

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE



TEZE K DISERTAČNÍ PRÁCI

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta biomedicínského inženýrství
Katedra přírodovědných oborů

Ing. Eliška Palkovičová

VÝVOJ METODY PRO MĚŘENÍ POLOHY NITROOČNÍ ČOČKY

Development of the method for the measurement
of intraocular lens position

Doktorský studijní program: Biomedicínská a klinická technika
Studijní obor: Biomedicínská a klinická technika

Teze disertace k získání akademického titulu "doktor", ve zkratce "Ph.D."

Kladno, listopad 2023

Disertační práce byla vypracována v prezenční a později kombinované formě doktorského studia na Katedře přírodovědných oborů Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze.

Uchazeč: Ing. Eliška Palkovičová
Katedra přírodovědných oborů
Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze
Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno

Školitel: MUDr. Jiří Cendelín, CSc.
Centrum mikrochirurgie oka Ofta
Sokolovská 82, 323 00 Plzeň

Školitel-specialista: prof. Ing. Jiří Novák, Ph.D.
Katedra fyziky
Fakulta stavební ČVUT v Praze
Thákurova 7, 166 29 Praha 6

Oponenti:
.....
.....

Teze byly rozeslány dne:

Obhajoba disertace se koná dne v hod. před komisí pro obhajobu disertační práce ve studijním oboru *Biomedicínská a klinická technika* v místnosti č. Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze.

S disertací je možno se seznámit na děkanátu Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze, na oddělení pro vědu, výzkum a zahraniční styky, nám. Sítná 3105 272 01 Kladno 2.

předseda komise pro obhajobu disertační práce
ve studijním oboru *Biomedicínská a klinická technika*
Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT
nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno 2

Obsah

1	Současný stav problematiky	5
1.1	Poloha nitrooční čočky v oku	5
1.2	Metody měření polohy nitrooční čočky v oku	6
2	Cíle práce.....	8
3	Metodika práce	9
3.1	Měření polohy nitrooční čočky na Purkyně-metru	9
3.1.1	Popis Purkyně-metru	9
3.1.2	Výpočet sklopení na Purkyně-metru.....	13
3.1.3	Výpočet decentrace na Purkyně-metru.....	13
3.2	Soubor pacientů	15
3.3	Měření polohy nitrooční čočky na předněsegmentovém OCT CASIA2.....	16
3.4	Statistické zpracování výsledků	16
4	Výsledky	17
4.1	Metodika vyšetření na dynamickém Purkyně-metru.....	17
4.2	Metodika zpracování výsledků	18
4.2.1	Stanovení sklopení IOL.....	18
4.2.2	Stanovení decentrace IOL	18
4.3	Výsledky studie.....	19
4.4	Diskuze k výsledkům.....	22
5	Závěr.....	27
	Literatura.....	28
	Seznam prací disertanta vztahujících se k disertaci.....	31

1 Současný stav problematiky

Katarakta neboli šedý zákal je jakékoli zkalení oční čočky [1]. Ve většině případů se jedná o věkem podmíněné, fyziologické stárnutí čočky způsobující progresivní zhoršování zrakové ostrosti, které může vést až k úplné ztrátě zraku. Prevalence katarakty u osob starších 70 let je 60-70 %, ale ke zkalení čočky může dojít i mnohem dříve [1, 2]. V současné době neexistuje účinná metoda prevence nebo farmakologické léčby katarakty – jediným efektivním řešením katarakty je operace [3]. Jedná se o nejčastěji prováděný chirurgický výkon vůbec, každoročně je na světě provedeno přes 26 milionů operací katarakty [3]. Cílem zákroku je odstranit zkalenou čočku a nahradit ji umělou nitrooční čočkou (IOL), která se implantuje do zachovalé části čočkového pouzdra.

V dnešní době však není operace katarakty již pouhým procesem odstranění zkalené čočky, ale stává se nedílnou součástí refrakční chirurgie. Kromě toho, že implantací přesně vypočítané nitrooční čočky lze korigovat refrakční vadu, je dnes možné přizpůsobit výběr designu čočky tak, aby byly co nejlépe korigovány i vybrané aberace vyšších řádů [4]. Některé pooperační komplikace spojené s operační technikou a designem umělých čoček však přetrvávají.

1.1 Poloha nitrooční čočky v oku

Aby se na sítnici vytvořil ostrý obraz, je potřeba, aby byla implantovaná čočka v čočkovém pouzdře umístěna správně (tzn. tak jak bylo zamýšleno při jejím výpočtu) a aby její poloha byla stabilní. Pokud je čočka vůči optické ose oka posunuta, dochází k degradaci kvality sítnicového obrazu, což negativně ovlivňuje výsledný zrakový vjem. Míra vlivu reálné pozice implantované nitrooční čočky na kvalitu vidění závisí na odchylkách od plánované pozice čočky a také na typu použité čočky [5].

V posledních letech neustále roste zájem o měření polohy IOL implantované během operace katarakty nebo během refrakční operace. Primární motivací tohoto rostoucího zájmu jsou stále nové a složitější designy nitroočních čoček, a to čoček korigujících sférickou aberaci rohovky (asférické designy) a čoček poskytujících větší hloubku ostrosti (EDOF a multifokální čočky). [4]

Poloha IOL nás zajímá z několika důvodů:

- vysvětlení refrakční odchylky
- zvážení způsobu řešení refrakční odchylky
- zpřesnění výpočtu IOL před operací druhého oka
- studium nových designů IOL
- optimalizace operačních postupů (provedení kapsulorhexe, umístění haptiků IOL).

Z literatury je zřejmé, že metody pro měření polohy nitrooční čočky zaznamenaly za poslední roky až desetiletí obrovský vývoj. S tím souvisí i množství publikovaných studií, v nichž byly používány při měření různé metody. Srovnatelnost těchto studií je však sporná, neboť napříč studiemi neexistuje pro určení sklopení a decentrace IOL univerzální referenční bod nebo osa.

Podle několika studií [6–8] existuje silná korelace mezi sklopením přirozené čočky a sklopením umělé nitrooční čočky – týká se to velikosti i směru sklopení. Hirnschall a kol. [7] naměřili předoperační a pooperační sklopení IOL v průměru o 5° směrem ven (tzn. nazální část čočky je

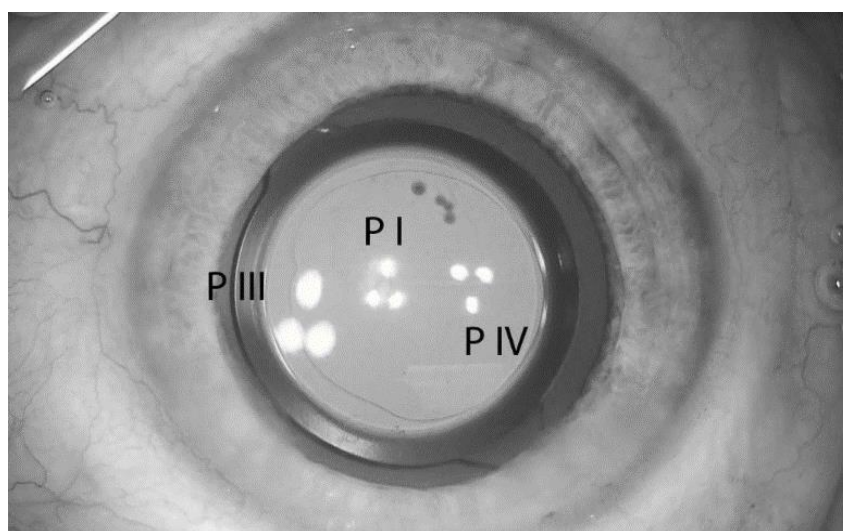
naklopena směrem dopředu), což potvrzuje relativní sklopení pupilární nebo optické osy vůči zrakové ose, a tedy umístění fovey temporálně. Znalost předoperačního sklopení tedy může pomoci předpovědět pooperační sklopení. V několika studiích byla zaznamenána zrcadlová symetrie polohy IOL mezi pravým a levým okem [4, 6–8, 12, 13].

Sklopení přirozené čočky je tedy samo o sobě příčinou sklopení nitrooční čočky. Další příčinou sklopení nebo decentrace IOL může být asymetrická fixace IOL (částečně v pouzdře a částečně v sulku) a trhlina kapsuly během kapsulorhexe [9]. Se sklopením IOL se dále může pojít PPV (pars plana vitrektomie) v anamnéze pacienta a malá axiální délka oka. Naopak velká axiální délka oka, silnější čočka nebo příliš velká kapsulorhexe mohou negativně ovlivnit decentraci IOL [10]. Na sklopení a decentraci IOL může mít vliv také laserové ošetření zadního pouzdra kvůli fibróze čočkového pouzdra [11].

1.2 Metody měření polohy nitrooční čočky v oku

V klinické praxi se pro měření polohy nitrooční čočky používají především metody založené na ultrazvukové biomikroskopii, na optické koherenční tomografii, na Scheimpflugově principu a na analýze polohy Purkyňových obrázků (tzv. Purkyně-metry) [10]. S výjimkou Purkyně-metrů jsou tyto metody spojeny s nákladným přístrojovým vybavením a většinou i složitým zpracováním výsledků.

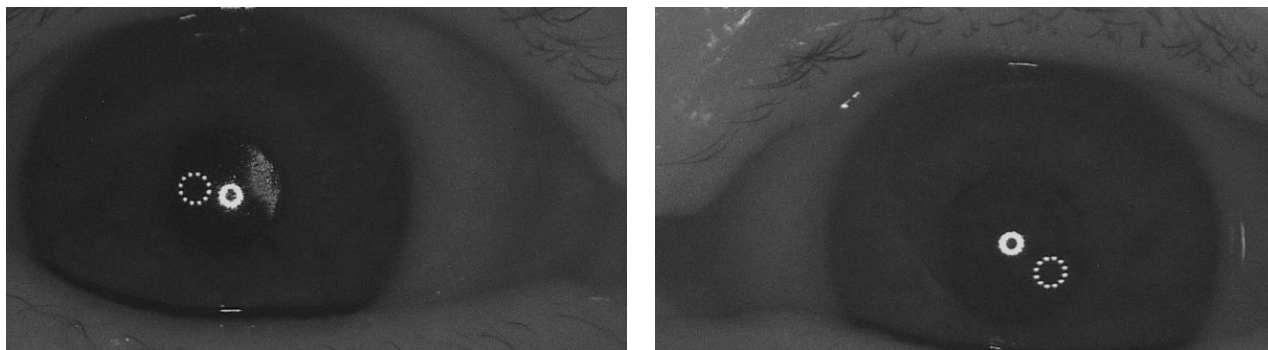
Purkyně-metry umožňují určit polohu nitrooční čočky v oku na základě analýzy Purkyňových obrázků – čtyř (resp. třech klinicky rozlišitelných) obrazů, které vznikají na základě odrazu světla z bodového zdroje na jednotlivých optických rozhraních v oku (obrázek č. 1). Jedná se o bezkontaktní metodu, systém je nekomerční a zatím využívaný jen experimentálně.



Obrázek č. 1: Purkyňovy obrázky vyvolané operačním mikroskopem po implantaci IOL (fotografie z operace)

V literatuře popsané Purkyně-metry mají statické uspořádání, tedy fixační podnět (nebo podněty) má pevně danou polohu. Tabernero s kolegy [14, 15] používají Purkyně-metr, jehož světelný zdroj se skládá z několika infračervených LED uspořádaných do půlkruhu. Systém je založený na snímání Purkyňových obrázků v devíti různých směrech fixace oka. Schaeffel [13] používá Purkyně-metr s bodovým infračerveným LED zdrojem a snímají polohu Purkyňových obrázků postupně pro tři různé směry fixace.

Omezením statických Purkyně-metrů je fakt, že přesnou vzájemnou polohu jednotlivých Purkyňových obrázků lze získat pouze za předpokladu, že design IOL umožňuje zobrazení všech (tj. všech třech viditelných) Purkyňových obrázků v oblasti dilatované zornice. Při pohledu pacienta před sebe je u nitroočních čoček s velkým zakřivením přední (resp. zadní) plochy třetí (resp. čtvrtý) Purkyňův obrázek příliš velký a při vyšetření je ho vidět jen část (obrázek č. 2 vlevo), nebo není vidět vůbec (obrázek č. 2 vpravo).



Obrázek č. 2: Lokalizace Purkyňových obrázků v situaci s příliš velkým P3 – vlevo je vidět pouze okraj P3 a vpravo není vidět P3 vůbec (fotografie z měření)

Cendelín s Koryntou a Bokem [16, 17] navrhli v 90. letech dynamický Purkyně-metr, který měl dvě složky: mechanické zařízení pro odečet polohy Purkyňových obrázků a počítačový program pro výpočet polohy čočky. Mechanické zařízení bylo tvořeno nástavcem na štěrbinovou lampu a polohu čočky zpracovával ray-tracingový program.

2 Cíle práce

Cílem disertační práce bylo vyvinout metodu měření polohy nitrooční čočky založenou na analýze Purkyňových obrázků, která umožní měření polohy čočky u pacientů i bez rozšíření zornice a bez použití drahého softwarového vybavení. Důraz byl kladen na dynamické uspořádání zařízení, tj. aby disponovalo pohyblivým fixačním podnětem, díky čemuž by bylo možné hodnotit i natolik decentrované či sklopené čočky, jejichž polohu by pomocí statického Purkyně-metru (s pevně daným fixačním podnětem) nebylo možné stanovit.

Dílčí cíle práce jsou:

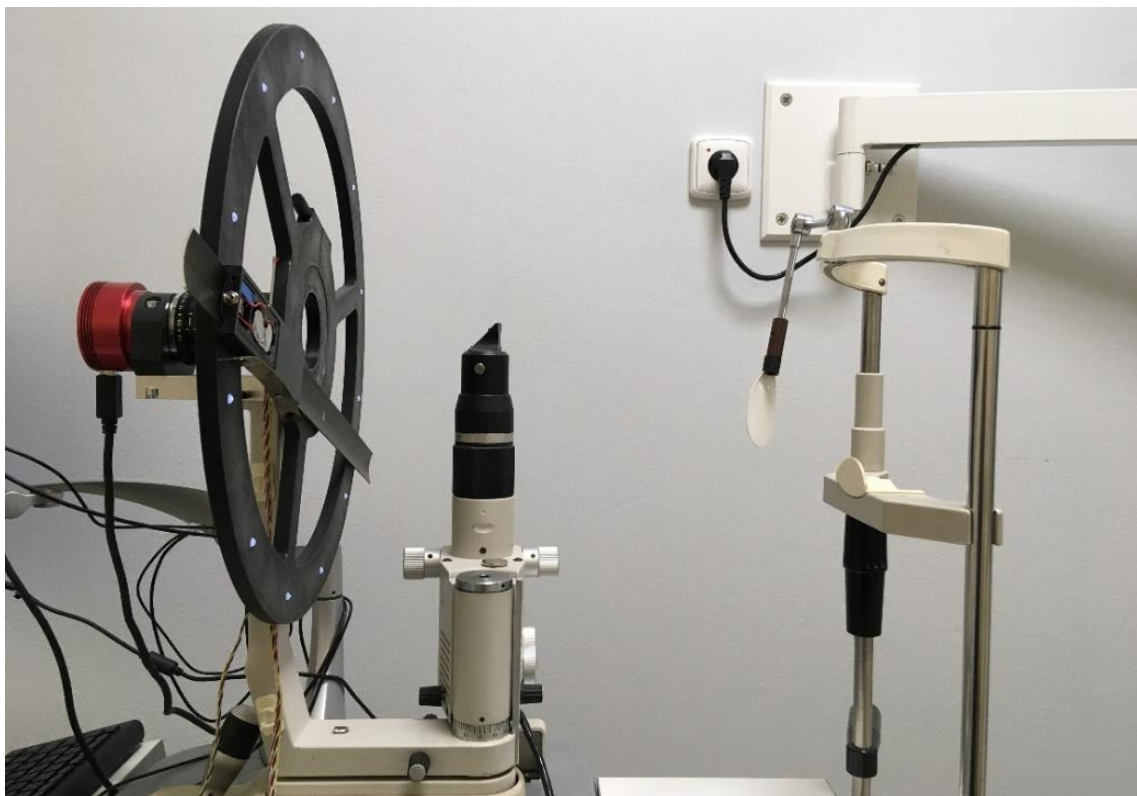
1. Vylepšit systém dynamického Purkyně-metru z 90. let.
2. Navrhnout metodiku vyšetření na dynamickém Purkyně-metru.
3. Navrhnout metodiku následného zpracování naměřených dat.
4. Ověřit metodu na souboru pseudofakických očí.
5. U souboru pseudofakických očí porovnat hodnoty sklopení a decentrace IOL naměřené pomocí dynamického Purkyně-metru s hodnotami získanými pomocí komerčně dostupného předněsegmentového optického koherenčního tomografu CASIA2 (Tomey Corp., Nagoya, Japonsko).

3 Metodika práce

3.1 Měření polohy nitrooční čočky na Purkyně-metru

3.1.1 Popis Purkyně-metru

Na pracovišti Ofta v Plzni byl postaven funkční vzorek dynamického Purkyně-metru (obrázek č. 3), jehož původní koncepci navrhli Korynta s Bokem a Cendelínem v 90. letech [16]. Při vývoji zařízení vycházeli z práce Phillipse a kol. *Measurement of intraocular lens decentration and tilt in vivo* (1988) [18].



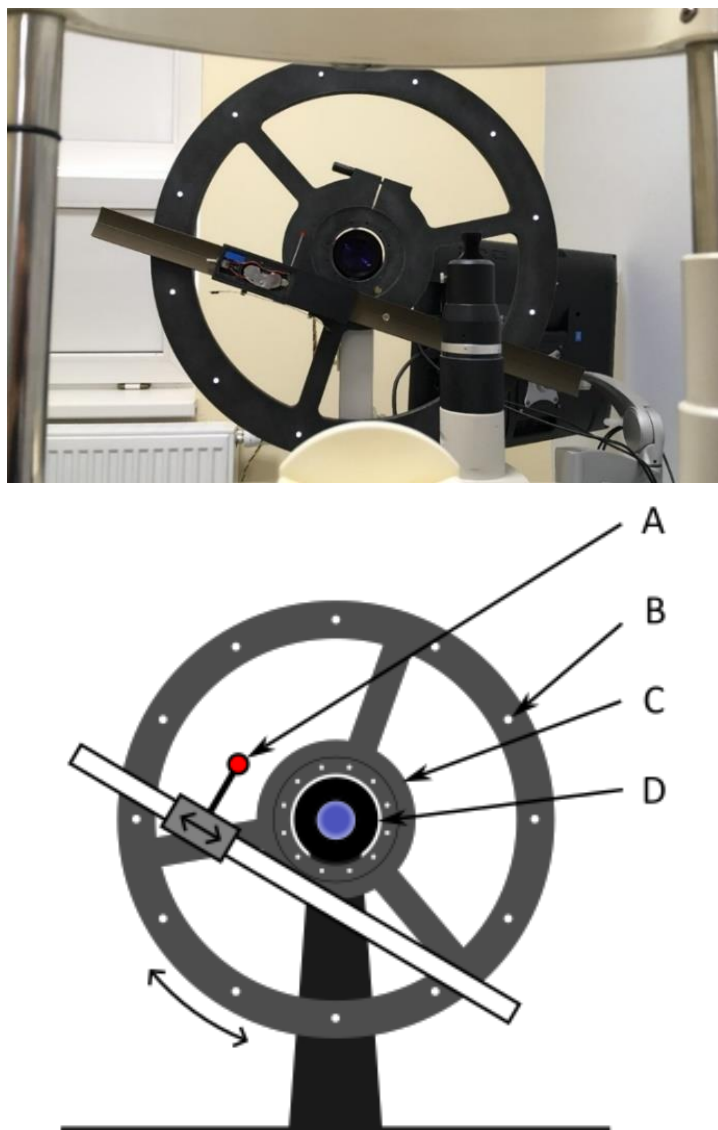
Obrázek č. 3: Dynamický Purkyně-metr

Pomocí Purkyně-metru jsou v oku vyvolány Purkyňovy obrázky, jejichž vzájemná poloha je změřena a následně počítačově zpracována nebo přepočtena na údaje o poloze nitrooční čočky. Mechanické zařízení na měření polohy Purkyňových obrázků je konstruováno jako nástavec štěrbinové lampy [16, 17]. Tělo Purkyně-metru je předozadně i laterálně pohyblivé (jako běžná štěrbinová lampa), aby bylo možné přesně zaostřit pozorovaný obraz – ovládá se pomocí joysticku. Dominantou Purkyně-metru je kotouč, na němž se nacházejí ovládací a osvětlovací prvky, které jsou popsány dále. Purkyňovy obrázky jsou vyvolány pomocí do kruhu uspořádaných infračervených LED diod umístěných v centrální části kotouče kolem průzoru pro kameru. Kotouč je otočný, s výjimkou centrální části s infračervenými LED diodami – ta má fixní polohu, aby vyvolané Purkyňovy obrázky byly stabilní. Reflexy jsou snímány na kameru, která je připojena k pohyblivému tělu Purkyně-metru v místě, kde je u běžné štěrbinové lampy umístěn mikroskop. Jedná se o kameru ZWO ASI224MC Color Camera 1,2M s vysokou citlivostí v near-IR oblasti a telecentrický objektiv Computar 55mm TEC-55. Obraz z kamery sleduje vyšetřující na monitoru

počítače. Aby byl zajištěn minimální pohyb hlavy pacienta, součástí zařízení jsou jako u většiny oftalmologických přístrojů hlavové opěrky pro bradu a čelo, k nimž je přimontována okluze pro nevyšetřované oko.

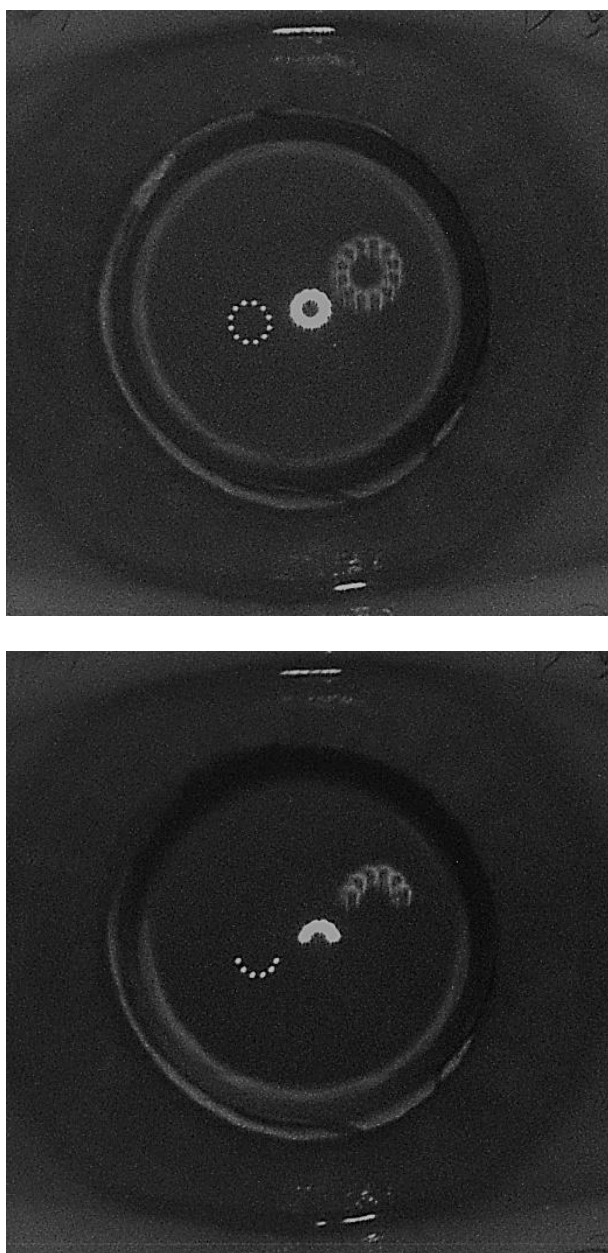
Ze strany pacienta jsou na kotouči vidět následující prvky (obrázek č. 4):

- červený světelný fixační podnět (A), kterým vyšetřující pohybuje a který má pacient za úkol po celou dobu vyšetření sledovat (pohyb fixačního podnětu se provádí laterálně pomocí „pacičky“ připojené k pravítku a současně se rukou otáčí celým kotoučem),
- při vnějším obvodu kotouče 12 do kruhu uspořádaných bílých LED diod (B) pro lepší osvětlení měřeného pole (primárně byly určeny pro centraci podle zornice, ale tento způsob hodnocení nakonec nebyl v této práci aplikován),
- kolem středového průzoru 12 do kruhu uspořádaných infračervených LED diod (C), které vyvolávají Purkyňovy obrázky a mají fixní polohu (tzn. vnitřní disk s IR LED se spolu s kotoučem neotáčí),
- ve středovém průzoru kotouče objektiv kamery (D).



Obrázek č. 4: Dynamický Purkyně-metr – pohled ze strany pacienta (fotografie a schéma)

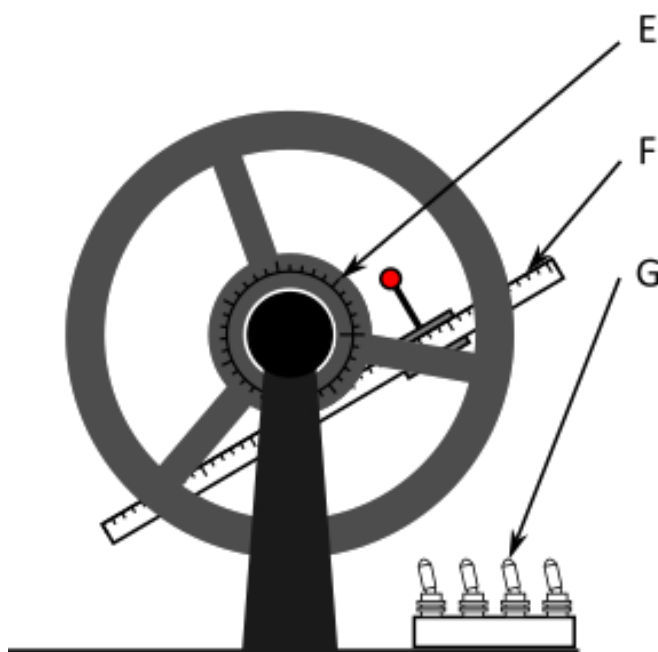
Součástí Purkyně-metru je ovládací panel se čtyřmi páčkovými spínači (na obrázku č. 6 označen jako G), který umožňuje nastavení režimu bílých a infračervených LED diod (pro každý typ diod dvě páčky). Bílé LED diody mohou být v režimu „vypnuto“ nebo „zapnuto s nižší intenzitou osvětlení“ nebo „zapnuto s vyšší intenzitou osvětlení“ – nastavuje se podle potřeby při konkrétním vyšetření tak, aby v oku vyvolané Purkyňovy obrázky měly na videozáznamu co nejvyšší kvalitu. Infračervené LED diody, které vyvolávají Purkyňovy obrázky, lze spustit v módu celých kruhů pro přesnější centraci Purkyňových obrázků nebo v módu půlkruhů pro snadnější identifikaci Purkyňových obrázků – u infračervených LED diod jsou k dispozici režimy „vypnuto“ nebo „celé kruhy“ nebo „půlkruhy“ nebo „inverzní půlkruhy“ (obrázek č. 5).



Obrázek č. 5: Purkyňovy obrázky vyvolané Purkyně-metrem – módy: celé kruhy a půlkruhy

Ze strany vyšetřujícího jsou na kotouči vidět tyto prvky (obrázek č. 6):

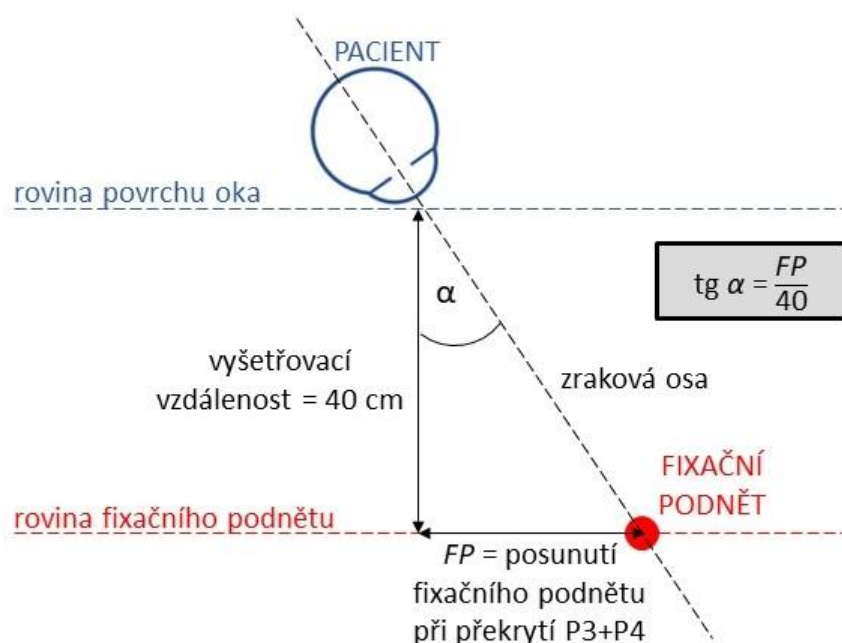
- úhloměr (E) o rozsahu 360°, který ukazuje míru pootočení kotoučem,
- lišta s pravítkem (F) se stupnicí -22 až +22 cm; lišta je posuvná a v jejím počátku (tj. 0 cm) se z druhé strany kotouče nachází fixační podnět,
- ovládací panel s páčkovými spínači (G) pro nastavení osvětlovacích prvků, viz výše.



Obrázek č. 6: Dynamický Purkyně-metr – pohled ze strany vyšetřujícího (fotografie a schéma)

3.1.2 Výpočet sklopení na Purkyně-metru

Sklopení čočky je charakterizováno dvěma hodnotami: velikost sklopení (°) a směr sklopení (°). Směr sklopení odpovídá úhlu naměřenému úhломěrem na Purkyně-metru v okamžiku, kdy je dosaženo superpozice P3 a P4. Velikost sklopení (α) lze vypočítat pomocí funkce tangens na základě znalosti vyšetřovací vzdálenosti (konstantně 40 cm) a polohy fixačního podnětu v momentě centrace P3 a P4 (hodnota byla odečtena ze stupnice na liště v průběhu měření) – situace je znázorněna na schématu níže (obrázek č. 7):



Obrázek č. 7: Schéma pro výpočet velikosti sklopení čočky naměřeného na Purkyně-metru

3.1.3 Výpočet decentrace na Purkyně-metru

Výpočet decentrace čočky byl náročnější. Podobně jako v případě sklopení, i decentrace je charakterizována dvěma hodnotami: velikost decentrace (mm) a směr decentrace (°).

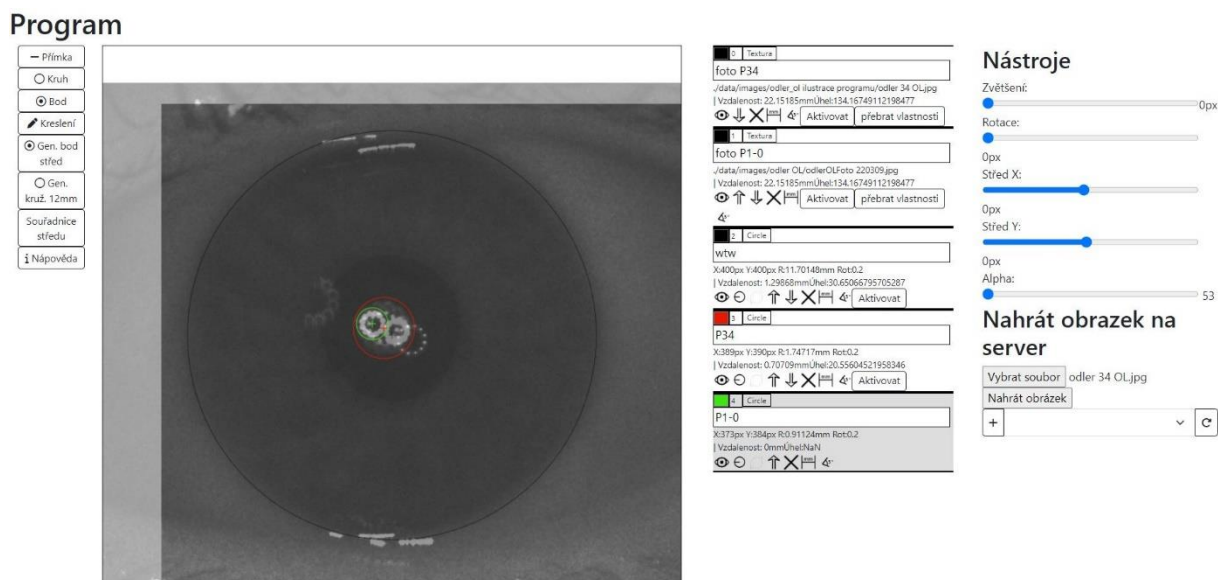
Decentrace čočky byla určována vzhledem ke zrakové ose (tj. vůči poloze 1. Purkyňova obrázku při pohledu pacienta rovně před sebe, tedy v okamžiku nulové rotace bulbu). Zvolení této referenční osy má své opodstatnění – přístroj CASIA2, s nímž je Purkyně-metr porovnáván, používá jako referenční osu *corneal vertex normal*. Vertex rohovky nelze při vyšetření na Purkyně-metru určit, proto byla jako referenční osa (pro účely porovnání výsledků měření s hodnotami z CASIA2) stanovena zraková osa, jejíž průsečík s rohovkou je dle literatury [19–21] nejbližším místem vertexu. Z literatury také víme, že rohovkový reflex (tj. první Purkyňův obrázek) je nejbližší zrakové ose, a proto je pro hodnocení polohy IOL brán jako reference právě 1. Purkyňův obrázek.

Ke zhodnocení decentrace nitrooční čočky byl použit program, který jsme již v minulosti využili pro hodnocení centrace provedené kapsulorhexe (tj. kruhový otvor vytvořený chirurgem v předním pouzdře čočky před odsátím čočkových hmot a následnou implantací IOL). Program byl vytvořen v aplikaci založené na technologiích JavaScript (ECMAScript 2022), HTML 5 a PHP 8.1. Program je nástroj pro prokládání a měření fotografií. Umožňuje uživatelům jednoduše označovat body, vytvářet přímky, kružnice a další prvky přímo na fotografiích. Díky tomu je ideální pro výpočet

vzájemné polohy a centrace libovolně proložených kružnic a elips přes vložené ilustrace či fotografie. Program poskytuje možnost měřit v metrických jednotkách různé vzdálenosti a úhly mezi stanovenými strukturami s přesností, díky stanoveným referenčním velikostem. V programu se pracuje ve vrstvách, jejichž pořadí lze měnit. Vrstvu je možné zvětšit či rotovat, zneviditelnit či upravit její transparentci, aby se dala přesněji nastavit vzájemná poloha objektů či vložených souborů ve dvou vrstvách.

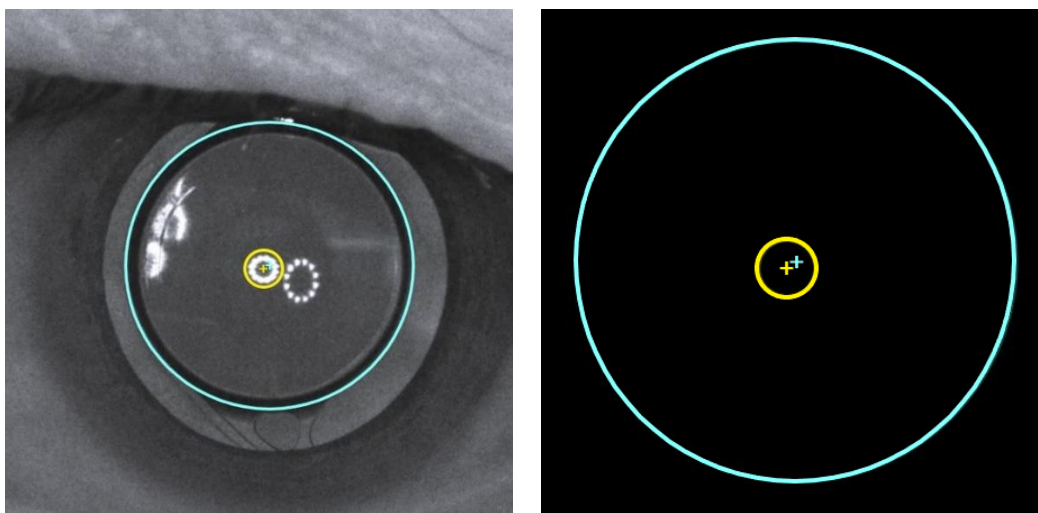
Pracovní postup v programu (obrázek č. 8):

1. Vložení referenční kružnice, jejíž průměr odpovídá průměru limbu rohovky (tj. rozměr *white-to-white*, v našem případě brán z optického biometru IOLMaster 700).
2. Vložení snímku oka s polohou Purkyňových obrázků zachycených při pohledu pacienta rovně před sebe; přizpůsobení velikosti snímku tak, aby referenční kružnice lemovala limbus rohovky.
3. Vložení snímku oka s polohou Purkyňových obrázků zachycených v okamžiku superpozice P3 a P4; přizpůsobení velikosti snímku tak, aby referenční kružnice lemovala limbus rohovky.
4. Korekce velikosti a umístění dvou vložených snímků oka tak, aby se co nejpresněji překrývaly (možnost využít nastavení transparency jednotlivých vrstev).
5. Proložení 1. Purkyňova obrázku ze snímku při pohledu rovně (zelenou) kružnicí – získáváme střed P1.
6. Proložení centrovaných Purkyňových obrázků P3 a P4 (červenou) kružnicí – získáváme střed superpozice P3 a P4.
7. Odečtení polohy středu superpozice P3 a P4 vzhledem k poloze středu P1 – získáváme finální hodnotu velikosti i směru decentrace IOL.



Obrázek č. 8: Zpracování snímků oka (z videozáznamu měření na Purkyně-metru) v programu – překrytí snímků oka při pohledu pacienta rovně před sebe a v okamžiku superpozice P3+P4

U všech očí s dostatečně velkou mydriázou (a tedy viditelným okrajem IOL) bylo doplněno měření decentrace reálného středu IOL vůči P1 při přímém pohledu pacienta. Pracovní postup navazoval na výše popsany – u snímku oka s polohou Purkyňových obrázků zachycených při pohledu pacienta rovně před sebe byl proložen okraj IOL kružnicí. Poloha středu této kružnice byla následně porovnána s polohou středu P1 ze stejného snímku (obrázek č. 9), a tím byla získána reálná hodnota velikosti decentrace IOL.



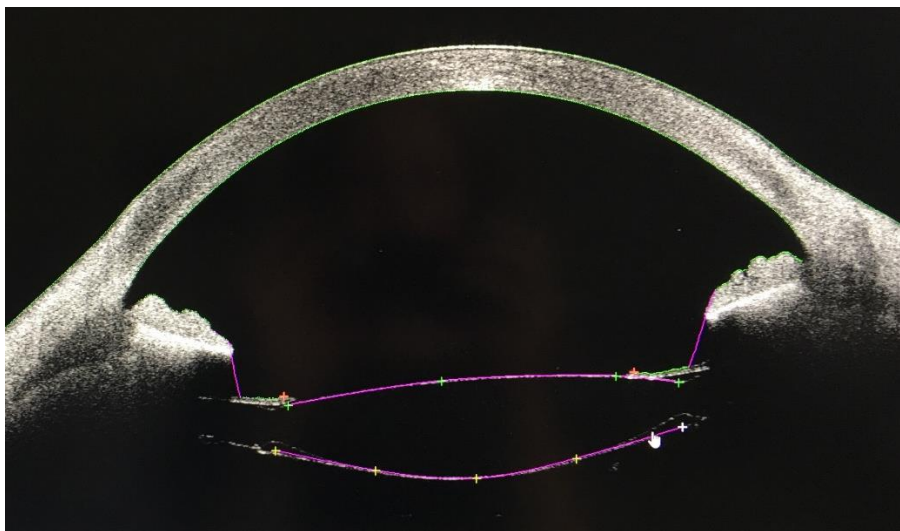
Obrázek č. 9: Stanovení decentrace IOL porovnáním reálného středu IOL vůči 1. Purkyňovu obrázku při fixaci pohledu pacienta rovně před sebe – vlevo snímek oka s dilatovanou zornicí a dobře viditelnou čočkou s vyznačeným okrajem IOL (tyrkysově) a P1 (žlutě), vpravo pouze proložené kružnice bez fotografie oka.

3.2 Soubor pacientů

Metoda dynamické Purkyně-metrie byla ověřena na souboru 65 očí 43 pacientů, kteří podstoupili operaci katarakty na jednom nebo obou očích a kteří neměli žádné další významné oftalmologické komorbidity. Veškerá měření probíhala v Centru mikrochirurgie oka Ofta v Plzni [22], kde byli pacienti rovněž operováni. Všichni pacienti byli poučeni o charakteru studie a podepsali informovaný souhlas se zařazením do studie. Pacienti byli rozděleni do dvou skupin podle toho, zda jim byla do oka implantována sférická nebo torická (tzn. astigmatismus korigující) umělá nitrooční čočka. Všechny implantované čočky byly monofokální, jednokusové, přičemž sférické IOL byly buď značky Sensor [23] nebo Acrysof [24] a torické buď enVista toric [25] nebo T-flex [26]. Všechny pacienty operoval stejný chirurg, stejnou operační technikou. Před měřením polohy čočky byla pacientům pro lepší přehlednost měření farmakologicky částečně rozšířena zornice (Unitropic 1%, gtt).

3.3 Měření polohy nitrooční čočky na předněsegmentovém OCT CASIA2

Poloha IOL byla u uvedeného souboru pacientů hodnocena také pomocí přístroje CASIA2 [27], což je předněsegmentové OCT, které na rozdíl od jiných komerčně dostupných systémů používaných pro měření polohy čočky dokáže automaticky detekovat hranice čočky bez nutnosti dalšího zpracování. V případě, že přístroj hranice čočky nerozpozná, je možné obrys čočky dokreslit manuálně. Následně přístroj sám vypočítá sklopení a decentraci čočky na základě naměřených dat v šestnácti různých řezech. Automatická detekce hranic IOL byla vždy zkontrolována u všech 16 řezů a dle potřeby byly obrysy nitrooční čočky upraveny manuálně (obrázek č. 10).



Obrázek č. 10: CASIA2 – manuálně dokreslené hranice IOL (fialově)

3.4 Statistické zpracování výsledků

Porovnání hodnot sklopení a decentrace IOL (velikost a směr) naměřených na CASIA2 a na dynamickém Purkyně-metru bylo provedeno na základě statistických testů [28]. Nejprve byly stanoveny průměry a směrodatné odchylky naměřených hodnot. Dále byla zpracována data se základním dělením dle metody (CASIA2 vs. Purkyně-metr), dle typu implantované čočky (sférická vs. torická) nebo dle vyšetřovaného oka (pravé vs. levé). K testování normality byl použit histogram, který při normálním rozdělení dat připomíná Gaussovu křivku, a dále bylo normální rozdělení dat ověřeno výpočtem pomocí Shapiro-Wilkova testu normality. Korelace dat byla hodnocena na základě korelačního diagramu a Pearsonova korelačního koeficientu – vyšší korelační koeficient znamená lepší korelaci dat. Párové hodnoty parametrů naměřených pomocí dvou metod byly v případě normální distribuce dat testovány párovým t-testem, nebo neparametrickým Wilcoxonovým párovým testem, pokud sledovaná veličina neodpovídala normálnímu rozdělení. Byla stanovena nulová hypotéza, že rozdíl středních hodnot je nulový, která byla potvrzena pro $p > 0,05$ (tj. rozdíl není považován za statisticky signifikantní) a zamítnuta pro $p < 0,05$. K vizualizaci rozdílu mezi hodnotami naměřenými pomocí dvou srovnávaných metod byl použit Bland-Altmanův graf [29].

4 Výsledky

Pro účely studie byl sestaven dynamický Purkyně-metr a byla vypracována metodika vyšetření a zpracování výsledků.

4.1 Metodika vyšetření na dynamickém Purkyně-metru

Byla vypracována metodika vyšetření na dynamickém Purkyně-metru:

- 1) Vyšetření se provádí v zatemněné místnosti.
- 2) Vyšetřující instruuje pacienta o průběhu vyšetření – pacient má po celou dobu vyšetření otevřené obě oči (z nichž jedno je zakryté), může mrkat dle potřeby a sleduje červený světelný fixační podnět, jímž vyšetřující během měření pohybuje.
- 3) Pacient se usadí na židli k Purkyně-metru, bradu a čelo opře o hlavové opěrky.
- 4) Vyšetřující nastaví výšku stolu a bradové opěrky tak, aby značka na hlavové opěrce byla v úrovni vnějšího koutku oka pacienta, a zakryje pacientovi nevyšetřované oko klapkou.
- 5) Vyšetřující zkontroluje na liště s pravítkem a na úhломěru nastavení fixačního podnětu do polohy „0“ a páčkovým spínačem u fixačního podnětu zapne červené světlo fixačního podnětu.
- 6) Pomocí ovládacího panelu s páčkovými spínači vyšetřující zapne IR LED diody v módu celých kružnic.
- 7) Vyšetřující spustí v počítači program pro živé snímání očí. Po celou dobu vyšetření sleduje vyvolané Purkyňovy obrázky na monitoru počítače.
- 8) Pokud je obraz snímaného oka na monitoru příliš temný, lze přisvětlit vyšetřované pole zapnutím bílých LED diod po obvodu kotouče pomocí ovládacího panelu s páčkovými spínači.
- 9) Pacient je instruován, aby se díval rovně před sebe na fixační podnět v nulové poloze, a vyšetřující nahrává videozáznam Purkyňových obrázků v módu celých kruhů.
- 10) Vyšetřující přepne IR LED diody do módu půlkruhů V módu půlkruhu identifikuje Purkyňovy obrázky, které bude vzápětí centrovat – 3. je větší z horních půlkruhů a 4. je převrácený, tj. dolní půlkruh.
- 11) Poté je pacient vyzván, aby pozoroval fixační podnět, s nímž vyšetřující pohybuje, dokud nedosáhne vzájemné centrace 3. a 4. Purkyňova obrázku. Pohyb fixačního podnětu vyšetřující provádí kombinací posuvného pohybu fixačním podnětem po liště s pravítkem a otáčením celého kotouče.
- 12) Pro přesné doladění centrace 3. a 4. Purkyňova obrázku vyšetřující přepne mód opět na celé kruhy.
- 13) V okamžiku superpozice 3. a 4. Purkyňova obrázku vyšetřující vypíná program pro živé snímání očí a ukládá videozáznam do paměti počítače pod anonymizovaným identifikačním číslem pacienta, s označením pravé/levé oko.
- 14) Vyšetřující si zaznamená naměřené hodnoty: z lišty s pravítkem hodnotu laterálního posunu (cm) a na úhломěru hodnotu úhlového posunu fixačního podnětu (°).
- 15) Vyšetřující vypne světlo fixačního podnětu a IR LED diody pomocí páčkových spínačů na fixačním podnětu a na ovládacím panelu.

4.2 Metodika zpracování výsledků

Byla vypracována metodika zpracování dat naměřených pomocí dynamického Purkyně-metru:

4.2.1 Stanovení sklopení IOL

- 1) Vyšetřující určí velikost sklopení IOL (α) výpočtem dle vzorce:

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{FP}{40} \quad (1)$$

Do vzorce dosadí za FP hodnotu laterálního posunu fixačního podnětu v centimetrech. Výslednou hodnotu velikosti sklopení α je potřeba převést z radiánů na stupně.

- 2) Vyšetřující určí směr sklopení IOL (β) výpočtem dle vzorce:

$$\beta = FP_{\text{ú}} + 180 \quad (2)$$

Do vzorce dosadí za $FP_{\text{ú}}$ hodnotu úhlového posunu fixačního podnětu ve stupních.

4.2.2 Stanovení decentrace IOL

- 1) Vyšetřující pořídí z videozáznamu vyšetření na Purkyně-metru screenshot úvodního rozložení Purkyňových obrázků (tj. ze záznamu při nulové fixační poloze); screenshot označí např. *foto1*.
- 2) Dále pořídí screenshot v okamžiku vzájemné centrace 3. a 4. Purkyňova obrázku; screenshot označí např. *foto34*.
- 3) Vyšetřující upraví pořízené screenshoty v editoru fotografií tak, aby získal na snímku co nejlepší kontrast očních struktur.
- 4) Další úkony pokračují v prostředí programu na webové stránce <https://eye.hatle.eu/>
- 5) Tlačítkem „Gen.Kruž.12mm“ vloží referenční kružnici, jejíž průměr upraví dle hodnoty *white-to-white* z IOLMasteru 700.
- 6) Tlačítkem „Vybrat soubor“ vloží *foto1* a stiskne „Nahrát obrázek“. Velikost fotografie upraví tak, aby referenční kružnice co nejlépe lemovala limbus rohovky.
- 7) Totéž zopakuje pro *foto34*.
- 8) Prostřednictvím posuvné ovládací lišty „Alfa“ upraví transparentci fotografie v horní vrstvě a případně i velikost fotografie tak, aby mohl co nejpřesněji překrýt korespondující struktury z *foto1* a *foto34*. Jako pomocné struktury lze použít např. limbus rohovky, spojivkové cévy, okraj IOL či astigmatické značky na torické IOL.
- 9) Vrstvu s *foto34* skryje zaškrtnutím příslušné ikony „oka“. Do *foto1* vloží tlačítkem „Kruh“ kružnici, jejíž průměr a souřadnice středu upraví tak, aby kružnice lemovala 1. Purkyňův obrázek (tj. nejmenší, nejjasnější).
- 10) Vrstvu s *foto1* skryje zaškrtnutím příslušné ikony „oka“. Vrstvu *foto34* zobrazí opětovným zaškrtnutím příslušné ikony „oka“. Do *foto34* vloží tlačítkem „Kruh“ kružnici, jejíž průměr a souřadnice středu upraví tak, aby kružnice lemovala 3. a 4. Purkyňův obrázek, které jsou v superpozici.
- 11) Vyšetřující aktivuje vrstvu s *foto1* a zaznamená hodnoty „Vzdálenost“ a „Úhel“ z vrstvy *foto34*, což jsou finální hodnoty velikosti a směru decentrace IOL vůči zrakové ose.

4.3 Výsledky studie

Celkem bylo do studie zařazeno 65 očí 43 pacientů, kteří byli rozděleni do dvou skupin podle typu implantované čočky (tabulka č. 1).

Tabulka č. 1: Charakteristika souboru pacientů

	sférické IOL	torické IOL
počet pacientů (muži/ženy)	9/10	9/15
počet očí (pravé/levé)	18/12	16/19
věk (roky, průměr ± SD)	74 ± 9	67 ± 11
počet dnů od operace (průměr ± SD)	140 ± 213	92 ± 113
optická mohutnost IOL (dioptrie, průměr ± SD)	21,7 ± 2,1	19,4 ± 5,3
optická mohutnost IOL (cyl. dioptrie, průměr ± SD)	---	2,8 ± 0,9
průměr rohovky (milimetry, průměr ± SD)	12,0 ± 0,4	11,8 ± 0,6

V následujících tabulkách (č. 2-4) jsou uvedeny výsledky vypočtených nebo naměřených hodnot.

Tabulka č. 2: Absolutní hodnoty rozdílů mezi hodnotami z Purkyně-metru a z CASIA2

absolutní hodnota rozdílu* (průměr ± SD)	sférické IOL	torické IOL	všechny IOL
velikost sklopení IOL (°)	0,6 ± 0,4	0,6 ± 0,4	0,6 ± 0,4
směr sklopení IOL (°)	10 ± 17	9 ± 9	9 ± 14
velikost decentrace IOL (mm)	0,20 ± 0,09	0,11 ± 0,08	0,15 ± 0,09
směr decentrace IOL (°)	17 ± 12	15 ± 12	16 ± 12

* rozdíl mezi hodnotami naměřenými na Purkyně-metru a na CASIA2

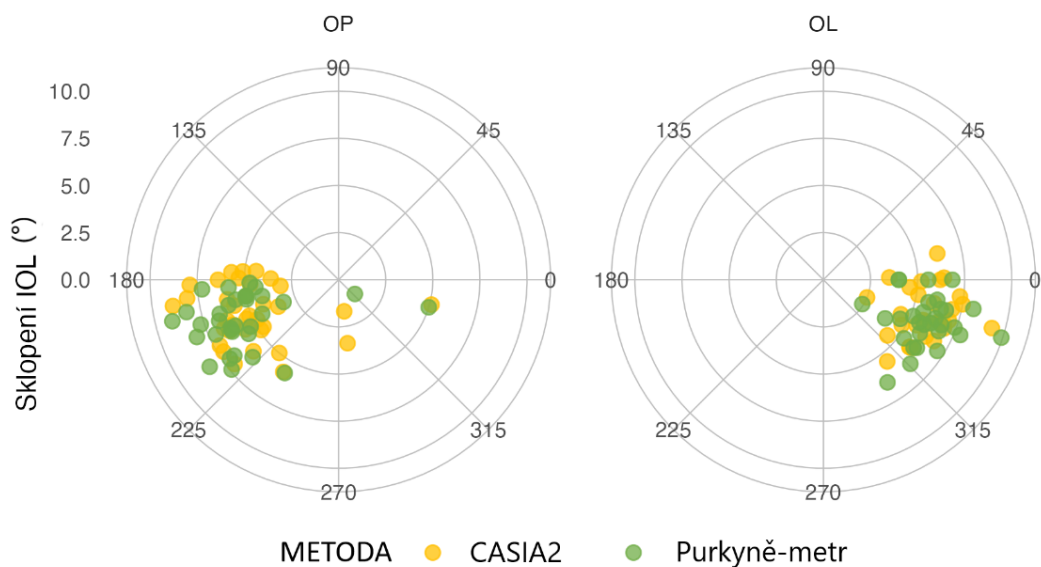
Tabulka č. 3: Korelační koeficienty pro vztah mezi hodnotami z Purkyně-metru a z CASIA2

korelační koeficient	sférické IOL	torické IOL	všechny IOL
velikost sklopení IOL	0,87	0,90	0,89
směr sklopení IOL	0,96	0,98	0,97
velikost decentrace IOL	0,88	0,85	0,83
směr decentrace IOL	0,98	0,98	0,98

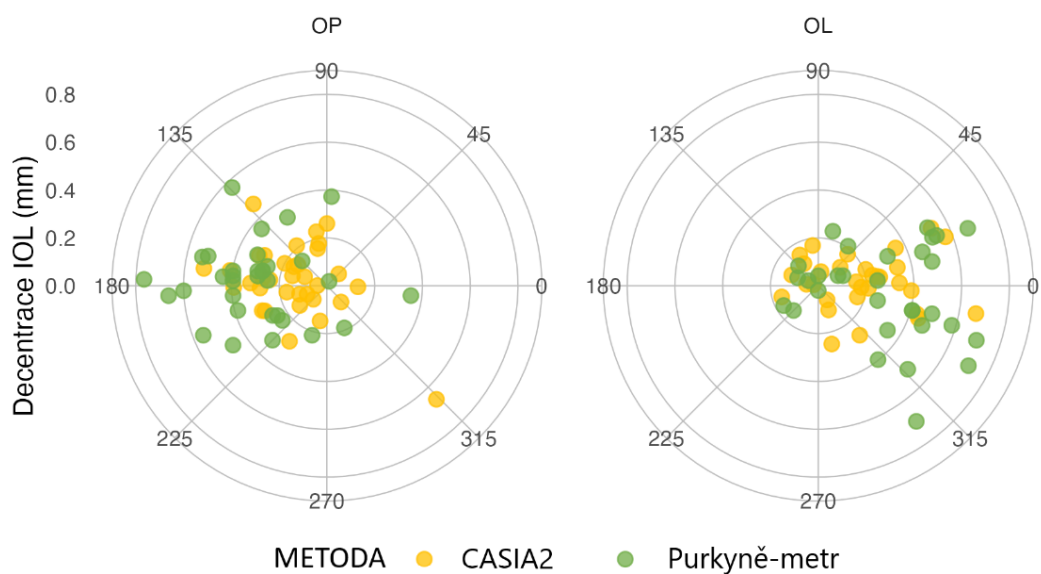
Tabulka č. 4: Statistická významnost rozdílů mezi hodnotami naměřenými na Purkyně-metru a na CASIA2 – párový t-test (t-t) nebo Wilcoxonův test (W-t) statisticky signifikantní ano/ne

párový test signifikantní	sférické IOL	torické IOL	všechny IOL
velikost sklopení IOL (t-t)	ne ($p = 0,386$)	ano ($p = 0,003$)	ano ($p = 0,006$)
směr sklopení IOL (W-t)	ne ($p = 0,223$)	ne ($p = 0,452$)	ne ($p = 0,825$)
velikost decentrace IOL (W-t)	ano ($p = 5,6 \times 10^{-9}$)	ano ($p = 4,8 \times 10^{-5}$)	ano ($p = 2,0 \times 10^{-13}$)
směr decentrace IOL (W-t)	ne ($p = 0,052$)	ne ($p = 0,341$)	ne ($p = 0,270$)

Pro názornost výsledků byly sestrojeny polární grafy zohledňující velikost i směr sklopení (graf č. 1), respektive decentrace IOL (graf č. 2). Vzdálenost mezi jednotlivými kružnicemi reprezentuje velikost sklopení 2,5°, respektive velikost decentrace 0,2 mm. Je zřejmá osová symetrie nálezu mezi pravým (OP) a levým (OL) okem.



Graf č. 1: Polární graf pro velikost a směr sklopení IOL podle použité metody

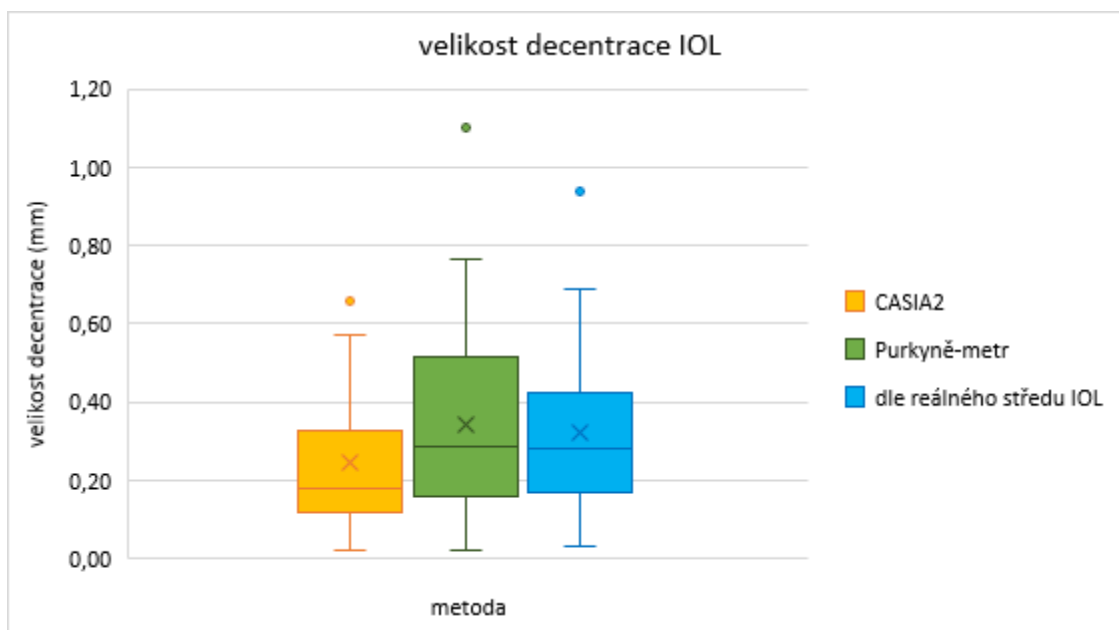


Graf č. 2: Polární graf pro velikost a směr decentrace IOL podle použité metody

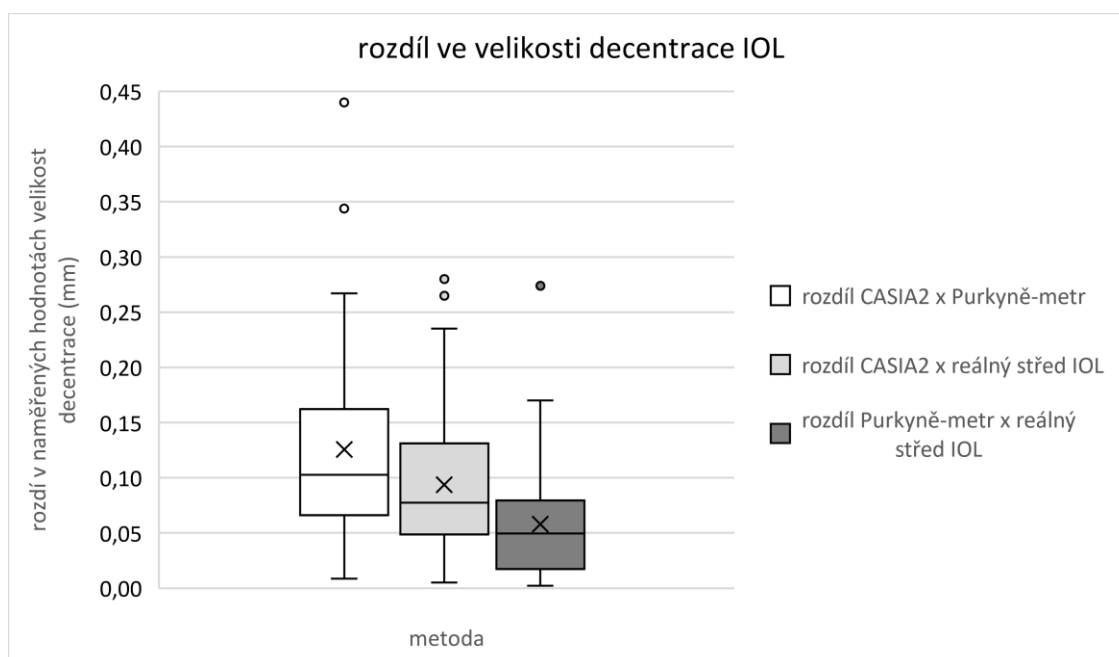
Dostatečnou mydriázu pro viditelnost okraje IOL měly 4 ze 30 očí se sférickou IOL a 34 z 35 očí s torickou IOL. Pro upřesnění výsledků velikosti decentrace bylo u všech těchto očí s viditelným okrajem IOL doplněno měření decentrace reálného středu IOL (identifikovaného podle okraje IOL) vůči středu P1 při přímém pohledu. Tabulka č. 5 shrnuje rozdíly ve výsledcích velikosti decentrace IOL podle jednotlivých metod: CASIA2, Purkyně-metr a podle reálného středu IOL. Uvedené výsledky jsou založeny pouze na skupině pacientů, kteří měli dostatečně velkou mydriázu pro viditelnost okraje IOL. Porovnání výsledků uvedených tří metod je znázorněno v grafech č. 3 a 4.

Tabulka č. 5: Porovnání rozdílů ve výsledcích velikosti decentrace IOL podle třech různých metod

	průměrný rozdíl a SD (mm)	korelační koeficient	Wilcoxonův test	statisticky významný rozdíl ?
CASIA2 vs. Purkyně-metr	0,13 ± 0,09	0,87	$p = 3,0 \times 10^{-5}$	ano
CASIA2 vs. reálný střed IOL	0,09 ± 0,07	0,90	$p = 8,2 \times 10^{-6}$	ano
Purkyně-metr vs. reálný střed IOL	0,06 ± 0,05	0,95	$p = 0,184$	ne



Graf č. 3: Porovnání velikosti decentrace IOL naměřené na přístroji CASIA2, na Purkyně-metru a dle reálného středu IOL



Graf č. 4: Porovnání rozdílů v naměřených hodnotách velikosti decentrace IOL mezi jednotlivými metodami

4.4 Diskuze k výsledkům

Byla vyvinuta metoda dynamické Purkyně-metrie a vytvořena metodika vyšetření polohy IOL a následného zpracování naměřených dat. Metoda byla ověřena porovnáním výsledků decentrace a sklopení IOL z Purkyně-metru a z CASIA2.

Na základě výsledků shrnutých v tabulce č. 4 lze usoudit, že diskrepance mezi hodnotami naměřenými na Purkyně-metru a CASIA2 byla vyšší u decentrace IOL oproti sklopení. U velikosti decentrace vyšel rozdíl dle párového testu statisticky signifikantní jak pro celý soubor, tak zvlášť pro skupiny pacientů se sférickou i s torickou IOL. Oproti tomu u velikosti sklopení vyšel rozdíl dle párového testu pro celý soubor a zvlášť pro torické čočky sice statisticky signifikantní, ale výsledné *p*-hodnoty byly o několik řádů nižší než u decentrace; u sférických IOL nebyl rozdíl statisticky významný. V případě směru sklopení a decentrace IOL nebyly rozdíly statisticky signifikantní, přesto však *p*-hodnoty vyšly příznivěji (tj. vyšší) pro sklopení IOL. Tyto výsledky lze zdůvodnit tím, že v případě metody dynamické Purkyně-metrie je sklopení IOL stanoveno výpočtem a není zatíženo chybami vzniklými při zpracování obrazu, jak je tomu při určování decentrace IOL.

V tabulce č. 4 je vidět, že diskrepance mezi hodnotami naměřenými uvedenými dvěma metodami byla vyšší u skupiny pacientů s implantovanou sférickou IOL. U všech sledovaných veličin kromě velikosti sklopení IOL byla zaznamenána vyšší *p*-hodnota u očí s torickou IOL, z čehož lze usoudit, že právě u torických IOL byla lepší shoda v datech naměřených pomocí Purkyně-metru a CASIA2. Diskrepanci lze vysvětlit přítomností astigmatických značek u torických IOL, které napomohly přesnějšímu překryvu dvou fotografií. S tím souvisí také velikost mydriázy, která byla dostatečně velká pro viditelnost okraje IOL, a tedy také pro přesnější překryv snímků, pouze u 4 ze 30 očí se sférickou IOL, a naopak téměř u všech (u 34 z 35) očí s torickou IOL.

Na grafu č. 1 je vidět vliv laterality oka na směr sklopení IOL – u OP je to průměrně 208°, kdežto u OL průměrně 340°. U obou očí mají tedy IOL tendenci ke sklopení inferotemporálním směrem a lze tedy tvrdit, že mezi sklopením IOL na pravém a levém oku existuje osová symetrie podle vertikální osy (tedy zrcadlová symetrie). Také u směru decentrace IOL (graf č. 2) lze pozorovat určitou míru osové symetrie, avšak tendence není tak jednoznačná jako u směru sklopení. K podobným výsledkům došli i autoři studie [30], která byla provedena rovněž na přístroji CASIA2 – zde vyšlo průměrné sklopení IOL 205° pro pravé oko a 291° pro levé oko a současně nevyšel jasný trend směru decentrace. Zrcadlovou symetrii u změny polohy IOL zaznamenali i v několika dalších studiích [4, 6, 7, 12, 13], často však není uveden konkrétní číselný údaj o směru sklopení, ale pouze tvrzení typu „sklopení inferotemporálním směrem“.

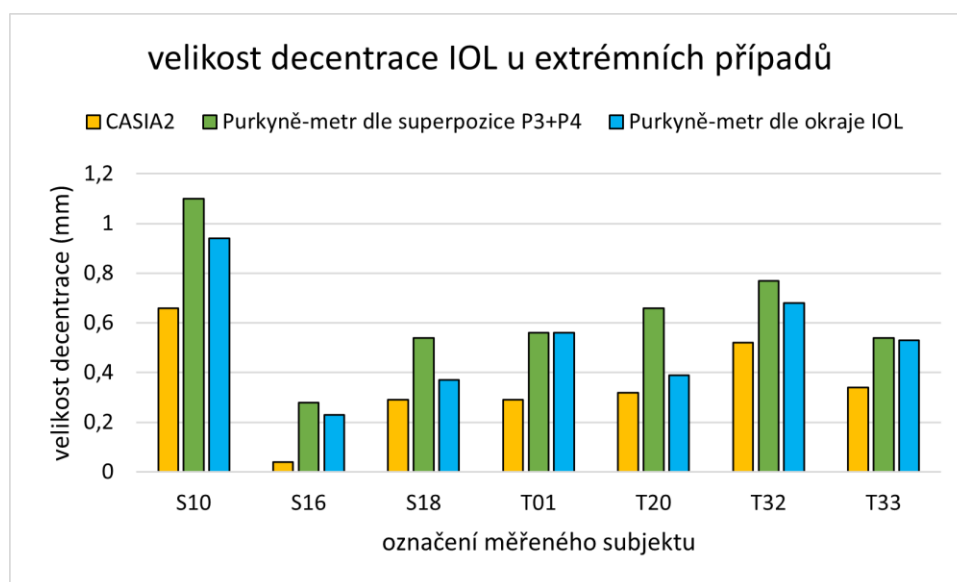
Celkově data z Purkyně-metru dobře korelovala s daty z CASIA2 – hodnota Pearsonova korelačního koeficientu byla 0,83 pro velikost decentrace IOL a pro ostatní sledované veličiny vyšší. Rovněž dle Bland-Altmanových grafů lze soudit dobrou shodu hodnot naměřených uvedenými dvěma metodami – v 95% intervalu spolehlivosti se vyskytovalo 94 % měření v případě směru sklopení IOL, pro ostatní sledované veličiny byla procentuální hodnota výskytu v daném intervalu vyšší.

Veličina, u níž byly zaznamenány největší diskrepance mezi výsledky naměřenými na Purkyně-metru a na CASIA2, je velikost decentrace. Z toho důvodu bylo u všech očí s mydriázou dostatečně velkou pro viditelnost okraje IOL upřesněno měření decentrace podle reálného středu IOL.

V počítačovém programu byl střed kružnice kopírující okraj IOL vztažen vůči středu P1 při pohledu pacienta rovně před sebe. Jak lze vidět na grafech č. 3 a 4, hodnoty decentrace získané tímto způsobem lépe odpovídaly výsledkům z Purkyně-metru, kdy byla hodnocena poloha centrovaných P3+P4 vůči P1. Porovnáme-li hodnoty decentrace IOL naměřené dle reálného středu IOL s hodnotami dle Purkyně-metru, není zde dle párového Wilcoxonova testu statisticky signifikantní rozdíl ($p = 0,184$), zatímco v porovnání s hodnotami z CASIA2 rozdíl statisticky signifikantní je ($p = 8,2 \times 10^{-6}$). Z těchto výsledků lze vyvodit, že velikost decentrace naměřená na Purkyně-metru odpovídá více skutečnosti než hodnoty z CASIA2. Pro názornost jsou v grafu č. 5 znázorněny a v tabulce č. 6 uvedeny hodnoty decentrace pro oči, kde byla absolutní odchylka mezi hodnotami z Purkyně-metru dle superpozice P3+P4 a z CASIA2 v rámci vyšetřovaného souboru extrémní (větší než 0,20 mm) – je vidět, že u většiny extrémních případů odpovídají data určená dle reálného středu IOL datům určeným na Purkyně-metru dle superpozice P3+P4.

Tabulka č. 6: Hodnoty velikosti decentrace (mm) pro oči, kde byl rozdíl ve výsledcích dle CASIA2 a dle Purkyně-metru (P-C) v rámci souboru extrémní, tj. více než 0,20 mm

velikost decentrace (mm)	CASIA2 (C)	Purkyně-metr (P)	rozdíl (P-C)	dle reálného středu IOL
S10	0,66	1,10	0,44	0,94
S16	0,04	0,28	0,24	0,23
S18	0,29	0,54	0,25	0,37
T01	0,29	0,56	0,27	0,56
T20	0,32	0,66	0,34	0,39
T32	0,52	0,77	0,25	0,68
T33	0,34	0,54	0,20	0,53



Graf č. 5: Velikost decentrace (mm) dle různých metod pro oči, kde byl rozdíl ve výsledcích dle CASIA2 a dle Purkyně-metru (P-C) v rámci souboru extrémní, tj. více než 0,20 mm

U extrémních případů, kde ani měření velikosti decentrace dle reálného středu IOL nevysvětlilo diskrepanci v naměřených hodnotách pomocí porovnávaných metod, lze na základě

shlédnutí videodokumentace z měření na Purkyně-metru konstatovat, že u těchto pacientů byla horší spolupráce při vyšetření nebo horší kvalita videozáznamu. Pokud si prohlédneme zpracování snímků v programu, vidíme, že u těchto subjektů se vyskytuje buď relativně úzká oční štěrbina nebo horší kontrast fotografie (a tedy plynulejší rozhraní mezi očními strukturami). V důsledku těchto faktorů je pak v programu složitější snímky z měření přesně překrýt, snímky tedy mohou být vzájemně jemně posunuté, a i tento drobný nedostatek může způsobit relativně velkou chybu měření.

Dále byly prozkoumány i subjekty (S7, S16, T17), u nichž byla v rámci vyšetřovaného souboru shledána extrémní diskrepance ve velikosti sklopení mezi hodnotami naměřenými na CASIA2 a na Purkyně-metru (více než 1,5°). U těchto pacientů se v průběhu měření častěji objevovalo mrkání, uhýbání pohledem od fixačního podnětu nebo drobné horizontální pohyby očí (avšak s menší frekvencí, než bývá u nystagmu) – všechny tyto faktory způsobovaly „rozhození“ centrace Purkyňových obrázků, což komplikovalo hladký průběh vyšetření a mohlo mít vliv na přesnost výsledků. Naopak zpracování (konkrétně překrývání) snímků v programu bylo díky dostatečné mydriáze a viditelnosti astigmatických značek na IOL bezproblémové.

Zmíněné problémy se spoluprací pacienta v průběhu vyšetření a jejich dopad na přesnost naměřených dat se nevztahují pouze k měření na dynamickém Purkyně-metru, ale k oběma srovnávaným metodám – pokud je pacient neklidný, příliš svírá oči či často mrká, nebo uhýbá pohledem od fixačního podnětu, pravděpodobně tím bude ovlivněno měření u obou metod. Při žádné z metod nedochází k oslnění pacienta a pacient smí mrkat normálně, vyšetření je bezkontaktní a není nepříjemné. Vyšetření na Purkyně-metru trvá trochu déle (do půl minuty) než na CASIA2 (v řádu jednotek vteřin), nicméně mnohá oftalmologická vyšetření jsou časově i na spolupráci pacienta náročnější. Při měření na CASIA2 vyšetřující nemůže zhodnotit správnost fixace, neboť nedokáže lokalizovat referenční osu. Při vyšetření na Purkyně-metru lze v průběhu měření kontrolovat fixaci pacienta na monitoru počítače díky Purkyňovým obrázkům, a vyšetřující tak může směr pacientova pohledu korigovat, což je výhodou. Správnost provedeného měření lze navíc u decentrace, která je dle výsledků na chyby náchylnější, ověřit uvedenou metodou dle reálného středu IOL.

Laterální rozsah zobrazení čočky zpravidla odpovídá šířce zornice při měření, což je dáno absorpcí světla duhovkou, a pro vyšetření polohy IOL je tedy potřeba zornici farmakologicky rozšířit. Dilatace zornice je nezbytná u měření na IOLMasteru 700, na Pentacamu a na statických Purkyně-metrech. U statických Purkyně-metrů nemusí být u oka bez mydriázy vlivem decentrace nebo sklopení čočky vidět 3. a 4. Purkyňův obrázek, přičemž znalost polohy P3 a P4 je klíčová pro určení polohy čočky, neboť se jedná o odrazy od přední a zadní plochy čočky. V případě CASIA2 není dle nedávné studie [6] měření decentrace a sklopení IOL závislé ani na průměru, ani na tvaru zornice. U dynamického Purkyně-metru lze zpravidla všechny tři klinicky rozpoznatelné Purkyňovy obrázky (P1, P3, P4) identifikovat i u nedilatované zornice, nicméně nemusí být vidět v plném rozsahu, což zhoršuje přesnost centrace jednotlivých reflexů, a tím i přesnost měření.

Výhodou komerčně dostupných metod je bezesporu přívětivost uživatelského rozhraní – komerčně dostupné přístroje bývají z velké části automatizované a měření bývá rychlé. U Purkyně-metrů nebývá obsluha zařízení tak intuitivní a vyžaduje určitou zkušenost vyšetřujícího, navíc bývá vyšetření časově náročnější než na komerčních zařízeních. Například na našem Purkyně-metru

trvalo vyšetření jednoho oka v průměru jednu minutu, nicméně bylo měřeno více parametrů, než kolik bylo nakonec reálně potřeba; po redukci měření na pouze nezbytné úkony se pohybovala délka vyšetření jednoho oka kolem půl minuty. Výhody komerčně dostupných zařízení jdou však na úkor nákladnosti přístrojového vybavení.

Co se týče následného zpracování obrazu, tak CASIA2 je jediný přístroj, který dokáže polohu IOL detekovat a vyhodnotit automaticky, nicméně vždy je potřeba hranici IOL detekovanou přístrojem zkontrolovat ve všech 16 řezech předního segmentu a případně ji manuálně upravit, což v našem případě bylo nutné u většiny řezů. U ostatních metod je potřeba výsledná data o poloze IOL dopočítat ručně nebo pomocí přídavného softwaru.

V tabulce č. 7 jsou shrnuty hlavní charakteristiky námi vyvinutého dynamického Purkyně-metru a statických Purkyně-metrů, které navrhli a pro měření polohy IOL použili Tabernero a kol. [14] a Schaeffel [13].

Tabulka č. 7: Charakteristika experimentálních Purkyně-metrů

Purkyně-metr	v této práci používaný	„španělský“ [14]	„německý“ [13]
uspořádání	dynamické	statické	statické
fixace	1 červená LED, s nastavitelnou polohou	9 červených LED v 9 daných směrech	1 zelená LED, s pevně danou polohou
zdroj Purkyňových obrázků	12 IR LED uspořádaných do (půl)kruhu	několik IR LED uspořádaných do půlkruhu	1 IR LED
detektor	CMOS kamera	CCD kamera	analogová CCD kamera
referenční struktura	zraková osa	pupilární osa	střed zornice (decentrace) a fixační osa (sklopení)
vyhodnocení	manuální výpočet (sklopení), program (decentrace)	Zemax software	software vytvořený ve Visual C++
nutná dilatace zornice	ne	ano	dle autorů studie ne

U Purkyně-metrů se statickým uspořádáním je nevýhodou omezená možnost zjišťování polohy nitrooční čočky, především nemožnost měření většího sklopení, a potřeba arteficiální mydriázy při větších decentracích. U statických Purkyně-metrů lze přesnou vzájemnou polohu jednotlivých Purkyňových obrázků získat pouze za předpokladu, že design IOL umožňuje zobrazení všech klinicky rozlišitelných Purkyňových obrázků v oblasti dilatované zornice. Při pohledu pacienta před sebe nebo při uchýlení pohledu směrem na definovaný fixační podnět je u nitroočních čoček s velkým zakřivením přední (resp. zadní) plochy třetí (resp. čtvrtý) Purkyňův obrázek natolik velký, že je z velké části nebo úplně skrytý za duhovkou.

Tuto situaci lze ilustrovat na příkladu dříve zmiňované publikace Phillipse a kol. [18] – z celkově 14 vyšetřených pacientů bylo pouze u třech možné zachytit všechny tři Purkyňovy obrázky při pohledu přímo („on-axis fixation“), u 10 bylo možné všechny tři zachytit při fixaci mimo osu kamery („off-axis fixation“) a u jednoho pacienta nebylo možné vizualizovat všechny tři Purkyňovy obrázky ani v jednom z případů, a měření proto nebylo provedeno.

Z našich zkušeností je obtížné i získání spolehlivého statického snímku, především u hůře spolupracujících pacientů. Náš dynamický Purkyně-metr kombinuje konstrukci statických Purkyně-metrů s dynamickým vyšetřením polohy nitrooční čočky podle optické osy IOL dle vzoru Guytona [10]. Výhodou dynamického uspořádání je především možnost definované změny polohy fixačního bodu spojené s dynamickým hodnocením vzájemné polohy Purkyňových obrázků. Metoda tak umožňuje vyloučit nedostatky "náhodného" statického snímku a měřit i při relativně užší zornici velký rozsah změn poloh nitrooční čočky.

Všechny tři uvedené Purkyně-metry používají jako zdroj záření pro vyvolání Purkyňových obrázků v oku infračervené LED diody, liší se však jejich počtem a uspořádáním. „Německý“ Purkyně-metr se odlišuje nejvíce, neboť světelný zdroj má bodový tvar (tj. je tvořen pouze jedinou LED), což přináší jisté nevýhody: jak je uvedeno ve studii srovnávající „španělský“ a „německý“ Purkyně-metr [31], u bodového zdroje je složitější odhadnout optimální zaostření bodových reflexů, které jsou navíc malé a symetrické, což zejména při jejich vzájemném překrytí mnohdy způsobuje, že není možné od sebe rozlišit jednotlivé Purkyňovy obrázky (P1, P3, P4). Identifikace Purkyňových obrázků je jednodušší u zdroje s půlkruhovým tvarem díky jeho nesymetrické geometrii – především pro určení P4, který je převrácený. Navíc lze díky šířce zdroje lokalizovat i Purkyňovy obrázky, které jsou částečně zakryté duhovkou. U dynamického Purkyně-metru je navíc potřeba i kruhový tvar zdroje kvůli nezbytné co nejpřesnější superpozici P3+P4.

Design zdroje Purkyňových obrázků a uspořádání zařízení určuje, zda je dilatace zornice pro měření polohy IOL nutná. U bodového zdroje stačí dle Schaeffela [13] pro validní výsledky úzká zornice – Schaeffel uvádí [13], že i u zornice o průměru pouze 2,5 mm byla poloha IOL jejich systémem změřena bez problémů. Toto tvrzení je sporné tím spíše, že jde o kombinaci bodového zdroje a úzké zornice – i u relativně malé míry decentrace či sklopení IOL může být posunutí P3 a P4 vůči P1 (při pohledu pacienta rovně před sebe) výrazné a reflexy vyvolané bodovým zdrojem světla se snáze skryjí za duhovkou. Při stejné míře decentrace či sklopení IOL a u stejně úzké zornice by kruhový či půlkruhový zdroj světla vyvolal větší Purkyňovy obrázky, které by byly sice také částečně schované za zornicí, nicméně díky jejich tvaru by v mnoha případech bylo možné si chybějící část reflexu domyslet a odhadnout tak polohu reflexů, což u „německého“ prototypu nelze.

„Formát“ výsledků měření provedených na uvedených Purkyně-metrech je různý a jejich porovnání je proto obtížné; navíc se liší i referenční osou. Zápis typu „sklopení o velikosti 5° v ose 10°“ nebo „decentrace o velikosti 0,5 mm ve směru 120°“ se vyskytuje pouze u komerčně dostupného předněsegmentového OCT CASIA2 a u našeho dynamického Purkyně-metru. U statických Purkyně-metrů nebývá určen přesný směr sklopení či decentrace – často se udává pouze přibližný směr, případně jsou dány souřadnice polohy IOL vůči středu pupily, z nichž se dá teoreticky přesná hodnota úhlu vypočítat.

5 Závěr

Pro účely studie byl sestaven dynamický Purkyně-metr a byla vypracována metodika vyšetření a zpracování výsledků. Hlavním přínosem nového zařízení je jeho dynamické uspořádání – dynamický Purkyně-metr kombinuje konstrukci statických Purkyně-metrů s dynamickým vyšetřením polohy nitrooční čočky podle optické osy IOL. Purkyně-metr disponuje pohyblivým fixačním podnětem, díky čemuž je možné hodnotit i natolik decentrované či sklopené čočky, jejichž polohu by pomocí statického Purkyně-metru (s pevně daným fixačním podnětem) nebylo možné stanovit. Metoda umožňuje měřit i při relativně užší zornici velký rozsah změn poloh nitrooční čočky.

Byla vytvořena metodika vyšetření a následného zpracování naměřených dat pomocí dynamického Purkyně-metru. Metoda byla ověřena na souboru 65 pseudofakických očí. Pomocí dynamického Purkyně-metru byla změřena poloha Purkyněových obrázků v oku. Následně bylo z polohy nastavitelného fixačního podnětu a vzájemné polohy vyvolaných reflexů vypočteno podle vzorce sklopení IOL a dále pomocí programu pro prokládání kružnic přes snímky z měření byla určena decentrace implantované nitrooční čočky.

Hodnoty stanovené pomocí dynamického Purkyně-metru dobře korelovaly s hodnotami získanými pomocí komerčně dostupného přístroje CASIA2. Rozdíly mezi naměřenými daty z dynamického Purkyně-metru a z CASIA2 byly statisticky signifikantní u velikosti sklopení a velikosti decentrace IOL, přičemž u velikosti decentrace výrazněji. Výsledky decentrace byly následně podrobně analyzovány a u očí s dostatečnou arteficiální mydriázou byly ověřeny na základě polohy středu IOL vůči zrakové ose – bylo dokázáno, že výsledky decentrace z Purkyně-metru odpovídají skutečnosti lépe než hodnoty z CASIA2. U směru sklopení a směru decentrace nebyly rozdíly statisticky významné. Vyšší diskrepance byly zjištěny u decentrace IOL oproti sklopení a dále u očí s implantovanou sférickou IOL oproti těm s torickou. Hodnoty směru vykazovaly především u sklopení tzv. zrcadlovou symetrii mezi pravým a levým okem. Výsledky bylo možné spolehlivě porovnat díky jednotné referenční ose i jednotnému formátu výstupních hodnot, což je v odborné literatuře zabývající se touto problematikou vzácné.

Navrhnutý dynamický Purkyně-metr přináší ekonomicky přijatelnou možnost měření polohy IOL. Jedná se o systém určený především pro výzkumné účely umožňující vysvětlení refrakčních odchylek, zpřesnění výpočtu IOL před operací druhého oka a studium optimalizace operačních postupů, jako je centrace kapsulorhexe nebo umístění haptiků IOL.

Vzhledem k rostoucím nárokům dnešní společnosti na vizuální kvalitu a komfort pacienta a s ohledem na rostoucí zájem o implantaci nových a složitějších designů nitroočních čoček, které jsou oproti klasickým alternativám citlivější na nepřesnosti v centraci IOL, zastává dynamický Purkyně-metr v současné oftalmologické praxi důležitou pozici.

Literatura

- [1] HEISSIGEROVÁ J. A KOL. Nemoci čočky. In: *Oftalmologie*. 1. vydání. B.m.: Maxdorf, 2018, s. 149–158. ISBN 978-80-7345-580-4.
- [2] KUCHYNKA P., MAZAL Z., STUDENÝ P. a HAMOUZ J. *Standard pro diagnostiku a léčbu: Katarakta dospělých* [online]. B.m.: ČOS ČLK JEP. 2016 [vid. 2023-11-14]. Dostupné z: <https://oftalmologie.com/cs/doporucene-postupy/standard-pro-diagnostiku-a-lecbu-katarakta-dospelych.html>
- [3] CHEN, Xinyi, Jingjie XU, Xiangjun CHEN a Ke YAO. Cataract: Advances in surgery and whether surgery remains the only treatment in future. *Advances in Ophthalmology Practice and Research* [online]. 2021, 1(1), 100008. ISSN 26673762. Dostupné z: doi:10.1016/j.aopr.2021.100008
- [4] ROSALES, P., A. DE CASTRO, I. JIMÉNEZ-ALFARO a S. MARCOS. Intraocular lens alignment from Purkinje and Scheimpflug imaging. *Clinical and Experimental Optometry* [online]. 2010, 93(6), 400–408. ISSN 08164622. Dostupné z: doi:10.1111/j.1444-0938.2010.00514.x
- [5] CHANG, D. H. Determining Ocular Fixation for Centering IOLs With Purkinje Images. *Cataract & Refractive Surgery Today*. 2011, (7), 32–34.
- [6] KIMURA, S., Y. MORIZANE, Y. SHIODE, M. HIRANO, S. DOI, S. TOSHIMA, A. FUJIWARA a F. SHIRAGA. Assessment of tilt and decentration of crystalline lens and intraocular lens relative to the corneal topographic axis using anterior segment optical coherence tomography. *PLoS ONE* [online]. 2017, 12(9), 1–12. ISSN 19326203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0184066
- [7] HIRNSCHALL, N., T. BUEHREN, F. BAJRAMOVIC, M. TROST, T. TEUBER a O. FINDL. Prediction of postoperative intraocular lens tilt using swept-source optical coherence tomography. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2017, 43(6), 732–736. ISSN 18734502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2017.01.026
- [8] WANG, L., R. G. DE SOUZA, M. P. WEIKERT a D. D. KOCH. Evaluation of crystalline lens and intraocular lens tilt using a swept-source optical coherence tomography biometer. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2019, 45(1), 35–40. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2018.08.025
- [9] ALE, J B. Intraocular lens tilt and decentration: A concern for contemporary IOL designs. *Nepalese journal of ophthalmology* [online]. 2011, 3, 68–77. ISSN 2072-6805. Dostupné z: doi:10.3126/nepjoph.v3i1.4281
- [10] ASHENA, Zahra, Sundas MAQSOOD, Syed Naqib AHMED a Mayank A. NANAVATY. *Effect of intraocular lens tilt and decentration on visual acuity, dysphotopsia and wavefront aberrations* [online]. B.m.: MDPI AG. 1. září 2020. ISSN 24115150. Dostupné z: doi:10.3390/VISION4030041

- [11] UZEL, M. M., S. OZATES, M. KOC, A.G. TASLIPINAR UZEL a P. YILMAZBAŞ. Decentration and Tilt of Intraocular Lens after Posterior Capsulotomy. *Seminars in Ophthalmology* [online]. 2018, 33(6), 766–771. ISSN 0882-0538. Dostupné z: doi:10.1080/08820538.2018.1443146
- [12] DE CASTRO, Alberto, Patricia ROSALES a Susana MARCOS. Tilt and decentration of intraocular lenses in vivo from Purkinje and Scheimpflug imaging - Validation study. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2007, 33(3), 418–429. ISSN 08863350. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2006.10.054
- [13] SCHAEFFEL, Frank. Binocular lens tilt and decentration measurements in healthy subjects with phakic eyes. *Investigative Ophthalmology and Visual Science* [online]. 2008, 49(5), 2216–2222. ISSN 01460404. Dostupné z: doi:10.1167/iovs.07-1022
- [14] TABERNERO, J., A. BENITO, V. NOURRIT a P. ARTAL. Instrument for measuring the misalignments of ocular surfaces. *Optics express* [online]. 2006, 14(22), 10945–10956. ISSN 1094-4087. Dostupné z: doi:10.1364/OE.14.010945
- [15] TABERNERO, Juan, Patricia PIERS, Antonio BENITO, Manuel REDONDO a Pablo ARTAL. Predicting the optical performance of eyes implanted with IOLs to correct spherical aberration. *Investigative Ophthalmology and Visual Science* [online]. 2006, 47(10), 4651–4658. ISSN 01460404. Dostupné z: doi:10.1167/iovs.06-0444
- [16] CENDELIN, J., J. KORYNTA a J. BOK. Neue Methode für die IOL-Positionsbestimmung im Auge. In: *6. Kongreß der Deutschsprachigen Gesellschaft für Intraokularlinsen Implantation* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1993, s. 460–463. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-642-50268-2_68
- [17] KORYNTA, J. *Stabilita nitrooční čočky v oku*. B.m., 1996. Habilitační práce. 2. LF UK v Praze.
- [18] PHILLIPS, P., H. D. ROSSKOTHEN, J. PÉREZ-EMMANUELLI a C. J. KOESTER. Measurement of intraocular lens decentration and tilt in vivo. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 1988, 14(2), 129–135. ISSN 08863350. Dostupné z: doi:10.1016/S0886-3350(88)80086-5
- [19] LIU, Manli, Yuan SUN, Danyang WANG, Ting ZHANG, Yugui ZHOU, Hua ZHENG a Quan LIU. Decentration of optical zone center and its impact on visual outcomes following SMILE. *Cornea* [online]. 2015, 34(4), 392–397. ISSN 15364798. Dostupné z: doi:10.1097/ICO.0000000000000383
- [20] LIU, Quan, Xiaonan YANG, Limian LIN, Manli LIU, Haiqin LIN, Fang LIU, Yi XIE a Dennis S.C. LAM. *Review on centration, astigmatic axis alignment, pupil size and optical zone in SMILE* [online]. B.m.: Asia-Pacific Academy of Ophthalmology. 2019. ISSN 21620989. Dostupné z: doi:10.1097/01.APO.0000580144.22353.46
- [21] LIANG, Chen a Hong YAN. Methods of Corneal Vertex Centration and Evaluation of Effective Optical Zone in Small Incision Lenticule Extraction. *Ophthalmic Research* [online]. 2023, 710–719. ISSN 0030-3747. Dostupné z: doi:10.1159/000529922

- [22] *OFTA - oční laserové centrum a centrum mikrochirurgie oka* [online]. [vid. 2023-11-13]. Dostupné z: <https://www.ofta.cz/>
- [23] *SENSAR Monofocal 1-Piece IOL* [online]. [vid. 2023-11-17]. Dostupné z: <https://jnvisionpro.eu/products/sensar-monofocal-1-piece-iol>
- [24] *AcrySof® IQ Monofocal and AcrySof® IQ Toric IOLs* [online]. [vid. 2023-11-17]. Dostupné z: <https://www.myalcon.com/uk/professional/cataract-surgery/iols/acrysof-iq-monofocal/>
- [25] *ENVISTA® TORIC* [online]. [vid. 2023-11-17]. Dostupné z: <https://www.bauschsurgical.eu/products/cataract/premium-intraocular-lenses/envistar-toric/>
- [26] *T-flex Aspheric Toric* [online]. [vid. 2023-11-17]. Dostupné z: <https://rayner.com/en/iol/toric/t-flex-aspheric-toric/>
- [27] *CASIA2, Cornea/Anterior Segment OCT* [online]. [vid. 2018-08-22]. Dostupné z: https://pro.tomey.com/product-member/ct_casia2.html
- [28] CARSTENSEN, Bendix. *Comparing clinical measurement methods : a practical guide*. B.m.: John Wiley & Sons, 2010. ISBN 9780470694237.
- [29] BLAND, J Martin a Douglas G ALTMAN. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet* [online]. 1986, 327(8476), 307–310. Dostupné z: doi:10.1016/S0140-6736(86)90837-8
- [30] XIAO, Zixuan, Geng WANG, Miaoru ZHEN a Zifeng ZHAO. Stability of Intraocular Lens With Different Haptic Design: A Swept-Source Optical Coherence Tomography Study. *Frontiers in Medicine* [online]. 2021, 8. ISSN 2296858X. Dostupné z: doi:10.3389/fmed.2021.705873
- [31] MAEDEL, S., N. HIRNSCHALL, N. BAYER, S. MARKOVIC, J. TABERNERO, P. ARTAL, F. SCHAEFFEL a O. FINDL. Comparison of intraocular lens decentration and tilt measurements using 2 Purkinje meter systems. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2017, 43(5), 648–655. ISSN 18734502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2017.01.022

Seznam prací disertanta vztahujících se k disertaci

PUBLIKACE – BEZ OHLASŮ A RECENZÍ

Hedbávná (Palkovičová), E., Cendelín, J., Novák, J. *Měření polohy nitrooční čočky a její vliv na aberace optického systému oka*. Jemná mechanika a optika. 2016, roč. 61(2), s. 52-57.

Palkovičová E., Cendelín J., Novák, J. *Comparison of toric intraocular lens tilt and decentration measurement using dynamic Purkinje-meter and anterior segment optical coherence tomography* – odeslání do Clinical Ophthalmology (IF 2,2 / Q2) v listopadu 2023

KONFERENČNÍ PŘÍSPĚVKY:

Cendelín J., Hátle O., Palkovičová E. *Kapsulorhexe podle navigačního systému Verion*. XV. Mezinárodní kongres České společnosti refrakční a kataraktové chirurgie, Ostrava, květen 2017.

Cendelín J., Hátle O., Palkovičová E. *Jak nejlépe centrovat kapsulorhexi při operaci katarakty?* XXV. Výroční sjezd České oftalmologické společnosti, Brno, září 2017.

Palkovičová E. *Use of Purkinje images in clinical practice – focused on IOL position*. Mezinárodní studentská konference Optics and Optometry Forum 2018, ČVUT, Praha, 2018. (přednáška + článek ve sborníku, s. 29-30, ISBN 978-80-01-06392-7)

Palkovičová E., Cendelín J., Hátle O. *Optimalizace centrace kapsulorhexe podle navigačního systému*. XVI. Mezinárodní kongres České společnosti refrakční a kataraktové chirurgie, Zlín, květen 2018.

Palkovičová E., Cendelín J. *Porovnání metod měření polohy nitrooční čočky v oku*. XXVI. Výroční sjezd České oftalmologické společnosti, Praha, září 2018.

Cendelín J., Palkovičová E., Hátle O. *Proč mám pocit, že kapsulorhexi centruji lépe bez peroperačního navigačního systému?* XXVI. Výroční sjezd České oftalmologické společnosti, Praha, září 2018.

Palkovičová E., Cendelín J., Hátle O. *Which capsulorhexis pattern offered by the navigation system provides the best concentricity with the intraocular lens?* 36th Annual Congress of European Society of Cataract & Refractive Surgeons, Vídeň, září 2018. (elektronický poster)

Palkovičová E., Cendelín J. *Porovnání metod měření polohy nitrooční čočky v oku*. XVII. Mezinárodní kongres České společnosti refrakční a kataraktové chirurgie, Hradec Králové, květen 2019.

Palkovičová E., Cendelín J., Krejbichová J. *Vliv polohy WIOL-CF na zrakovou ostrost*. XVII. Mezinárodní kongres České společnosti refrakční a kataraktové chirurgie, Hradec Králové, květen 2019.

SUMMARY

Development of the method for the measurement of intraocular lens position

Introduction: The correct position of the intraocular lens (IOL) and its stability in the capsular bag is crucial for the quality of the retinal image after cataract surgery. Although some IOL tilt and decentration are common, higher extent of IOL tilt and decentration cause optical aberrations which have a negative impact on patients' visual comfort. The aim of the thesis was to develop and to verify a method of the IOL position measuring based on the analysis of Purkinje image, which would have a wider use than the existing static Purkinje-meters.

Methods: A dynamic Purkinje-meter was assembled. Using the Purkinje-meter, a pattern formed by infrared LEDs was projected onto the eye, which evoked Purkinje images. The position of the reflexes was recorded when the patient looked straight ahead and subsequently when fixing the adjustable target at the moment of superposition of the 3rd and 4th Purkinje images. Based on the position of the fixation target and the relative position of the Purkinje images, the IOL tilt was calculated using a formula and the IOL decentration was determined in a program for interlacing circles through illustrations. The method was verified by a study, in which 65 eyes of 43 patients with an implanted monofocal spherical or toric IOL were included. Values measured using the developed dynamic Purkinje-meter were then compared with values obtained using a commercially available anterior segment optical coherence tomography (OCT) CASIA2 (Tomey Corp., Nagoya, Japan). The IOL position was determined relative to the visual axis.

Results: A methodology of the dynamic Purkinje-metry was created. Following absolute differences between data from CASIA2 and data from dynamic Purkinje-meter were found: $0.6^\circ \pm 0.4^\circ$ for the IOL tilt magnitude, $9^\circ \pm 14^\circ$ for the IOL tilt direction, $0.15 \text{ mm} \pm 0.09 \text{ mm}$ for the IOL decentration magnitude and $16^\circ \pm 12^\circ$ for the IOL decentration direction. There were no statistically significant differences in the IOL tilt direction and IOL decentration direction. A mirror symmetry between the right and left eyes was found for the values of direction, especially in case of IOL tilt. The differences were statistically significant in the case of the IOL tilt magnitude and the IOL decentration magnitude, being more significant for the IOL decentration magnitude. In patients with sufficiently large mydriasis, it was shown that the results of the IOL decentration, determined according to the real position of the IOL centre, correspond better to the results from Purkinje-meter (statistically insignificant difference, $p = 0.184$) than the results from CASIA2 (statistically significant difference, $p = 8.2 \times 10^{-6}$).

Conclusion: The method for IOL position measuring using a dynamic Purkinje-meter was developed and the methodology for measurement and data processing was proposed. The method was verified on a group of pseudophakic eyes; the values of IOL decentration and tilt measured on the dynamic Purkinje-meter are comparable to those from commercially available anterior segment OCT CASIA2.

RÉSUMÉ

Vývoj metody pro měření polohy nitrooční čočky

Úvod: Správná poloha nitrooční čočky (IOL) a její stabilita v čočkovém pouzdře je klíčová pro kvalitu sítnicového obrazu po operaci katarakty. Ačkoli určité sklopení a decentrace nitrooční čočky je běžné, vyšší míra sklopení a decentrace IOL způsobuje optické aberace, které mají negativní dopad na pacientův vizuální komfort. Cílem této práce bylo vyvinout a ověřit metodu měření polohy nitrooční čočky založenou na analýze Purkyňových obrázků, která by měla širší využití než stávající statické Purkyně-metry.

Metodika: Byl sestaven dynamický Purkyně-metr. Pomocí něho byl zobrazován vzor tvořený infračervenými LED, který vyvolával Purkyňovy obrázky. Poloha reflexů byla zaznamenána při pohledu pacienta rovně před sebe a následně při sledování nastavitelného fixačního podnětu v okamžiku superpozice 3. a 4. Purkyňova obrázku. Z polohy fixačního podnětu a vzájemné polohy Purkyňových obrázků bylo podle vzorce vypočteno sklopení IOL a pomocí programu pro prokládání kružnic přes ilustrace byla určena decentrace IOL. Metoda byla ověřena studií, do níž bylo zařazeno 65 očí 43 pacientů s implantovanou monofokální sférickou nebo torickou IOL. Hodnoty naměřené na navrženém dynamickém Purkyně-metru byly následně porovnány s hodnotami získanými pomocí komerčně dostupného předněsegmentového optického koherenčního tomografu (OCT) CASIA2 (Tomey Corp., Nagoya, Japonsko). Poloha nitrooční čočky byla u obou metod určena vzhledem ke zřetelné ose.

Výsledky: Byla vypracována metodika dynamické Purkyně-metrie. Pomocí dynamického Purkyně-metru byly oproti hodnotám naměřeným pomocí CASIA2 zjištěny následující absolutní hodnoty rozdílů: $0,6^\circ \pm 0,4^\circ$ pro velikost sklopení IOL, $9^\circ \pm 14^\circ$ pro směr sklopení IOL, $0,15 \text{ mm} \pm 0,09 \text{ mm}$ pro velikost decentrace IOL a $16^\circ \pm 12^\circ$ pro směr decentrace IOL. U směru sklopení a směru decentrace IOL nebyly rozdíly statisticky významné. Hodnoty směru vykazovaly především u sklopení tzv. zrcadlovou symetrii mezi pravým a levým okem. Rozdíly byly statisticky signifikantní v případě velikosti sklopení a velikosti decentrace IOL, přičemž u velikosti decentrace výrazněji. U pacientů s dostatečně velkou mydiázou se ukázalo, že výsledkům decentrace IOL, určené dle reálné polohy středu IOL, lépe odpovídají výsledky dle Purkyně-metru (rozdíl nebyl statisticky signifikantní, $p = 0,184$) než výsledky z CASIA2 (rozdíl byl statisticky signifikantní, $p = 8,2 \times 10^{-6}$).

Závěr: Podařilo se vyvinout metodu měření polohy nitrooční čočky pomocí dynamického Purkyně-metru, navrhnout metodiku měření a zpracování dat. Metoda byla ověřena na souboru pseudofakických očí; naměřené hodnoty decentrace a sklopení IOL na dynamickém Purkyně-metru jsou srovnatelné s hodnotami naměřenými pomocí komerčně dostupného předněsegmentového OCT CASIA2.