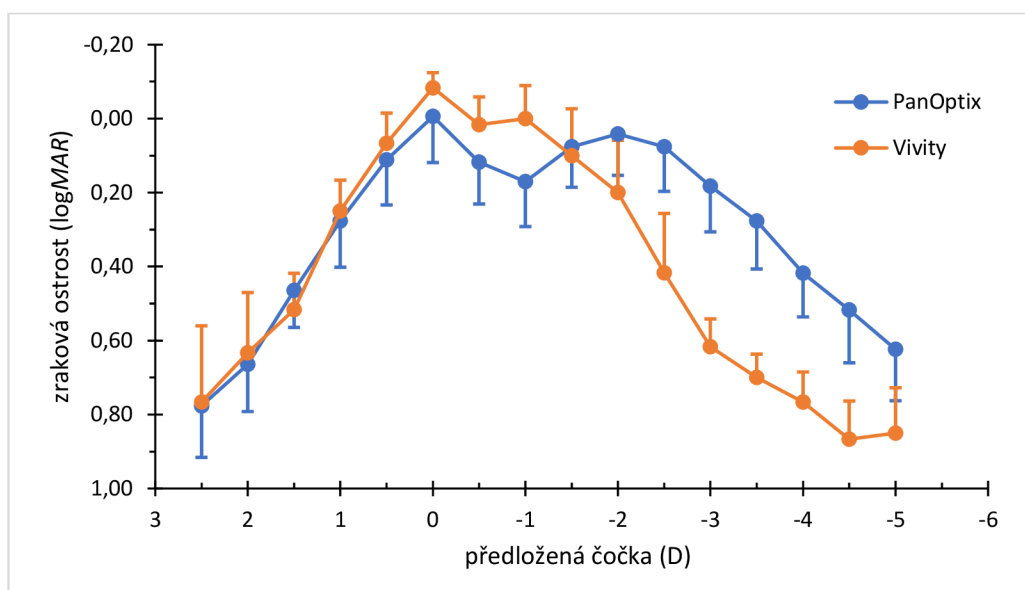
Tab. 5 – Medián a 1. a 3. kvartil hodnot nekorigované a korigované zrakové ostrosti v logMAR na vzdálenost 33 cm pro subjekty s implantovanou čočkou AcrySof® IQ Vivity® a AcrySof® IQ PanOptix®.

<b>Zraková ostrost na 33 cm (logMAR)</b>						
Typ IOL	Nekorigovaná			Korigovaná		
	Medián	1. kvartil	3. kvartil	Medián	1. kvartil	3. kvartil
Vivity	0,400	0,30	0,58	0,050	0,00	0,10
PanOptix	0,100	0,10	0,20	0,100	0,00	0,10



## Defokusační křivka

Naměřené defokusační křivky jsou vyobrazeny na Obr. 15. Statistická analýza prokázala jak u IOL Vivity, tak u PanOptix, že se hodnoty logMAR v závislosti na předložené čočce významně mění (Friedmanův neparametrický test,  $p < 0,0001$  pro obě čočky). Z grafů na Obr. 15 je vidět, že výkon čoček při simulaci myopie (kladné hodnoty předložených čoček), při vidění na dálku a při simulaci až po střední vzdálenost (předložené čočky od 0 D až do  $-2,0$  D) je téměř stejný. Naopak výkon při simulovaném vidění do blízka (od  $-2,5$  D do  $-4,5$  D, tj. od 40 cm po 22 cm) se u obou čoček zřetelně liší. Toto potvrdilo i post-hoc párové srovnání VA pomocí Mann-Whitneyho U testu s Bonfferoniho korekcí na opakované testování (hladina významnosti upravena na  $0,05/16 = 0,00313$ ). Bylo zjištěno, že logMAR se mezi oběma typy IOL liší pro hodnoty předložené čočky od  $-2,5$  D do  $-4,5$  D včetně. Mimo tento rozsah nebyl prokázán signifikantní rozdíl.



Obr. 15 – Defokusační křivky čoček AcrySof® IQ Vivity® a AcrySof® IQ PanOptix® ve formě závislosti zrakové ostrosti (logMAR) na předložené dioptrické hodnotě (D).

*Hodnoty na osách x a y jsou v obráceném pořadí.*

## Fotické fenomény

V případě čoček Vivity žádný z probandů neudával vjem kruhů, 4 ze 6 (67 %) očí udávali pouze vjem paprsků. Oproti tomu s čočkami PanOptix všech 17 očí udávalo jak

vjem kruhů, tak paprsků. V kvalitě fenoménu je tedy mezi oběma čočkami zřetelný rozdíl. Rozsah pozorovaných paprsků s korekcí i bez korekce udává Tab. 6. Statistická analýza nepotvrdila, že by se v tomto parametru IOL signifikantně lišily (Mann-Whitneyho U test,  $p = 0,25$  bez korekce a  $p = 0,31$  s korekcí). V případě kruhů byl rozsah vždy maximálně do 2°. Výsledek byl téměř stejný bez korekce i s korekcí. Ačkoliv se typ a rozsah fenoménu v závislosti na okolním osvětlení zásadně neměnil (v Tab. 6 jsou uváděné parametry vždy bez okolního osvětlení), při zapnutém mírném osvětlení byly fenomény subjektivně vnímány jako méně rušivé.

*Tab. 6 – Medián a 1. a 3. kvartil rozsahu paprsků bez korekce a s korekcí pro subjekty s implantovanou čočkou AcrySof® IQ Vivity® a AcrySof® IQ PanOptix®.*

Rozsah paprsků (°)						
Typ IOL	Bez korekce			S korekcí		
	Medián	1. kvartil	3. kvartil	Medián	1. kvartil	3. kvartil
Vivity	1,250	0,13	3,50	1,250	0,13	3,50
PanOptix	2,000	2,00	6,00	2,000	2,00	4,00

### **Aberace**

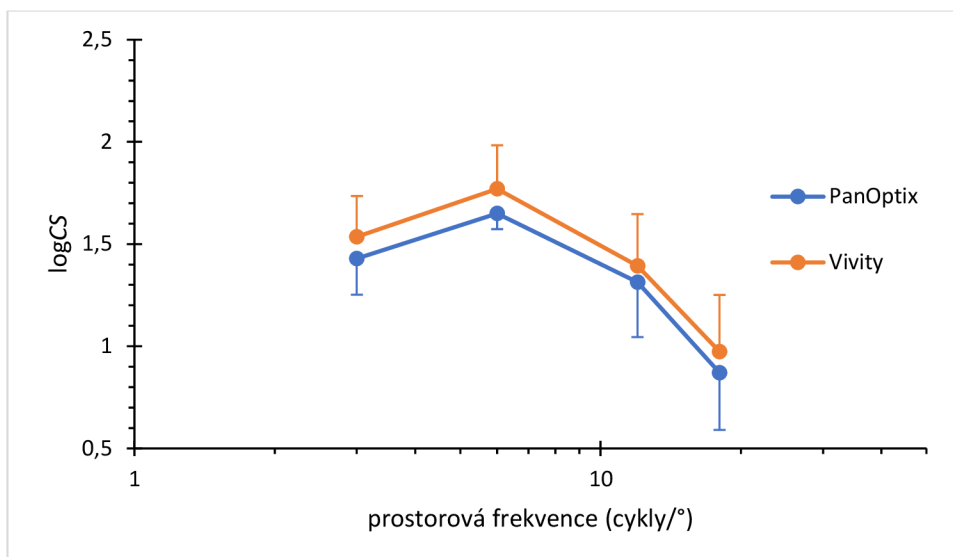
Průměrné hodnoty, směrodatné odchylky, mediány a 1. a 3. kvartily parametrů charakterizujících aberační stav očí s jednotlivými IOL jsou uvedeny v Tab. 7. Statistická analýza neprokázala u sledovaných veličin mezi studovanými IOL žádné signifikantní rozdíly (Mann-Whitneyův U test pro komu a trefoil,  $p = 0,90$  a  $p = 0,18$ ; ANOVA pro ostatní, vždy  $p > 0,09$ ).

Tab. 7 – Průměr, směrodatná odchylka (SD), medián a 1. a 3. kvartil RMS pro celkové aberace (total), LOA, koma, trefoil, sférickou aberaci a Strehlov poměr pro subjekty s implantovanou čočkou AcrySof® IQ Vivity® a AcrySof® IQ PanOptix®. Všechny hodnoty odpovídají průměru pupily 3 mm.

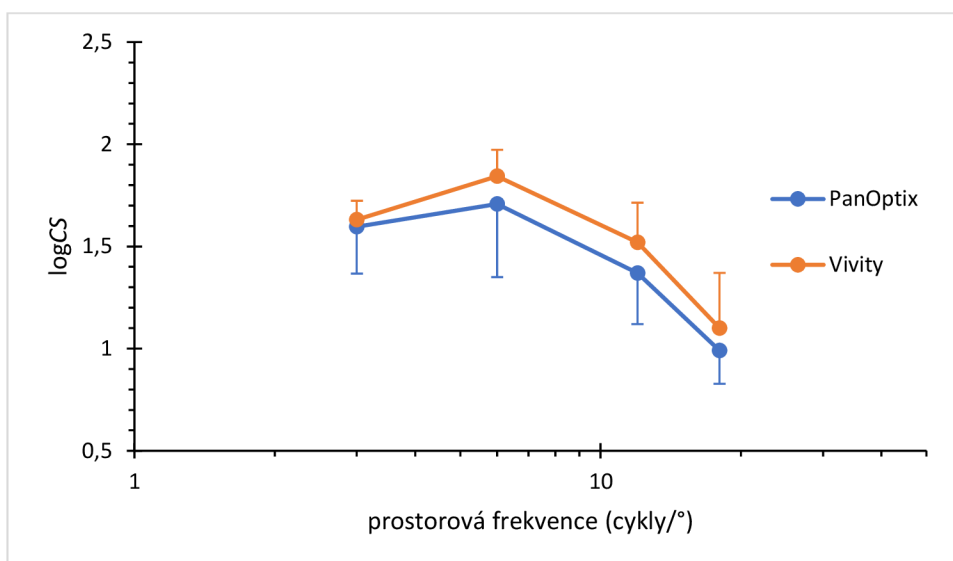
Typ čočky		RMS [ $\mu\text{m}$ ]					Strehlov poměr
		Total	LOA	Koma	Trefoil	Sférická aberace	
Vivity	Průměr	0,31	0,29	0,07	0,05	-0,01	0,24
	SD	0,13	0,14	0,08	0,06	0,01	0,02
	Medián	0,36	0,35	0,03	0,03	-0,01	0,24
	1. kvartil	0,21	0,2	0,03	0,01	-0,02	0,23
	3. kvartil	0,4	0,39	0,06	0,06	0	0,25
PanOptix	Průměr	0,22	0,18	0,07	0,11	0,02	0,34
	SD	0,09	0,09	0,06	0,1	0,06	0,19
	Medián	0,24	0,19	0,05	0,07	-0,01	0,29
	1. kvartil	0,18	0,15	0,03	0,04	-0,02	0,21
	3. kvartil	0,27	0,26	0,07	0,17	0,04	0,41

### **Fotopická kontrastní citlivost**

Průběh průměrných hodnot fotopické logCS v závislosti na prostorové frekvenci bez korekce a s korekcí je zachycen na Obr. 16 a Obr. 17. Z grafů je vidět, že u obou typů IOL se CS s prostorovou frekvencí významně mění, avšak vzájemné rozdíly mezi oběma křivkami jsou minimální, přičemž PanOptix vykazuje mírně nižší hodnoty. Statistická analýza potvrdila závislost logCS na prostorové frekvenci (Friedmanův neparametrický test,  $p < 0,0017$  ve všech případech), rozdíl mezi jednotlivými IOL však nebyl potvrzen ( $p > 0,11$  pro párová srovnání na všech prostorových frekvencích s i bez korekce).



Obr. 16 – Grafy závislosti fotopické kontrastní citlivosti ( $\log CS$ ) na prostorové frekvenci (cyklus/°) čoček AcrySof® IQ Vivity® a AcrySof® IQ PanOptix® bez korekce.



Obr. 17 – Grafy závislosti fotopické kontrastní citlivosti ( $\log CS$ ) na prostorové frekvenci (cyklus/°) čoček AcrySof® IQ Vivity® a AcrySof® IQ PanOptix® s korekcí.

### Mezopická kontrastní citlivost a vliv oslnění

Hodnoty skóre zjištěné na přístroji Mesotest® II jsou pro obě IOL zaneseny do Tab. 8 a Tab. 9, a to jak pro případ bez oslnění, tak s oslněním, s korekcí i bez korekce. Párové srovnání skóre mezi jednotlivými IOL (Mann-Whitneyův U test), provedené samostatně pro každou ze čtyř uvažovaných situací (bez a s korekcí, bez a s oslněním)

prokázalo v případě bez korekce signifikantní rozdíl jen při oslnění ( $p = 0,027$ ), bez oslnění rozdíl nebyl prokázán ( $p = 0,28$ ). Při použití korekce byl zjištěn signifikantní rozdíl jak bez, tak s oslněním (vždy  $p = 0,007$ ). Rozdíly mezi čočkami jsou patrné z tabulek – Vivity vykazuje lepší skóre, a tedy lepší CS ve všech případech, přičemž největší rozdíly jsou zaznamenány při oslnění.

*Tab. 8 – Medián a 1. a 3. kvartil hodnot skóre na přístroji Mesotest® II bez korekce pro subjekty s implantovanou čočkou AcrySof® IQ Vivity® a AcrySof® IQ PanOptix® v případě bez a s oslněním.*

Typ IOL	Skóre bez oslnění, bez korekce			Skóre s oslněním, bez korekce		
	Medián (D)	1. kvartil (D)	3. kvartil (D)	Medián (D)	1. kvartil (D)	3. kvartil (D)
Vivity	17,00	11,00	19,25	14,00	9,00	18,50
PanOptix	12,00	7,00	19,50	0,00	0,00	8,00

*Tab. 9 – Medián a 1. a 3. kvartil hodnot skóre na přístroji Mesotest® II s korekcí pro subjekty s implantovanou čočkou AcrySof® IQ Vivity® a AcrySof® IQ PanOptix® v případě bez a s oslněním.*

Typ IOL	Skóre bez oslnění, s korekcí			Skóre s oslněním, s korekcí		
	Medián (D)	1. kvartil (D)	3. kvartil (D)	Medián (D)	1. kvartil (D)	3. kvartil (D)
Vivity	20,00	19,00	20,00	16,00	11,75	20,00
PanOptix	9,00	3,00	15,00	0,00	0,00	6,50

### 5.3 Diskuze

Naše studie prokázala, že mezi oběma typy čoček existují rozdíly jak ve zrakové ostrosti, tak ve velké části dalších sledovaných parametrů. Potvrdily se očekávané rozdíly

u nekorigované VA na blízkou vzdálenost (40 cm a méně), u střední pracovní vzdálenosti a do dálky nebyl rozdíl zaznamenán. V souladu s tímto zjištěním byla též skutečnost, že hodnota naměřené adice na vzdálenost 33 cm byla u Vivity výrazně vyšší oproti IOL PanOptix. U kvantitativních fotických fenoménů nebyl zjištěn podstatný rozdíl mezi oběma IOL. Byl ale patrný vliv na jejich kvalitu – u čočky PanOptix se vyskytovaly jak kruhy, tak paprsky, a to u všech probandů, zatímco u Vivity byl udáván pouze vjem paprsků. Korekce neměla specifický dopad ani na kvantitu, ani na kvalitu fenoménů. Oproti očekávání však u fotické CS a hodnot HOA nebyly zjištěny významné rozdíly. Naopak se předpoklad lepších hodnot CS u Vivity potvrdil za mezopických podmínek, přičemž rozdíl byl patrný nejvíce v případě oslnění, kde PanOptix zcela selhávala.

Z výsledků experimentální části vyplývá, že trifokální čočka PanOptix, i dle ostatních studií [45, 47] poskytuje pohodlné vidění na všechny měřené vzdálenosti (5 m, 60 cm, 33 cm) i bez použití korekce vzhledem k její konstrukci. Vivity poskytuje bez korigované VA plynulý rozsah vidění díky prodlouženému ohnisku pouze do 40 cm, a je u ní pro bližší pracovní vzdálenosti, než je tato, zapotřebí adice. V našem experimentu byla na 33 cm u IOL Vivity naměřena nejmenší adice o hodnotě 1,25 D, nejvyšší pak o hodnotě 1,75 D. Tyto údaje jsou v souladu se studii uvedenými v kap. 4.4 [38, 41], které u čočky Vivity uvádějí na 40 cm potřebnou adici o velikosti nejméně 1 D.

Výkon obou IOL, jenž byl simulován předřazením dioptrických hodnot ke stávající korekci na dálku, a vyobrazen pak pomocí defokusačních křivek, odpovídal jeho předpokladům. Ve studiích zmíněných dříve [43, 56] (Obr. 11 a Obr. 12) jsou křivky zobrazeny pouze v dioptrických hodnotách u Vivity od +0,5 D do -2,5 D a u PanOptix od +1,5 D do -2,5 D, nemohl se tak zpozorovat rozdíl ve výkonu na blízkou pracovní vzdálenost (méně než 40 cm). Náš experiment nabízí přímé srovnání defokusačních křivek pro obě sledované IOL, Vivity a PanOptix, od +2,5 D do -5 D, tedy i v oblasti blízkých pracovních vzdáleností. Právě v této oblasti, tj. od -2,5 D do -4,5 D, což odpovídá pracovním vzdálenostem od 40 cm po 22 cm, dominuje lepším výkonem čočka PanOptix.

U IOL Vivity se ale vyskytovaly lepší výsledky v kvalitě fotických fenoménů než u IOL PanOptix. U Vivity se nezobrazovaly rušivé kruhy okolo světla vůbec, zatímco u všech očí s Panoptix byl tento jev typickou součástí díky její difrakční konstrukci. Paprsky se zobrazovaly u obou IOL. Shrnující studie, mezi které patří i studie

Hovanesiana [58], ve většině případech posuzovaly výskyt fotických fenoménů a jejich míru pomocí dotazníkové formy (např. oslnění a halo efekt vyskytující se nikdy, vždy apod.). Našly se i takové studie [25], u kterých se fenomény hodnotily pomocí simulací softwarových programů. Neobjevila se však ale žádná studie, která by fotické fenomény kvantifikovala z pohledu Maddoxova kříže, jenž se ukázal jako velice spolehlivá metoda. Proto i ve výsledcích studie [58] byly nalezeny pouze obecné odpovědi typu menšího záznamu fotických fenoménů u čočky Vivity než u čočky PanOptix, což bylo v rámci naší studie také prokázáno. Konkrétní kvantitativní údaj o rozsahu oslnění nebo halo efektu ale zde nebyl uveden.

Aberace optického systému neměly u jednotlivých měření mezi oběma IOL signifikantní rozdíl nebo vyšší hodnoty HOA, které by mohly souviset právě s výskytem fotických fenoménů. Proto by možná z poznatků předešlých studií [25, 60] mohly být fotické fenomény typu paprsků těchto IOL způsobeny právě vlivem disperze akrylátového materiálu, a tedy jeho nízkým Abbeovým číslem. To, že se u některých očí s IOL Vivity neobjevily rušivé fenomény vůbec, by na druhou stranu mohlo souviset se subjektivní neuroadaptací jedinců. U měření aberací pro potvrzení či odvrácení souvislosti s výskytem fotických fenoménů, by bylo zapotřebí dalších studií, které budou sestaveny z více účastníků. Naše studie je totiž limitována nejen počtem probandů, ale tento konkrétní případ vyšetření aberací ještě i menším počtem měřených očí než v jiných částech tohoto experimentu, a to díky technickým komplikacím aberometru. Na druhou stranu v jiné experimentální části diplomové práce [64] zkoumající aberace čočky PanOptix počtu 9 očí po operaci katarakty u hypermetropických očí vyšly najevo mírně vyšší hodnoty HOA, než je populační průměr, což by mohlo být v souladu s vyšším výskytem fotických fenoménů. Fotické fenomény se ale v téže práci již nezkoumaly, proto by bylo stále zapotřebí dalších poznatků.

Fotická CS mezi oběma IOL nevykazovala signifikantně významný rozdíl v žádném ze zkoumaných případů bez a s korekcí. Avšak mezopická CS, tak jak vykazovaly i ostatní studie [30, 43, 56], byla lepší u IOL Vivity, a to zejména při oslnění. Snížená CS u trifokální IOL PanOptix může být způsobena její difrakční konstrukcí a jevem, kdy dochází ke snížení efektivní světelné energie dopadající na každou ohniskovou rovinu. Mezopické podmínky tento jev snížené CS u trifokální IOL ještě více utvrzují, jelikož při těchto podmínkách dochází ke zvětšení pupily oka, a zvyšují se tak navíc HOA. Dalším důvodem, proč je CS za mezopických podmínek a při oslnění lepší

u čočky Vivity, může být ten, že periferie této EDoF IOL má za cíl zachovat CS i při velkých zornicích, jelikož pro svůj funkční výkon využívá pouze malé centrální optické části. Tyto výsledky se pak pouze umocnily při použití korekce na dálku tím, že se vykorigovala odchylka refrakce očí, tudíž se vyeliminovala fluktuace, a projevil se tak pouze efekt samotné čočky.

Lze shrnout, že čočka PanOptix poskytuje pohodlné vidění na všechny vzdálenosti i bez použití korekce. Toto je však vykoupeno větším počtem optických fenoménů a významným zhoršením vidění za mezopických podmínek, zejména při oslnění. Oproti tomu Vivity bez nutnosti adice poskytuje plynulý rozsah vidění pouze do střední vzdálenosti, avšak vykazuje výrazně vyšší kvalitu vidění za šera a při oslnění. Vivity lze tedy oproti PanOptix doporučit osobám, u kterých lze předpokládat zvýšené nároky na vidění za zhoršených světelných podmínek, popř. za oslnění, jako jsou např. profesionální řidiči. Ze stejných důvodů je pro tuto skupinu čočka PanOptix nevhodná. Její uplatnění lze nalézt především u osob pracujících za dobrých světelných podmínek, které ale často střídají různé vzdálenosti včetně blízkých pracovních vzdáleností a chtějí se zbavit brýlové korekce.



## ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo porovnat dvě IOL, a to Vivity, čočku s prodlouženým ohniskem, a PanOptix, čočku trifokální. První část práce zahrnovala teoretický základ a poznatky dosud známých studií týkajících se zkoumaných čoček. Druhá část, experimentální, byla zaměřena na vyhodnocení a srovnání kvality zraku s čočkami Vivity a PanOptix a na následné porovnání výsledků našeho experimentu s dosud známými poznatky obsažené v teoretické části.

Přehled o základních charakteristikách IOL zahrnující např. materiály, ze které jsou čočky vyrobeny, nebo jejich funkční principy, byl popsán hned v úvodní kapitole. Druhá kapitola byla sestavena z informací o operativě umělých čoček, jež zahrnovala konkrétně indikaci operativy, její historii a metody užívané v současné době. Následující, třetí kapitola byla věnována hodnocení kvality zraku s IOL. V souvislosti s ní byly popsány pojmy, jako je VA, defokusační křivka, fotické fenomény, aberace a CS za fotopických a mezopických podmínek. V kapitole se rovněž nacházel popis přístroje Mesotest® II, který byl použit v experimentální části při vyšetření CS za mezopických podmínek doplněné jevem oslnění. Poslední kapitola teoretické části obsahovala popis zkoumaných IOL Vivity a PanOptix včetně jejich srovnání z dosavadních poznatků u pojmů rozepsaných ve třetí kapitole. Srovnání těchto dvou čoček sloužilo i jako předpoklad pro část experimentální.

V experimentální části práce byly srovnávány čočky Vivity a PanOptix. Porovnávaly se zde pooperační VA s korekcí a bez korekce, defokusační křivka, fotické fenomény, aberace a CS za fotopických a mezopických podmínek rovněž s korekcí a bez korekce. Mezopické podmínky byly vyšetřeny i s prvkem oslnění. VA se bez korekce na blízkou vzdálenost (33 cm) jevila jako lepší u čočky PanOptix, kde již čočka Vivity s viděním bez jakékoliv adice selhávala. Nejmenší potřebná adice na blízkou vzdálenost (33 cm) u čočky s prodlouženým ohniskem byla naměřena o hodnotě 1,25 D. Těmto výsledkům odpovídá i výkon čoček, jenž byl vyobrazen pomocí defokusačních křivek. Čočka Vivity vyobrazovala horší výkon pro hodnoty předložené čočky od  $-2,5$  D do  $-4,5$  D včetně, což simuluje rozsah pracovních vzdáleností od 40 cm do 22 cm. Na druhou stranu byly u této čočky na Maddoxově kříži v menším kvalitativním zastoupení zaznamenány rušivé fotické fenomény než u čočky PanOptix. Fotické fenomény byly v tomto experimentu subjektivně registrovány jako paprsky nebo kruhy okolo světla,

avšak kruhy se u čočky Vivity nevyskytovaly u žádného z probandů. Navíc u čočky Vivity v některých případech nebyly fenomény registrovány vůbec. Aberace obou typů čoček nebyly naměřeny nijak s větší odchylkou nebo mimo hodnoty normy. Avšak v CS byly rozdíly již patrné, kde lepšími výsledky disponovala čočka Vivity zejména za mezopických podmínek při oslnění.

Vyplyvá z toho, že čočka PanOptix poskytuje pohodlné vidění na všechny tři vzdálenosti (dálka, střední vzdálenost, blízko) i bez použití korekce, ale není vhodná pro profesionální řidiče zejména při řízení za šera, a to díky většímu kvalitativnímu výskytu fotických fenoménů a horší CS za mezopických podmínek při oslnění. U čočky Vivity je do blízka již zapotřebí adice, ale zato poskytuje lepší podmínky pro řízení za zhoršených světelných podmínek než čočka trifokální. Před samotnou implantací je třeba, dle mého názoru, při možném výběru mezi těmito dvěma IOL, dobře zvážit požadavky klienta na vidění a správně zhodnotit zejména jeho pracovní prostředí, aby byl s výsledkem co nejvíce spokojen.

## SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] Kuchynka P. Oční lékařství. 2. přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada Publishing a.s.; 2016.
- [2] Heissigerová J. Oftalmologie: pro pregraduální i postgraduální přípravu. 2. aktualiz. a dopl. vyd. Praha: Maxdorf; 2021.
- [3] AcrySof® IQ Monofocal and AcrySof® IQ Toric IOLs. My Alcon Professionals. <https://www.myalcon.com/uk/professional/cataract-surgery/iols/acrysof-iq-monofocal/>. [online 2.4.2024].
- [4] Chlumská R. Jaké jsou rozdíly mezi multifokálními nitroočními čočkami. MY EYE. 2022. <https://www.myeye.cz/jake-jsou-rozdily-mezi-multifokalnimi-nitroocnimi-cockami/>. [online 17.10.2023].
- [5] Osobní konzultace s MUDr. Dorotou Stodůlkovou. Oční klinika Fakultní nemocnice Olomouc (leden–březen 2024).
- [6] Rozsival P. Oční lékařství. 2. přeprac. vyd. Praha: Galén; 2017.
- [7] Kanclerz P, Toto F, Grzybowski A, Alio JL. Extended Depth-of-Field Intraocular Lenses: An Update. Asia Pac J Ophthalmol (Phila). 2020;9:e194-202. doi: 10.1097/APO.0000000000000296.
- [8] Hycl J, Trybučková L. Atlas oftalmologie. 2. vyd. Praha: Triton; 2008.
- [9] Hejcmanová D. Implantace nitrooční čočky. Scan. 2008;4:7-8.
- [10] Šedý zákal – implantace nitrooční čočky. Nitrooční operace. Oční klinika Zlín. 2024. <https://www.klinikazlin.cz/operace-sedeho-zakalu>. [online 5.4.2024]
- [11] Cionni RJ. Get to Know the Defocus Curve. Cataract & Refractive Surgery Today. 2010.
- [12] Kohnen T, Lemp-Hull J, Suryakumar R. Defocus curves: focusing on factors influencing assessment. J Cataract Refract Surg. 2022;48:e961-8. doi: 10.1097/j.jcrs.0000000000000906.

- [13] Pluháček F. Fyziologická optika: Zraková ostrost a její měření. Výukové materiály k předmětu Fyziologická optika. Katedra optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci. Olomouc; 2019.
- [14] Hrušková J, Jakubík J, Hendrych M et al. Fyziologie: Vyšetření zrakové ostrosti a barvocitu. MUNI MED. 2021;24. [https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/lfjs21/fyziologie/web/pages/24\\_zrakova\\_ostrost.html](https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/lfjs21/fyziologie/web/pages/24_zrakova_ostrost.html). Online [25.2.2024].
- [15] Severa D, Veselý P, Beneš P. Základy metod korekce refrakčních vad: Stanovení naturální zrakové ostrosti. Lékařská fakulta Masarykovy univerzity. 2016. [https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/lfjs16/refrakcni\\_vady/web/pages/03-naturalni-zrakova-ostrost.html](https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/lfjs16/refrakcni_vady/web/pages/03-naturalni-zrakova-ostrost.html). Online [25.2.2024].
- [16] Tchah H, Nam K, Yoo A. Predictive factors for photic phenomena after refractive, rotationally asymmetric, multifocal intraocular lens implantation. *Int J Ophthalmol.* 2017;10:e241-5. doi: 10.18240/ijo.2017.02.10.
- [17] Lamba A, Pereira A, Varma D, Shahidi A, Smith D, Ahmed IIK. Retrospective analysis on the visual outcomes and photic phenomena following bilateral extended depth of focus intraocular lens implants. *Can J Ophthalmol.* 2020;55:e126-30. doi: 10.1016/j.jcjo.2019.07.024.
- [18] Shafer BM, Puls-Boever K, Berdahl JP et al. Defocus Curve of Emerging Presbyopic Patients. 2023;17:e843-7. doi: 10.2147/OPTH.S400194.
- [19] Espaillet A, Coelho C, Batista MJM, Perez O. Predictors of Photic Phenomena with a Trifocal IOL. *Clin Ophthalmol.* 2021;15:e495-503. doi: 10.2147/OPTH.S282469.
- [20] Aslam TM, Dhillon B. Principles of pseudophakic photic phenomena. *Ophthalmologica.* 2004;218:e4-13. doi: 10.1159/000074560.
- [21] Schwiegerling J. Recent developments in pseudophakic dysphotopsia. *Curr Opin Ophthalmol.* 2006;17:e27-30. doi: 10.1097/01.icu.0000193065.09499.7e.
- [22] Megiddo-Barnir E, Alió JL. Latest Development in Extended Depth-of-Focus Intraocular Lenses: An Update. *Asia Pac J Ophthalmol (Phila).* 2023;12:e58-79. doi: 10.1097/APO.0000000000000590.

- [23] Meacock WR, Spalton DJ, Khan S. The effect of texturing the intraocular lens edge on postoperative glare symptoms: a randomized, prospective, double-masked study. *Arch Ophthalmol* 2002;120:e1294-8. doi: 10.1001/archopht.120.10.1294.
- [24] Arnold PN. Photic phenomena after phacoemulsification and posterior chamber lens implantation of various optic sizes. *J Cataract Refract Surg* 1994;20:e446-50. doi: 10.1016/s0886-3350(13)80182-4.
- [25] Lee YW, Choi CY, Moon K et al. Clinical outcomes of new multifocal intraocular lenses with hydroxyethyl methacrylate and comparative results of contrast sensitivity, objective scatter, and subjective photic phenomena. 2022;22:e379. doi: 10.1186/s12886-022-02600-x.
- [26] Aslam TM, Dhillon B, Tallentire VR, Patton N, Aspinal P. Development of a forced choice photographic questionnaire for photic phenomena and its testing – repeatability, reliability and validity. *Ophthalmologica*. 2004;218:e402-10. doi: 10.1159/000080944.
- [27] Karhanová M, Marešová K, Pluháček F, Mlčák P, Vlácil O, Šín M. Význam úhlu kappa pro centraci multifokálních nitroočních čoček. *Čes. a Slov. Oftal.* 2013;2:64-8.
- [28] Giers BC, Khoramnia R, Varadi D et al. Functional results and photic phenomena with new extended-depth-of-focus intraocular Lens. *BMC Ophthalmol*. 2019;19:e197. doi: 10.1186/s12886-019-1201-3.
- [29] Moshirfar M, Hoggan RN, Muthappan V. Angle Kappa and its importance in refractive surgery. *Oman J Ophthalmol*. 2013;6:e151-8. doi: 10.4103/0974-620X.122268.
- [30] Schwiegerling J, Gu X, Hong X, Lemp-Hull J, Mohinder Merchea M. *Optical Principles of Extended Depth of Focus IOLs*. Alcon Inc. 2020;8.
- [31] Osobní konzultace s doc. RNDr. Mgr. Františkem Pluháčkem, Ph.D., Přírodovědecká fakulta Univerzity Palackého v Olomouci (březen 2024).
- [32] Deshpande R, Satijia A, Dole K, Mangiraj V, Deshpande M. Effects on ocular aberration and contrast sensitivity after implantation of spherical and aspherical monofocal intraocular lens - A comparative study. *Indian J Ophthalmol*. 2022;70:e2862-5. doi: 10.4103/ijo.IJO\_19\_22.

- [33] Sevik MO, Turhan SA, Toker E. Clinical outcomes with a low add multifocal and an extended depth of focus intraocular lenses both implanted with mini-monovision. *Eye (Lond)*. 2022;36:e1168-77. doi: 10.1038/s41433-021-01600-3.
- [34] Plaza-Puche AB, Alio JL, Sala E, Mojzis P. Impact of low mesopic contrast sensitivity outcomes in different types of modern multifocal intraocular lenses. *Eur J Ophthalmol*. 2016;26:e612-7. doi: 10.5301/ejo.5000777.
- [35] OCULUS, spol. s r.o. OCULUS Mesotest® II. OCULUS®. 2024. <https://cz.oculus.de/cz/produkty/pristroje-testujici-zrak/mesotest-ii/vyznacne-vlastnosti/>. Online [26.2.2024]
- [36] Asare FA, Anderson RS, Mulholland PJ, Little JA. Mesopic conditions optimise the detection of visual function loss in drivers with simulated media opacity. *Sci Rep*. 2022;13165:e. doi: 10.1038/s41598-022-17448-w.
- [37] Osobní konzultace s Ing. Jan Suchomel, Alcon Pharmaceuticals (Czech Republic) s.r.o. (únor 2024).
- [38] Arrigo A, Gambaro G, Fasce F, Aragona E, Figini I, Bandello F. Extended depth-of-focus (EDOF) AcrySof® IQ Vivity® intraocular lens implant: a real-life experience. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2021;259(9):e2717-22. doi: 10.1007/s00417-021-05245-6.
- [39] AcrySof IQ Vivity® IOL. My Alcon Professionals. <https://www.myalcon.com/international/professional/cataract-surgery/iols/vivity/>. [online 2.2.2024].
- [40] AcrySof® IQ PanOptix®. My Alcon Professionals. <https://www.myalcon.com/uk/professional/cataract-surgery/iols/panoptix/>. [online 2.2.2024].
- [41] Tognetto D, Giglio R, Giacinto Ch et al. Profile of a new extended range-of-vision IOL: a laboratory study. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2022;260(3):e913-6. doi: 10.1007/s00417-021-05426-3.
- [42] Baur I, Auffarth G, Łabuz G, Khoramnia R. Unilateral implantation of a new non-diffractive extended range-of-vision IOL in a young patient with Curschmann-Steinert

myotonic dystrophy. *Am J Ophthalmol Case Rep.* 2021;22:e1-6. doi: 10.1016/j.ajoc.2021.101109.

[43] Bala C, Poyales F, Guarro M. Multicountry clinical outcomes of a new nondiffractive presbyopia-correcting IOL. *J Cataract Refract Surg.* 2022;48:e136-43. doi: 10.1097/j.jcrs.0000000000000712.

[44] Bhasin Pu, Sarkar D, Bhasin Pr, Dhanapal PP, Ubhal GN, Bhargava M. Visual performance and patient satisfaction with AcrySof® IQ Vivity® IOL: Experience from a tertiary care center in central India. *Indian J Ophthalmol.* 2024;72:e554-7. doi: 10.4103/IJO.IJO\_1018\_23.

[45] Gundersen KG, Potvin R. Trifocal intraocular lenses: a comparison of the visual performance and quality of vision provided by two different lens designs. *Clin Ophthalmol.* 2017;11:e1081-7. doi: 10.2147/OPTH.S136164.

[46] Kohnen T. First implantation of a diffractive quadrafocal (trifocal) intraocular lens. *J Cataract Refract Surg.* 2015;41(10):2330-2. doi: 10.1016/j.jcrs.2015.11.012.

[47] Lapid-Gortzak R, Bhatt D, Sanchez JG et al. Multicenter visual outcomes comparison of 2 trifocal presbyopia-correcting IOLs: 6-month postoperative results. *J Cataract Refract Surg.* 2020;46(11):e1534-42. doi: 10.1097/j.jcrs.0000000000000274.

[48] García-Pérez JL, Gros-Otero J, Sánchez-Ramos C, Blázquez V, Contreras I. Short term visual outcomes of a new trifocal intraocular lens. *BMC Ophthalmol.* 2017;17:72. doi: 10.1186/s12886-017-0462-y.

[49] Baur ID, Auffarth GU, Weijia Y, Grzegorz Ł, Khoramnia R. Visualization of Ray Propagation through Extended Depth-of-Focus Intraocular Lenses. *Diagnostics* 2022;12:e2667. doi: 10.3390/diagnostics12112667.

[50] Fernández-Vega-Cueto L, Madrid-Costa D, Alfonso-Bartolozzi B, Vega F, Millán MS, Alfonso JF. Optical and Clinical Outcomes of an Extended Range of Vision Intraocular Lens. *J Refract Surg.* 2022;38:e168-76. doi: 10.3928/1081597X-20220104-01.

[51] Jeon S, Choi A, Kwon H. Analysis of uncorrected near visual acuity after extended depth-of-focus AcrySof® Vivity™ intraocular lens implantation. *PLoS One.* 2022;17(11):e0277687. doi: 10.1371/journal.pone.0277687.

- [52] Nguyen MTD, Yuan PHS, Bachour K, Sierra MCA, Durr GM. Visual outcomes and rotational stability of a new non-diffractive extended-vision toric intraocular lens. *Can J Ophthalmol.* 2023;8:e4182-9. doi: 10.1016/j.jcjo.2023.05.010.
- [53] Barber KM, O'Connor S, Mackinder P, Chih A, Jones B. Rotational stability and refractive outcomes of the DFT/DATx15 toric, extended depth of focus intraocular lens. *Int Ophthalmol.* 2023;43:e2737-47. doi: 10.1007/s10792-023-02673-7.
- [54] Newsom TH, Potvin R. Evaluation of Quality of Vision and Visual Outcomes with Bilateral Implantation of a Non-Diffractive Extended Vision Intraocular Lens with a Target of Slight Myopia in the Non-Dominant Eye. *Clin Ophthalmol.* 2022;16:e183-90. doi: 10.2147/OPTH.S350850.
- [55] Středová M, Řeháková T, Veliká V, Rozsival P, Hejsek L, Jirásková N. Hodnocení rozptylu světla na sítnici, zrakové ostrosti, refrakce a subjektivní spokojenosti u pacientů po implantaci nitrooční čočky Acrysof IQ PanOptix. *Čes. a slov. Oftal.* 2019;6:e316-22.
- [56] Modi S, Lehmann R, Maxwell A. et al. Visual and Patient-Reported Outcomes of a Diffractive Trifocal Intraocular Lens Compared with Those of a Monofocal Intraocular Lens. *Ophthalmology.* 2021;128:e197-207. doi: 10.1016/j.ophtha.2020.07.015.
- [57] Guarro M, Sararols L, GJ et al. Visual disturbances produced after the implantation of 3 EDOF intraocular lenses vs 1 monofocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg.* 2022;48(12):e1354-9. doi: 10.1097/j.jcrs.0000000000000988.
- [58] Hovanesian JA, Jones M, Allen Q. The Vivity Extended Range of Vision IOL vs the PanOptix Trifocal, ReStor 2.5 Active Focus and ReStor 3.0 Multifocal Lenses: A Comparison of Patient Satisfaction, Visual Disturbances, and Spectacle Independence. *Clin Ophthalmol.* 2022;16:e145-52. doi: 10.2147/OPTH.S347382.
- [59] Velasco-Barona C, Corredor-Ortega C, Mendez-Leon A et al. Influence of Angle  $\kappa$  and Higher-Order Aberrations on Visual Quality Employing Two Diffractive Trifocal IOLs. *J Ophthalmol.* 2019;e7018937. doi: 10.1155/2019/7018937.
- [60] Schmid R, Borkenstein AF. Analysis of higher order aberrations in recently developed wavefront-shaped IOLs. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2022;260:e609-20. doi: 10.1007/s00417-021-05362-2.



[61] Yan W, Auffarth GU, Khoramnia R, Łabuz G. Spectral Effects and Range of Focus in a Multizonal-Refractive Intraocular Lens Compared with a Standard Trifocal Diffractive Design. *Ophthalmol Ther.* 2023;12:e1621-34. doi: 10.1007/s40123-023-00679-z.

[62] Pieh S, Weghaupt H, Skorpik C. Contrast sensitivity and glare disability with diffractive and refractive multifocal intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg.* 1998;24:e659-62. doi: 10.1016/s0886-3350(98)80261-7.

[63] Standardized Contrast Sensitivity Tests, CSV-1000E. VectorVision®. <https://www.vectorvision.com/csv1000-contrast-sensitivity/>. [online 4.4.2024]

[64] Essig P. Implantace multifokálních intraokulárních čoček u hypermetropických pacientů s kataraktou [diplomová práce]. Olomouc: Přírodovědecká fakulta Univerzity Palackého v Olomouci; 2018.