

**ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE**

**FAKULTA
BIOMEDICÍNSKÉHO
INŽENÝRSTVÍ**



BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2022

**MATĚJ
HORA**



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta biomedicínského inženýrství
Katedra přírodovědných oborů

Hodnocení přesnosti měření polohy nitrooční čočky pomocí Purkyně-metru

**Assessment of the measurement accuracy of intraocular lens position using
Purkinje-meter**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Optika a optometrie

Autor bakalářské práce: Matěj Hora

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Eliška Palkovičová

Konzultant bakalářské práce: MUDr. Jiří Cendelín, CSc.

Kladno 2022

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Hora** Jméno: **Matěj** Osobní číslo: **491796**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra přírodovědných oborů**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Optika a optometrie**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Hodnocení přesnosti měření polohy nitrooční čočky pomocí Purkyně-metru

Název bakalářské práce anglicky:

Assessment of the measurement accuracy of intraocular lens position using Purkinje-meter

Pokyny pro vypracování:

Cílem práce bude zpracovat problematiku měření polohy nitrooční čočky (IOL), která se implantuje do oka při operaci katarakty nebo při refrakční výměně čočky. V práci budou shrnuty změny polohy IOL, které mohou nastat, a jak mohou tyto změny ovlivnit aberace optického systému oka. Student detailně zpracuje téma Purkyněových obrázků a jejich využití pro měření polohy IOL, stejně jako další dostupné metody měření IOL. V praktické části práce bude student měřit u skupiny pacientů po operaci katarakty polohu implantované čočky pomocí experimentálního Purkyně-metru a komerčně dostupného AS OCT CASIA2 - výsledky měření obou metod porovná.

Seznam doporučené literatury:

- [1] CHANG, D.H., Characterizing IOLs With Purkinje Images, *Cataract & Refractive Surgery Today*, ročník 10, číslo 1, 2011, pp. 31-35
- [2] TABERNO, J., BENITO, A., NOURRIT, V., ARTAL, P., Instrument for measuring the misalignments of ocular surfaces, *Optics express*, ročník 14, číslo 22, 2006, 10945-10956, DOI: 10.1364/oe.14.010945
- [3] JÓŹWIK, A., SIEDLECKI, D., ZAJĄC, M., Analysis of Purkinje images as an effective method for estimation of intraocular lens implant location in the eyeball, *Optik*, ročník 125, číslo 20, 2014, pp. 6021-6025, DOI: 10.1016/j.ijleo.2014.06.130

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Eliška Palkovičová

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

MUDr. Jiří Cendelín, CSc.

Datum zadání bakalářské práce: **14.02.2022**

Platnost zadání bakalářské práce: **22.09.2023**

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

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

Název bakalářské práce: Hodnocení přesnosti měření polohy nitrooční čočky pomocí Purkyně-metru

Abstrakt:

Cílem bakalářské práce je zpracovat problematiku měření polohy nitrooční čočky (IOL), která se implantuje do oka při operaci katarakty nebo při refrakční výměně čočky. V teoretické části práce jsou nejprve definovány základní pojmy a oční struktury, které jsou důležité pro orientaci v problematice měření polohy IOL, tedy anatomie rohovky a čočky, referenční osy a úhly oka, Purkyňovy obrázky a princip jejich vzniku. Následující kapitola je věnována operaci katarakty, vývoji operačních technik a klasifikaci nitroočních čoček. Dále jsou popsány jednotlivé principy měření polohy IOL včetně odlišnosti v zobrazování Purkyňových obrázků. V závěru teoretické části jsou probrány vlivy změn poloh nitroočních čoček na aberace optického systému oka. Praktická část se zabývá měřením polohy nitrooční čočky u souboru 30 očí 19 pacientů po operaci katarakty pomocí experimentálního Purkyně-metru a komerčně dostupného předněsegmentového optického koherenčního tomografu CASIA2 a následně jsou výsledky porovnány. Odchylka měření velikosti sklopení nitrooční čočky byla zjištěna v průměru $0,20^\circ$ se směrodatnou odchylkou $\pm 0,68^\circ$. Hodnota rozdílu měření směru sklopení činila 3° se směrodatnou odchylkou $\pm 9^\circ$. Výsledky měření obou metod jsou srovnatelné.

Klíčová slova:

IOL, poloha IOL, Purkyňovy obrázky, Purkyně-metr

Bachelor's Thesis title: Assessment of the measurement accuracy of intraocular lens position using Purkinje-meter

Abstract:

The aim of the bachelor thesis is to process the problem of measuring of the intraocular lens (IOL) position, which is implanted in the eye during cataract surgery or refractive lens exchange. In the theoretical part of the thesis firstly, the basic concepts and ocular structures are defined – those, which are important for orientation in the problem of IOL position measurement, i.e. corneal and lens anatomy, reference axes and angles of the eye, Purkinje images and the principle of their formation. The following chapter is devoted to cataract surgery, development of operating techniques and classification of intraocular lenses. Furthermore, the individual principles of IOL position measurement are described, including the difference in the display of Purkinje images. At the end of the theoretical part, the effects of changes in intraocular lens positions on the aberrations of the optical system of the eye are discussed. The practical part deals with measuring of the intraocular lens position in a set of 30 eyes of 19 patients after cataract surgery using the experimental Purkinje-meter and commercially available anterior segment optical coherence tomograph CASIA2, and then the results are compared. Measurement deviation of the intraocular lens inclination size was found on average 0.20° with a standard deviation of $\pm 0.68^\circ$. The value of the difference of the inclination direction measurement was 3° with a standard deviation of $\pm 9^\circ$. The measurement results of both methods are comparable.

Key words:

IOL, IOL position, Purkinje images, Purkinje-meter

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval Ing. Elišce Palkovičové za vedení mé bakalářské práce včetně cenných rad a připomínek. Za odborné konzultace bych rád poděkoval MUDr. Jiřímu Cendelínovi, CSc. Dále bych také chtěl poděkovat Ing. Šimonu Walzelovi za pomoc při statistickém zpracování výsledných dat.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Hodnocení přesnosti měření polohy nitrooční čočky pomocí Purkyně-metru“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V Kladně dne

.....

podpis

Obsah

Úvod.....	6
1 Anatomie a fyziologie oka	7
1.1 Rohovka	7
1.2 Čočka.....	8
1.2.1 Anatomie čočky	8
1.2.2 Fyziologie čočky	8
1.3 Referenční osy a úhly oka	8
1.4 Purkyňovy obrázky	10
2 Operace katarakty.....	13
2.1 Vývoj operačních technik.....	13
2.1.1 Intrakapsulární extrakce	13
2.1.2 Extrakapsulární extrakce	13
2.1.3 Fakoemulzifikace	14
2.1.4 Operace katarakty asistovaná femtosekundovým laserem.....	14
2.2 Nitrooční čočky	14
2.2.1 Materiál IOL.....	15
2.2.2 Umístění IOL v oku	15
2.2.3 Dělení IOL podle tvaru, zakřivení a počtu ohnisek	16
3 Metody měření polohy IOL	18
3.1 Štěrbínová lampa.....	18
3.2 Ultrazvuková biomikroskopie	18
3.3 Optická biometrie.....	18
3.4 Scheimpflugovo zobrazení.....	19
3.5 Předněsegmentová optická koherenční tomografie.....	20
3.6 Purkyně-metry.....	20
3.6.1 Purkyňovy obrázky s přirozenou čočkou	22

3.6.2	Purkyňovy obrázky s nitrooční čočkou.....	22
4	Vliv změny polohy nitrooční čočky na aberace optického systému oka	24
5	Praktická část	25
5.1	Metodika	25
5.1.1	Dynamický Purkyně-metr	25
5.1.2	CASIA2.....	29
5.1.3	Statistické zpracování.....	31
5.2	Výsledky	31
5.3	Diskuse.....	35
	Závěr	36
	Bibliografie	37
	Seznam symbolů a zkratk.....	40
	Seznam obrázků	41
	Seznam grafů.....	42
	Seznam tabulek	43

Úvod

Nitrooční čočka (IOL – zkratka z anglického *intraocular lens*) je malý optický systém, který se implantuje do oka a nahrazuje přirozenou čočku po operaci šedého zákalu či refrakční chirurgii. Pooperační poloha IOL v oku je důležitá pro výslednou kvalitu zrakové ostrosti. Pokud IOL není správně vycentrována, dochází ke snížení zrakové ostrosti a nepříjemným světelným efektům. Měření polohy nitrooční čočky je důležité pro hodnocení pooperačních stavů, hodnocení stability implantované IOL a řešení následných pooperačních komplikací s dislokací nitrooční čočky.

V teoretické části se bakalářská práce bude zabývat vlivem polohy nitrooční čočky na aberace optického systému oka a metodami měření polohy nitrooční čočky v oku. První část bude věnována anatomii oka, referenčním osám a úhlům oka, Purkyňovým obrázkům a jejich souvislosti s vyhodnocováním polohy nitrooční čočky. Dále budou vysvětleny metody implantace nitrooční čočky při operaci katarakty (resp. při refrakční výměně čočky), rozdělení nitroočních čoček podle designu, podle jejich umístění v oku a podle počtu ohnisek. V následující kapitole budou popsány metody měření polohy nitrooční čočky – v současnosti se používají metody založené na ultrazvuku, Scheimpflugově principu, OCT (optická koherenční tomografie) a analýze Purkyňových obrázků (tzv. Purkyně-metry). Nakonec budou zmíněny odlišnosti v zobrazení Purkyňových obrázků v oku s přirozenou a nitrooční čočkou a také bude vysvětleno, jaký vliv má změna polohy IOL na aberace optického systému oka, měření polohy nitrooční čočky za pomoci Purkyně-metru včetně odlišnosti zobrazování Purkyňových obrázků v oku s přirozenou a nitrooční čočkou.

Cílem praktické části je porovnat přesnost měření polohy nitrooční čočky pomocí experimentálního Purkyně-metru a komerčně dostupné předněsegmentové optické koherenční tomografie Casia2.

1 Anatomie a fyziologie oka

Oko jako zrakový orgán se nachází v očnici a skládá se z očního bulbu a přídatných očních orgánů. Oční kouli je možno anatomicky rozdělit do tří částí: zevní vazivové vrstvy (*tunica fibrosa bulbi*), která se dále skládá z bělimy a rohovky, prostřední vrstvy (*tunica vasculosa*), v níž se nachází cévnatka, řasnaté těleso, duhovka a vnitřní vrstvy (*tunica interna*), která je tvořena sítnicí. V oční kouli se dále nachází oční čočka, sklivec a oční komora včetně komorového moku. Opticky nejvýznamnější části, které nejvíce lámou paprsek, jsou rohovka, čočka, sklivec a komorová voda. K největšímu lomu paprsků dochází na rohovce a čočce. [1]

Následující kapitoly jsou zaměřeny pouze na některé, pro práci relevantní, části oka jako jsou čočka, rohovka, osy oka a v návaznosti také Purkyňovy obrázky, které se vztahují k rohovce a čočce oka.

1.1 Rohovka

Rohovka (*cornea*) je nejsvrchnější část oka patřící do zevní vazivové vrstvy. Tvar rohovky odpovídá části koule o menším poloměru zakřivení, než má oční koule a zaujímá přibližně její jednu šestinu. Po obvodu rohovky se nachází limbus (*limbus cornea*) přecházející ve skléru. Přední plocha rohovky je plošší (7,7 mm) než zadní plocha (6,6 mm), proto je rohovka po obvodu tlustší. Není rovnoměrně zakřivená, v horizontálním řezu její průměr činí 12 mm a ve vertikálním 11 mm, proto zde nalezneme tzv. fyziologický astigmatismus. Vnější plocha rohovky je pokryta vícevrstevným nerohovatějším dlaždicovým epitelem (*epithelium anterius*) pokračujícím z epitelu spojivky. Následuje Bowmanova membrána, která obsahuje kolagenní vlákna tvořící funkční síťovinu. Nejsilnější vrstvou je stroma (*substantia propria corneae*), tedy vazivová vrstva rohovky tvořena lamelózním kolagenním vazivem uspořádaným souběžně s povrchem rohovky. Descemetova membrána odděluje stroma od endotelu, přičemž má podobné složení jako Bowmanova membrána. Endotel je jednovrstevný plochý epitel, který obsahuje buňky vykazující malou mitotickou aktivitu. Pravidelné uspořádání vrstev rohovky zajišťuje bezbarvost a průhlednost. Rohovka je dále silně sensoricky inervována nervem *nervus ophthalmicus* z hlavového *nervus trigeminus* a podílí se na celkové optické mohutnosti oka většinou dioptrickou hodnotou kolem +40 dioptrií. [1] [2]

1.2 Čočka

Čočka (*lens crystallina*) je jednou z nejdůležitějších částí optického systému oka, která se vyvíjí již v prenatálním stádiu vývoje. Chrání sítnici před ultrafialovým zářením, podílí se na celkové refrakci oka a může vytvářet astigmatismus oka. Ve vyšším věku pak ovlivňuje patologický stav čočky ostrost vidění na blízko i na dálku. Samotná čočka se nachází v očním bulbu za pupilou v *camera oculi posterior* a je uchycena na *zonula ciliaris*. [1] [2] [3]

1.2.1 Anatomie čočky

Čočka má stejné refrakční vlastnosti odpovídající bikonvexní spojné čočce. Čočku dělíme na pouzdro (*capsula*), kůru (*kortex*) a jádro (*nukleus*). Přední a zadní plocha čočky mají odlišná zakřivení. Přední plocha je plošší (poloměr zakřivení 9–10 mm) než zadní plocha, která je strmější (poloměr zakřivení 5–6 mm). U dospělého jedince pak průměr činí 9–10 mm. Její tloušťka v uvolněném stavu dosahuje 3,7 mm a při akomodaci 4,4 mm, optická mohutnost čočky dosahuje +10 až –17 dioptrií. Čočka se nachází v oční kouli za pupilou v očním pouzdře, které chrání samotnou čočku před komorovou tekutinou a je vytvořeno povrchovým epitelem čočky. Pouzdro není pevně spojeno s hlubšími strukturami čočky, a proto je možné jej chirurgicky oddělit. Obvod čočky, kde hraničí přední a zadní plocha čočky, se nazývá ekvátor (*equator lentis*). Na ekvátor jsou připojena vlákna závěsného aparátu, kterými je *m. ciliaris* schopen měnit optickou mohutnost čočky. Tento proces se nazývá akomodace – čočka má v akomodovaném stavu při pohledu do blízka vyšší optickou mohutnost. [1] [2] [3]

1.2.2 Fyziologie čočky

Čočka je čirá avaskulární struktura. Převážně se skládá z vody (69 %) a bílkovin (30 %), dále také obsahuje sodík, draslík, chloridy, kyselinu askorbovou a glutathion. Čočka roste celý život, avšak ve stáří obsahuje méně vody a více bílkovin – s nabývajícím počtem bílkovin mezi čočkovými vlákny se čočka zakaluje. Tato změna se nazývá šedý zákal (*cataract*). S narůstajícím věkem čočka ztrácí svoji pružnost a tím schopnost akomodovat – projevuje se vetchozrakost neboli presbyopie. [1] [2] [3]

1.3 Referenční osy a úhly oka

Lidské oko není rotačně symetrické, proto je nutné k jeho popisu využít několik os. Pro centraci nitrooční čočky jsou nejdůležitější čtyři základní osy oka. Vzhledem k diferenciaci terminologie ohledně os optické soustavy oka bude použit model dle Atchisona:[4]

- optická osa
- pupilární osa
- zraková osa
- osa vidění
- osa fixace

Osa fixace prochází centrem rotace a je definována ve vztahu k fixačnímu bodu. Je využívána k diagnostice očních pohybů. Pro výzkum měření polohy nitrooční čočky však není významná, a proto bude její podrobnější definice v této práci vynechána. [4]

Optická osa (*optical axis*) je přímka procházející středy zakřivení centrovaného optického systému. Tato osa nemá sama o sobě zvláštní význam, ale slouží jako užitečná referenční osa pro některé další osy oka. Fovea je obvykle na temporální straně optické osy. V konvenčním centrovaném optickém systému leží středy zakřivení lámajícího či odrážejícího povrchu v jedné přímce, optické ose. Oko není centrovaný systém, proto neobsahuje pravou optickou osu. Koncept optické osy lze na oko aplikovat tím, že si definujeme optickou osu jako přímku, která protíná středy křivek nejlépe padnoucích koulí ke každému povrchu. [4]

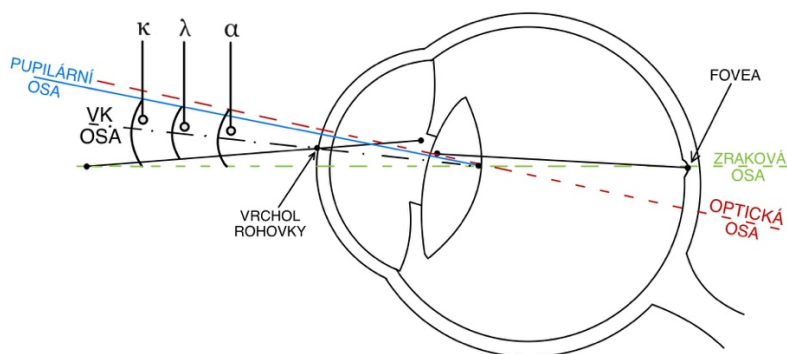
Pupilární osa (*pupillary axis*) je linie procházející středem vstupní zornice. Osa se používá jako objektivní měřítko pro posouzení množství excentrické fixace, tedy stavu, kdy se k fixaci používá jiný bod sítnice než střed fovey. Pokud je oko centrovaný systém a zornice je také centrovaná, pupilární osa leží podél optické osy. Zornice však často není ve středu vzhledem k rohovce a rohovka navíc nemusí mít pravidelný tvar. Oba tyto faktory způsobují, že pupilární osa leží v jiném směru a obecně neprochází bodem fixace. [4]

Zraková osa (*visual axis*) je přímka spojující fixační bod a obraz z místa nejostřejšího vidění prostřednictvím uzlových bodů. Zraková osa je vhodnou referenční osou pro zrakové funkce, zejména proto, že nezávisí na velikosti zornice. Obvykle se nachází blízko osy vidění na rohovce a při vstupu do zornice. Nejedná se o jednu přímku, protože uzlové body nejsou shodné. [4]

Osa vidění (*line of sight*) spojuje bod fixace a střed vstupní zornice. Osa vidění je nejdůležitější osou z hlediska zrakových funkcí včetně refrakčních vlastností, protože definuje střed paprsku světla vstupujícího do oka. Není pevně dána, protože se střed pupily může měnit spolu se změnou její velikosti. Osa vidění je středový paprsek z fixačního bodu. V paraxiální optice se přímka pohledu nazývá paraxiální zorničkový paprsek. Místo, ve kterém protíná rohovku, se nazývá *corneal sighting centre*. [4]

Úhly mezi osami

Optická osa a zraková osa procházejí uzlovým bodem a svírají úhel **alfa** (α). Osa vidění a pupilární osa protínají střed zornice a svírají úhel **lambda** (λ). Zraková osa a pupilární osa svírají úhel **kappa** (κ), který je v praxi téměř totožný jako úhel lambda. Osa fixace a optická osa se společně střetávají v centru rotace a svírají úhel **gamma** (γ). [4]



Obrázek 1: Grafické znázornění referenčních os a úhlů oka (upraveno z [4])

1.4 Purkyňovy obrázky

Značná část světla je při průchodu okem a před dopadem na sítnici ztracena. Množství světla je odraženo od čtyř hlavních lomivých ploch oka, část světla je rozptýlena v očních médiích, část se absorbuje a je přeměněna. Ze tří výše zmíněných příčin ztráty světla tvoří zrcadlový odraz od lomivých ploch jen malou část. Většina se vyskytuje v rohovce, tento jev se využívá ke stanovení poloměrů zakřivení těchto lomivých povrchů. Světlo zrcadlově odražené nebo zpětně rozptýlené napomáhá k rozeznání jednotlivých složek oka během vyšetření na šterbinové lampě, zejména při zkoumání čočky a rohovky. [4]

Světlo se odráží od každého refrakčního rozhraní oka. Vzhledem k tomu, že povrchy jsou hladké, odražené světlo vytváří obraz. Podíl odraženého a transmittovaného světla závisí na indexech lomu každé plochy, tyto zlomky jsou dány Fresnelovými rovnicemi. Pokud jsou indexy lomu n a n' na dopadající a lomivé straně, koeficienty T (transmise) a R (reflexní koeficient) jsou dány rovnicemi: [4]

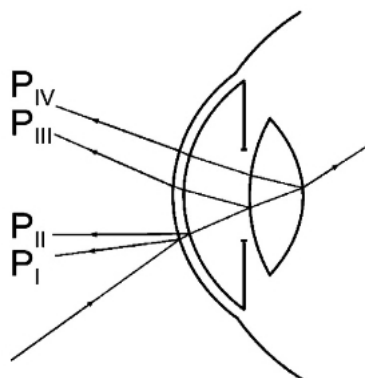
$$R = \left[\frac{(n' - n)}{(n' + n)} \right]^2 \quad (1)$$

$$T = \frac{4nn'}{(n+n')^2} \quad (2)$$

Z těchto rovnic (1) a (2) vyplývá následující rovnost:

$$R + T = 1 \quad (3)$$

Tato rovnost (3) znamená, že nedochází k absorpci světla na povrchu. Oko obsahuje čtyři hlavní odrazové plochy, proto existují čtyři odražené obrazy, které jsou nazývány Purkyňovy obrázky – první nejčastěji označován jako P_I (přední plocha rohovky), druhý P_{II} (zadní plocha rohovky), třetí P_{III} (přední plocha čočky) a čtvrtý P_{IV} (zadní plocha čočky). [4] [5]



Obrázek 2: Schématické zobrazení vzniku Purkyňových obrázků [5]

Výše uvedené rovnice (1) (2) (3) platí pouze pro jednoduché hladké povrchy mezi dvěma homogenními médii a definovanými indexy lomu. V biologickém systému však ideální stav neexistuje, slzný film má odlišný index lomu v porovnání s indexem lomu rohovky a povrch čočky je také ovlivněný přítomností pouzdra čočky, které způsobuje větší rozptýlení Purkyňových obrázků než na rohovce. [4]

Poloha, velikost a jas Purkyňových obrázků jsou dány pozicí světelného zdroje a optické struktury. V tabulce 1 jsou uvedeny parametry pro Gullstrandovo schématické oko v relaxovaném stavu a se vzdáleným zdrojem světla. Tyto obrázky mohou být použity k určení poloh a zakřivení intraokulárních povrchů a zejména povrchů čočky. Měření velikosti Purkyňových obrázků umožňuje sledovat změny čočky při akomodaci a během stárnutí čočky. Purkyňovy obrázky jsou užitečné také k lokalizaci os oka a ke sledování očních pohybů. [4]

Tabulka 1: Purkyňovy obrázky pro Gullstrandův model schématického oka v relaxovaném stavu se vzdáleným zdrojem světla (převzato od Atchisona [4])

Purkyňovy obrázky	Relativní velikost	Vzdálenost od rohovky (mm)	Relativní jas
PI (přední plocha rohovky)	1,000	3,850	1,000
PII (zadní plocha rohovky)	0,882	3,765	0,00826
PIII (přední plocha čočky)	1,967	10,620	0,0128
PIV (zadní plocha čočky)	-0,760	3,979	0,0128

2 Operace katarakty

Katarakta neboli šedý zákal patří mezi patologické změny čočky, kdy dochází k zakalení čočky v oku a k následným aberacím jako je rozptyl světla, zhoršené vidění, až po úplný zákal. Dle umístění počátku zákalu dělíme kataraktu na kortikální, nukleární a subkapsulární. Nejčastěji se vyskytuje katarakta senilní, která je spojena se změnou čočkových proteinů, nižším obsahem draslíku a vyšší koncentrací sodíku a vápníku. Dále kataraktu dělíme podle příčiny vzniku na posttraumatickou, toxickou (vyvolanou léčivou), juvenilní a presenilní. Katarakta může být vyvolána v souvislosti s dalšími onemocněními oka (např. akutní glaukom, pseudoexfoliační syndrom, hereditární dystrofie zadního pólu oka, uveitida). Mezi rizikové faktory vzniku dále patří kouření, traumatické poškození, UV záření, dlouhodobé podávání kortikosteroidů a diabetes mellitus. [3] [6]

2.1 Vývoj operačních technik

První dochované zmínky o operacích pocházejí z Indie okolo roku 600 př. n. l., kde se prováděla metoda reklinace. Při této metodě byla pacientovi zavedena ostrá jehla do oka 4 mm od limbu nebo rohovkou a jehlou byla zakalená čočka posunuta do sklivcového prostoru. V následujících podkapitolách je podrobněji popsán chronologický vývoj vybraných základních operačních technik. [3]

2.1.1 Intrakapsulární extrakce

Při zákroku je čočka vyjmuta z oka velkým řezem (180° po obvodu rohovky). Preventivně je provedena iridektomie, aby nedošlo k vzestupu nitroočního tlaku. Oko po zákroku zůstane afakické, a proto je nutná následná brýlová korekce. Operace je provázena vysokým počtem závažných pooperačních komplikací. Tato operační metoda byla do roku 1990 standardně využívána i v České republice. [3] [7]

2.1.2 Extrakapsulární extrakce

Jedná se o první metodu operace katarakty, která využívá princip implantace nitrooční čočky. Kapsulotomie se provádí speciální jehlou od čísla 12, následně je řez rozšířen natolik, aby jím prošlo tvrdé jádro čočky. Speciálními pomůckami je odstraněna čočka a očištěn kortex čočky. Je použit viskoelastický materiál, který ochrání místo implantace. Poté je zavedena zadně komorová nitrooční čočka, následuje výplach viskoelastického materiálu z prostoru přední komory a rána je následně sešita. Mezi nejčastější pooperační komplikace patří endoftalmitida

či indukovaný astigmatismus. Tuto metodu popsal již v roce 1748 francouzský oční lékař Daviel. Od roku 1970 se oční lékaři začínali k této metodě přiklánět po publikaci komplikací z intrakapsulární extrakce. [3] [7]

2.1.3 Fakoemulzifikace

Operační technika je založena na principu extrakapsulární extrakce. Výkon je používán nejen k operacím katarakty, ale také k refrakční chirurgii (tzv. refrakční výměna čočky) a v dnešní době patří k nejvyužívanějším metodám. Oproti extrakapsulární extrakci je operace provedena malým řezem, který zajišťuje snížení pooperačních komplikací a zároveň snižuje čas výkonu. Na periferii jsou udělány malé řezy, hlavní o velikosti nejčastěji 2–2,4 mm a vedlejší pomocné řezy 1,3 mm. Řez je aplikován viskoelastický materiál do přední komory, kterým je komora stabilizována a ochraňuje endotel. Následuje kapsulorhexe neboli otevření předního čočkového pouzdra. Čočka je rozřezána fakoemulzifikací na malé kousky, následně za pomoci irigace a aspirace odsáta spolu se zbytky závěsného aparátu, aby pouzdro čočky bylo vyčištěno a připraveno k následné aplikaci nitrooční čočky. Pro implantaci nitrooční čočky není zapotřebí řez dále rozšiřovat. Pomocí fakoemulzifikace lze dosáhnout výborných pooperačních výsledků bez následných refrakčních vad a minimalizuje se možnost výskytu pooperační endoftalmitidy a expulzivní hemoragie. [3] [7]

2.1.4 Operace katarakty asistovaná femtosekundovým laserem

Femtosekundový laser obohatil stávající techniku operace katarakty o přesné zákroky za pomoci laseru, zejména zlepšil přesnost předního kapsulárního řezu a snížil ultrazvukovou energii potřebnou k vyjmutí čočky. Pomocí tohoto laseru jsou provedeny rohovkové řezy, které jsou důležité pro zmírnění pooperačních komplikací a možného následného astigmatismu, kapsulorhexe a předfragmentování čočky, takzvaným „pizza řezem“, pro snadnější odsání čočky. Postup zákroku se shoduje s operací za pomoci fakoemulzifikace. [7] [8]

2.2 Nitrooční čočky

Od roku 1949, kdy Ridley jako první úspěšně implantoval nitrooční čočku, se zdokonalily materiály i tvary implantovaných nitroočních čoček. Byly zavedeny metody vyšetření a speciální vzorce pro výpočet optické mohutnosti čočky, které vedly ke zlepšení výsledků operací. V této oblasti měli velkou zásluhu Binkhorst, Hoffer, Sanders, Retzlaff, Kraff a další, kteří přispěli metodou ultrazvukové biometrie a její následnou aplikací. Po příchodu dokonalejších metod operace katarakty za pomoci kapsulorhexe a fakoemulzifikace byli

výrobci motivováni ke zdokonalení nitroočních čoček. Vzhledem ke zvyšujícím se nárokům na ostrost vidění po operaci katarakty je v současnosti mnoho druhů nitroočních čoček a stále jsou vyvíjeny další. [9] [10]

Nitrooční čočky se skládají ze dvou částí, části optické a části opěrné. Optická část zastává funkci čočky a tedy směřuje světelné paprsky na sítnici. Opěrné části neboli haptiky slouží k upevnění a centraci implantované čočky. Nitrooční čočky mohou být vyrobeny z jednoho materiálu (*single piece*) nebo ze dvou či více materiálů (tzv. *multi piece*). Tvar a velikost čoček jsou velice různorodé a závisí na mnoha faktorech. [10] [11] [12]

2.2.1 Materiál IOL

Nitrooční čočka je implantát, který v organismu dlouhodobě zůstává. Jako u každého implantátu jsou i u nitroočních čoček kladeny ty největší nároky na biokompatibilitu, tvar i funkčnost. Musí být zachována stabilita materiálu a materiál by neměl indukovat žádné patologické ani zánětlivé stavy po implantaci. Optická část by neměla omezovat a dráždit okolní struktury a zároveň by měla při plné myadráze zakrývat zornici. Materiál nitroočních čoček by měl být dobře zpracovatelný ve vysoké kvalitě, proto se na výrobu nitroočních čoček používají převážně tyto materiály – polymery (polymetylmetakrylát), silikony, hydrofilní a hydrofobní akrylát. [9] [10]

2.2.2 Umístění IOL v oku

Nitrooční čočky dle umístění v oku lze rozdělit na předněkomorové a zadněkomorové.

Předněkomorové čočky (AC IOL) se implantují do přední komory oka a jsou fixovány do komorového úhlu nebo na duhovku. Mezi indikace volby předně komorové nitrooční čočky patří absence kapsulární nebo zonulární podpory. Komplikace spojené s předně komorovými čočkami souvisí s těsností okolních struktur oka. Pokud není čočka optimálně velká a přiměřeně pružná, je zvýšena pravděpodobnost poškození komorového úhlu a duhovky, což může vést k chronickému zánětu, zvýšenému nitroočnímu tlaku, poškození endotelu rohovky a dekompenzaci rohovky. [9] [12] [13]

Zadněkomorové IOL (PC IOL) se implantují do čočkového pouzdra nebo do *sulcus ciliaris*. Fakické čočky se fixují do *sulcus ciliaris*, kde kopírují přední plochu čočky. Jsou konstruované tak, aby nedocházelo ke kontaktu se zonulárním aparátem a pouzdrem čočky. Mezi nejčastější pooperační komplikace patří úbytek endotelových buněk rohovky či subkapsulární opacifikace. Do čočkového pouzdra jsou nejčastěji implantovány nitrooční čočky při operaci katarakty, kde

je žádoucí kontakt po obvodu čočky, aby došlo k vypnutí čočkového pouzdra a zároveň se předcházelo případným patologiím. Mezi nejčastější komplikace patří sekundární katarakta (*posterior capsule opacification*), kde dochází k zkalení zadního pouzdra čočky. Sekundární kataraktě se mimo jiné předchází ostrým hranatým okrajem implantované nitrooční čočky. [11] [12] [14] [15]

2.2.3 Dělení IOL podle tvaru, zakřivení a počtu ohnisek

Tvar nitroočních čoček se během svého vývoje měnil. První nitrooční čočky měly bikonvexní tvar. Byly složité na výrobu, protože bylo zapotřebí leštit dvě vypouklé plochy. Plankonvexní čočky byly používány po dlouhou dobu, jejich tvar umožnil okrajem zadní plochy oddálit zadní pouzdro čočky, což mělo potenciálně snížit riziko sekundární katarakty. Nitrooční čočky asymetrického bikonvexního tvaru mají zakřivenou jednu plochu více než druhou. Jsou ale využívány i jiné tvary. Vyrábějí se i plankonkávní tvary pro redukci vysoké myopie. V dnešní době jsou nejrozšířenější nitrooční čočky bikonvexního tvaru, který odpovídá tvaru přirozené čočky. Mezi výhody patří například dobré optické vlastnosti a vzhledem ke svému tvaru, čočka přilne na zadní pouzdro a tím snižuje výskyt sekundární katarakty. [10] [11]

Podle zakřivení lze nitrooční čočky rozdělit na sférické, asférické a torické. Asférické čočky korigují sférické aberace a zlepšují vidění za sníženého osvětlení. Oproti sférickým čočkám mají asférické čočky nižší zakřivení a jsou tenčí. Torické čočky jsou nedílnou součástí řešení předoperačního astigmatismu. Jsou dostupné u monofokálních, multifokálních i EDOF čoček. Rotace nitrooční čočky je nežádoucí – následně dochází ke snížení zrakové ostrosti. V takovém případě je potřebná reoperace. [15] [16] [17] [18]

Podle počtu ohnisek můžeme nitrooční čočky rozdělit do tří skupin – monofokální, multifokální a EDOF.

Monofokální čočky jsou konstruované na jednu vzdálenost čili na dálku, střední vzdálenost nebo na blízko. Proto je po operaci nutná brýlová dokorekce na zbylé vzdálenosti. Vzhledem k jednoduché konstrukci optické části jsou eliminovány vedlejší optické fenomény. Čočky jsou vyráběny sférické a asférické. [16] [17]

Multifokální čočka je ideální řešení pro ty, kteří chtějí i po operaci vidět na více vzdáleností – prostřednictvím multifokální nitrooční čočky je světelný paprsek rozdělen do několika ohnisek. Tento komfort je však spojen s optickými fenomény, jako je halo efekt a s tím spojená snížená kontrastní citlivost. Rozložení světla multifokální nitrooční čočky je dosaženo refrakcí, difrakcí nebo kombinací obojího. Při refrakci se paprsek světla při vstupu do hustšího prostředí láme,

zatímco difrakce využívá ohyb světelných vln, ke kterému dochází při kontaktu s překážkou. V současnosti se používají hlavně dva typy multifokálních čoček: trifokální IOL a tzv. nitrooční čočky s rozšířenou hloubkou ostrosti (EDOF – extended depth of focus). [19]

Základním optickým principem EDOF čoček je vytvoření několika souběžných ohnisek pro zlepšení hloubky ostrosti oproti monofokálním čočkám, kde je jedno ohnisko, nebo čočkám multifokálním, které mají 2–3 samostatná ohniska. Prodloužené ohnisko se zavádí, aby se odstranilo nadměrné překrývání blízkých a dalekých bodů, ke kterému dochází u tradičních multifokálních čoček, čímž se eliminuje halo efekt. EDOF čočky poskytují souvislý rozsah ohniska bez jasně asymetrického rozdělení optické mohutnosti čočky zamezující výskytu nechtěných obrazů. Ideálně by tyto čočky měly zlepšit zrakovou ostrost na střední a blízkou vzdálenost bez narušení ostrosti na dálku. [20]

3 Metody měření polohy IOL

3.1 Štěrbínová lampa

Štěrbínová lampa je mikroskop se světelným zdrojem používaný k observaci oka a jeho přilehlých částí. Je to klíčový nástroj sloužící k hodnocení zdravotního stavu očí a očních onemocnění. Štěrbínová lampa by neměla chybět v žádné vyšetřovně optometristy, oftalmologa a na dalších specializovaných pracovištích. Pomocí štěrbínové lampy se může pozorovat přední segment oka a zadní segment oka za pomoci některých přídatných pomůcek či zařízení. Čočka je na štěrbínové lampě vidět jako jasná část za zornicí. V případě umělé nitrooční čočky je o to jasnější, pokud není přítomna další patologie. Jako metoda samotná neumožňuje pozorovat malé odchylky v centraci IOL, jedná se o metodu spíše kvalitativní povahy. Za pomoci úzkého paprsku se může například hodnotit rotace torické nitrooční čočky, korigující astigmatismus, za pomoci centračních značek na čočce. [21] [22]

3.2 Ultrazvuková biomikroskopie

Ultrazvuková biomikroskopie (UBM – Ultrasound Biomicroscopy) je technika primárně používaná pro zobrazování předního segmentu oka. Metoda je založená na principu měření vyslané vlny a její odezvy se zpožděním. V oftalmologii nejvyužívanější technika zobrazení B-skenu, využívá nižších frekvencí 10–20 MHz k zobrazení zadního segmentu a 50 MHz k vyšetření segmentu předního. Hloubka průniku paprsku tkání činí 4–5 mm. Metoda je kontaktní, vyžaduje speciální spojovací médium a jeho lázeň. UBM umožňuje zobrazovat struktury i přes neprůhledná média jako je duhovka. Za pomoci UBM může být jasně pozorován sklon a decentrace IOL, které však není možno přímo změřit. V důsledku skutečnosti, že je metoda kontaktní, dochází k deformaci zobrazení na bulbu a tím k možnému ovlivnění výsledků. [23] [24] [25]

3.3 Optická biometrie

Biometrie oka zahrnuje anatomická měření oka, včetně axiální délky, keratometrie, hloubky přední komory a biometrie předního segmentu. Typickým zástupcem této kategorie je Zeiss IOLMaster 700. Využívá infračervené záření o vlnové délce 780 nm a měření jsou založena na principu swept source OCT, který zlepšuje průnik paprsku skrze zakalená média. Optická biometrie je důležitá zejména pro předoperační kalkulaci nitrooční čočky. Tato metoda nevyhodnocuje informace o poloze IOL. Je tedy nutné údaje zpracovat zvlášť, například

je možno porovnávat předoperační snímky přirozené čočky s pooperačními snímky čočky nitrooční a hodnotit jejich polohu (sklopení či axiální posun). [26]

3.4 Scheimpflugovo zobrazení

Scheimpflugovo zobrazení pracuje se třemi rovinami, rovinou obrazu, rovinou objektivu a rovinou předmětu. Tímto principem je možné získat ostré obrazy z různě nakloněných struktur. Zobrazení snímá přední segment kamerou, která se nachází kolmo na úzký světelný paprsek, kterým vytváří optickou oblast rohovky a čočky. Snímky pořízené během vyšetření jsou digitalizovány a veškerá obrazová data jsou přenesena do počítačového rozhraní. Po dokončení vyšetření počítač vypočítá trojrozměrný virtuální model předního segmentu, ze kterého jsou odvozeny všechny doplňující informace. K výpočtu topografické tloušťky rohovky, zakřivení rohovky, úhlu přední komory, hloubky přední komory je použito přibližně 25 000 datových bodů. Je vypočtena a zobrazena pachymetrie a topografie celého předního a zadního povrchu rohovky od limbu k limbu. Neprůhlednost rohovky a čočky, dána možným zakalením, může být kvantifikována. [21] [27]

Pentacam firmy Oculus je kombinované zařízení sestávající se z osvětlovacího systému úzkého paprsku a Scheimpflugovy kamery, které se vzájemně otáčejí kolem optické osy oka. Úzkým paprskem modrého světla o vlnové délce 475 nm je osvětlena tenká vrstva uvnitř oka – vytvoří se tak dílčí obraz, který je následně fotografován v bočním pohledu fotoaparátem. Možné mimovolní pohyby očí jsou snímány druhou kamerou a poté přiřazeny k pořízeným snímkům a jejich referenčním bodům. Tato kamera je orientována podle Scheimpflugova principu, čímž vytváří obraz osvětlené roviny, která se jeví jako absolutně ostrá od předního povrchu rohovky až po zadní povrch krystalické čočky (pokud je zornice dostatečně dilatována). [21] [28]

Měření polohy IOL za pomoci Scheimpflugova zobrazení je velice spolehlivé a reprodukovatelné. Při plné myadráze jsou zachyceny fotografie průřezů přední komory a IOL ve vertikálním i horizontálním poledníku. Poté je vypočten úhel sklopení IOL a také směr decentrace vzhledem ke standartní referenční přímce, která spojuje střed zakřivení povrchu rohovky s geometrickým středem zornice pomocí softwaru pro zpracování obrazu. Sklopení a decentraci lze získat ze snímků za pomoci algoritmů na detekci hran a zakřivení. Jedná se o rychlou metodu (o délce trvání cca 2 sekundy) k hodnocení sklonu a decentrace IOL. Metoda však vyžaduje plnou myadrázu, což má za následek odchylku od zorného centra a možné chybné výsledky. [29]

3.5 Předněsegmentová optická koherenční tomografie

Optická koherenční tomografie (OCT) byla původně vytvořena pro pozorování zadního segmentu oka a změn na očním pozadí. Jedná se o neinvazivní zobrazovací metodu s vysokým rozlišením. Měření je prováděno paprskem světla o určité vlnové délce a měřením jeho zpoždění. Metoda OCT pro pozorování předního segmentu je využívána od poloviny 90. let. Předněsegmentové OCT (AS-OCT) poskytuje snímky struktur předního segmentu s vysokým rozlišením. Pro pozorování zadního segmentu se využívá vlnová délka 830 nm, oproti tomu pro přesné zobrazení předního segmentu se využívá 1300 nm. Předněsegmentové OCT je využíváno k měření celkové biometrie, zobrazení a měření komorového úhlu, nezbytné pro diagnostiku glaukomu. Měření hloubky přední komory a možné posouzení usazení předněkomorové IOL. Dále také pro měření potřebná k refrakční chirurgii. [21] [29]

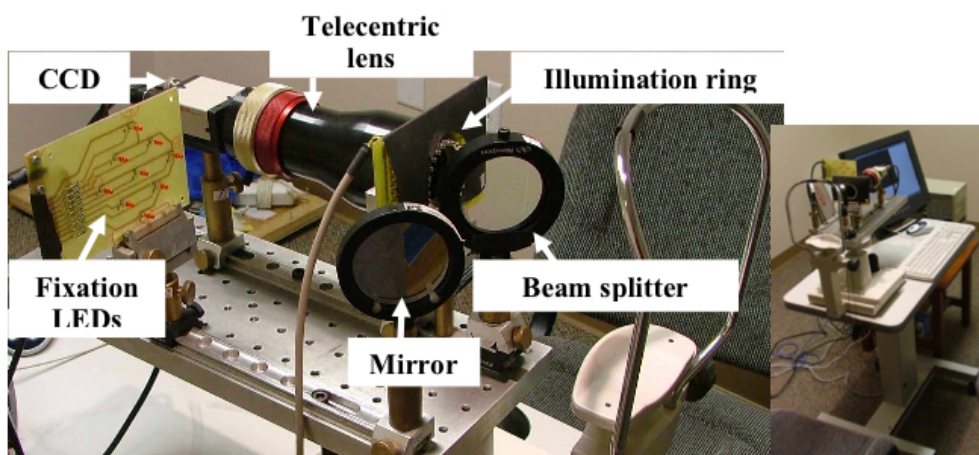
Předněsegmentová oční koherenční tomografie byla později použita k hodnocení sklopení IOL a její decentrace. Metoda je pro měření polohy IOL velice reprodukovatelná s vysokým rozlišením zobrazení. Dříve bylo nutné adaptovat oko na skotopické podmínky pěti minutovou adaptační dobou, aby se minimalizoval potenciální vliv ciliárních svalů na sklopení a decentraci IOL, nebo použití mydriatik. Za pomoci CASIA2 od firmy Tomey je možné vyhodnocovat polohu IOL i bez rozšíření zornice. CASIA2 přinesla i možnost zobrazení očních struktur do hloubky 13 mm. Sklon a decentrace je měřena vzhledem k vrcholu rohovky, který je považován za lepší referenční bod pro hodnocení sklonu a decentrace IOL než pupilární osa, protože není ovlivněn šířkou zornice. [29]

3.6 Purkyně-metry

Metoda je založena na principu detekce Purkyňových obrázků a jejich souřadnic uvnitř oka. Purkyňovy obrázky jsou obrazy bodového objektu díky odrazům od konkrétních ploch refrakčních struktur oka. První dva, PI a PII, jsou odrazy od předních a zadních ploch rohovky, které jsou známy již od pradávna. Vzhledem k malé tloušťce rohovky a malým rozdílům mezi hodnotami refrakčních indexů rohovky a sklivce obrázek PII prakticky překrývá obraz PI a je téměř nerozeznatelný od obrázku PI. Další dva odrazy, PIII pocházející z přední plochy čočky a PIV pocházejí ze zadní plochy čočky. Podrobná analýza Purkyňových obrázků může poskytovat informace o optickém stavu oka a nitrooční čočky, včetně sklonu a decentrace. [29] [30]

V praxi jsou pozorovány tři obrázky PI, PIII, PIV. Obrázek PI je malý, pohybuje se pomalu a je orientován stejně jako zdroj (není převrácený). Obrázek PIII pozorujeme orientovaný stejně jako PI, je velký a pohybuje se rychle. PIV je převrácený a velikost a rychlost pohybu je střední. [30]

Taberero a kol. sestavili prototyp Purkyně-metru (obrázek 3), kterým je možno pozorovat a hodnotit Purkyňovy obrázky. Přístroj je připevněn na pohyblivou základnu s opěrkou brady a čela pro pacienta. Jako zdroj Purkyňových obrázků je použito půlkruhové pole s devíti infračervenými LED diodami. Dále je použit telecentrický zobrazovací objektiv a CCD kamera, která zaznamenává Purkyňovy obrázky. Půlkruhové pole jako zdroj Purkyňových obrázků má jisté výhody. Má nesymetrický tvar, který zajišťuje snadnou identifikaci obrázků PIII a PIV (jsou vůči sobě obrácené). Pro každou polohu z devíti fixačních bodů je zaznamenán jeden snímek. K určení polohy Purkyňových obrázků vzhledem ke středu vstupní zornice (umístěné na elipse) je použit vlastní software pro vyhodnocení polohy IOL. [31]



Obrázek 3: Fotografie prototypu Purkyně-metru [31]

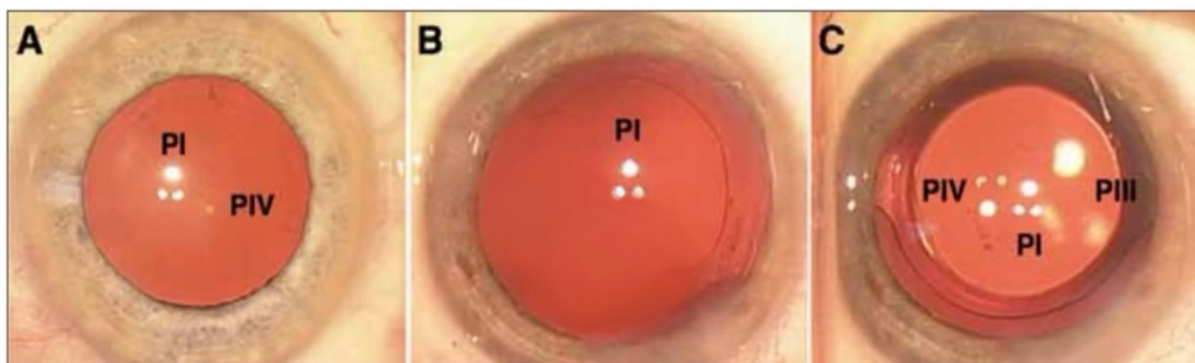
Korynta, Bok a Cendelín sestrojili Purkyně-metr, který se skládá z mechanického zařízení na zjištění polohy Purkyňových obrázků a počítačového programu na výpočet polohy IOL. Přístroj je tvořen přípravkem na šterbinovou lampu, který vyvolává světelným zdrojem Purkyňovy obrázky a při překrytí Purkyňova obrázku s optickou osou přístroje je možné odečíst polohu světelného zdroje. Následně zadáním polohy Purkyňových obrázků a optických parametrů oka do počítačového programu je možno vypočítat polohu IOL. [32]

Určení polohy IOL za pomoci hodnocení polohy Purkyňových obrázků souvisí s hodnocením vychýlení jednotlivých obrázků (PI, PIII, PIV). V oku s centrovanou čočkou pozorujeme obrázky centrálně zarovnané. Při stranové decentraci obrázky PIII a PIV jsou vychýleny

ve směru decentrace, obrázek PI je centrován. Pokud je čočka sklopená dochází k posunu obrázků PIII a PIV, ale obrázky jsou vychýleny směrem od sebe, tedy mezi nimi je pozorován PI. [32]

3.6.1 Purkyňovy obrázky s přirozenou čočkou

Velikost, jas a poloha Purkyňových obrázků jsou určeny polohou světelného zdroje a optického systému, které definoval již Atchison svými výpočty podle Gullstrandova modelu schématického oka v relaxovaném stavu. Obrázek PI je pozorován jako nejjasnější, obrázek PIII jako největší a PIV je jako jediný z obrázků převrácený. Zhoršené pozorování obrázků v oku s přirozenou čočkou má své důvody, jednak index lomu přirozené čočky je nižší než index lomu IOL, navíc v oku s přirozenou čočkou dochází k většímu rozptylu světla na plochách čočky. Tyto důvody mají za následek difusní zobrazení obrázků PIII a PIV, které ale nemusí být vůbec pozorovány. [4] [31]



Obrázek 4: Purkyňovy obrázky v oku fakickém (A), afakickém (B) a pseudofakickém (C) (převzato z [30])

3.6.2 Purkyňovy obrázky s nitrooční čočkou

Vzhled Purkyňových obrázků (velikost, tvar, vzor, orientace, intenzita a barva) je ovlivněn materiálem a designem IOL, takže PIII a PIV se mohou značně lišit. Obrázek PI a PIV vznikají poblíž zornice, obrázek PI vzniká na rohovce, a proto má při hodnocení polohy IOL spíše orientační funkci. Obrázek PIII vzniká ve sklivci za čočkou. Při pečlivém pozorování mohou Purkyňovy obrázky poskytnout chirurgovi informace o IOL, její toricitě, designu, orientaci, a dokonce i materiálu. Hlavními faktory ovlivňující vzhled Purkyňových obrázků jsou toricita, difrakční multifokální IOL, dioptrická síla a index lomu IOL. [33]

Toricita IOL zkresluje tvary Purkyňových obrázků do podoby oválu, ve směru nejstrmějšího meridiánu optické části IOL. Dle plochy, na které je utvořena toricita, se mění vzhled obrázků, na přední ploše je pozorováno protažení PIII a při torické zadní ploše je protažen PIV.

Při torickém zakřivení obou ploch dochází k protažení PIII i PIV. Protažení ve směru astigmatismu dále umocňuje dioptrická hodnota cylindrické dioptrie. [33]

Difrakční multifokální IOL obsahují soustředné difrakční kružnice, které způsobují zkreslení Purkyňových obrázků v podobě koncentrického pásového vzoru. Dle orientace difrakčních kruhů na přední či zadní ploše IOL, pozorujeme vzor na obrázku PIII nebo PIV. [33]

Dioptrická síla IOL ovlivňuje velikost pozorovaných obrázků a je dána zakřivením přední a zadní plochy nitrooční čočky. IOL o vyšších dioptrických hodnotách mají strmější zakřivení, které způsobuje pozorování menšího obrázku PIII, oproti tomu IOL s nižší dioptrickou hodnotou jsou méně vypouklé a obrázek PIII a PIV jsou větší. Se snižující se dioptrickou hodnotou se také snižuje konvexita přední plochy optiky a tím způsobuje otočení obrázku PIII. Obdobě je tomu také u mínusových dioptrických hodnot IOL, kde tvar přední plochy je konvexní a zadní plochy konkávní, PIII je také převrácený, ale zadní konkávní plocha má za následek otočení obrázku PIV. [33]

Index lomu IOL se projevuje na Purkyňových obrázcích dvojitým způsobem. Zaprvé, materiály s vyšším indexem lomu vyžadují menší zakřivení předního a zadního povrchu IOL, aby bylo dosaženo dané dioptrické hodnoty IOL. Plošší zakřivení přední plochy má za následek ostřejší (méně rozptýlený) odraz. Zadruhé, materiály s vyšším indexem mají vyšší odrazivost v oku, protože odrazivost rozhraní souvisí s rozdílným indexem lomu přilehlých rozhraní. S přihlédnutím k těmto faktorům, IOL vyrobené z akrylátu s nízkým indexem ($n = 1,47$) mají relativní intenzitu odlesku několikanásobně větší. [33]

4 Vliv změny polohy nitrooční čočky na aberace optického systému oka

Po implantaci nitrooční čočky může dojít k následným změnám polohy, které mohou ovlivnit pooperační zrakovou kvalitu:

- axiální posun
- decentrace
- sklopení
- rotace torické IOL

Axiální posun nitrooční čočky má velký vliv na pooperační refrakční stav oka. Změna pooperačního refrakčního stavu je závislá na dioptrické síle IOL, čím vyšší dioptrie, tím citlivější na změnu polohy. Pro oko dlouhé 23,593 mm, rohovkovou dioptrickou hodnotou +43 dioptrií a s IOL o dioptrické síle +19 dioptrií bez sklopení indukuje předozadní posun IOL o 1 mm směrem k rohovce pooperační refrakční chybu -1,29 dioptrie (oko myopizuje) a při posunu o 1 mm k sítnici +1,26 dioptrie (oko hypermetropizuje). [32]

Decentrace a sklopení nitrooční čočky posunují pooperační refrakční chybu směrem k myopizaci a výskytu šikmého astigmatismu. Například 3 mm decentrace IOL indukuje přibližně -2,00 sférické dioptrie a +0,70 cylindrické dioptrie. Samotné naklonění IOL bez decentrace ovlivňuje zrakovou ostrost méně. Změna refrakční chyby způsobená kombinací decentralizace a sklopení závisí na vztahu mezi geometrickými osami decentralizace a náklonu. V případě nejméně příznivé kombinace 12° náklonu a 3 mm decentrace může dosáhnout -7,00 sférické dioptrie a +4,00 cylindrické dioptrie. Při větších decentracích může docházet ke glare či halo efektům. Dále decentrace může indukovat prismatický účinek. V případě decentrace asférické IOL o více než 0,5 mm, dochází ke ztrátě výhod asférických čoček. Bylo zjištěno, že koma je nejčastějším typem aberace spojeným s decentrací a sklopením. [29] [32] [34]

Rotace torické nitrooční čočky má vliv na korekci předoperačního astigmatismu, i malá rotace má vliv na cylindrickou korekci IOL. Při rotaci IOL do 10° je způsobena změna refrakce do 0,5 dioptrie. Při změně osy astigmatismu IOL s osou korigovaného astigmatismu o 20° dochází k významnému potlačení efektu torické korekce a jsou indukované aberace vyšších řádů. Torické korekce ztrácí svůj účinek při rotaci o více než 30°. [32]

5 Praktická část

Praktická část bakalářské práce byla zaměřena na zjištění odchylek měření polohy IOL (směr sklopení a velikost sklopení) na dynamickém Purkyně-metru a komerčně dostupném předněsegmentovém OCT CASIA2 od firmy Tomey.

Hypotéza 1: Hodnota velikosti sklopení IOL získaná z dynamického Purkyně-metru bude v rámci měření odpovídat hodnotě získaných z předněsegmentového OCT CASIA2.

Hypotéza 2: Hodnota směru sklopení IOL získaná z dynamického Purkyně-metru bude v rámci měření odpovídat hodnotě získaných z předněsegmentového OCT CASIA2.

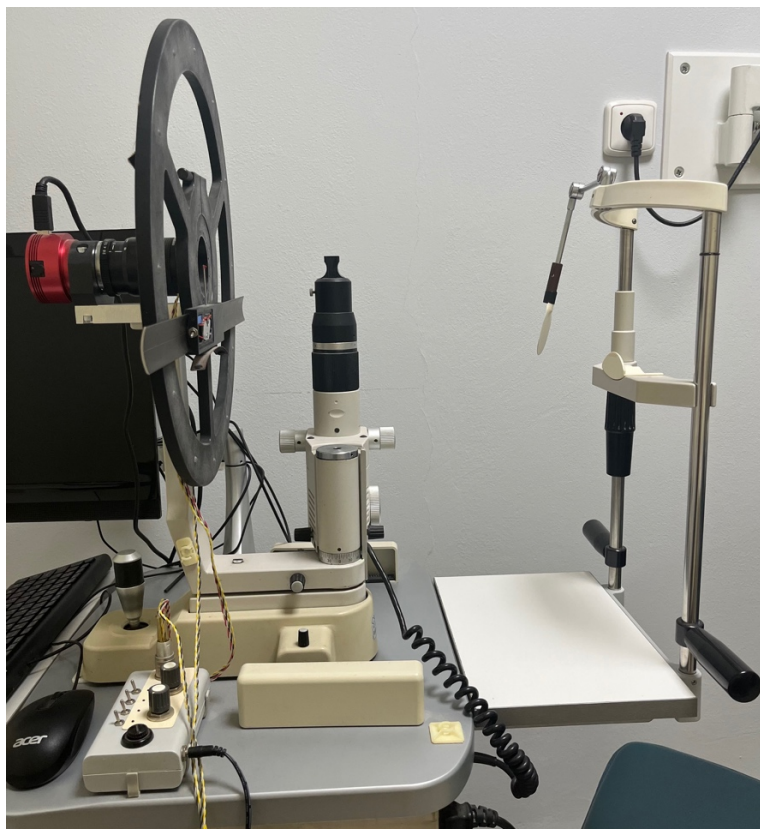
5.1 Metodika

Cílem praktické části bylo porovnat naměřené hodnoty sklopení sférické nitrooční čočky získané z dynamického Purkyně-metru a předněsegmentové optické koherenční tomografie CASIA2.

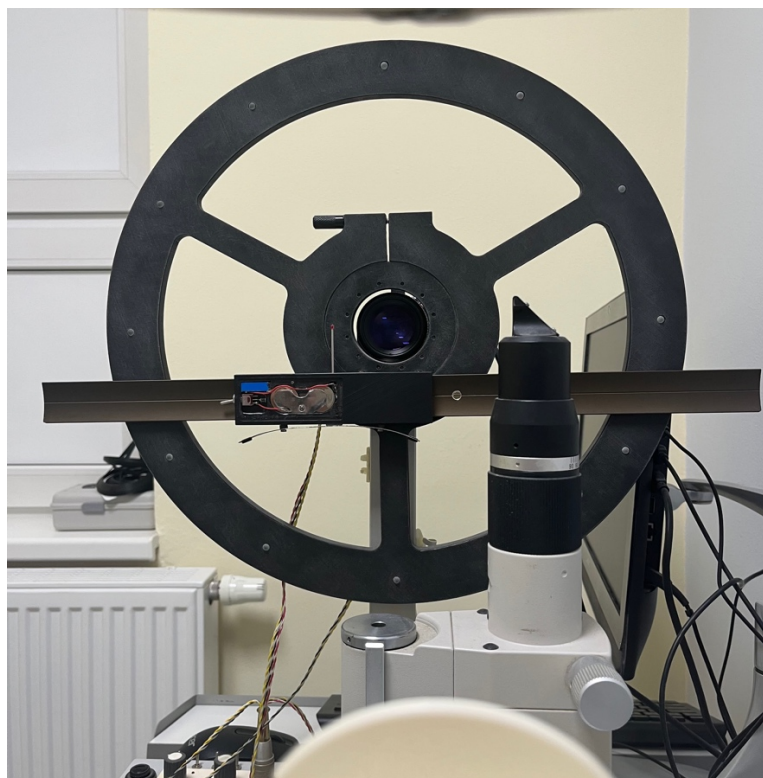
Studie zahrnuje skupinu pacientů, kteří podstoupili operaci katarakty na jednom či obou očích a byla jim implantována sférická nitrooční čočka. Do studie bylo zařazeno 30 očí 19 pacientů, z toho 10 žen a 9 mužů. Měření bylo prováděno na obou přístrojích v rámci jedné kontroly (ve stejný den). Před vyšetřením byla dle potřeby pacientům farmakologicky (Unitropic) rozšířena zornice pro lepší přehlednost měření. Měření bylo realizováno v centru mikrochirurgie oka OFTA v Plzni.

5.1.1 Dynamický Purkyně-metr

Pro účely studie byl využíván dynamický Purkyně-metr (obrázek 5). Za pomoci infračervených diod Purkyně-metr v oku vyvolává Purkyňovy obrázky, které jsou snímány kamerou a obraz z kamery je převeden na monitor počítače, kde je obraz vyšetřujícímu k dispozici při detekci Purkyňových obrázků. Přístroj je na nastavci od šterbinové lampy a je tedy volně pohyblivý, aby bylo možné obraz z kamery zaostřit. Pro vyšetřovaného je na přístroji bradová a čelní opěrka pomáhající zachovat vyšetřovací vzdálenost. Dále na přístroji dominuje kotouč, na kterém najdeme osvětlovací a ovládací prvky potřebné k zjištění poloh Purkyňových obrázků.



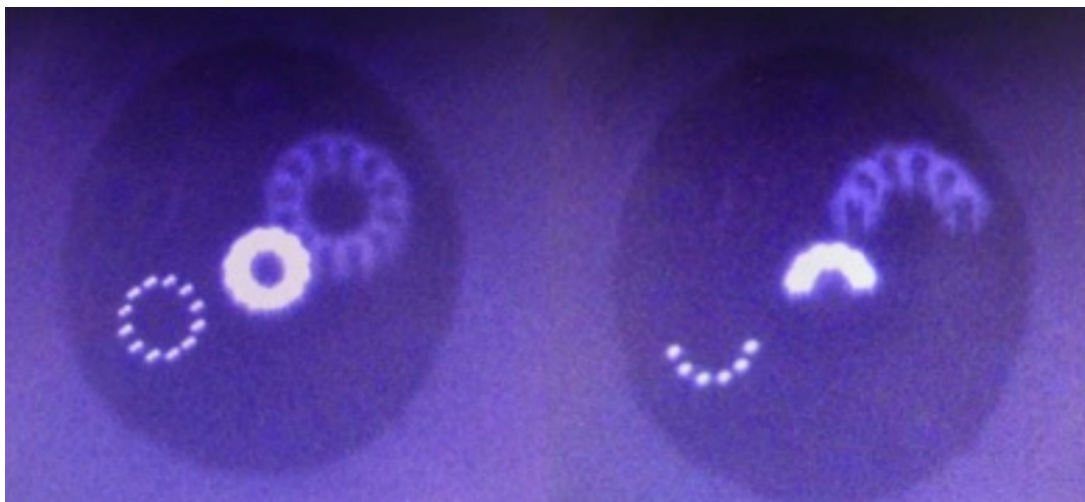
Obrázek 5: Dynamický Purkyně-metr



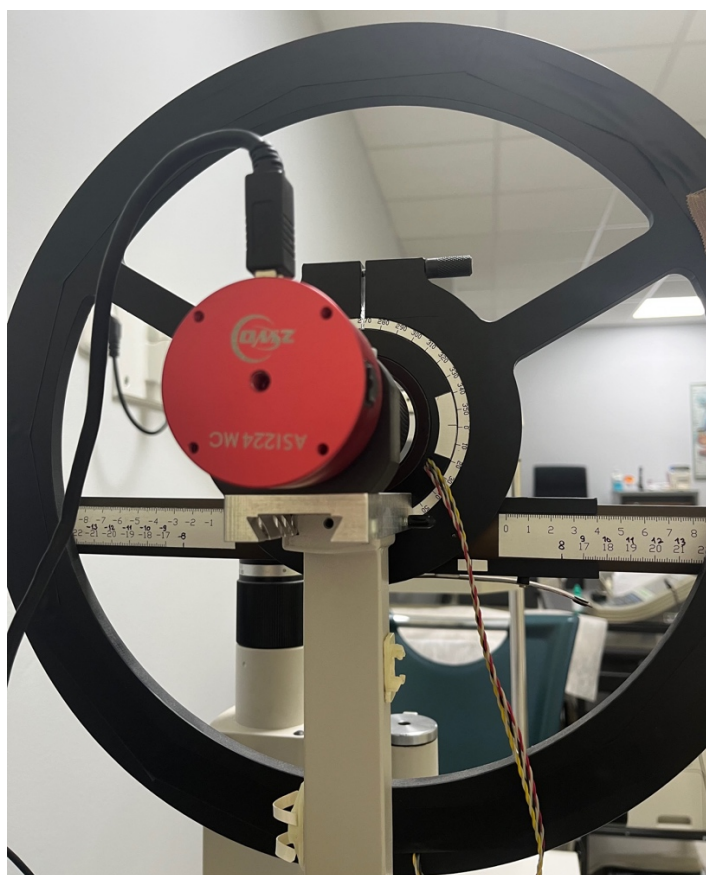
Obrázek 6: Dynamický Purkyně-metr – pohled od pacienta

Pohled na kotouč je zároveň i pohledem od pacienta (obrázek 6). Na kotouči můžeme vidět osvětlovací prvky. Po vnějším obvodu kotouče se nacházejí osvětlovací bílé LED diody

pro lepší osvětlení při měření. Na vnitřním obvodu kotouče je uspořádáno dvanáct infračervených LED diod, které vyvolávají v oku pacienta Purkyňovy obrázky. Tyto infračervené diody lze zobrazit i jako půlkruh s šesti diodami pro lepší identifikaci Purkyňových obrázků (obrázek 7). Dále se na posuvném mechanismu nachází červený světelný fixační podnět, který pacient během měření sleduje.



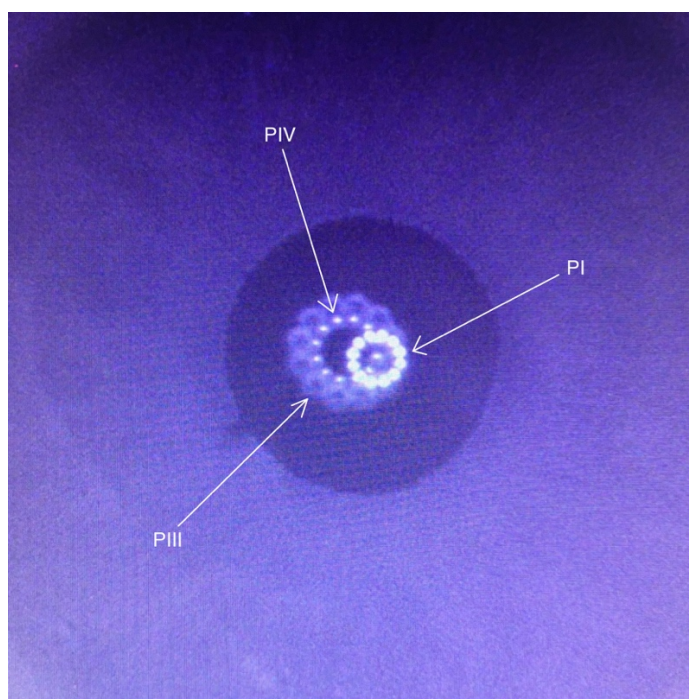
Obrázek 7: Zobrazení LED diod jako půlkruh Purkyňových obrázků



Obrázek 8: Dynamický Purkyň-metr – pohled ze strany vyšetřujícího

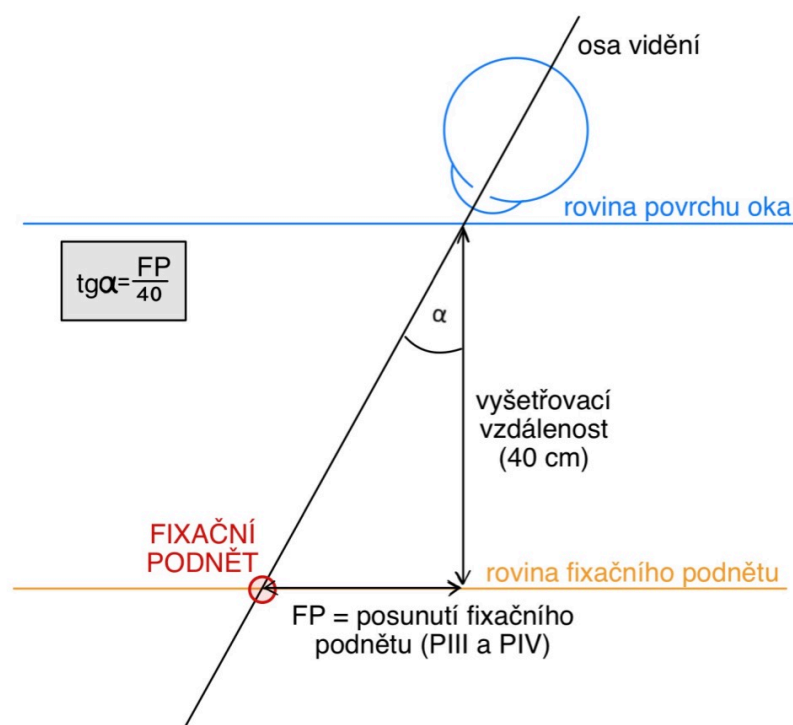
Z pohledu vyšetřujícího (obrázek 8) na kotouči pozorujeme dva hlavní prvky. První je lišta s pravítkem, na které se nachází stupnice od -22 cm až +22 cm. Na lištu je z druhé strany připevněn posuvný mechanismus, na kterém je fixační podnět. Druhý prvek je stupnice, v rozsahu 360°, nacházející se po obvodu kotouče, která nám udává míru pootočení kotoučem.

Vyšetřovaný má o opěrky opřené čelo a bradu, druhé nevyšetřované oko má zakryté klapkou. Pacient je instruován, aby po dobu měření pozoroval fixační podnět, kterým vyšetřující pohybuje. Vyšetřující pohybuje červeným fixačním světýlkem za pomoci posouvání fixačního podnětu po liště a otáčením kotouče tak, aby bylo dosaženo centrace potřebných Purkyňových obrázků. Vyšetřující se orientuje podle projektovaného obrazu na monitoru počítače. Pro získání dat k praktické části byla potřebná poloha centrace Purkyňových obrázků z přední plochy čočky a zadní plochy čočky, tedy PIII a PIV (obrázek 9).



Obrázek 9: Centrace Purkyňových obrázků PIII a PIV

Pro praktickou část bylo potřeba získat dvě hodnoty sklopení čočky, a to směr sklopení a velikost sklopení. Směr sklopení nitrooční čočky odpovídá úhlu naměřenému na úhlové stupnici Purkyně-metru při centraci obrázků PIII a PIV. Velikost sklopení (α) získáme výpočtem za pomoci funkce tangens, pokud známe vyšetřovací vzdálenost (konstantně 40 cm) a polohu fixačního světýlka při centraci obrázků PIII a PIV, kterou odečteme na stupnici lišty situační schéma je zobrazeno níže.



Obrázek 10: Schéma pro výpočet velikosti sklopení čočky měřeném na Purkyně-metru (ilustrace upravená z [32])

5.1.2 CASIA2

CASIA2 (obrázek 11) je předněsegmetová optická koherenční tomografie od firmy Tomey. Tento přístroj je komerčně používán na analýzu předního segmentu předoperačních i pooperačních vyšetření. CASIA2 oproti jiným komerčně dostupným přístrojům využívaných na měření polohy čočky, umí automaticky rozpoznat hranice čočky bez nutnosti následného zpracování dat a zprostředkovává zobrazení tkáně až do 13 mm hloubky, které nám umožňuje pozorování nitrooční čočky v celé své šířce. Měření na přístroji může probíhat také nezávisle na šíři a tvaru zornice, tedy není nutné pro vyšetření pacienta rozšiřovat zornici mydriatiky. V případě, že CASIA2 nedokáže hranice čočky rozpoznat, je možné hranice čočky manuálně dokreslit na pořízených snímcích předního segmentu. Poté přístroj vypočítá sklopení a decentraci čočky na základě zprůměrovaných dat z osmi různých skenů (obrázek 12).

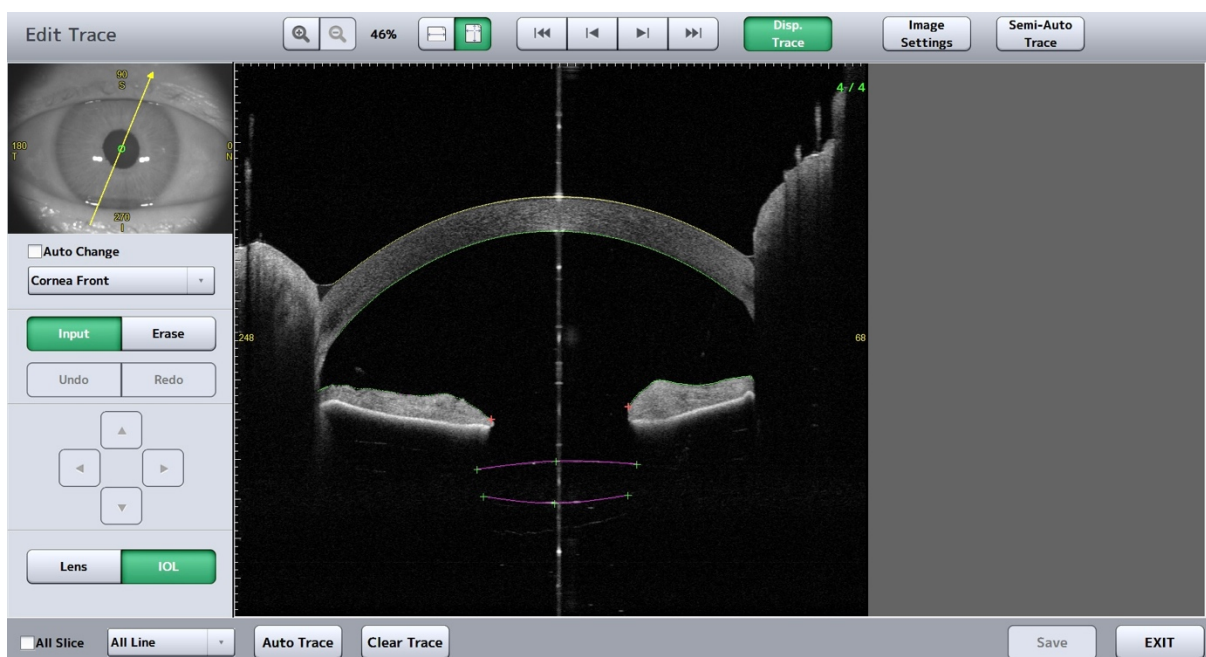


Obrázek 11: – Předněsegmentové OCT CASIA2



Obrázek 12: Casia2 – přední segment oka v osmi řezech s detekovanou nitrooční čočkou

Vyšetřovaný má opřené čelo a bradu a je instruován, aby sledoval fixační podnět. CASIA 2 udělá automaticky osm skenů předního segmentu. Všechny skeny byly manuálně zkontrolovány a hranice čočky byly popřípadě dokresleny (obrázek 13) pro přesnější výsledky. Dále přístroj sám vypočítal finální hodnotu velikosti sklopení čočky a směr sklopení čočky.



Obrázek 13: Casia2 – manuálně dokreslené hranice nitrooční čočky

5.1.3 Statistické zpracování

Z celkového počtu 30 subjektů, zapojených do studie, jich bylo všech 30 zahrnuto do analýzy dat. Výsledky dat byly zpracovány v programu Microsoft excel, kde byly vypočteny průměry, rozdíly a směrodatné odchylky. Dále byly provedeny párové dvou výběrové t-testy s hladinou významnosti $P = 0,05$, kde $P > 0,05$ bylo považováno za statisticky významné. Normalita dat byla ověřena liliefors testem normality.

5.2 Výsledky

Naměřené a výsledné hodnoty z dynamického Purkyně-metru a Casia2 byly zaneseny do tabulky 2. Tabulka obsahuje hodnoty naměřené na Purkyně-metru, potřebné k závěrečnému výpočtu velikosti a směru sklopení nitrooční čočky (postranní posun fixačního světýlka v bodě centrace Purkyňových obrázků PIII a PIV), vypočtené hodnoty velikosti a směru sklopení na dynamickém Purkyně-metru a dále hodnoty velikosti a směru sklopení získané pomocí Casia2 (data nebylo třeba dále zpracovávat).

Tabulka 2: Naměřené a vypočtené hodnoty sklopení IOL

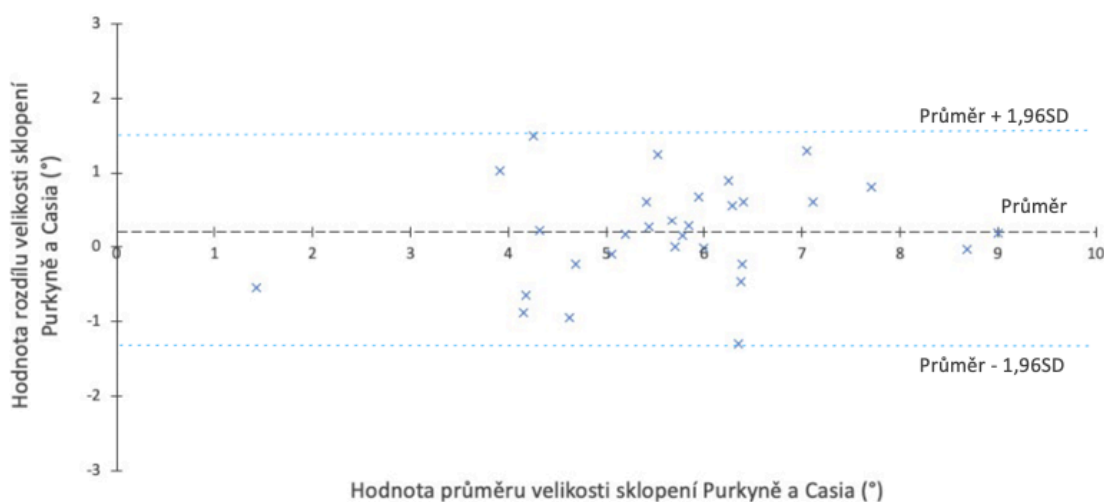
oko č.	boční posun fixačního podnětu (P3 a P4) [cm]	úhlový posun fixačního podnětu (P3 a P4) [°]	velikost sklopení Purkyně- metr [°]	Směr sklopení Purkyně- metr [°]	velikost sklopení Casia [°]	směr sklopení Casia [°]
1	4,10	4	5,85	184	5,70	176
2	4,20	13	5,99	193	5,70	194
3	4,40	161	6,28	341	6,50	340
4	6,40	14	9,09	194	8,90	189
5	6,10	173	8,67	353	8,70	348
6	0,80	139	1,15	319	1,70	280
7	5,70	169	8,11	349	7,30	353
8	4,70	19	6,70	199	6,10	203
9	5,20	160	7,41	340	6,80	340
10	4,60	16	6,56	196	6,00	190
11	4,70	159	6,70	339	5,80	337
12	4,00	130	5,71	310	5,10	313
13	3,10	5	4,43	185	3,40	178
14	3,50	10	5,00	190	3,50	204
15	3,50	163	5,00	343	5,10	345
16	3,90	11	5,57	191	5,30	179
17	2,70	148	3,86	328	4,50	336
18	4,00	60	5,71	240	5,70	239
19	4,40	25	6,28	205	5,60	208
20	3,20	153	4,57	333	4,80	330
21	3,70	28	5,28	208	5,10	202
22	4,10	151	5,85	331	5,50	334
23	2,90	12	4,15	192	5,10	175
24	4,20	143	5,99	323	6,00	323
25	3,10	24	4,43	204	4,20	198
26	4,00	168	5,71	348	7,00	342
27	5,40	18	7,69	198	6,40	205
28	4,30	158	6,14	338	6,60	340
29	4,30	42	6,14	222	4,90	213
30	2,60	182	3,72	362	4,60	355

Vypočtené hodnoty průměru rozdílu směru sklopení, hodnoty průměru rozdílu velikosti sklopení spolu se směrodatnými odchylkami a výsledky párového t-testu byly zaneseny do tabulky 3, pro porovnání výsledků z dynamického Purkyně-metru a předněsegmentové OCT Casia2.

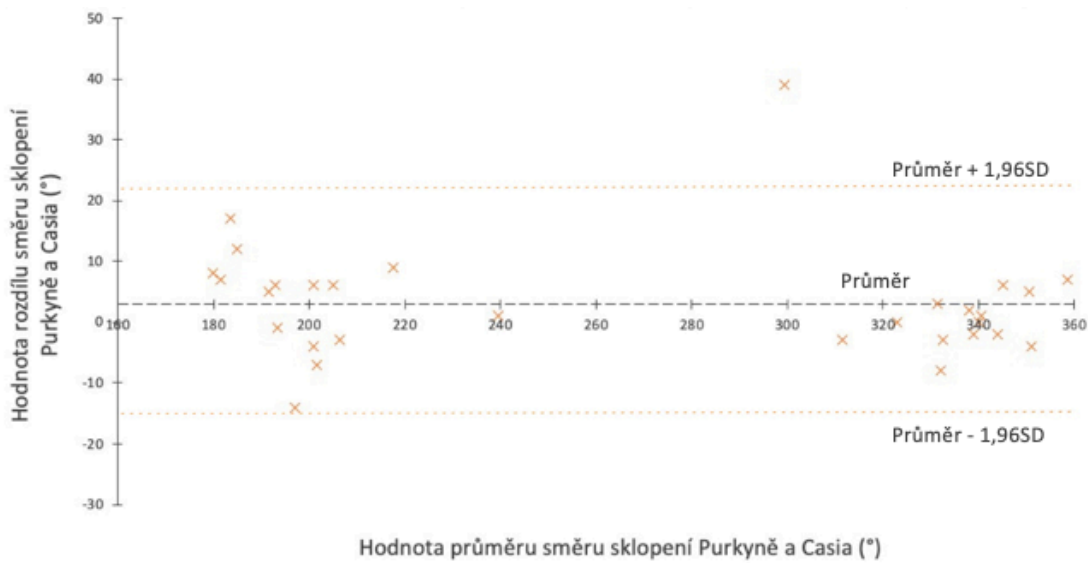
Tabulka 3: Porovnání výsledků naměřených na Purkyně-metru a Casia2

	Průměr (°)	Směrodatná odchylka (°)	t-test (hladina významnosti P = 0,05)
Hodnota rozdílu velikosti sklopení	0,20	± 0,68	0,109
Hodnota rozdílu směru sklopení	3	± 9	0,092

Pro grafické znázornění rozdílu hodnot naměřených na dynamickém Purkyně-metru a předněsegmentovém OCT Casia2 byla data vložena do Bland-Altmanova grafu, kde vodorovná osa x byla posunuta do hodnoty průměru rozdílu měřených přístrojů a byla vynesena oblast předpokládaného výskytu dat.



Graf 1: Bland-Altmanův graf rozdílu měření velikosti sklopení Purkyně-metru a Casia2



Graf 2: Bland-Altmanův graf rozdílu měření směru sklopení Purkyně-metrem a Casia2

5.3 Diskuse

Hlavním cílem bakalářské práce bylo porovnat přesnost měření na experimentálním dynamickém Purkyně-metru a komerčně dostupným předněsegmentovým OCT Casia2. Studie byla provedena na skupině 30 očí. V praktické části byly nastíněny dvě hypotézy, které měly být ve studii potvrzeny či vyvráceny.

Hypotéza 1: Hodnota velikosti sklopení IOL získaná z dynamického Purkyně-metru bude v rámci měření odpovídat hodnotě získaných z předněsegmentového OCT CASIA2.

Hypotéza 2: Hodnota směru sklopení IOL získaná z dynamického Purkyně-metru bude v rámci měření odpovídat hodnotě získaných z předněsegmentového OCT CASIA2.

Na skupině 30 vzorků byla zjištěna průměrná naměřená hodnota rozdílu velikosti sklopení IOL $0,20^\circ$ se směrodatnou odchylkou $\pm 0,68^\circ$. Uvedenou mírou rozdílu a t-testem o hladině významnosti ($P > 0,05$) byla hypotéza 1 potvrzena s výsledkem t-testu 0,1099, tedy v rámci měření hodnota velikosti sklopení IOL získaná z dynamického Purkyně-metru odpovídá hodnotě získané z předně segmentové OCT Casia2. Pro hodnotu rozdílu směru sklopení průměr činil 3° se směrodatnou odchylkou $\pm 9^\circ$. Zmíněnou mírou rozdílu a t-testem o hladině významnosti ($P > 0,05$) byla hypotéza 2 potvrzena s výsledkem t-testu 0,0918, tedy v rámci měření hodnota směru sklopení IOL získaná z dynamického Purkyně-metru odpovídá hodnotě získané z předně segmentové OCT Casia2.

Na základě studie můžeme považovat hodnoty naměřené na dynamickém Purkyně-metru za srovnatelné s hodnotami z předněsegmentového OCT Casia2.

Při měření polohy nitrooční čočky na Purkyně-metru bylo pozorováno naměření přesných výsledků bez nutnosti farmakologicky rozšířené zornice, oproti tomu měření na předněsegmentovém OCT Casia2 bylo závislé na šíři zornice. Casia2 nedokázala přesně detekovat hranice nitrooční čočky a bylo nutné skeny předního segmentu manuálně zkontrolovat a dokreslit. Měření na Casia2 trvalo v rámci vteřin, oproti tomu měření na dynamickém Purkyně-metru se pohybovalo v rozmezí 2-5 minut, a tedy bylo závislé na spolupráci pacienta.

Závěr

Cílem práce bylo zpracovat problematiku měření polohy nitrooční čočky, která se implantuje do oka při operaci katarakty nebo při refrakční výměně čočky.

Teoretická část práce se zabývala rozбором základních pojmů a principů potřebných k pochopení zmíněné problematiky. Obsahem praktické části bylo porovnat výsledky měření polohy nitrooční čočky pomocí dvou metod – pomocí experimentálního Purkyně-metru a pomocí komerčně dostupného předněsegmentového OCT CASIA2 od firmy Tomey.

Odchylka měření velikosti sklopení nitrooční čočky činila v průměru $0,20^\circ$ se směrodatnou odchylkou $\pm 0,68^\circ$. Hodnota rozdílu měření směru sklopení byla 3° se směrodatnou odchylkou $\pm 9^\circ$. Obě stanovené hypotézy byly (s uvedenými odchylkami) potvrzeny, tedy že hodnota velikosti (*hypotéza 1*) i směru (*hypotéza 2*) sklopení IOL získaná z dynamického Purkyně-metru bude v rámci měření odpovídat hodnotě získané z předněsegmentového OCT CASIA2 – hodnoty sklopení IOL naměřené oběma metodami lze tedy považovat za srovnatelné.

Bibliografie

- [1] Synek, Svatopluk a Skorkovská, Šárka. *Fyziologie oka a vidění*. 2., doplněné a přepracované vydání. Praha 7 : Grada Publishing, a.s., 2014. 978-80-247-3992-2.
- [2] Čihák, Radomír. *Anatomie 3*. 3. upravené a doplněné vydání. Praha : Grada publishing, a.s., 2016. Sv. III. 978-80-247-9552-2.
- [3] Rozsival, Pavel. *Oční lékařství*. 1. vydání. Praha 5 : Galén, 2006. 80-9262-404-0.
- [4] Atchison, David A. a Smith, George. *Optics of the Human Eye*. Oxford : Butterworth-Heinemann, 2000. 0-7506-3775-7.
- [5] Józwik, Agnieszka, Siedlecki, Damian a Zając, Marek. *Analysis of Purkinje images as an effective method for estimation of intraocular lens implant location in the eyeball*. 2014. Sv. vol. 125. DOI: 10.1016/j.ijleo.2014.06.130. 00304026
- [6] Eva Vlková, Šárka Pitrová, František Vlk,. *Lexikon očního lékařství Výkladový ilustrovaný slovník*. 1. vydání. Brno : Prof. Ing. František Vlk, DrSc., nakladatelství a vydavatelství, 2008. 978-80-239-8906-9.
- [7] Heissigerová, Jarmila. *Oftalmologie Pro pregraduální i postgraduální přípravu*. Praha 4 : Maxdorf s.r.o., 2018. 978-80-7345-580-4.
- [8] *Cataract surgery and lens implantation*. Siyuan Li, Ying Jie. 30. 1 2019, Current Opinion, stránky 39-43.
- [9] Mašek, Petr a Pašta, Jiří. *60 let nitrooční čočky*. 1. vydání. Hradec Králové : RNDr. František Skopec, CSc. – Nucleus HK, 2010. 978-80-87009-73-4.
- [10] MUDr. Jan Novák, CSc. *Nitrooční čočka - cizí těleso v oku*. Praha 5 : Galén, 1999. 80-85824-97-3.
- [11] Rozsival, Pavel. *Trendy soudobé oftalmologie*. Praha 5 : Galén, 2005. Sv. 2. svazek. 80-7262-326-5.
- [12] Kourtney Houser, MD, Caroline Awh, Jeffrey M Goshe, Bharat Gurnani. EyeWiki. *Posterior Capsule Opacification*. [Online] 25. 6 2021. [Citace: 14. 12 2021.] https://eyewiki.aao.org/Posterior_Capsule_Opacification.
- [13] Houser, Kourtney. EyeWiki. *Anterior Chamber Intraocular Lenses*. [Online] 25. 6 21. [Citace: 15. 12 21.]

- https://eyewiki.aao.org/Anterior_Chamber_Intraocular_Lenses?fbclid=IwAR0xs0ObZjj_WLmzDcY6WflfPsG6Lif2hmd96rLDyNb72csb21xY5zx1WZs.
- [14] American Academy of Ophthalmology. *Intraocular Lenses*. [Online] 2020-2021. [Citace: 16. 12 2021.] <https://www.aao.org/bcscsnippetdetail.aspx?id=c34bb31f-3f12-48fc-b90b-0f0a3d9d37b1>.
- [15] Kuchyňka, Pavel. *Oční lékařství*. 2. přepracované a doplněné vydání. Praha : Grada Publishing, a.s., 2016. 978-80-247-5079-8.
- [16] Zeiss. *Product family*. Zeiss. [Online] [Citace: 14. 12 2021.] <https://www.zeiss.com/meditec/int/product-portfolio/iols/monofocal-iols/ct-lucia-family.html#specifications>.
- [17] Refrakční centrum Praha. [Online] [Citace: 14. 12 2021.] <https://www.refraknicentrum.cz/sedy-zakal/typy-nitroocnich-cocek/>.
- [18] Zeiss. *Product category*. Zeiss. [Online] [Citace: 14. 12 2021.] <https://www.zeiss.com/meditec/int/product-portfolio/iols/toric-iols.html>.
- [19] . Mehdi Shajari, Siegfried Priglinger, Thomas Kreuzer. *Aktueller Wissensstand zu Sonderlinsen* 117, 2020, *Ophthalmologie* 2020, stránky 283-292.
- [20] Piotr Kanclerz, MD, PhD, Francesca Toto, MD, Andrzej Grzybowski, MD, PhD, MBA, Jorge L. Alio, MD, PhD, FEBO. *Extended Depth-of-Field Intraocular Lenses: An Update*. 9, 5/6 2020, *Asia-Pacific Academy of Ophthalmology*, Sv. 3, stránky 194-202.
- [21] Beneš, Pavel. *Přístoje pro optometrii a oftamologii*. 1. Brno : Národní centrum ošetrovatelství a nelekářských zdravotnických oborů, 2015. 978-80-7013-577-8.
- [22] Porter, Daniel. *What is a Slit Lamp?* American Academy of Ophthalmology. [Online] 2018. [Citace: 19. 12 2021.] <https://www.aao.org/eye-health/treatments/what-is-slit-lamp>.
- [23] American Academy of Ophthalmology. American Academy of Ophthalmology. *Ultrasound Biomicroscopy*. [Online] [Citace: 18. 12 2021.] <https://www.aao.org/focalpointssnippetdetail.aspx?id=a1aede84-f4bc-4713-af4c-0cf49afddced>.
- [24] Arsham Sheybani, MD. EYEWIKI. *Ultrasound Biomicroscopy*. [Online] 10 2021. [Citace: 18. 12 2021.] https://eyewiki.org/Ultrasound_Biomicroscopy.

- [25] Lin Li, Ke Wang, Yan Yan, Xudong Song, Zhicheng Liu. *Research on Calculation of the IOL Tilt and Decentration Based on Surface Fitting*. Computational and Mathematical Methods in Medicine. 2013. Dostupné z: doi:10.1155/2013/572530.
- [26] Zeiss. *Optical biometry explained*. Zeiss. [Online] [Citace: 18. 12 2021.] <https://www.zeiss.com/meditec/int/c/-optical-biometry-/optical-biometry-explained.html>.
- [27] American Academy of Ophthalmology. *Scheimpflug Analysis*. [Online] American Academy of Ophthalmology. [Citace: 20. 12 2021.] <https://www.aao.org/focalpointssnippetdetail.aspx?id=5b89b5e8-19d4-4e49-9edf-d791ce4497a1>.
- [28] Oculus. Pentacam. *Pentacam*. [Online] Oculus. [Citace: 20. 12 2021.] <https://www.pentacam.com/int/technology/measurement-principle-licences-network.html>.
- [29] 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] 14. 9 2020. [Citace: 20. 12 2021.] Dostupné z: doi:10.3390/vision4030041. 2411-5150.
- [30] Daniel H. Chang, MD. *Centering IOLs Using Purkinje Images*. Cataract & Refractive Surgery Today. 2011, stránky 35-38.
- [31] Taberero, Juan, a další. *Instrument for measuring the misalignments of ocular surfaces*. [online] 2006. Sv. 14. DOI: 10.1364/OE.14.010945. 1094-4087.
- [32] Palkovičová, Ing. Eliška. *Vývoj metody pro měření polohy nitrooční čočky*. Katedra přírodovědných oborů, České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství. Odborná studie k rozpravě. 2019.
- [33] DANIEL H. CHANG, MD. *Characterizing IOLs With Purkinje Images*. CATARACT & REFRACTIVE SURGERY TODAY. 2011, Sv. ročník 10, číslo 1, stránky 31-35.
- [34] Jiri Korynta, MD, PhD , Jiri Bok, PhD , and Jiri Cendelin, MD, PhD. *Changes in Refraction Induced by Change in Intraocular Lens Position*. Journal of Refractive Surgery. 1994, Sv. 10, 5.

Seznam symbolů a zkratek

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
IOL	Nitrooční čočka (intraocular lens)
OCT	Optická koherenční tomografie
UV	Ultrafialové (ultraviolet)
AC IOL	Předněkomorová nitrooční čočka (anterior chambre IOL)
PC IOL	Zadněkomorová nitrooční čočka (posterior chambre IOL)
PI	První Purkyňův obrázek
PII	Druhý Purkyňův obrázek
PIII	Třetí Purkyňův obrázek
PIV	Čtvrtý Purkyňův obrázek
EDOF	Extended Depth of Focus
UBM	Ultrazvuková biomikroskopie (ultrasound biomicroscopy)
AS-OCT	Předněsegmentové OCT (anterior-segment OCT)
LED	Light-Emitting-Diode
CCD	Charge-coupled device

Seznam obrázků

<i>Obrázek 1: Grafické znázornění referenčních os a úhlů oka (upraveno z [4])</i>	<i>10</i>
<i>Obrázek 2: Schématické zobrazení vzniku Purkyňových obrázků [5]</i>	<i>11</i>
<i>Obrázek 3: Fotografie prototypu Purkyně-metru [31]</i>	<i>21</i>
<i>Obrázek 4: Purkyňovy obrázky v oku fakickém (A), afakickém (B) a pseudofakickém (C) (převzato z [30]).....</i>	<i>22</i>
<i>Obrázek 5: Dynamický Purkyně-metr</i>	<i>26</i>
<i>Obrázek 6: Dynamický Purkyně-metr – pohled od pacienta</i>	<i>26</i>
<i>Obrázek 7: Zobrazení LED diod jako půlkruh Purkyňových obrázků.....</i>	<i>27</i>
<i>Obrázek 8: Dynamický Purkyně-metr – pohled ze strany vyšetřujícího</i>	<i>27</i>
<i>Obrázek 9: Centrace Purkyňových obrázků PIII a PIV.....</i>	<i>28</i>
<i>Obrázek 10: Schéma pro výpočet velikosti sklopení čočky měřeném na Purkyně-metru (ilustrace upravená z [32]).....</i>	<i>29</i>
<i>Obrázek 11: – Předněsedmentové OCT CASIA2</i>	<i>30</i>
<i>Obrázek 12: Casia2 – přední segment oka v osmi žezlech s detekovanou nitrooční čočkou....</i>	<i>30</i>
<i>Obrázek 13: Casia2 – manuálně dokreslené hranice nitrooční čočky.....</i>	<i>31</i>

Seznam grafů

Graf 1: Bland-Altmanův graf rozdílu měření velikosti sklopení Purkyně-metru a Casia2..... 33

Graf 2: Bland-Altmanův graf rozdílu měření směru sklopení Purkyně-metrem a Casia2..... 34

Seznam tabulek

<i>Tabulka 1: Purkyňovy obrázky pro Gullstrandův model schématického oka v relaxovaném stavu se vzdáleným zdrojem světla (převzato od Atchisona [4])</i>	<i>12</i>
<i>Tabulka 2: Naměřené a vypočtené hodnoty sklopení IOL</i>	<i>32</i>
<i>Tabulka 3: Porovnání výsledků naměřených na Purkyně-metru a Casia2.....</i>	<i>33</i>