

**FAKULTA
BIOMEDICÍNSKÉHO
INŽENÝRSTVÍ**



**BAKALÁŘSKÁ
PRÁCE**

2017

**JULIE
KREJBICOVÁ**



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

**Fakulta biomedicínského inženýrství
Katedra přírodovědných oborů**

Měření polohy nitrooční čočky v oku po operaci katarakty

Estimation of intraocular lens position after cataract surgery

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Optika a optometrie

Autor bakalářské práce: Julie Krejbichová

Vedoucí bakalářské práce: MUDr. Jiří Cendelín, CSc.

Konzultant bakalářské práce: RNDr. Roman Chaloupka, Ph.D.

Kladno, Květen 2017

Katedra přírodovědných oborů

Akademický rok: 2016/2017

Z a d á n í b a k a l á ř s k é p r á c e

Student: **Julie Krejbichová**
Obor: Optika a optometrie
Téma: **Měření polohy nitrooční čočky v oku po operaci katarakty**
Téma anglicky: Estimation of intraocular lens position after cataract surgery

Zásady pro vypracování:

V teoretické části práce budou shrnuty metody měření polohy nitrooční čočky, vliv designu a umístění nitrooční čočky na výslednou polohu a vliv decentrace, sklopení a předozadního posunu nitrooční čočky na aberace oka po implantaci. V praktické části bude u skupiny pacientů s implantovanou nitrooční čočkou WIOL provedeno vyšetření předního oka Pentacamem a z jednotlivých řezů bude zrekonstruována poloha nitrooční čočky. Poloha zjištěná pomocí Pentacamu bude porovnána s vyšetřením na aberometru iTrace.

Seznam odborné literatury:

- [1] ROSALES, P., DE CASTRO, A., JIMÉNEZ-ALFARO, I., MARCOS, S., Intraocular lens alignment from Purkinje and Scheimpflug imaging, Clin. Exp. Optom., ročník 93, číslo 6, 2010, 400-408 s.
- [2] TAKETANI, F., MATUURA, T., YUKAWA, E., HARA, Y., Influence of intraocular lens tilt and decentration on wavefront aberrations, J. Cataract. Refract. Surg., ročník 30, číslo 10, 2004, 2158-2162 s.
- [3] BAUMEISTER, M., BÜHREN, J., KOHNEN, T., Tilt and decentration of spherical and aspheric intraocular lenses: effect on higher-order aberrations, J. Cataract. Refract. Surg., ročník 35, číslo 6, 2009, 1006-1012 s.
- [4] SUN, M., DE CASTRO, A., ORTIZ, S., PEREZ-MERINO, P., BIRKENFELD, J., MARCOS, S., Intraocular lens alignment from an en face optical coherence tomography image Purkinje-like method, Optical Engineering, ročník 53, číslo 6, 2014, 0617041-9

Zadání platné do: 11.09.2018
Vedoucí: MUDr. Jiří Cendelín, CSc.
Konzultant: RNDr. Roman Chaloupka, Ph.D.

vedoucí katedry / pracoviště

děkan

V Kladně dne 20.02.2017

Název bakalářské práce: Měření polohy nitrooční čočky po operaci katarakty

Abstrakt:

Cílem práce bylo objektivně popsat polohu nitrooční čočky WIOL-CF po operaci katarakty a vliv její polohy na zrakovou ostrost.

Do výzkumu bylo zahrnuto 7 pacientů, 4 ženy a 3 muži. Celkem bylo posuzováno 14 očí s implantovanou nitrooční čočkou WIOL-CF. Poloha IOL byla vyhodnocována na základě výsledků vycházejících z 3-D rekonstrukce předního segmentu oka, manuálního měření na Scheimpflugových obrazech z Pentacam HR a porovnána s výsledky měření z přístroje iTrace. Zraková ostrost byla vyjádřena prostřednictvím defokusační křivky. Metodika 3-D rekonstrukce předního segmentu oka byla vytvořena v softwaru MATLAB.

Průměrný posun IOL podle 3-D modelu byl 0,37 mm, SD byla 0,17 mm. Dle manuálního měření v ose odpovídající 3-D modelu byl průměrný posun 0,86 mm, SD byla 0,19 mm. Absolutní rozdíl mezi metodami byl průměrně 0,49 mm, SD byla 0,18 mm.

Průměrná decentrace zóny s nejnižší hodnotou celkových aberací podle iTrace byla 0,82 mm, SD byla 0,28 mm a podle manuálního měření v odpovídající ose byl průměr 0,83 mm, SD byla 0,28 mm. Absolutní rozdíl mezi metodami byl průměrně 0,19 mm, SD byla 0,15 mm.

Nejlepší zraková ostrost korigovaná sférickou čočkou se na Snellenově optotypu pohybovala u všech očí od 0,9 do 1,2.

U všech pacientů byla zjištěno, že nitrooční čočky WIOL-CF jsou decentrovány oproti ose zornice. Tato decentrace však neměla vliv na nejlepší korigovanou zrakovou ostrost sférickou čočkou.

Klíčová slova:

IOL, Pentacam, iTrace decentrace IOL, sklopení IOL, 3-D rekonstrukce

Bachelor's Thesis title: Estimation of intraocular lens position after cataract surgery

Abstract:

This work analyses the position of lens WIOL-CF after the cataract surgery.

The research of this thesis contains 4 women and 3 men - seven patients in total. Thus, there were examined 14 eyes with implanted intraocular lens WIOL-CF altogether. The IOL position was evaluated on the basis of the results from the 3-D reconstruction of the front segment of the eye, from the manual measurements of Scheimpflugs pictures and also from the iTrace results. The quality of the visual acuity was recorded by the defocus curve. The methodology of 3-D reconstruction of the front segment of the eye was created in MATLAB software.

Mean IOL decentralization according to 3-D reconstruction was 0.37 mm, SD was 0,17 mm, according to manual measurement in the corresponding axis 0.86 mm, SD was 0,19 mm, thus mean difference between both methods was 0.49 mm, SD was 0,18 mm.

Mean decentralization of the lowest total aberration zone was 0.82 mm, SD was 0,28 mm, according to manual measurement in the corresponding axis 0.83 mm, SD was 0,28 mm. Mean absolute difference between methods was 0.19 mm, SD was 0,15 mm.

Despite of decentralizations found the best corrected visual acuity on Snellen chart was between 0.9 and 1.2.

In all patients, WIOL-CF intraocular lenses were found to be decentralized over the pupil axis. However, this decentration did not affect the best corrected visual acuity by a spherical lens.

Key words:

IOL, Pentacam, iTrace, IOL decentration, IOL tilt, 3-D reconstruction

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu mé práce MUDr. Jiřímu Cendelínovi, CSc. za odborné vedení, cenné rady a připomínky. Děkuji také Očnímu centru OFTA za vstřícnost a ochotu. V neposlední řadě bych chtěla poděkovat svému odbornému technickému poradci Ing. Petru Zálhovi. Konzultantu práce RNDr. Romanu Chaloupkovi, Ph.D. děkuji za cenné připomínky. Své rodině děkuji za trpělivost a podporu během studia.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „*Měření polohy nitrooční čočky po operaci katarakty*“ vypracovala samostatně a použila 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).

V dne

.....

podpis

Obsah

Úvod.....	1
Teoretická část	2
1 Referenční osy oka.....	2
1.1 Optická osa.....	2
1.2 Zraková osa.....	2
1.3 Uzlová osa.....	2
1.4 Pupilární osa.....	3
1.5 Osa fixace.....	3
1.6 Úhly mezi referenčními osami.....	3
2 Metody měření polohy IOL	4
2.1 Štěrbinová lampa	4
2.2 Optická koherenční tomografie.....	4
2.3 Ultrazvuková biomikroskopie.....	4
2.4 Měření polohy IOL na základě Purkyňových obrázků.....	5
2.4.1 Purkyňovy obrázky na přirozené čočce	5
2.4.2 Purkyňovy obrázky na IOL	6
2.4.3 Využití Purkyňových obrazů.....	6
2.4.4 Odhad sklopení a decentrace nitrooční čočky podle Purkyňových obrázků.....	6
2.4.5 Diagnostika strabismu pomocí Purkyňových obrázků.....	7
2.4.6 Sledování pohybu očí pomocí Purkyňových obrázků.....	7
2.5 Purkyněmetr	8
2.6 Přístroje založené na principu Scheimpflugovy kamery	9
2.7 IOL Master.....	11
2.7.1 Měření axiální délky oka.....	11
2.7.2 Měření zakřivení rohovky	12
2.7.3 Měření přední komory.....	12
2.7.4 Měření od limbu k limbu.....	12
3 Vliv polohy nitrooční čočky na aberace oka.....	13
3.1 Sférické intraokulární čočky	14
3.2 Asférické intraokulární čočky.....	14
3.3 Torické intraokulární čočky.....	15
3.4 Multifokální nitrooční čočky	15

3.4.1	Nitrooční čočky WIOL-CF®	16
4	Faktory ovlivňující polohu čočky	17
4.1	Vliv haptiků na polohu IOL	17
4.2	Vliv kapsulorexe na polohu IOL	18
4.3	Poloha IOL po transsklerální implantaci	19
	Experimentální část	20
5	Cíl výzkumu	20
6	Metodika výzkumu	20
6.1	Vyšetření	21
6.2	Defokusační křivka	21
6.3	Pentacam	22
6.4	iTrace	23
6.5	Vyhodnocování polohy implantované nitrooční čočky	24
6.5.1	Určení klíčových bodů v planárních obrazech z Pentacamu	24
6.5.2	3-D rekonstrukce předního segmentu oka	27
6.5.3	Vyhodnocení polohy čočky	27
7	Výsledky	30
7.1	Přehled výsledků u pacientky č. 1	31
7.2	Přehled výsledků u pacientky č. 2	32
7.3	Přehled výsledků u pacientky č. 3	33
7.4	Přehled výsledků u pacientky č. 4	34
7.5	Přehled výsledků u pacienta č. 5	35
7.6	Přehled výsledků u pacienta č. 6	36
7.7	Přehled výsledků u pacienta č. 7	37
7.8	Souhrn výsledků	38
8	Diskuze výsledků	41
9	Závěr	43
	Seznam použité literatury	44
	Seznam symbolů a zkratk	48
	Seznam obrázků	49
	Seznam tabulek	51

Úvod

Katarakta je v současné době stále jednou z nejčastějších příčin slepoty. Chirurgie je stále jedinou metodou účinné léčby. Odstranění šedého zákalu je založeno na vyjmutí zakalené čočky a nahrazením čočkou umělou do kapsulárního vaku. První implantace intraokulární čočky sahá až do roku 1949 a provedl ji pan Harold Ridley. Přestože nebylo zavedení čočky dokonalé, postup fungoval dobře natolik, aby podpořil další upřesnění designu nitroočních čoček. Od roku 1960 se stala aplikace IOL populární a klinicky úspěšná. V současné době je implantace IOL standardní metodou zrakové rehabilitace po odstranění šedého zákalu a často bývá spojována s refrakční chirurgií.

Práce pojednává zejména o vlivu polohy nitrooční čočky na kvalitu vidění. Správná poloha intraokulární čočky závisí hlavně na osobních zkušenostech chirurga a jeho preciznosti. I přes snahu chirurga se stává, že dojde k posunu či sklopení implantátu. Umístění nitrooční čočky má významný vliv na aberace optického systému oka. Pokud je čočka vůči optické ose decentrována či sklopena, dochází k astigmatismu a ke změnám optických aberací vyššího řádu. Snižuje se tak kvalita sítnicového obrazu, respektive zrakového vjemu. U nitrooční čočky může dojít k předozadnímu neboli axiálnímu posunu, stranovému posunu, sklopení a rotaci čočky kolem své optické osy. Rotace má význam pouze u torických čoček, které nejsou rotačně symetrické.

I když došlo k výraznému zlepšení, některé problémy spojené s operativní technikou a designem čočky stále přetrvávají. U konvenčních monofokálních čoček je sklopení a decentrace do určité míry přehlédnutelné. Naopak u multifokálních nitroočních čoček může i velmi drobné vychýlení způsobit značné potíže a významně snížit kvalitu vidění.

Hlavním cílem práce je objektivní popsání polohy nitrooční čočky WIOL-CF na základě vyhodnocení výsledků vycházejících z 3-D rekonstrukce předního segmentu oka, manuálního měření na Scheimpflugových obrazech a výsledků z přístroje iTrace.

Dílečí součástí práce tvoří posouzení vlivu polohy nitrooční čočky WIOL-CF na kvalitu zrakové ostrosti vyjádřené prostřednictvím defokusační křivky. Součástí práce bylo také vytvoření metodiky 3-D rekonstrukce předního segmentu oka v softwaru MATLAB.

Teoretická část

1 Referenční osy oka

Oko nelze považovat za zcela centrovanou optickou soustavu. Střed zakřivení přední plochy rohovky neleží na ose protínající střed oční čočky a jednotlivé plochy nejsou rotačně symetrické. Polohu nitrooční čočky určujeme vzhledem k referenčním osám oka. Osy oka by byly bez určení jejich směru a průchodu okem zcela bezvýznamné. Tři z os procházejí středem pupily a jejich směr se mění v závislosti na velikosti zornice. Popis referenčních os vztahujeme ke Gullstrandovu modelu oka.

1.1 Optická osa

Optická osa protíná sítnici mezi slepou a žlutou skvrnou, blíže k foveole a prochází středy zakřivení odrazných a lomivých ploch oka. Protože střed zakřivení přední plochy rohovky neleží na ose protínající střed čočky, nastává nepřesnost optické osy v řádu 1-2°. Průsečík optické osy a sítnice se nazýváme zadní pól oka. Kdyby oko byla centrovaná optická soustava, teoreticky by optická osa splývala s pupilární osou.

1.2 Zraková osa

Zraková osa je přímka spojující fixační bod se středem vstupní pupily. Zraková osa definuje hlavní paprsek vstupující do oka, tudíž je nejdůležitější osou z hlediska zrakových funkcí. Tato osa není pevně stanovena, protože se centrum pupily může měnit v závislosti na velikosti zornice. Zraková linie je centrálním paprskem svazku z fixačního bodu. V paraxiální optice se zraková linie nazývá paraxiálním pupilárním paprskem. Pupilární paprsek je paprsek jdoucí od předmětového bodu a procházející středem zornice.

1.3 Uzlová osa

Uzlová osa (osa vidění) spojuje fixační bod s foveou a prochází uzlovými body oka. Pokud fixační bod není příliš blízko před okem, zraková osa s osou vidění splývají. Osa fixace prochází fixačním bodem a protíná centrum rotace oka. Tato osa se používá při měření očních pohybů, ale v kontextu polohy nitroočních čoček není významná. Uzlová osa je vhodnou referenční osou zrakových funkcí, protože nezávisí na velikosti pupily. Foveální achromatická osa úzce souvisí s uzlovou osou a může být definována jako linie z fixačního bodu na foveu a netrpí žádnou chromatickou aberací. Nepřihlížíme-li k malým změnám nastávajícím

v uzlových bodech při změně vlnové délky, stává se achromatická foveální osa shodnou s osou uzlovou a může být použita jako základ pro umístění osy vidění.

1.4 Pupilární osa

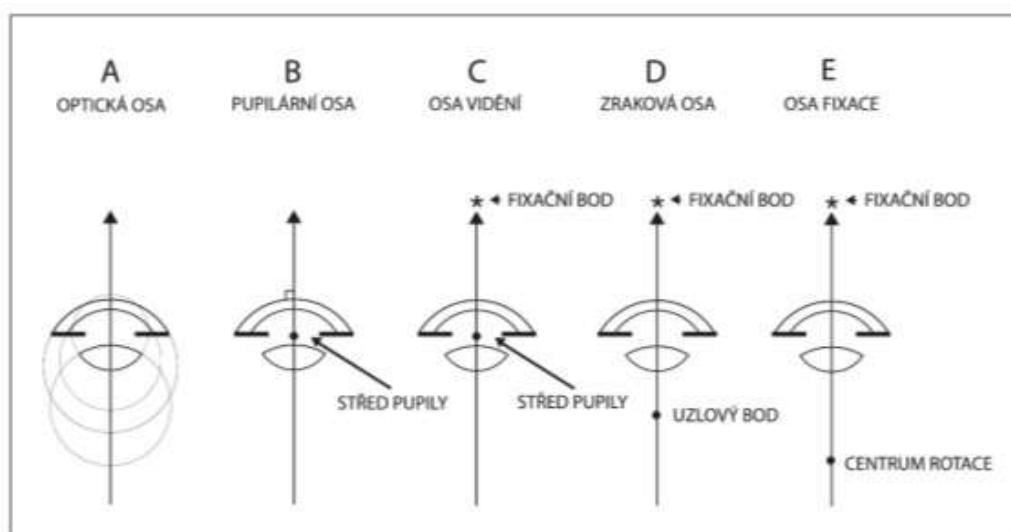
Pupilární osa je kolmá k rohovce a prochází středem pupily. Pupilární osa se používá jako objektivní měřítko na určení excentrické fixace, neboli stavu, při kterém dochází k fixaci bodu, který se nepromítá na střed fovey. Excentrická fixace je adaptace na heteroforii. Pokud by oko byla centrovaná soustava, procházela by pupilární osa podél osy optické.

1.5 Osa fixace

Osa fixace je linie procházející fixačním bodem a rotačním centrem oka. Tato osa je referenční osou pro měření očních pohybů. Funkce fixační osy je přibližná, protože závisí na směru otáčení oka.

1.6 Úhly mezi referenčními osami

Uzlová osa svírá s optickou osou úhel α , většinou se jedná o 4–6°. S pupilární osou svírá uzlová osa úhel κ (3–5°). Úhel je kladný, pokud daná osa protíná rohovku vůči optické ose nazálně. Záporný je naopak tehdy, protíná-li rohovku vůči optické ose temporálně. Úhel κ větší než 5° značí patologický stav. Může se jednat o dislokaci fovey u diabetické retinopatie nedonošených. Úhel κ může být při implantaci multifokálních intraokulárních čoček důležitý u pacientů s větším záporným nebo kladným úhlem κ . Paprsky se mohou lámat na přechodu optických ploch a dále se štěpit. Vznikají tak nežádoucí focké fenomény. Průsečíku s přední plochou rohovky říkáme oftalmometrický pól. Pupilární osa svírá se zrakovou osou úhel γ , který se pohybuje okolo 2,5° [1, 2, 3, 4].



Obrázek 1: Referenční osy oka [5]

2 Metody měření polohy IOL

2.1 Štěrbínová lampa

Na hodnocení decentrace a sklopení nitrooční čočky se používá různých metod. Subjektivně lze polohu čočky hodnotit na štěrbinové lampě. Štěrbínová lampa funguje na principu biomikroskopu. Součástí štěrbinové lampy je osvětlovací, pozorovací a mechanický systém. Existují lampy s osvětlovacím systémem umístěným nad pozorovacím systémem (Haag Streit) nebo naopak s osvětlovacím systémem pod pozorovacím systémem (Zeiss). Pro důkladné vyšetření předního segmentu oka je potřeba vysoký stupeň osvětlení. Světelný zdroj je naistalován na pohyblivém rameni, tudíž je možno měnit úhel osvětlení. Díky zabudované štěrbinové cloně je možné nastavit šířku a rotaci osvětlujícího paprsku. Pozorovací soustava je tvořena binokulárním biomikroskopem, který dosahuje až čtyřiceti násobného zvětšení a poskytuje ostrý obraz. Nevýhodou je špatné rozlišení mikroskopu pro stranový posun i sklopení čočky a odlišná interpretace nálezu vyšetřujícími. [6,7]

2.2 Optická koherenční tomografie

Další neinvazivní bezkontaktní metodou je OCT (optická koherenční tomografie). Tato metoda poskytuje dvourozměrné příčné řezy zkoumané tkáně. Přístroj je vzhledem k vysoké rychlosti šíření světla založen na principu interferometru, časové zpoždění vln nelze měřit přímo. Podstatou měření je časový rozdíl odražených vln paprsku v různých hloubkách tkáně a referenčního paprsku, který je odražen od pomocného zrcátka. Nízko koherentní záření s větší vlnovou délkou (600–1300 nm) proniká hluboko do tkáně (1–3 mm) a poskytuje vysoké rozlišení. Zdrojem zobrazovacího paprsku bývá femtosekundový laser nebo superluminiscenční dioda. Paprsek je rozdělen do dvou svazků, z čehož jeden je vyzařován do zkoumané tkáně a druhý do referenčního zrcátka. Odražené světlo se opět složí v interferometru. Aby došlo k interferenci, musí oba dva svazky paprsků dorazit do interferometru ve stejnou chvíli.

Nedostatkem OCT je vizualizace pozice haptiků čočky za duhovkou. Komerčně dostupné zařízení není schopno zaznamenat celý přední segment současně s čočkou. [8, 9]

2.3 Ultrazvuková biomikroskopie

Vizualizaci haptiků umožňuje ultrazvuková biomikroskopie (UBM), která má ale v porovnání s OCT horší rozlišení. UBM využíváme také k vyšetření opticky nedostupných tkání (neprůhledných). Ultrazvukový biomikroskop je v kontaktu s povrchem oka přes gel, což

vylučuje použití této metody v pooperačním období a u traumatizovaných rohovek. U předního segmentu oka stačí malý průnik ultrazvuku a dá se tak využít vysokých frekvencí, díky kterým dosahuje velmi dobré rozlišovací schopnosti. Používá se sonda, kterou je vysíláno vlnění o frekvenci 50 MHz a průnik činí 4 až 5 mm do hloubky. Vlny ultrazvuku jsou zesilovány a vygenerovaný obraz je přetransformován do šedivé škály. Na základě tohoto vyšetření jsme schopni hodnotit stav duhovky, rohovky, přední a zadní komory, skléry, ciliárního tělesa a závěsného aparátu čočky. Tato metoda se také využívá pro diagnostiku glaukomu s uzavřeným úhlem. Nevýhodou je omezená hloubka průniku a je těžké představit si celou čočku. [6, 10]

2.4 Měření polohy IOL na základě Purkyňových obrázků

Purkyňovy obrázky, pojmenované po českém fyziologovi, vznikají jako odrazy paprskového svazku od optických rozhraní v oku. Po dopadu na povrch o určitém indexu lomu se část paprsku láme a část odráží.

2.4.1 Purkyňovy obrázky na přirozené čočce

V oku s přirozenou čočkou jsou čtyři lámavé plochy, respektive čtyři odrazy. První Purkyňův obrázek vzniká odrazem od přední plochy rohovky (P1), druhý Purkyňův obrázek od zadní plochy rohovky (P2), třetí od přední plochy čočky (P3) a čtvrtý od zadní plochy čočky (P4). Obraz P1 prakticky překrývá obraz P2, klinicky tedy rozlišujeme tři Purkyňovy obrázky P1, P3 a P4.

Obrázek P1 je nejmenší a nejjasnější. P3 je naopak největší a nejméně jasný. Při akomodaci se zmenšuje a rozjasňuje. P1 a P3 jsou obrazy přímé a zdánlivé. Obraz P4 je převrácený a skutečný. U běžné nitrooční čočky vznikají P1 a P4 v rovině poblíž pupily, pozice P3 se nachází za čočkou ve sklivci. [5]

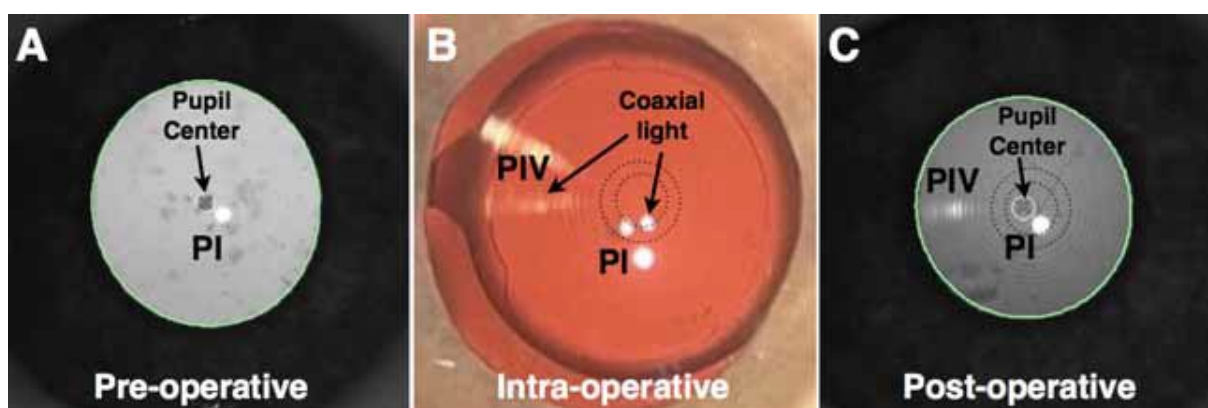
Tabulka 1: Přehled vlastností P.O. – Umístění P.O. za rohovkou, zvětšení a odrazivost [11]

Purkyňovy obrázky	Umístění	Zvětšení	Odrzivost
P I	3.6 mm	0.072	2.5 %
P II	3.41 mm	0.06	0.019 %
P III	10.5 mm	0.14	0.086 %
P IV	4.77 mm	-0.05	0.085 %

2.4.2 Purkyňovy obrázky na IOL

Purkyňovy obrázky poskytují chirurgovi informace o posunu či sklopení implantátu. Pokud je čočka správně umístěná, obrázky jsou vzájemně centrované s kolineární optickou osou. P1 má spíše orientační funkci, jelikož mění tvar podle zakřivení rohovky. Podle vzhledu obrázků P3 a P4 lze určit vlastnosti čočky. Například u torických čoček dochází k protažení obrazu P4 ve směru strmější osy astigmatismu. U čoček s vyšší optickou mohutností vzniká menší obraz P3, protože mají strmější přední plochu.

Poloha Purkyňových obrázků závisí na poloze čočky a rotaci bulbu. Vztah mezi posunem Purkyňových obrázků a rotací bulbu kolem centra rotace lze vyjádřit lineární závislostí. [5]



Obrázek 2: A – umístění P1 před operací, B – lokalizace P1 během operace po implantaci jednoduše multifokální IOL, C – umístění P1 po operaci; dobře vycentrovaná čočka [12]

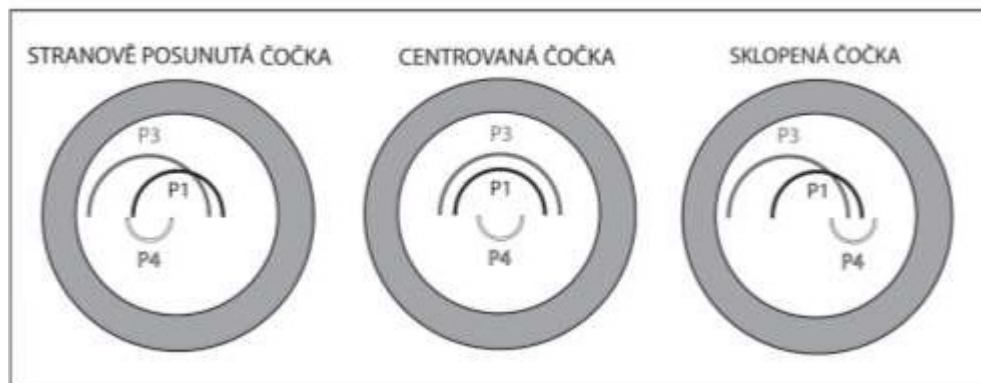
2.4.3 Využití Purkyňových obrazů

Purkyňovy obrázky jsou široce využívány v oftalmologii a s ní souvisejících oborů. Posuzování velikosti obrázků je klinicky a experimentálně využíváno k vyhodnocení změn referenční plochy. Změny referenční plochy pozorujeme také při decentraci Purkyňových obrazů.

2.4.4 Odhad sklopení a decentrace nitrooční čočky podle Purkyňových obrázků

Klinické studie uvádějí použití Purkyňových obrázků k získání biometrických dat, nebo k posouzení náklonu a decentrace IOL. Předpokládá se lineární relace mezi pozicí Purkyňových obrázků, které se promítají na pupilu a rotací oka, sklopením a decentrací. Čočka by měla být decentrovaná maximálně 0,4 mm, v extrémních případech činí decentrace až 1 mm. Najít střed dilatované zornice je velmi složité, navíc se zornice pod vlivem dilatačních farmak může posunout až o 0,6 mm. Každý parametr obrázku (velikost, jas,

poloha) obrázku závisí na celé řadě faktorů včetně materiálu a optické mohutnosti čočky. [13, 14]



Obrázek 3: Purkyňovy obrázky v závislosti na poloze nitrooční čočky [5]

2.4.5 Diagnostika strabismu pomocí Purkyňových obrázků

Vyhodnocení obrázků P1 a P4 můžeme využít pro měření horizontální a vertikální manifestní úchylny strabismu. Měření úhlu strabismu u inkomitantního šilhání může být provedeno ve všech devíti diagnostických směrech. Purkyňovy obrázky slouží k rozlišení primárního a sekundárního strabismu, k detekci fixujícího oka, nebo ke zjištění alternující fixace a k měření úhlu úchylny při pohledu do dálky a do blízka. Úhel šilhání se může s nervozitou a úzkostí měnit, proto je důležité při vyšetřování navodit příjemnou atmosféru, aby nedošlo k diagnostické chybě. Není žádné zařízení, díky kterému bychom dosáhli přesné fixace. Kontrolu fixace tedy provádíme pozorováním daného předmětu. Zvláštní pozornost je třeba věnovat kojencům, u nichž snadno dochází k dezinterpretaci výsledků. Oči nejsou v primárním postavení, došlo ke konvergenci nebo k verzi, což lehce zaměníme za šilhání. Podobně změnu fixace u strabismu můžeme vykládat jako verzi. Takovým omylům předejdeme opakovaným měřením. [15]

2.4.6 Sledování pohybu očí pomocí Purkyňových obrázků

Mezi metody měření pohybů očí řadíme vedle elektrookulografie, mechanických metod a prezentací dat řadíme metodu bezkontaktního snímání, založenou na úhlu odrazu paprsku od jednotlivých vrstev oka. Odrazy vytvářejí Purkyňovy obrazy. Světelné odrazy zachycuje video systém. Pro analýzu očních pohybů videookulografií se používá obrázek P1, sledujeme pohyb středu pupily v čase. Propracovanější systémy využívají k analýze očních pohybů dva Purkyňovy obrazy P1 a P4, tedy obrazy vytvořené odrazem od přední plochy rohovky a zadní plochy čočky. Pro přesné měření pohybů očí je nutná kalibrace přístroje. Žádná z metod

neměří absolutní směr pohybu očí, ale měří změny, které mezi jednotlivými pohyby očí nastanou.

Eye tracking (měření pohybu očí) slouží pro studium nemocí a poruch, např. posttraumatická choroba, k výzkumu čtení a souvisejících poruch, pro zkoumání kapacity pracovní paměti pro vizuální stimuly a v mnoha dalších oblastech. [16]

2.5 Purkyněmetr

Purkyněmetr je přístroj využívaný k posouzení polohy IOL na základě Purkyňových obrázků. Systém se skládá ze dvou svítících kanálů (pro měření OP a OL) s infračerveným světlem vyzařujícím LED diodami pod úhlem 12 stupňů horizontálně. Dále se skládá z kamery s telecentrickým objektivem, která je umístěna v přední části oka, spojená s pupilou. Další součástí je fixační kanál s mini displayem a systémem, který umožňuje projekci vizuálních podnětů fovey. Software napsaný v jazyce Visual Basic (Microsoft Visual Studio 6.0) automaticky ovládá snímání obrazu a LED přepínání. Detekce Purkyňových obrázků PI, PII a PIII se provádí pomocí Gaussovy křivky. Zpracovatelské postupy předpokládají, že P1, P3 a P4 (pozice PI, PII a PIII jsou v tomto pořadí, vzhledem ke středu zornice) jsou úměrná otáčení oka (b), sklonu čočky (a), a decentrace čočky (d).

$$P1 = E\beta$$

$$P2 = F\beta + A\alpha + Cd$$

$$P3 = G\beta + B\alpha + Dd$$

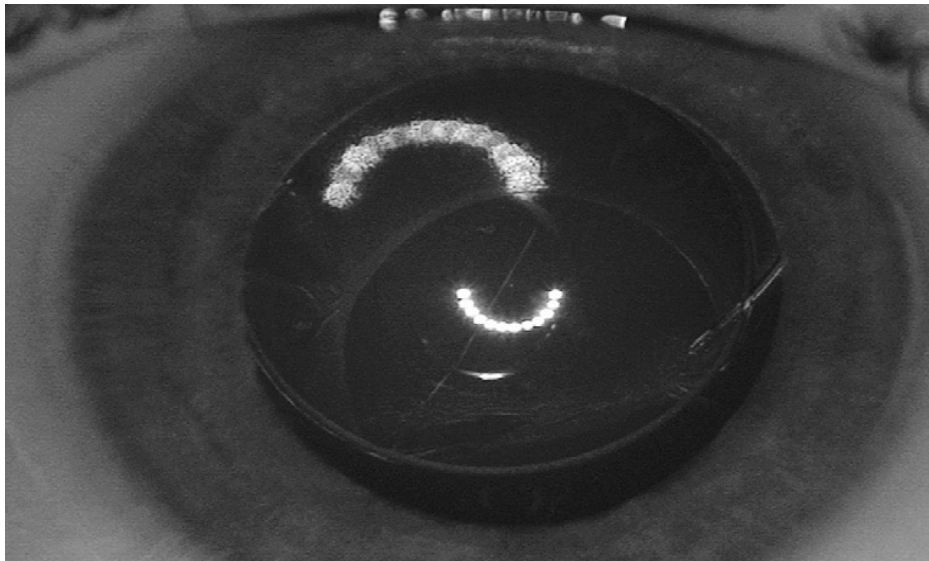
Tyto rovnice platí pro horizontální i vertikální souřadnice. Koeficienty A až G jsou získány pomocí počítačového modelu oka. Decentrace IOL se vztahuje k centru pupily a sklopení k ose pupily. [17]

Asféricita referenčních ploch oka může způsobit určité nadhodnocení poloměru zakřivení čočky. Tomu se vyhneme, pokud vytvoříme Purkyňovy obrázky v blízkosti centra pupily, kde můžeme vztažnou plochu považovat za sférickou. Abychom dosáhli kvalitního zobrazení Purkyňových obrázků, potřebujeme dilatovanou zornici.

Ve studii P. Phillipse a kol. bylo vypočteno, že průměrný náklon čočky činí 7.8° se standardní odchylkou do tří stupňů. Největší pozorované sklopení bylo 12° . Vypočítaný náklon je velmi citlivý na úhel fixace. Například v případě, že bude přístroj kalibrován na úhel fixace 10° a pacient fixuje na 8.36 stupňů, bude vypočítaný náklon 11.9° namísto skutečných 10.1° . Podobně je decentrace nejcitlivější na hloubku přední komory. Rohovkový astigmatismus

bývá potenciálním zdrojem chyb. Naštěstí jsou výpočty decentrace a sklopení čočky na rohovkovém astigmatismu relativně nezávislé.

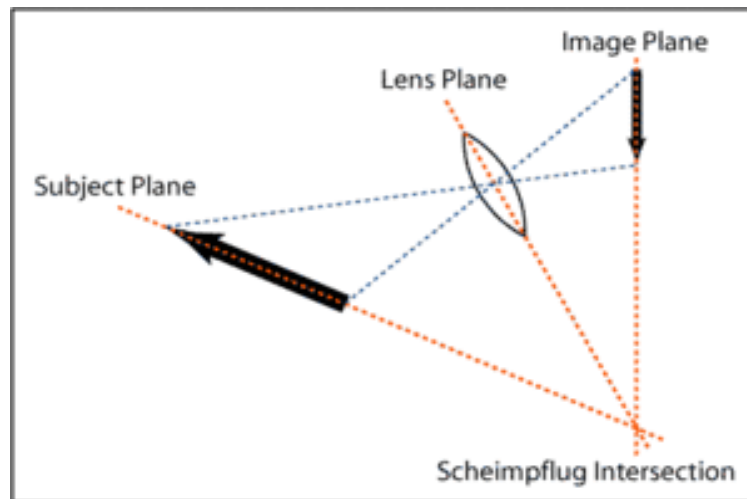
Výchozí hodnoty z měření Purkyněmetrem jsou srovnatelné s hodnotami naměřenými štěrbinovou lampou. Pouze ve 2 případech studie Nishi byl rozdíl větší než 1 mm. Bylo také zjištěno, že decentrace asférických intraokulárních čoček má významnější vliv na kvalitu vidění než jejich sklopení. Což znamená, že je třeba se zaměřovat spíše na prevenci decentrace. [18]



Obrázek 4: Decentrováná vícekusá čočka [18]

2.6 Přístroje založené na principu Scheimpflugovy kamery

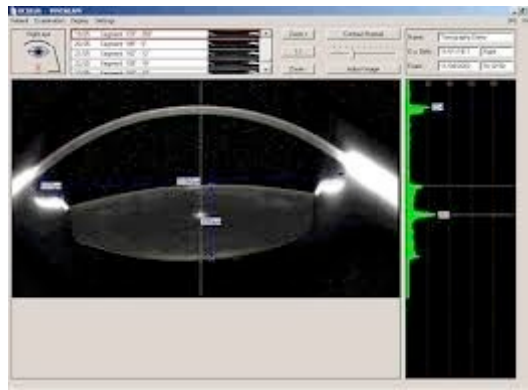
OCULUS Pentacam/ Pentacam HR je založen na principu rotující Scheimpflugovy kamery. Základem Scheimpflugova zobrazování je protnutí roviny snímání, roviny čočky a roviny fotografovaného objektu. Modré světlo ve tvaru štěrbinu rotuje 360° a za dvě sekundy vytvoří padesát snímků oka. Ke kvalitnímu měření je třeba tma a výrazně otevřená oční štěrbinu pacienta. Scheimpflugova kamera slouží k podrobné analýze předního segmentu oka. Udává informace o povrchu přední plochy rohovky, zadní plochy rohovky, tloušťce rohovky, poskytuje údaje o šířce a anatomii komorového úhlu, o hloubce přední komory, o sytosti tkáně čočky, případně o její poloze, což využíváme pro hodnocení umístění nitrooční čočky. Tato metoda je také významná pro měření optické lomivosti centra rohovky po refrakčních operacích. Pentacam jako jediný přístroj udává informace o zadní ploše rohovky. Topografie i keratometrie měří paracentrálně a pouze přední plochu rohovky. Výhodou této metody je ostrý obraz a velká hloubka ostrosti, nevýhodou distorze obrazu. [6, 19].



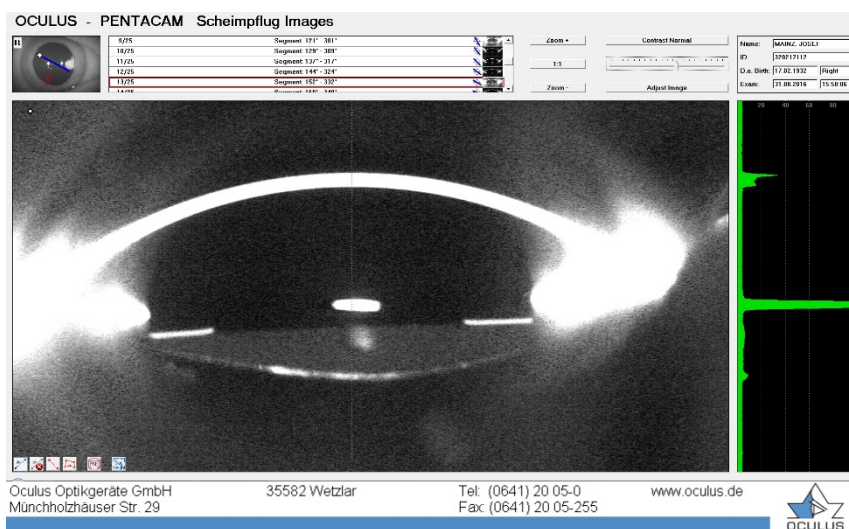
Obrázek 5: Princip Scheimpflugovy kamery [20]

Komerční Scheimpflugův zobrazovací systém (Pentacam, Oculus) se obvykle používá na zobrazování předního segmentu oka v různých meridiánech. Systémový software opravuje geometrické zkreslení, ale ukazuje neopravené obrázky. Pentacam poskytuje kvantitativní údaje o předním i zadním povrchu rohovky, ale ne o oční čočce nebo o implantované nitrooční čočce. Kromě toho u některých typů nitroočních čoček (IE acrylic) nedochází k detekci okrajů čočky, protože jejich rozptylové vlastnosti jsou odlišné od fyziologické čočky.

Algoritmy, které slouží k výpočtu decentrace a sklopení IOL, zahrnují korekci geometrického zkreslení obrazu díky kalibraci, detekce okrajů rohovky a nitrooční čočky v závislosti na difuzních vlastnostech čočky, výpočet centra pupily, centra IOL, naklopení IOL a rotaci oka, přičemž centrum pupily se vypočítá jako střed mezi dvěma viditelnými body pupily. Centrum nitrooční čočky vypočítáme jako střed průsečíků dvou obvodů, které odpovídají předním a zadním okrajům IOL. Referenční osa je stanovena jako linie procházející středem zakřivení přední plochy rohovky a středem pupily (pupilární osa). Osa IOL se vypočítá jako přímka spojující středy zakřivení přední a zadní plochy čočky. Algoritmy dále zahrnují parametry všech 25 řezů. Pro každý meridián jsou vypočtené parametry promítány do horizontální a vertikální osy. Výsledkem je sinusová funkce. Decentrace nitrooční čočky se vypočítává ze vzdálenosti mezi středem IOL a pupilární osou. [17]



Obrázek 6: Snímek z Pentacamu - řez přirozenou čočkou [21]



Obrázek 7: Snímek z pentacamu - řez IOL [22]

2.7 IOL Master

Operace katarakty je nejčastějším chirurgickým zákrokem na světě. Například ve Švédsku bylo v roce 2009 provedeno 80 000 operací šedého zákalu. Přesnost výpočtu nitrooční čočky závisí na předoperačním biometrickém měření a zvolením vhodného výpočetního vzorce. Ve starších teoretických vzorcích jako je SRK/T je měřena pouze axiální délka a keratometrie a hloubka přední komory je odvozena od zakřivení rohovky. Software IOL Masteru analyzuje obraz a vypočítává hloubku přední komory jako vzdálenost mezi přední plochu rohovky a přední plochou čočky. Hodnoty z měření hloubky přední komory prostřednictvím IOL Masteru a Pentacamu jsou srovnatelné. [23]

2.7.1 Měření axiální délky oka

Na rozdíl od ultrazvuku A – Scan, který měří axiální délku oka prostřednictvím zvukových vln, IOL Master využívá ke změření axiální délky oka světlo. Paprsek prochází přes průsvitný

povrch sítnice až k pigmentové vrstvě a zase zpátky. Ultrazvuk je přímo v kontaktu s rohovkou, čímž se uměle zkracuje axiální délka oka. Z tohoto důvodu jsou naměřené hodnoty IOL Mastrem vždy vyšší než hodnoty naměřené kontaktním ultrazvukem.

Výsledek měření hodnotíme na základě grafické křivky nebo SRN hodnoty. Dobrý graf by měl mít jediný vysoký jasně definovaný pík. Po obou stranách směrem od nejvyššího píku se budou hroty postupně snižovat až do statické linie. Dvojitý vrchol není považován za dobrý graf, protože přístroj neví, kam umístit kurzor a může tak docházet k chybným měřením.

2.7.2 Měření zakřivení rohovky

Na rohovku je promítáno šest světelných bodů v hexagonálním útvaru o průměru asi 2,5 mm, takže vzdálenost každého bodu od osy vidění je přibližně 1,3 mm. Poloha každé dvojice reflexních bodů je detekována a měřena počítačem. Relativní polohy každé z dvojic jsou porovnávány k určení zakřivení rohovky a astigmatismu jako radiální měření. Radiální měření je poloměr imaginární kružnice na rohovce spojující každý pár bodů. Vzdálenost jednotlivých světelných bodů udává, jak strmá nebo plochá rohovka mezi těmito body je. Například strmější rohovka má světlé body blíže u sebe než rohovka plochá. Počítač převede radiální měření na dioptrie. Čočka s jednou dioptrií může soustředit paralelní světelné paprsky do bodu jednoho metru za čočkou. Čočka s dvěma dioptriemi soustředí světlo blíže, to znamená do bodu půl metru za čočkou. Počítač určuje celkovou optickou mohutnost rohovky z předního zakřivení rohovky.

2.7.3 Měření přední komory

Hloubku přední komory měříme jako vzdálenost mezi rohovkou a přední plochou čočky. Štěrbinový paprsek se promítá temporálně a prochází pod úhlem 30° k čočce. Odráží se od povrchu rohovky i čočky. Počítač měří vzdálenost mezi odrazem od rohovky a následně od čočky. S hodnotami zakřivení rohovky počítač vypočítá vzdálenost od rohovky k čočce.

2.7.4 Měření od limbu k limbu

Jedná se o měření horizontální šířky viditelné duhovky; od skléry na jedné straně duhovky ke sklěře na druhé straně duhovky. Počítač udělá fotku oka s vysokým kontrastem a detekuje hranice mezi světlou bělimou a tmavší duhovkou a označí je. Následně počítač změří největší vzdálenost označených míst.

Nový software umožňuje kontrolu výsledků. Po měření axiální délky oka a keratometrii kontroluje následující:

- $AD < 22 \text{ mm}$ = krátké oko
- $AL > 25 \text{ mm}$ = dlouhé oko
- $R > 8,4 \text{ mm}$ = malé zakřivení rohovky
- $R < 7,2 \text{ mm}$ = velké zakřivení rohovky
- $[R1 - R2] > 0,5 \text{ mm}$ = vysoký astigmatismus

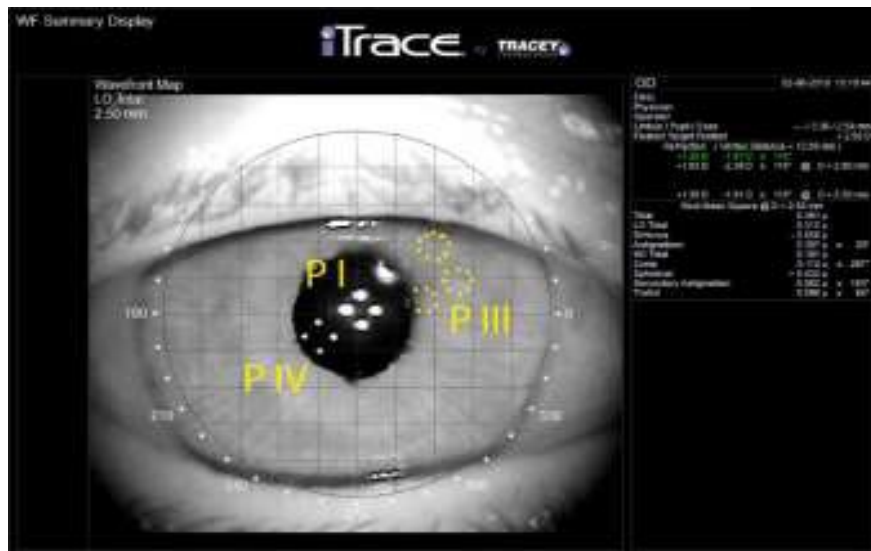
Pokud se měří obě oči, systém kontroluje soulad mezi oběma očima. Před každým použitím přístroje je nutné zkontrolovat kalibraci, abychom předešli chybám měření. [23]



Obrázek 8: Obrázek 6: IOL Master 700 [24]

3 Vliv polohy nitrooční čočky na aberace oka

Zavedení nitroočních čoček bylo revolučním úspěchem v oblasti operaci šedého zákalu. S rychlým rozvojem refrakční chirurgie se výzkum více zaměřuje na zlepšení vizuální kvality po operaci katarakty. V posledních letech byly v rámci do běžné klinické praxe zavedeny velmi sofistikované metody pro měření aberací vyšších řádů. Za použití těchto metod bylo dokázáno, že optické aberace rohovky jsou s věkem téměř beze změny. Měření aberací bývá prováděno aberometrem pomocí sekvenčního skenování laserového svazku. Čtyři diody slouží jako světelný zdroj a jejich odrazy považujeme za Purkyňovy obrázky, na jejichž základě hodnotíme polohu intraokulární čočky.



Obrázek 9: Posun P3 a P4 v důsledku sklopení čočky [5]

Dle Paula Ericksona vzniká při nulovém sklopení a decentraci IOL o 1 mm směrem k rohovce odchylka v refrakční vadě $-1,29$ D a při decentraci o 1 mm směrem k sítnici $+1,26$ D. Sklopení čočky vyvolává astigmatismus. Znamená to, že při posunu čočky k rohovce dochází k myopizaci oka a při posunu čočky k sítnici naopak dochází k hypermetropizaci oka. [25]

3.1 Sférické intraokulární čočky

Poloha IOL se u různých nitroočních čoček uplatňuje odlišně. Pozitivní sférická aberace rohovky se s implantací sférické nitrooční čočky zvyšuje. Znamená to, že u pseudofakického oka může být kvalita sítnicového obrazu nižší než u fakického oka i přesto, že je optika nitrooční čočky lepší než u čočky fyziologické. Klíčovým faktorem je design čočky. Vzhledem k tomu, že sférická aberace snižuje optickou kvalitu, která se projevuje především ztrátou kontrastní citlivosti, byly vyvinuty nitrooční čočky s modifikovaným protáhlým předním povrchem a negativní sférickou aberací ke kompenzaci pozitivní sférické aberace rohovky. [25, 26]

3.2 Asférické intraokulární čočky

Protože se sférická aberace s implantovanou sférickou IOL zvyšuje, byly navrženy asférické IOL, které zlepšují kontrastní citlivost a zvyšují hloubku ostrosti. V současné době existují „aberration-free“ IOL, které jsou méně citlivé na změnu polohy a korigují vlastní sférickou aberaci a „aberration-correcting“ IOL, které jsou velmi citlivé na sklopení či decentraci a korigují sférickou aberaci rohovky. [25]

Důsledkem změny polohy nitrooční čočky, jako je sklopení nebo decentrace čočky, jsou aberace, zejména astigmatismus a koma. Laboratorní studie vykazují, že změny polohy

nitrooční čočky jsou důležité hlavně u asférických nitroočních čoček. Studie zabývající se sklopením a decentrací čoček většinou využívají Purkyňových obrázků nebo Pentacamu. Klinické studie Gonzálese posuzovaly toleranci vůči decentraci čočky u zornice s průměrem 6 mm. Tolerovaná hodnota posunu se pohybovala okolo 0,4 mm. Podobnou hodnotu lze získat teoretickým přístupem pomocí Zernikových polynomů. Studie S. B. Gonzálese uvádí, že je hodnota nezávislá na asféricitě čočky a záleží na velikosti pupily pacienta. Za šera s rozšířenou zornicí se kvalita obrazu zhoršuje. [27, 28]

Celkově lze říci, že moderní asférické intraokulární čočky zvyšují kontrastní citlivost a mají lepší zobrazovací schopnosti než konvenční sférické intraokulární čočky.

3.3 Torické intraokulární čočky

U značné části pacientů doporučených k operaci šedého zákalu je přítomen rohovkový astigmatismus. Z velkého souboru dat mělo více než 36 % očí více než 1 D, přičemž se odhaduje, že zbylých 64 % mělo více než 0,5 D. Jedním z neúčinnějších způsobů, jak redukovat astigmatismus v období operace katarakty, je implantace torických intraokulárních čoček. Podle studií bude mít 70 % očí s implantovanou torickou IOL zbytkovou vadu nižší než 0,5 D. Rohovkový astigmatismus lze operativně snížit také změnou zakřivení rohovky, nebo provedením limbální relaxační incize ve strmějším meridiánu (oploštění rohovky). Torickou IOL jsme schopni korigovat astigmatismus v řádu 8 D na rozdíl od techniky limbální relaxační incize, kde se pohybujeme do 3 D. Zraková ostrost je lepší s torickou čočkou než po provedení limbální relaxační incize s netorickou čočkou.

Jedním z klíčových faktorů, které ovlivňují množství zbytkového astigmatismu po operaci katarakty, je orientace čočky. Každý stupeň odchýlení od ideální orientace snižuje účinnost korekce astigmatismu přibližně o 3,3 %. Při rotaci do 10° se vada nezmění o více než 0,50 D. Rotace čočky o 20° již indukuje aberace vyšších řádů. Za předpokladu zvýšeného rizika komplikací (endoftalmitida), se řešením stává relokalizace čočky. Pokud je čočka vychýlená o 30 % oproti ideální pozici, nemá vliv na velikost astigmatismu, ale mění se osa astigmatismu. Tato odchylka může být způsobena v důsledku špatného umístění čočky nebo v důsledku rotace. Průměrná rotace čočky bývá do 5°. Bylo zaznamenáno, že se rotace čočky usadí do jednoho měsíce po operaci. [29]

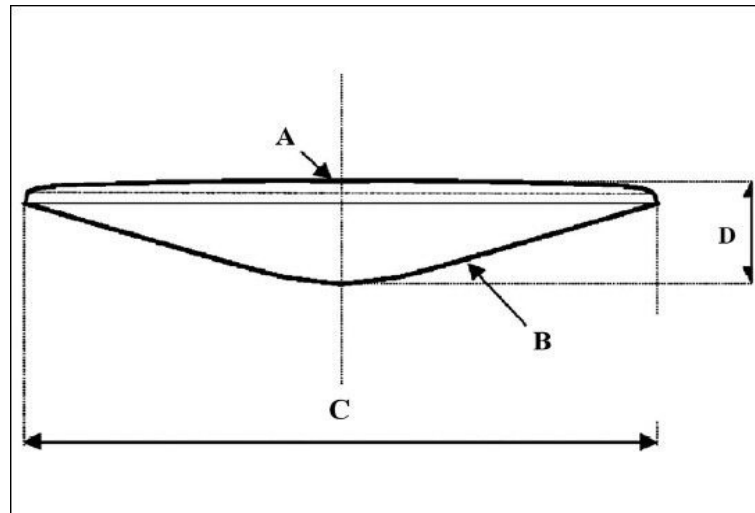
3.4 Multifokální nitrooční čočky

Multifokální nitrooční čočky mají dvě a více ohnisek, což znamená, že umožňují kvalitní vidění na všechny vzdálenosti. Podle průchodu paprsků čočkou je rozdělujeme na čočky

difrakční, refrakční a refrakčně – difrakční. Oblasti pro pohled do blízka a do dálky mají různou optickou mohutnost a jsou uspořádány do koncentrických kruhů. Pravidlem je, že tyto čočky dosahují nejlepších výsledků s hodnotou cylindru menší než 0,75 D. Oproti monofokálním čočkám zvyšuje implantace multifokálních čoček hloubku ostrosti. Multifokální IOL současně vytváří na sítnici obrazy viděné z různých vzdáleností a mozek je schopen určit, který obraz potřebuje. Woodward uvádí, že hlavní příčinou nespokojenosti pacientů s implantovanými multifokálními IOL je rozmazané vidění. Etiologie rozmazaného vidění byla přičítána převážně ametropii, zejména astigmatismu. Hlavním nedostatkem multifokálních IOL je nevyhovující zraková ostrost na specifické pracovní vzdálenosti a snížená kontrastní citlivost. Zrakovou ostrost můžeme zlepšit brýlovou korekcí nebo refrakční chirurgií. Snížení zrakové ostrosti může být způsobeno nepravidelným zakřivením rohovky, edémem rohovky, cystoidním makulárním edémem atd. Další příčinou rozmazaného vidění po implantaci čočky je decentrace či sklopení čočky. Menší velikost pupily zvyšuje citlivost multifokálních IOL na decentraci a indukuje zhoršené vidění do blízka. Větší zornice dosahuje s difrakčními čočkami lepší kontrastní citlivosti. Sklopením čočky dochází k vytvoření komy. V malé míře zvyšuje koma hloubku ostrosti. Ve větší míře značně narušuje kvalitu vidění. Robustní design čočky je vůči naklopení odolnější. I přes veškerý úspěch bylo třeba reimplantovat čočku u 7 % očí. Bylo zjištěno, že se fotické jevy objevují u multifokálních IOL s 3,5krát větší pravděpodobností než u monofokálních IOL. Se zvýšením hloubky ostrosti 2 - 3krát, může kontrastní citlivost klesnout až o 50 %. [5, 4]

3.4.1 Nitrooční čočky WIOL-CF[®]

WIOL-CF[®] je polyfokální nitrooční čočka s velkou optikou a akomodační schopností, což znamená, že kontrakcí řasnatého tělíska a zvýšením tlaku v dutině sklivce při pohledu do blízka může vyvolat refrakční změny. Tato čočka je vyrobena z biokompatibilního hydrogelu Wi-GEL. Wi-GEL je materiál stabilní, s vysokou odolností proti vzniku bílkovinných depozit. Díky zadní hyperbolické straně se velmi podobá lidské čočce. Bez haptiků má čočka WIOL-CF[®] průměr 9 mm bez haptiků. Tato unikátní konstrukce neumožňuje adhezi mezi přední a zadní kapsulí, což může snížit výskyt sekundární katarakty. Nevýhodou je, že zvyšuje riziko dislokace při narušení kapsulárního vaku.



Obrázek 10: A = přední plocha čočky, B= hyperbolická strana dotýkající se zadní části kapsule, C = optický průměr 8.6-9.0 mm, D = středová tloušťka 1.1-1.4 mm [30]

Tato nitrooční čočka se skládá pouze s optiky a nemá haptiky nebo polohovací otvory, které se používají k fixaci čočky do kapsulárního vaku. Absence adheze mezi přední a zadní částí kapsule může způsobit polohovou nestabilitu čočky. WIOL-CF® IOL namísto kapsulární adheze adhezuje k pouzdru čočky. Prostřednictvím adheze povrchu čočky k pouzdru čočky je kontrakční síla řasnatého tělíska převedena na nitrooční čočku, což vyvolává pohyb a změny, které způsobují akomodační schopnost při pohledu do blízka. Dostatečně dobré vidění na blízko se proto nezískává bezprostředně po operaci, ale až po adhezi mezi povrchem a pouzdrum čočky. Adheze mezi povrchem a pouzdrum čočky však není pro její polohovou stabilitu dostačující. [31,32]

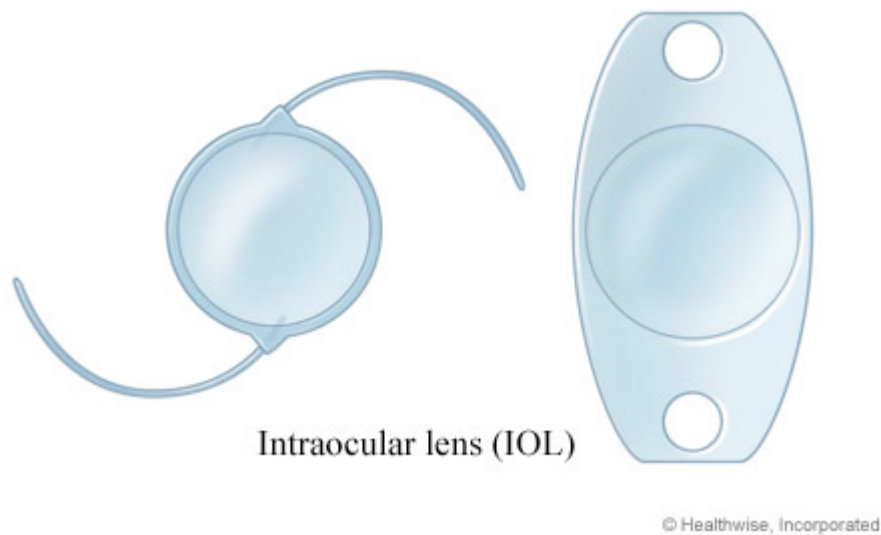
4 Faktory ovlivňující polohu čočky

4.1 Vliv haptiků na polohu IOL

Před několika lety byly zavedeny jednodílné nitrooční čočky. Na rozdíl od vícedílných čoček, které se obvykle skládají ze dvou různých materiálů (optická část a haptická část) a jsou sestavovány ručně, jednodílné čočky jsou vyráběny sériově z jednoho materiálu v jednom kroku. Jednodílné IOL jsou odolnější proti poškození a bývají levnější, protože k jejich výrobě je třeba méně personálu. Jednokusé čočky mohou mít plochou haptickou část, dva haptiky ve tvaru smyčky nebo méně používané haptiky různých tvarů. Haptiky jsou vůči optické části odkloněné v určitém úhlu.

V první části studie Altja Crnej byla porovnávána decentrace a sklopení čoček s plochou haptickou částí při vertikální a horizontální orientaci. Obě skupiny nitroočních čoček byly decentrovány nazálně a vzhůru. V druhé části studie bylo porovnáváno sklopení a decentrace

jednokusých a vícekusých IOL se stejným optickým materiálem. Obě nitrooční čočky měly průměr 6 mm a celková délka činila 13 mm. Odklon haptiků u jednodílné čočky byl nulový, u vícekusé čočky byly haptiky odkloněny od optické části o 10°. Opět byly oba dva druhy čoček decentrovány k nosu a vzhůru. Vícedílné čočky byly decentrovány více než čočky jednodílné, rozdíl ale nebyl statisticky významný. Důvodem tohoto trendu může být výroba vícekusé čočky, při které se haptiky z PMMA ručně umístí do optické části, což by mohlo být méně přesné než umístění haptiků přístrojově. Za druhé haptiky z PMMA ztrácejí po pár dnech pod kompresí paměť a za třetí mohou být haptiky v průběhu implantace deformovány. [33]



Obrázek 11: Vícekusá a jednodílná IOL [34]

4.2 Vliv kapsulorexe na polohu IOL

Kapsulorexe je otevření čočkového pouzdra a jeho umístění a průměr významně ovlivňuje polohu nitrooční čočky. Přesně vytvořená kapsulorexe zajišťuje stabilitu čočky v pouzdře a zabraňuje tak její decentraci či předozadnímu posunu. Průměr kapsulorexe činí 5,5 až 6 mm. Při implantaci intraokulárních čoček WIOL-CF[®] volíme vzhledem k její nestandardně velké optické zóně horní hranici průměru.

Předozadní posun čočky může být měřen pomocí OCT, ultrazvukové biomikroskopie nebo Scheimpflugovy kamery, IOL Mastrem.

Ve studii M. A. Navanaty bylo zpozorováno, že u pacientů s větším okrajem přední strany pouzdra byl předozadní posun čočky větší než u pacientů s menším okrajem pouzdra. Bylo prokázáno, že čím větší je pouzdro, tím větší je optický posun. Wirtitsch ve své studii uvádí minimální zpětný posun u jednodílné IOL (0,031 mm). [35]

Kapsulární slza se často rozšiřuje a vytváří tak asymetrickou fibrózu. Caballero udává, že asi v 30 % během prvním 6 měsíců čočka z vaku ustupuje, což je následkem asymetrické fixace. Guyton uvádí, že zrakovou ostrost naruší decentrace čočky větší než 1 mm a sklopení větší než 5°. Průměrná decentrace okolo 0,25 mm a sklopení 3° způsobují zhoršení zrakové ostrosti do 0,25 D. [36]

4.3 Poloha IOL po transsklerální implantaci

Nejlepší anatomické místo pro implantaci IOL je zadní komora. Při nedostatečné podpoře zadního pouzdra se používá technika transsklerálně vytvořené zadní komory. Kvůli absenci adekvátní podpory pouzdra dochází k častější a výraznější decentraci čočky. Průměrná decentrace se u takto implantovaných čoček pohybuje mezi 0,15 mm a 0,89 mm a sklopení mezi 1,13° a 8,49°. Závisí na technice provedení přední capsulotomie.

Běžné chirurgické techniky nezaručují správnou fixaci haptiků do sulcus ciliare. Steiner pomocí ultrazvukové biomikroskopie našel, že pouhých 33 % haptiků u sklerálně fixovaných čoček bylo uchyceno v sulcus ciliaris.

Ve studii Ismeta Duraka se ukázalo, že po sekundární transsklerální implantaci došlo u 16,7 % k decentraci větší než 1 mm na rozdíl od primární transsklerální implantace, kde došlo k takovému posunu jen u 7,1 %. Sekundární implantace může po předchozím komplikovaném zákroku způsobit větší decentraci. [37]

Experimentální část

5 Cíl výzkumu

Cílem výzkumu je objektivní popsání polohy nitrooční čočky WIOL-CF po operaci katarakty. Součástí výzkumu tvoří vyhodnocení aberací souvisejících se změnami polohy nitrooční čočky WIOL-CF.

6 Metodika výzkumu

Výzkum probíhal v Očním centru OFTA s. r. o v Plzni. Celkem bylo změřeno 7 pacientů (14 očí), 3 muži a 4 ženy. Věkové rozpětí se pohybovalo od 61 do 78 let. Pacientům byla implantována nitrooční čočka WIOL-CF, jejíž hodnota byla vypočítána na základě měření IOLMaster 500 a doporučena odborníky z firmy MediceM na základě doporučených A konstant, které byly v uvedeném období průběžně aktualizovány. Podrobnější popis čoček WIOL-CF je uveden v teoretické části.

Tabulka 2: Přehled pacientů i implantovanou WIOL-CF

Seznam pacientů	Datum implantace IOL (měsíc/rok)	Dioptrická hodnota WIOL-CF	Datum měření po operaci (měsíc/rok)
Pacientka č. 1	OP 04/2014 OL 04/2014	OP +30,00 D OL +30,00 D	08/2016
Pacientka č. 2	OP 01/2014 OL 01/2014	OP +24,00 D OL +23,50 D	10/2016
Pacientka č. 3	OP 12/2014 OL 12/2014	OP +24,00 D OL +24,00 D	10/2016
Pacientka č. 4	OP 06/2013 OL 07/2015	OP +24,00 D OL +25,00 D	08/2016
Pacient č. 5	OP 10/2014 OL 08/2014	OP +24,00 D OL +24,50 D	08/2016
Pacient č. 6	OP 03/2014 OL 04/2014	OP + 24,00 D OL +25,50 D	10/2016
Pacient č. 7	OP 12/2013 OL 11/2013	OP +23,00 D OL +22,00 D	10/2016

Operace katarakty byla prováděna v lokálním znecitlivění, šířka hlavní incize byla 2,75 mm, šířka kontinuální kapsulorexe byla od 5,5 do 6,5 mm. Extrakce katarakty byla provedena faoemulzifikací, intraokulární čočka byla implantována pomocí injektoru, rány byly utěsněny hydratací. U žádného pacienta nebyla zaznamenána peroperační komplikace.

6.1 Vyšetření

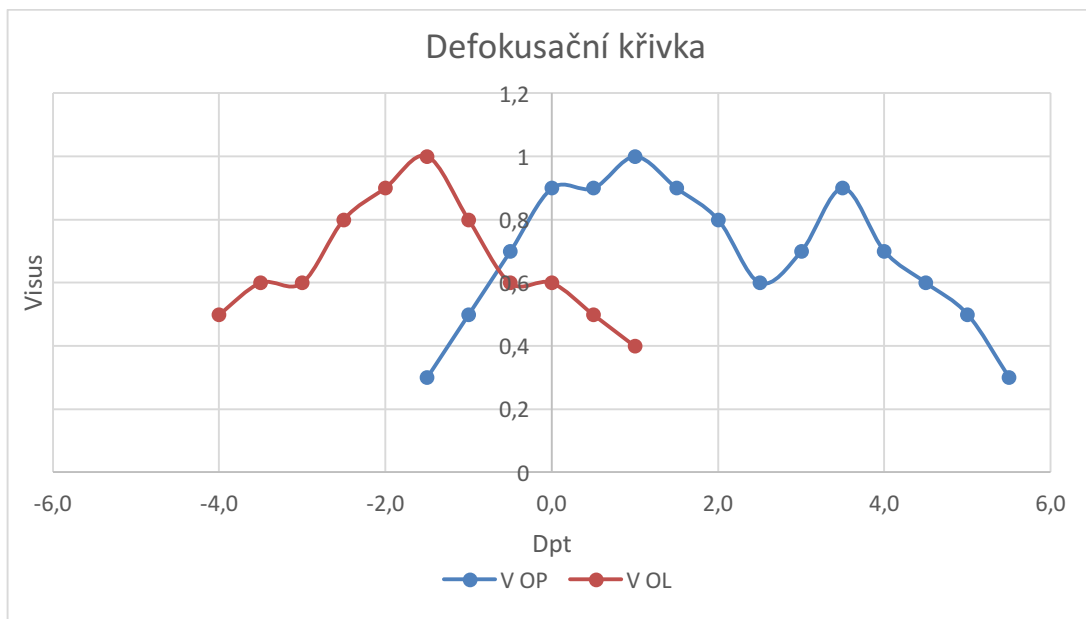
Všem pacientům s implantovanou nitrooční čočkou WIOL-CF byla nejprve provedena defokusační křivka, následně byli v maximální mydriáze vyšetřeni na Pentacamu a aberometru iTrace.

6.2 Defokusační křivka

Kvalita zobrazení IOL závisí na mnoha faktorech, jako je biometrie, stupeň astigmatismu rohovky, dispozice pacienta a poloha čočky. Každý z nich ovlivňuje zbytkovou refrakční vadu, poruchy zobrazení a míru spokojenosti pacienta. Porovnání zobrazovací kvality jednotlivých intraokulárních čoček je v klinické praxi obtížné. Jedním objektivním faktorem pro posouzení správné korekce je defokusační křivka. Defokusační křivka poskytuje informaci o hloubce ostrosti. Předsazováním čoček simulujeme různé vzdálenosti optotypu. Jedná se tedy o vztah mezi vergencí čočky a zaostřenou vzdáleností. Pokud pacient pozoruje optotyp s předsazenou čočkou o hodnotě -2 D, odpovídá to pozorování optotypu ze vzdálenosti 0,5 metrů. [38]

Defokusační křivka může být prováděna monokulárně i binokulárně, v našem případě se jednalo o monokulární vyšetření. Pacientům byly střídavě předsazovány před oko plusové a mínusové čočky a byla zjišťována hodnota vízu pomocí Snellenova optotypu. Pro různé účely se používají rozdílné rozsahy dioptrií. V našem výzkumu jsme začínali předložením čočky o hodnotě -0,5 D, dále pokračovali předložením plusové čočky o hodnotě 0,5 D a střídavě postupovali po 0,5 D až do snížení vízu minimálně na hodnotu 0,3. Abychom předešli znehodnocení vyšetření způsobeného zapamatováním si znaků určitých řádků optotypu, bylo využito funkce RANDOM měnící znaky optotypu.

Ze získaných hodnot vízu a předkládaných dioptrií byly sestaveny grafy vypovídající o hloubce ostrosti. Na osu x byly vyneseny hodnoty předkládaných dioptrií, na osu y byly vyneseny hodnoty vízu. Vrcholem výsledné křivky je nejvyšší dosažená zraková ostrost s danou nejlepší sférou.



Obrázek 12: Defokusační křivka naměřená v rámci vyšetření pacienta č. 4 v očním centru Ofta

6.3 Pentacam

Měření bylo prováděno na přístroji Pentacam HR. Pacienti byli vyšetřeni v maximální mydriáze provedené kombinací Mydrum, Neosynephrine. K hodnocení bylo použito měření bez automaticky hlášených chyb. Ke zpracování byly použity Scheimpflugovy obrázky, přičemž jsme u každého pacienta pro levé i pravé oko použili každý druhý řez s nižším jasem pro snazší určení okrajů zornice a s vyšším jasem k lepšímu zobrazení implantované IOL. Celkem bylo pořízeno 83 řezů.



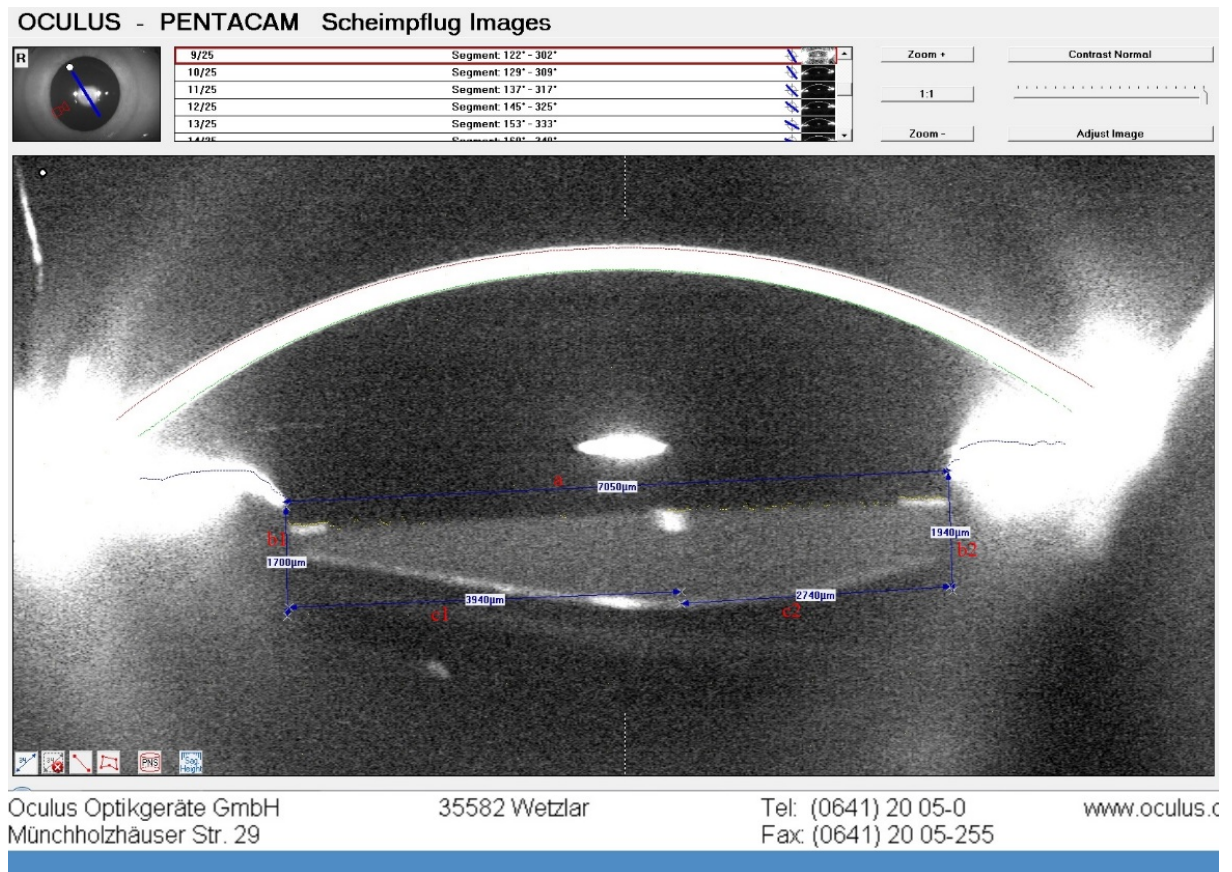
A

B

Obrázek 13: Scheimpflugův řez u pacienta č. 1 s nižším jasem (A) a zvýšeným jasem (B)

Hodnocení polohy z 3-D modelu bylo doplněno manuálním měřením parametrů z Scheimpflugových obrázků. Byly vybrány obrázky v osách nejvíce se blízcích ose posunu centra čočky v 3-D modelu a ose posunu v oblasti s minimálními hodnotami podle Wavefront mapy z iTrace. Na obrázku Scheimpflugova řezu s nižším jasem byla mezi okraje zornice

natažena měřicí úsečka (a). Na obrázku s vyšším jasnem k ní byly spuštěny u okraje zornice kolmice (b_1, b_2). Kolmo k úsečkám b_1, b_2 byly nataženy kolmice od promínujícího středu zadní plochy čočky (c_1, c_2). Posun centra čočky v této ose byl pak vypočítán jako polovina „a“ minus nižší hodnota „c“.



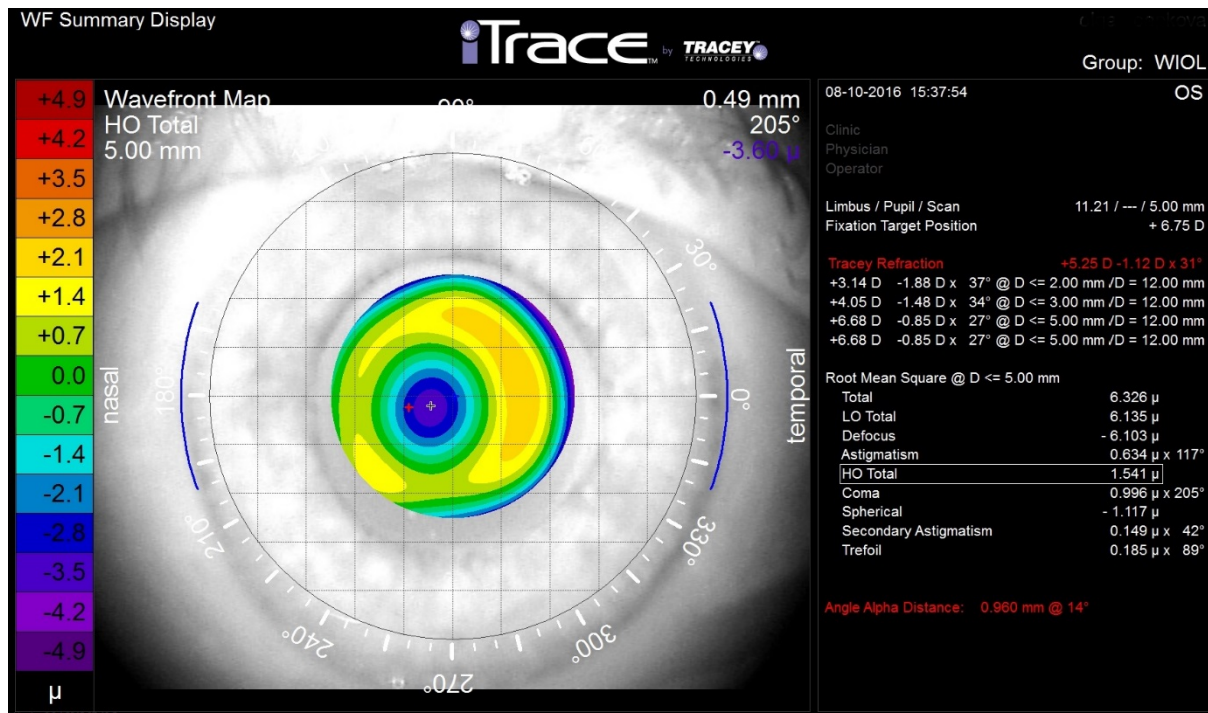
Obrázek 14: Manuální určení středu IOL, OP u pacientky č. 2

6.4 iTrace

iTrace umožňuje diagnostiku zrakových funkcí prostřednictvím technologie sledování laserových paprsků. Dochází k postupnému promítání infračervených paprsků přes optický systém oka. Následně jsou paprsky odražené od sítnice vyhodnoceny a zjišťuje se jejich odchylka způsobená aberacemi optického systému oka. iTrace obsahuje aberometr, refraktometr, rohovkový topograf, autokeratometr a pupilometr. iTrace detekuje průměr pupily, vyšle 256 laserových paprsků v soustředných kruzích. Využita je tak celá plocha zornice. Výsledná data nám poskytují informaci o celkovém refrakčním stavu oka včetně analýzy aberací nižších i vyšších řádů. [39]

Pacienti byli vyšetřeni v mydriáze. Protože přístroj není ve většině případech schopen v mydriáze provést automatické vyšetření, byl použit manuální mód většinou s průměrem hodnocené oblasti mezi 5-6 mm. K hodnocení byla použita wavefront mapa zobrazující

celkové aberace vyšších řádů. Decentrace IOL byla porovnávána podle úhlu decentrace zóny s nejnižší hodnotou celkových aberací vyšších řádů.



Obrázek 15: Wavefront mapa zobrazující aberace vyšších řádů, OL u pacientky č. 1

6.5 Vyhodnocování polohy implantované nitrooční čočky

Metodika vyhodnocení vychází z metodiky použité Wangem a kol. [40]. Jedná se o 3-D rekonstrukci předního segmentu oka pro určení polohy implantované nitrooční čočky WIOL-CF. Vstupními daty pro byly obrazy předního segmentu oka získané Pentacamem, přičemž pro každé oko bylo použito více obrazů v různých meridiánech (8 – 13 obrazů).

Pro zpracování byl využit software MATLAB R2016a.

6.5.1 Určení klíčových bodů v planárních obrazech z Pentacamu

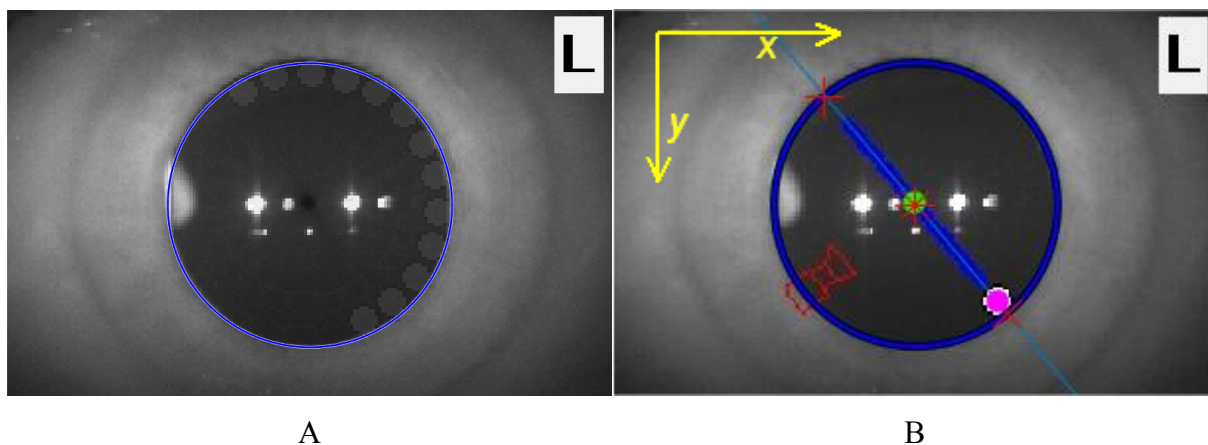
Příklad vstupních dat je na obrázku 13. Pro každý meridián (řez) se vycházelo ze dvou obrazů s rozdílným jasnem, na obraze s nižším jasnem se určovala poloha okrajů zornice a na obraze se zvýšeným jasnem poloha čočky WIOL-CF.

Zpracování náhledů

V první fázi se na zprůměrovaném obraze náhledů všech řezů jednoho oka určil okraj zornice (obrázek 16 A) a referenční bod (průsečík řezů). Cirkulární Houghova transformace byla využita pro nalezení kruhu nejlépe prokládajícího okraj zornice. Střed tohoto kruhu je zároveň středem zornice, ke kterému se následně vztahuje hledaný posun čočky.

Referenční bod (průsečík řezů) se nachází vždy uprostřed náhledu a je společný pro všechny řezy oka. Tento bod byl zvolen jako počátek kartézského souřadnicového systému pro 3-D rekonstrukci.

Pro každý řez daného oka byla ze známého úhlu řezu a referenčního bodu určena přímka reprezentující řez a následně souřadnice x a y obou průsečíků této přímky s okrajem zornice (obrázek 16 B).



Obrázek 16: A – Zprůměrovaný náhled ze všech řezů jednoho oka s nalezením okrajem zornice, B – Náhled jednoho řezu s nalezenými body (okraje a střed zornice a referenční bod) a naznačenými osami x a y zvoleného souřadnicového systému

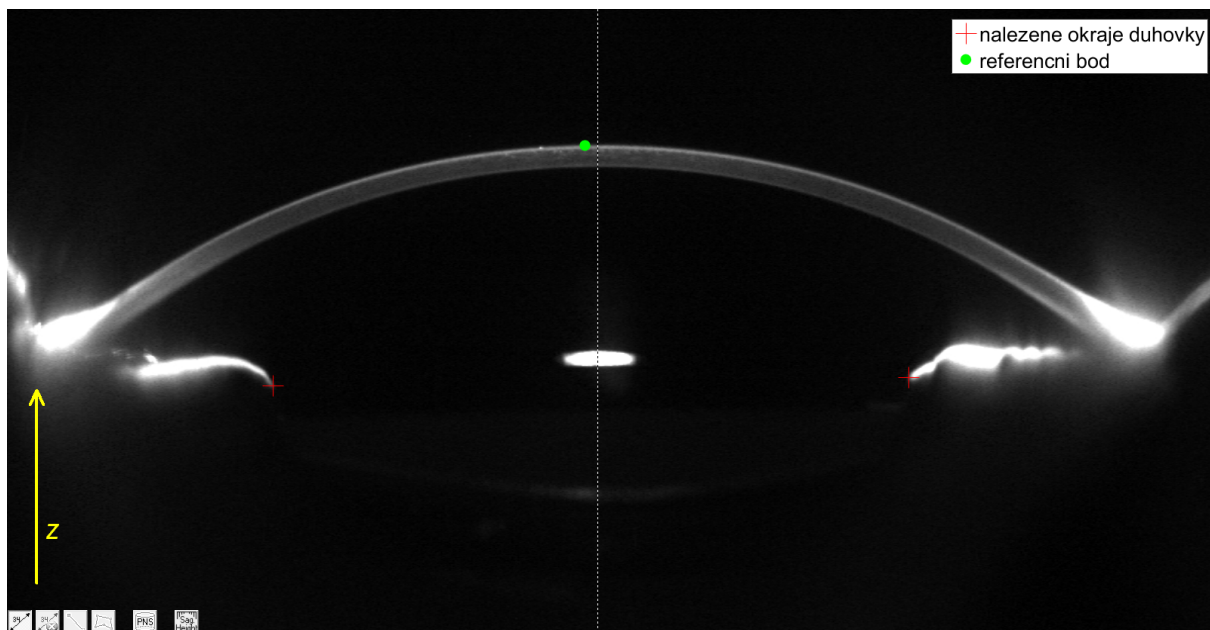
Zpracování řezů

Na řezu oka s nižším jasem (obrázek 13 A) byla vyhodnocována poloha okrajů duhovky a referenční bod.

Jelikož okraje duhovky jsou na řezu jasně patrné a na všech řezech v obdobné pozici, pro jejich nalezení bylo využito standardní segmentace obrazu pomocí prahování. Na výsledném binárním obrazu byly nalezeny okrajové body. K těmto bodům byly přiřazeny odpovídající souřadnice x a y , nalezené na příslušném náhledu.

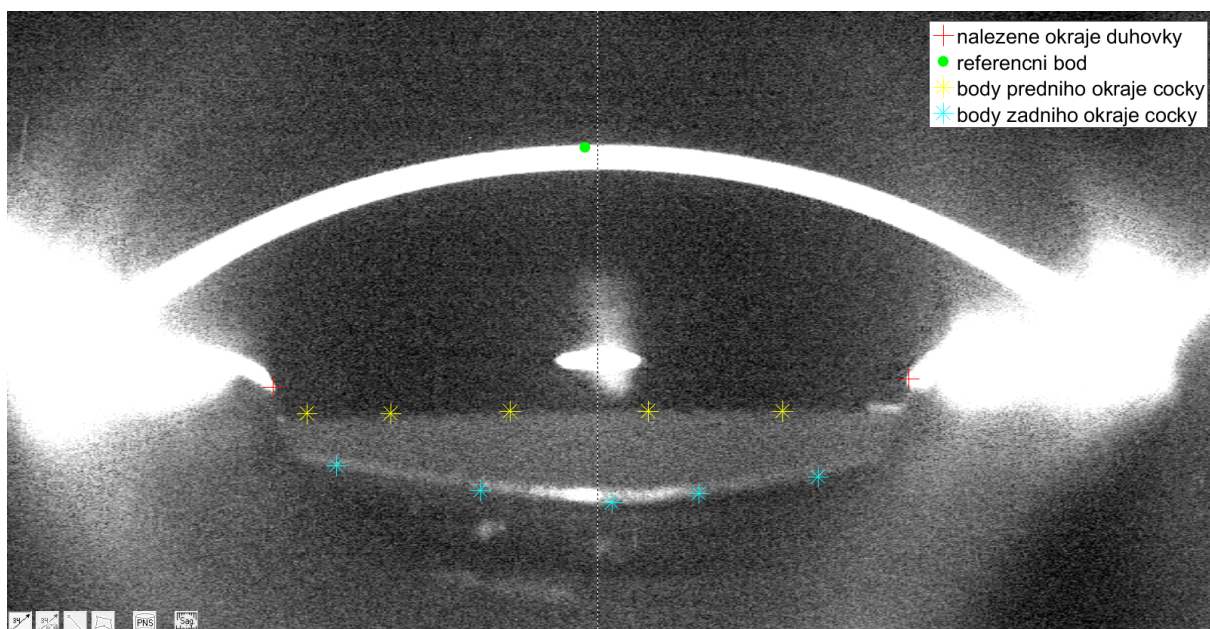
Poměr vzdáleností okrajů zornice a referenčního bodu na náhledu a na řezu musí být stejný. Z tohoto faktu byl určen sloupec, ve kterém se na řezu referenční bod nachází. V daném sloupci byl opět pomocí prahování nalezen řádek odpovídající vnějšímu okraji zornice, který byl zvolen na řezu jako rozhodující pro polohu referenčního bodu.

Příklad řezu s nižším jasem s nalezenými body je na obrázku 17.



Obrázek 17: Řez s nižším jasnem s nalezenými body – okraje duhovky a referenční bod. Na obrázku je naznačena osa z zvoleného souřadnicového systému.

Na řezu oka se zvýšeným jasnem (obrázek 13 B) byly určovány body předního a zadního okraje čočky. Jelikož jsou okraje čočky na většině obrázků velmi špatně patrné, nepodařilo se vytvořit automatický algoritmus pro jejich vyhledávání. Byla tedy zvolena varianta manuálního zadávání bodů. Pro každý z řezů tak bylo manuálně určeno 5 bodů na předním a 5 bodů na zadním okraji čočky (obrázek 18).



Obrázek 18: Řez se zvýšeným jasnem s nalezenými body – okraje čočky

6.5.2 3-D rekonstrukce předního segmentu oka

Po určení všech relevantních bodů pro dané oko bylo možné přistoupit k vlastní 3-D rekonstrukci předního segmentu oka, kdy je bylo nutné umístit všechny body do prostorových kartézských souřadnic s počátkem ve zvoleném referenčním bodě.

Nejprve bylo nutné přepočítat koordináty bodů nalezených na řezech tak, aby odpovídaly náhledu. K tomu byl využit fakt, že vzdálenost mezi okraji zornice by měla být v obou případech stejná. Poměrem vzdálenosti na náhledu ku vzdálenosti na řezu tak byly vynásobeny všechny nalezené planární koordináty na řezu.

Souřadnice z bodů okraje zornice byly na řezu určeny jako prostá vzdálenost od referenčního bodu v této ose. Souřadnice z středu zornice pak jako průměr všech nalezených z souřadnic okrajů zornice.

Souřadnice bodů okraje čočky z každého řezu leží v rovině xy na jedné přímce. Souřadnice x a y každého bodu čočky tak byly určeny z poměrů šikmé vzdálenosti okrajů zornice na náhledu a poměrů vzdáleností v osách x a y na náhledu. Souřadnice z byly opět určeny jako prostá vzdálenost od referenčního bodu v této ose na řezu.

6.5.3 Vyhodnocení polohy čočky

Pro vyhodnocení polohy čočky bylo nutné nalézt rovinu zornice, střed zornice, kulové plochy reprezentující přední a zadní stranu čočky, rovinu čočky a střed čočky.

Rovina a střed zornice

Okraje zornice umístěné v prostoru byly za použití metody nejmenších čtverců proloženy rovinou dle rovnice $A_z x + B_z y + C_z z + D_z = 0$, kde A_z , B_z , C_z a D_z jsou hledané koeficienty obecné rovnice roviny reprezentující zornici. Souřadnice $[X_z, Y_z, Z_z]$ středu zornice byly nalezeny už dříve (viz výše).

Rovina a střed čočky

K proložení přední i zadní strany čočky byly zvoleny z důvodu zjednodušení kulové plochy. Z přibližně známé geometrie čočky (obrázek 10) byly vypočteny orientační poloměry těchto kulových ploch – přední $R_{cp0} \approx 60$ mm a zadní $R_{czo} \approx 10$ mm. Tyto poloměry ± 10 % byly použity jako vstupní data při prokládání rovnice $(x - x_c)^2 + (y - y_c)^2 + (z - z_c)^2 = R_c^2$, kdy byly opět pomocí metody nejmenších čtverců nalezeny souřadnice středu $[x_{cp}, y_{cp}, z_{cp}]$ a poloměr R_{cp} pro kulovou plochu reprezentující přední stranu čočky a souřadnice středu $[x_{cz}, y_{cz}, z_{cz}]$ a poloměr R_{cz} pro kulovou plochu reprezentující zadní stranu čočky.

Rovina čočky byla určena jako průsečík dvou kulových ploch přední a zadní strany čočky. Tímto průsečíkem je kružnice v hledané rovině čočky $A_c x + B_c y + C_c z + D_c = 0$. Koeficienty roviny čočky A_c , B_c , C_c a D_c byly vypočteny jako

$$A_c = 2(x_{cz} - x_{cp}) \quad B_c = 2(y_{cz} - y_{cp}) \quad C_c = 2(z_{cz} - z_{cp})$$

$$D_c = x_{cp}^2 - x_{cz}^2 + y_{cp}^2 - y_{cz}^2 + z_{cp}^2 - z_{cz}^2 - R_{cp}^2 + R_{cz}^2.$$

Střed čočky se nachází na přímce spojující středy obou kulových ploch a je prvkem roviny čočky. Pro nalezení jeho souřadnic $[X_c, Y_c, Z_c]$ je možné vyjít z parametrického vyjádření přímky spojující středy kulových ploch

$$X_c = x_{cp} + t_c(x_{cz} - x_{cp}) \quad Y_c = y_{cp} + t_c(y_{cz} - y_{cp}) \quad Z_c = z_{cp} + t_c(z_{cz} - z_{cp})$$

kde se parametr t_c dá vyjádřit jako

$$t_c = \frac{x_{cp}A_c + y_{cp}B_c + z_{cp}C_c + D_c}{A_c(x_{cp} - x_{cz}) + B_c(y_{cp} - y_{cz}) + C_c(z_{cp} - z_{cz})}.$$

Úhel sevřený rovinou čočky a zornice

Úhel Θ , který mezi sebou svírá rovina čočky a rovina zornice se vypočte jako

$$\cos \Theta = \frac{|A_z A_c + B_z B_c + C_z C_c|}{\sqrt{A_z^2 + B_z^2 + C_z^2} \sqrt{A_c^2 + B_c^2 + C_c^2}}.$$

Decentrace čočky

Pro výpočet decentrace (vzdálenosti a směru) bylo nejprve nutné určit souřadnice $[X_p, Y_p, Z_p]$ bodu, který reprezentuje střed čočky v rovině zornice. Je to průsečík přímky kolmé na rovinu zornice procházející středem čočky a roviny zornice. Parametrické vyjádření přímky je

$$X_p = X_c + t_p A_z \quad Y_p = Y_c + t_p B_z \quad Z_p = Z_c + t_p C_z$$

a hledaný parametr t_p se vypočte jako

$$t_p = -\frac{A_z X_c + B_z Y_c + C_z Z_c + D_z}{A_z^2 + B_z^2 + C_z^2}.$$

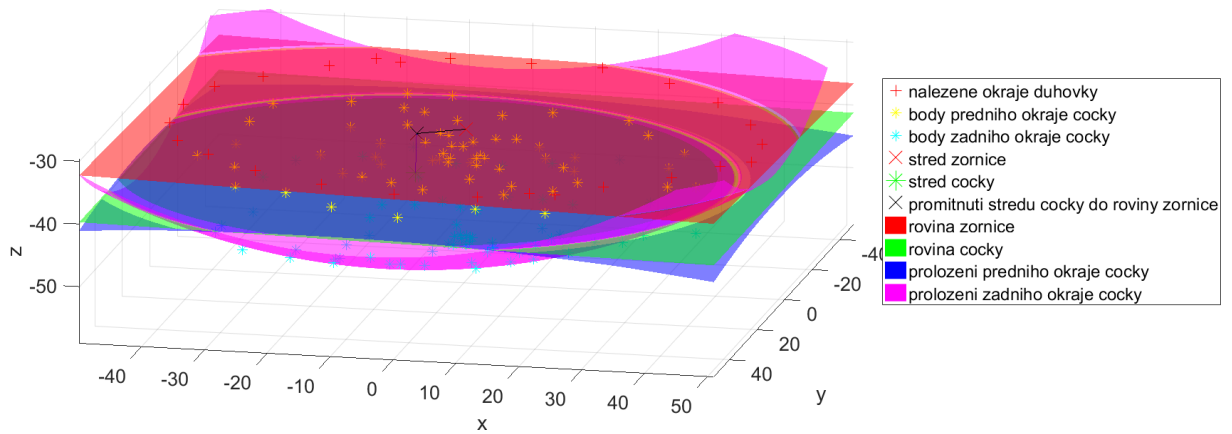
Decentrace čočky d se pak spočítá jako prostá vzdálenost bodů $[X_z, Y_z, Z_z]$ a $[X_p, Y_p, Z_p]$

$$d = \sqrt{(X_z - X_p)^2 + (Y_z - Y_p)^2 + (Z_z - Z_p)^2}.$$

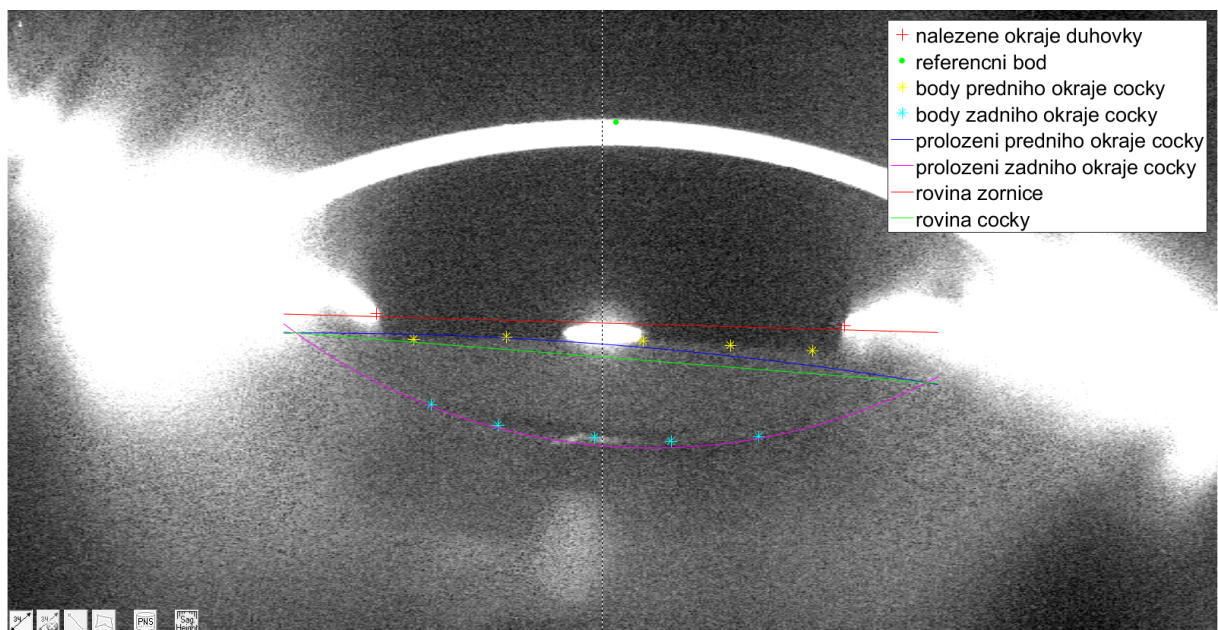
Pro úhel decentrace δ (směr posunu v rovině xy) platí

$$\operatorname{tg} \delta = (Y_z - Y_p) / (X_z - X_p).$$

Na obrázku 19 je příklad hotové 3-D rekonstrukce předního segmentu oka. Na obrázku 20 příklad proložení zobrazeného v řezu.



Obrázek 19: 3-D rekonstrukce předního segmentu oka – rovina zornice, přední strana čočky, zadní strana čočky, středy zornice a čočky.

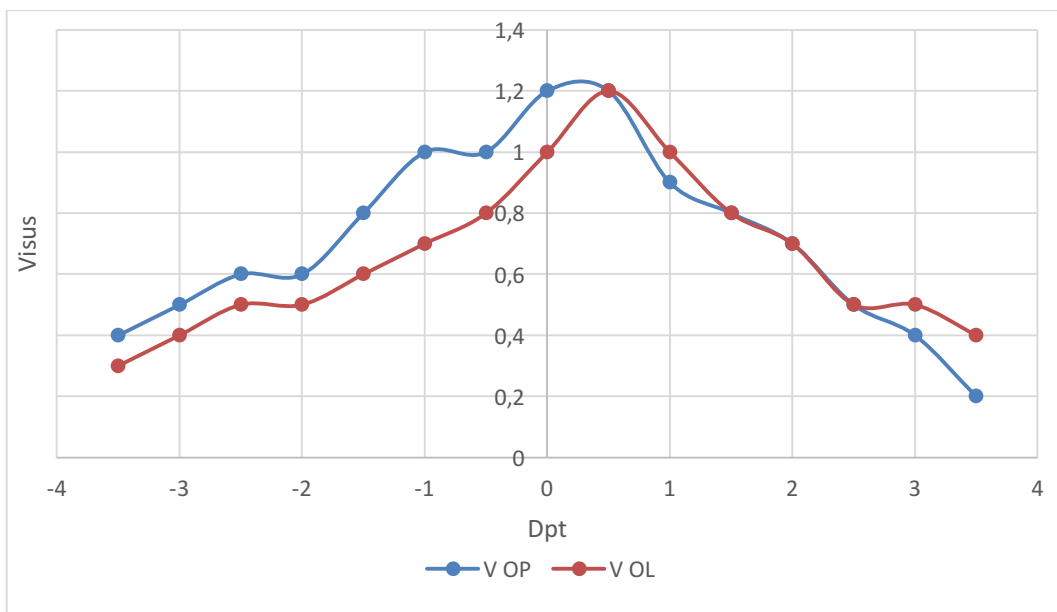


Obrázek 20: 3-D rekonstrukce předního segmentu oka – proložení zobrazené v řezu oka

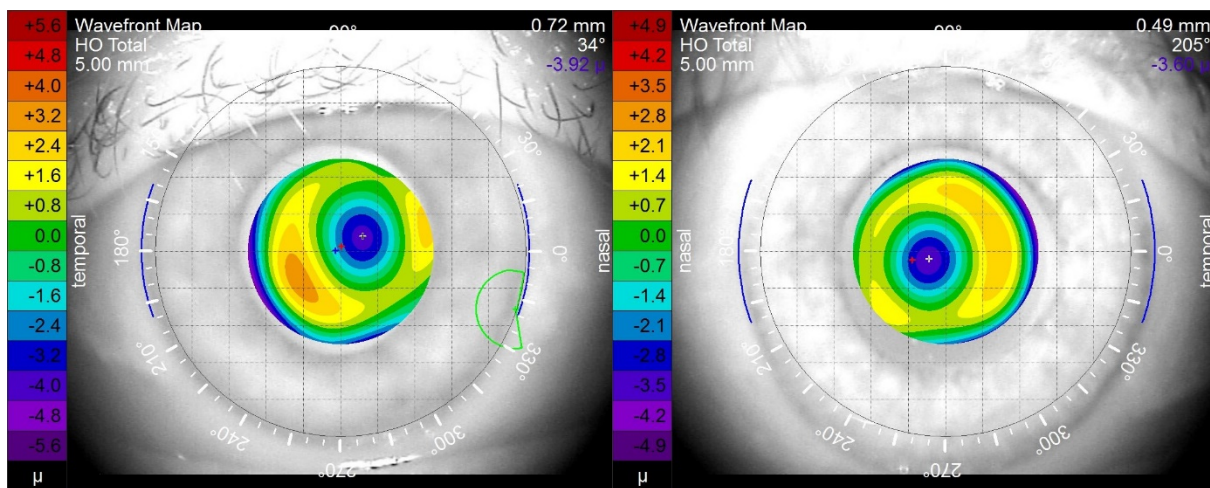
7 Výsledky

Výsledky měření jednotlivých pacientů zahrnují tabulky, které obsahují informace daných pacientů. Součástí výsledků jsou také naměřené defokusační křivky, 3-D model implantované WIOL-CF ve srovnání s Wavefront mapou z přístroje iTrace a Scheimpflugovým řezem proloženým křivkami určujícími střed čočky (viz kapitola Metodika).

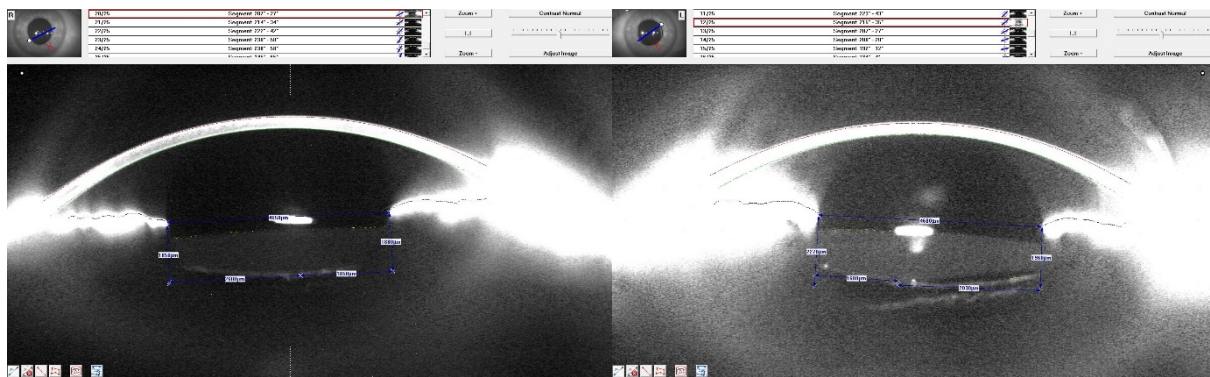
7.1 Přehled výsledků u pacientky č. 1



Obrázek 21: Defokusační křivka pacientky č. 1

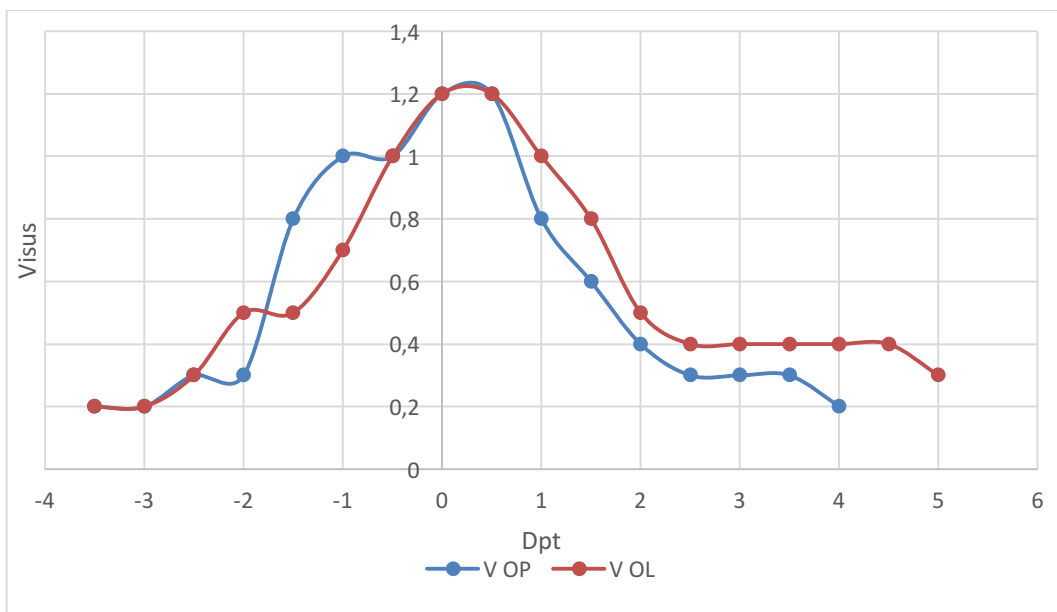


Obrázek 22: Wavefront mapa aberací vyšších řádů z iTrace u pacientky č. 1, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé

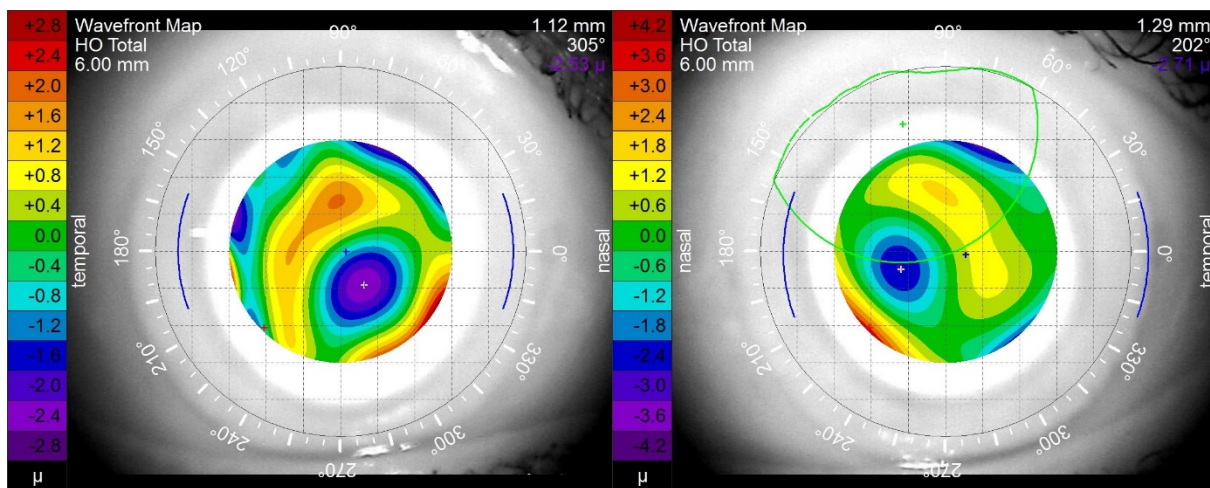


Obrázek 23: Scheimpflugův řez z Pentacam s manuálně vloženými měřítky v ose odpovídající posunu IOL podle 3-D modelu u pacientky č. 1, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé

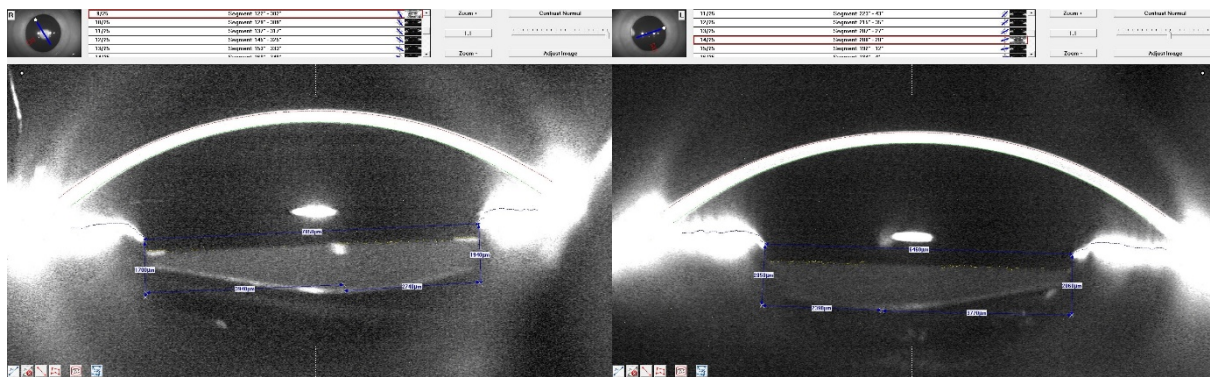
7.2 Přehled výsledků u pacientky č. 2



Obrázek 24: Defokusační křivka pacientky č. 2

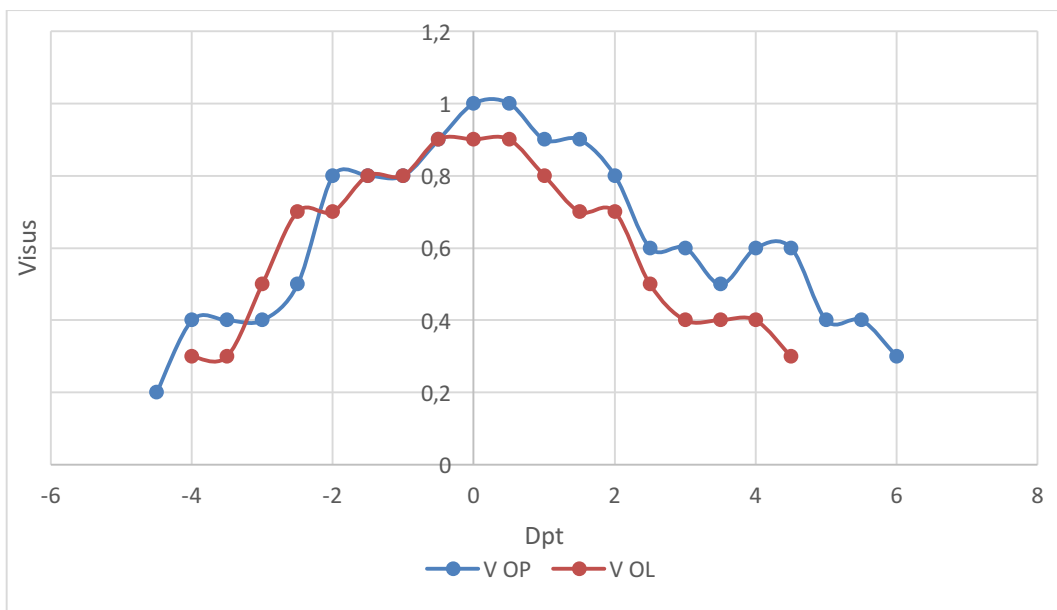


Obrázek 25: Wavefront mapa aberací vyšších řádů z iTrace u pacientky č. 2, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé

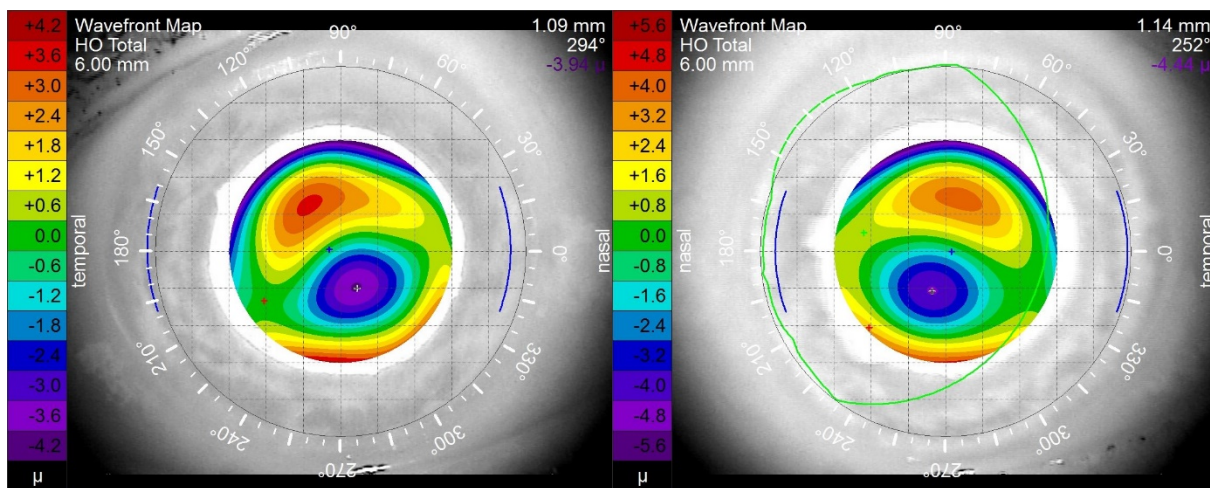


Obrázek 26: Scheimpflugův řez z Pentacam s manuálně vloženými měřítky v ose odpovídající posunu IOL podle 3-D modelu u pacientky č. 2, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé

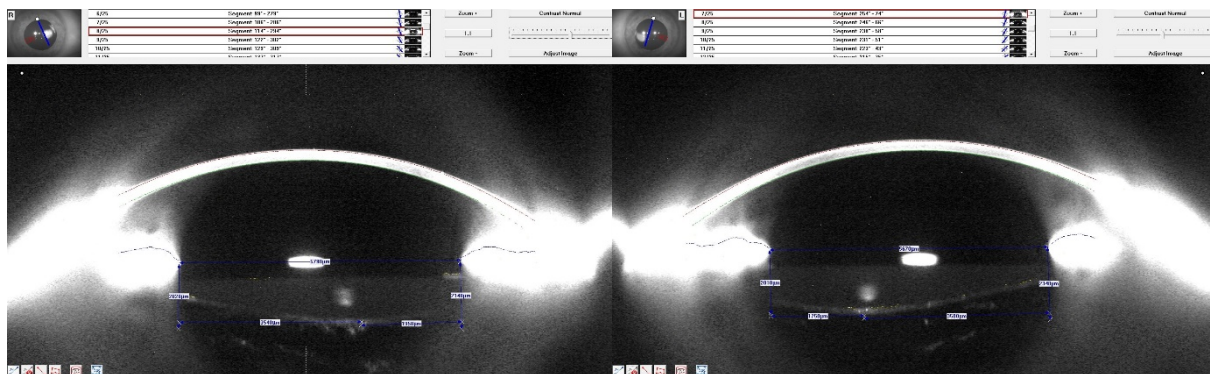
7.3 Přehled výsledků u pacientky č. 3



Obrázek 27: Defokusační křivka pacientky č. 3

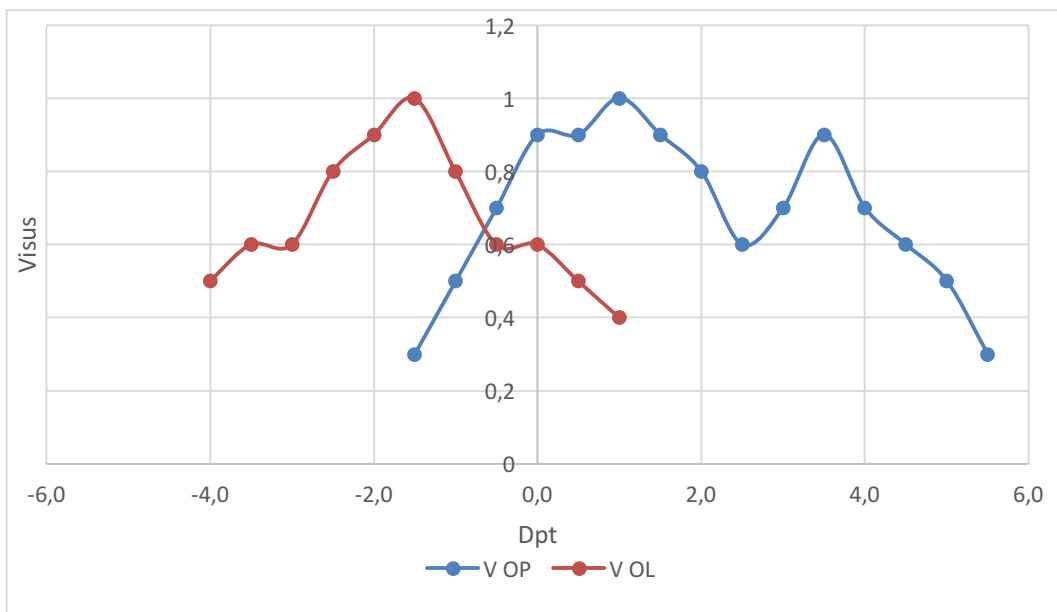


Obrázek 28: Wavefront mapa aberací vyšších řádů z iTrace u pacientky č. 3, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé

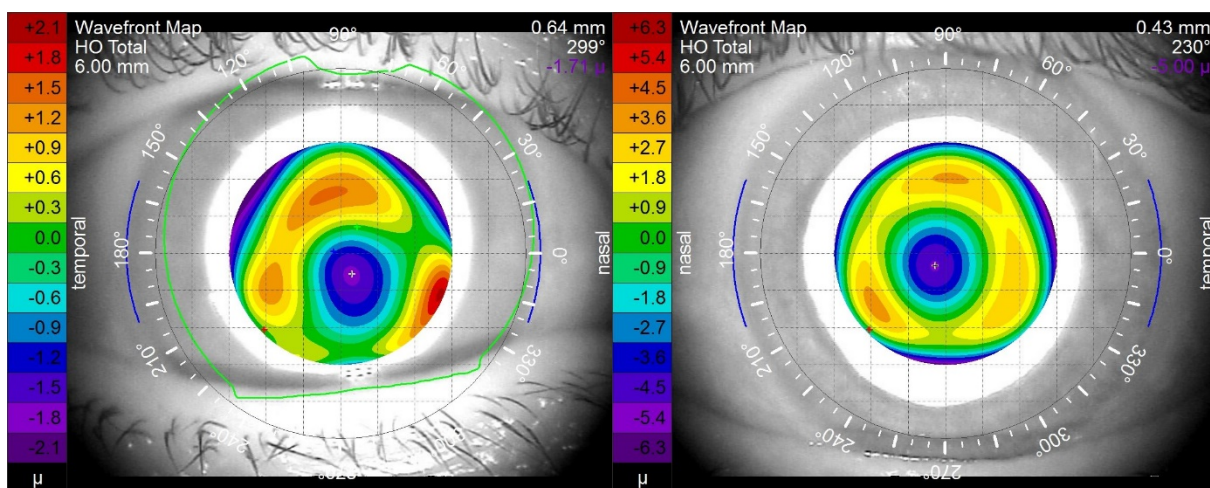


Obrázek 29: Scheimpflugův řez z Pentacam s manuálně vloženými měřítky v ose odpovídající posunu IOL podle 3-D modelu u pacientky č. 3, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé

7.4 Přehled výsledků u pacientky č. 4



Obrázek 30: Defokusační křivka pacientky č. 4

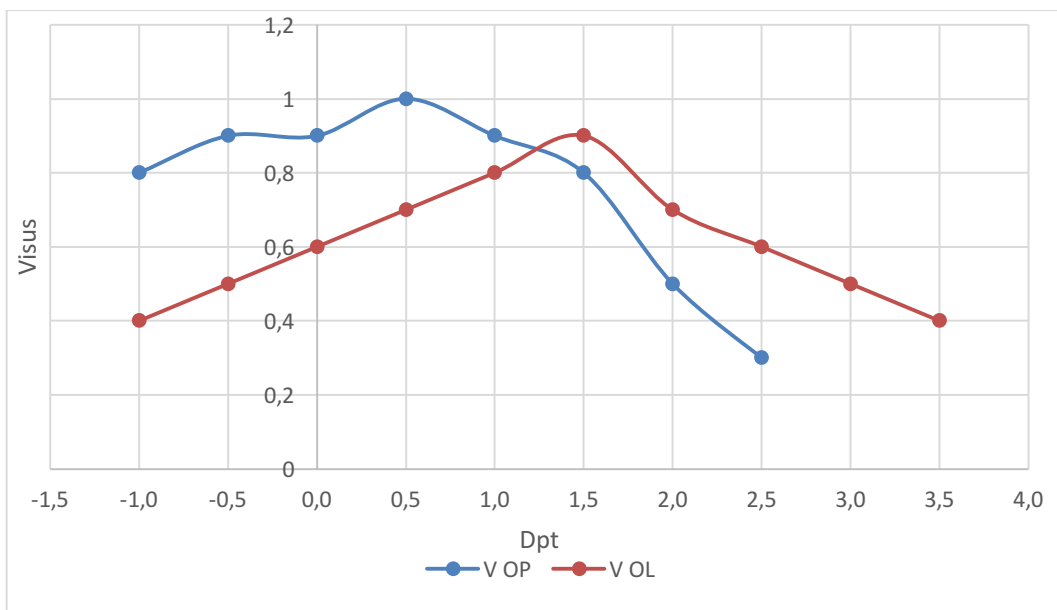


Obrázek 31: Wavefront mapa aberací vyšších řádů z iTrace u pacientky č. 4, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé

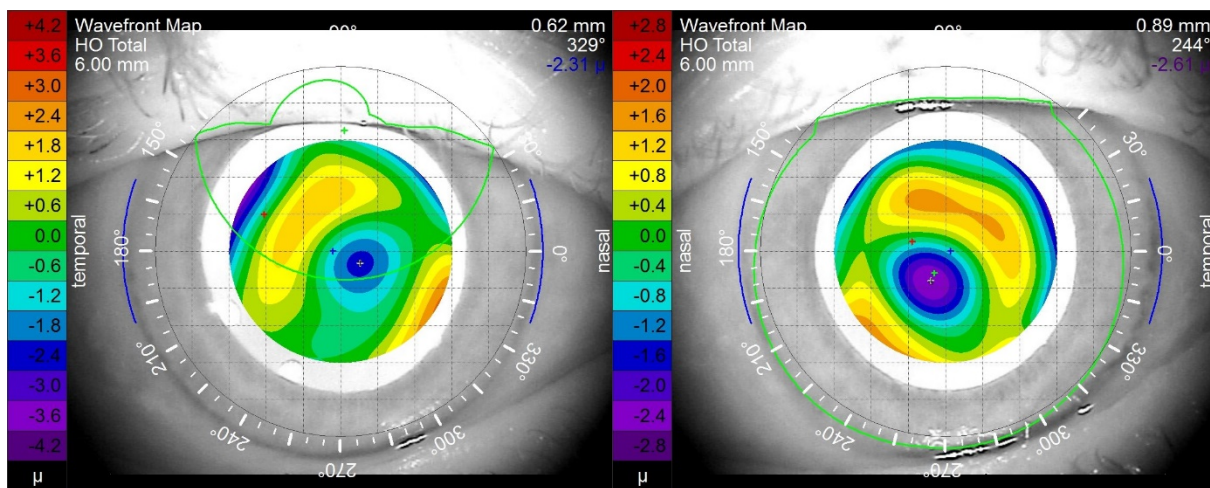


Obrázek 32: Scheimpflugův řez z Pentacam s manuálně vloženými měřítky v ose odpovídající posunu IOL podle 3-D modelu u pacientky č. 4, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé

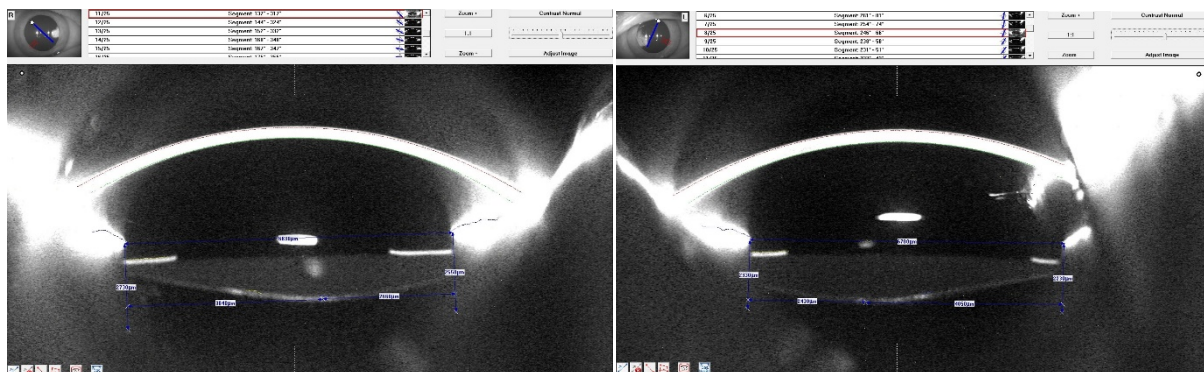
7.5 Přehled výsledků u pacienta č. 5



Obrázek 33: Defokusační křivka pacienta č. 5

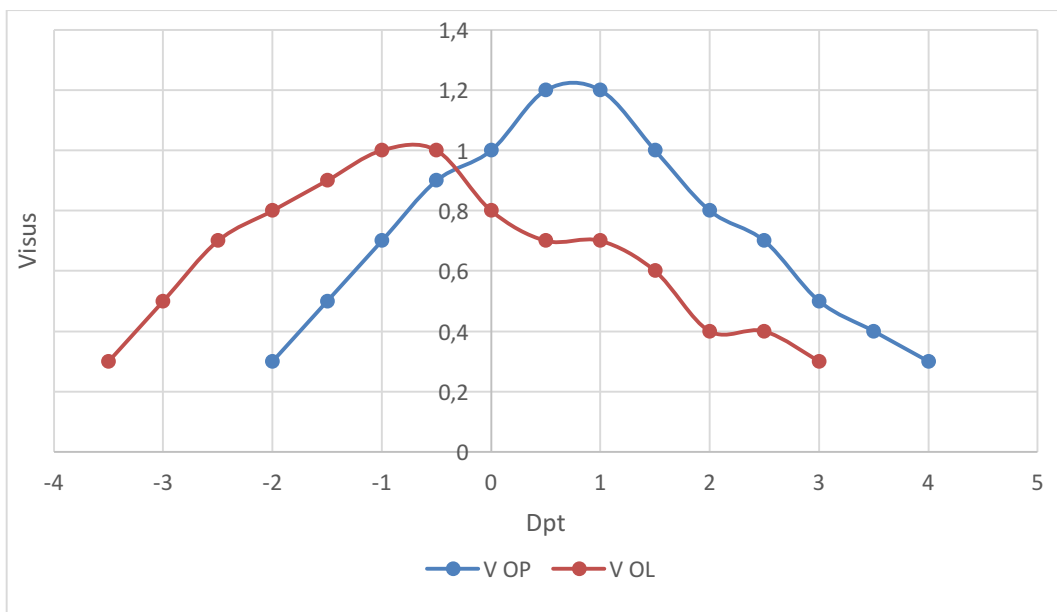


Obrázek 34: Wavefront mapa aberací vyšších řádů z iTrace u pacienta č. 5, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé

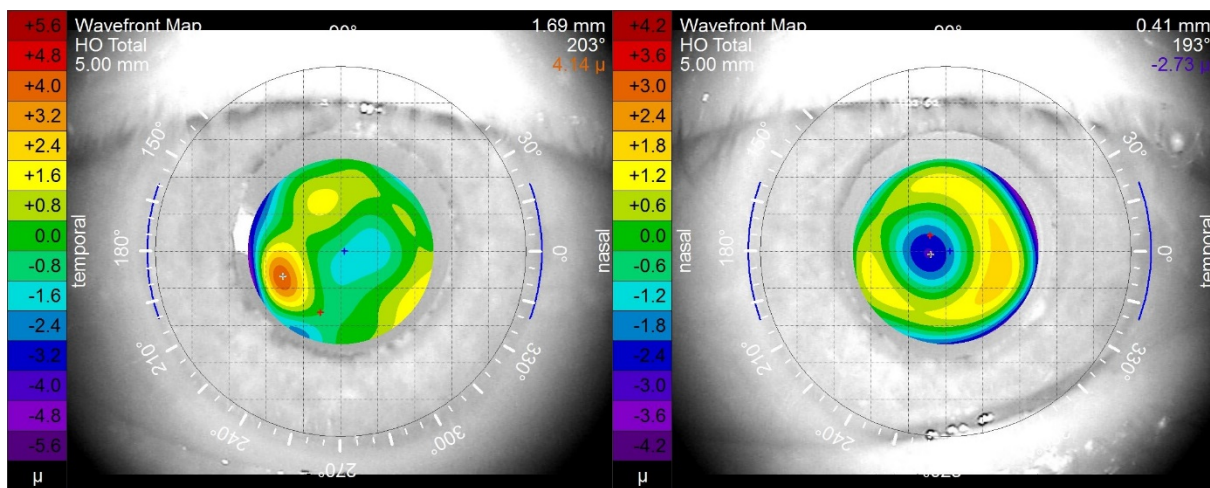


Obrázek 35: Scheimpflugův řez z Pentacam s manuálně vloženými měřítky v ose odpovídající posunu IOL podle 3-D modelu u pacienta č. 5, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé

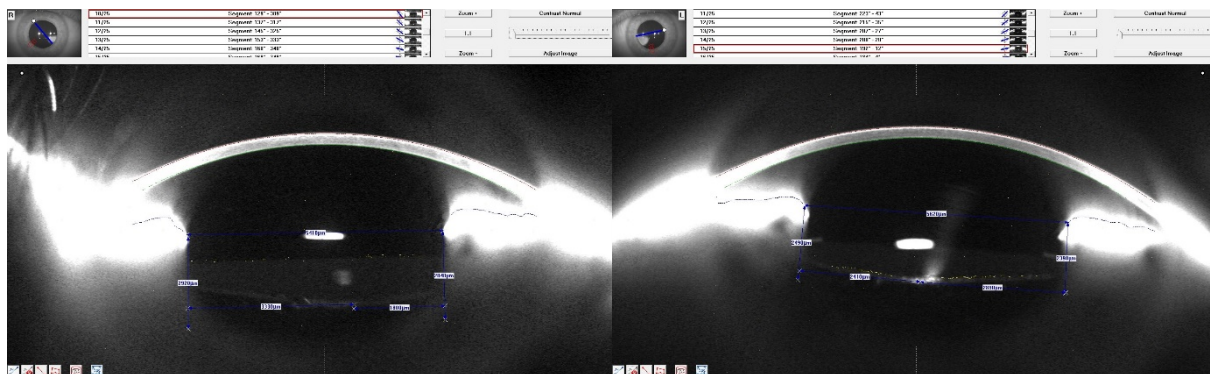
7.6 Přehled výsledků u pacienta č. 6



Obrázek 36: Defokusační křivka pacienta č. 6

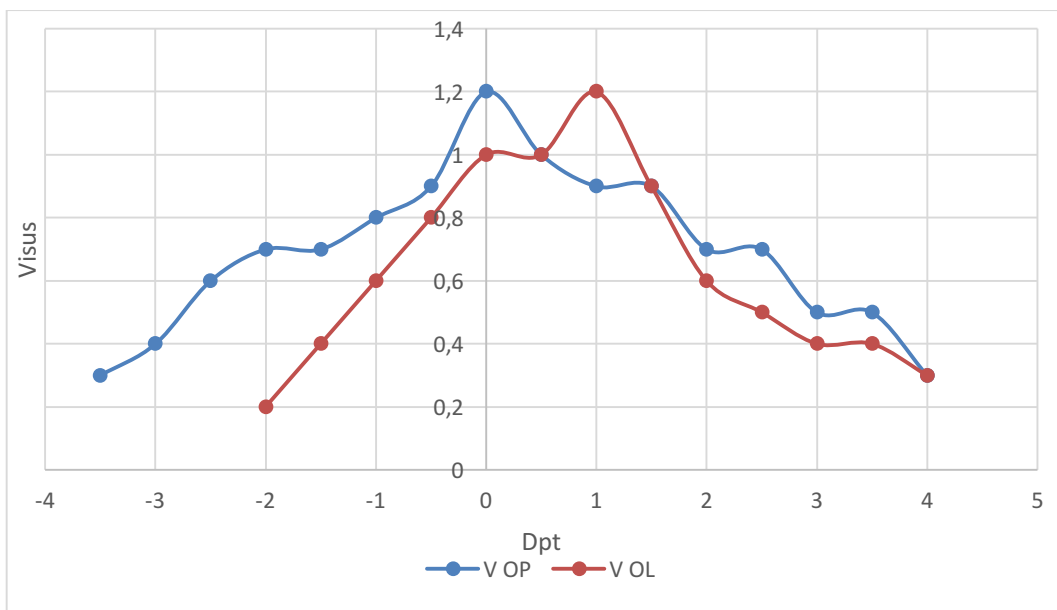


Obrázek 37: Wavefront mapa aberací vyšších řádů z iTrace u pacienta č. 6, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé

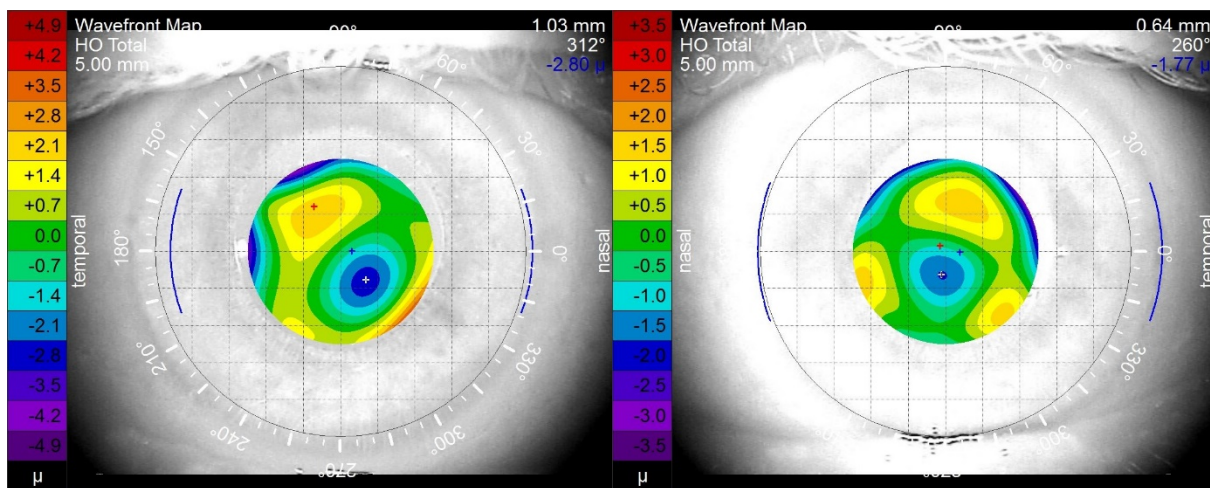


Obrázek 38: Scheimpflugův řez z Pentacam s manuálně vloženými měřítky v ose odpovídající posunu IOL podle 3-D modelu u pacienta č. 6, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé

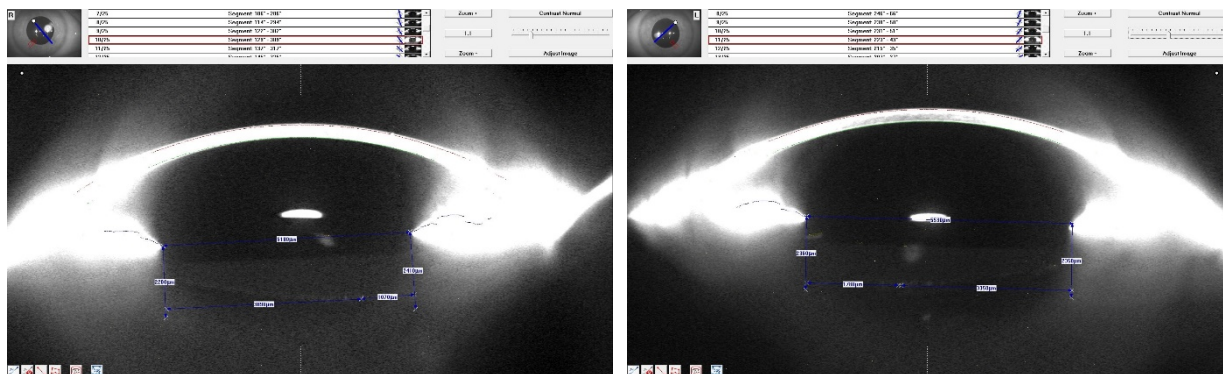
7.7 Přehled výsledků u pacienta č. 7



Obrázek 39: Defokusační křivka pacienta č. 7



Obrázek 40: Wavefront mapa aberací vyšších řádů z iTrace u pacienta č. 7, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé



Obrázek 41: Scheimpflugův řez z Pentacamu s manuálně vloženými měřítky v ose odpovídající posunu IOL podle 3-D modelu u pacienta č. 7, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé

7.8 Souhrn výsledků

Tabulka 3: Souhrn výsledků decentrace WIOL-CF dle 3-D modelu

Pacient	Pohlaví	Oko	δ dle 3-D modelu	d dle 3-D modelu	δ pro manuální měření	d dle manuálního měření	Δd
			[°]	[mm]	[°]	[mm]	[mm]
1	žena	OP	176	0,19	356	0,62	0,81
		OL	210	0,15	215	0,52	0,37
2	žena	OP	273	0,43	271	0,96	0,52
		OL	219	0,60	215	0,98	0,38
3	žena	OP	253	0,44	255	0,80	0,36
		OL	257	0,60	254	1,09	0,48
4	žena	OP	272	0,38	271	1,01	0,63
		OL	151	0,04	152	0,97	0,93
5	muž	OP	273	0,40	270	0,66	0,25
		OL	256	0,40	254	0,73	0,33
6	muž	OP	278	0,32	279	0,77	0,45
		OL	273	0,20	277	0,72	0,52
7	muž	OP	259	0,63	255	1,01	0,38
		OL	250	0,40	246	1,23	0,82
průměr				0,37		0,86	0,49
směrodatná odchylka				0,17		0,19	0,18

Tabulka 4: Souhrn výsledků decentrace WIOL-CF dle iTrace

Pacient	Pohlaví	Oko	δ dle iTrace	d dle iTrace	δ pro manuální měření	d dle manuálního měření	Δd
			[°]	[mm]	[°]	[mm]	[mm]
1	žena	OP	34	0,72	27	0,48	0,25
		OL	205	0,49	215	0,52	0,03
2	žena	OP	305	1,12	302	0,79	0,34
		OL	202	1,29	200	0,84	0,45
3	žena	OP	294	1,09	294	0,95	0,15
		OL	252	1,14	254	1,09	0,05
4	žena	OP	299	0,64	302	0,91	0,27
		OL	230	0,43	231	0,51	0,08
5	muž	OP	329	0,62	317	0,76	0,14
		OL	244	0,89	246	0,96	0,07
6	muž	OP			309	0,91	
		OL	193	0,41	192	0,40	0,01
7	muž	OP	312	1,03	309	1,52	0,49
		OL	222	0,83	223	0,99	0,16
průměr				0,82		0,83	0,19
směrodatná odchylka				0,28		0,28	0,15

Tabulka 5: Porovnání výsledků decentrace WIOL-CF dle 3-D modelu a iTrace

Pacient	Pohlaví	Oko	δ dle 3-D modelu	d dle modelu	δ dle iTrace	d dle iTrace	$\Delta\delta$	Δd
			[°]	[mm]	[°]	[mm]		[mm]
1	žena	OP	176	0,19	34	0,72	142	0,53
		OL	210	0,15	205	0,49	5	0,34
2	žena	OP	273	0,43	305	1,12	32	0,69
		OL	219	0,60	202	1,29	17	0,69
3	žena	OP	253	0,44	294	1,09	41	0,65
		OL	257	0,60	252	1,14	5	0,54
4	žena	OP	272	0,38	299	0,64	27	0,26
		OL	151	0,04	230	0,43	79	0,39
5	muž	OP	273	0,40	329	0,62	56	0,22
		OL	256	0,40	244	0,89	12	0,49
6	muž	OP	278	0,32				
		OL	273	0,20	193	0,41	80	0,21
7	muž	OP	259	0,63	312	1,03	53	0,40
		OL	250	0,40	222	0,83	28	0,43
průměr				0,37		0,82	45	0,45
směrodatná odchylka				0,17		0,28	37	0,16

Tabulka 6: Úhel sklopení čočky, nejlepší zraková ostrost korigovaná sférickou čočkou

Pacient	Pohlaví	Oko	Θ dle 3-D modelu	Korekce Dpt	Visus
			[°]	D	
1	žena	OP	2,6	0,0	1,2
		OL	3,0	0,5	1,2
2	žena	OP	1,0	0,0	1,2
		OL	1,2	0,0	1,2
3	žena	OP	1,7	0,5	1,0
		OL	0,7	0,0	0,9
4	žena	OP	2,9	1,0	1,0
		OL	0,8	-1,5	1,0
5	muž	OP	2,4	0,5	1,0
		OL	1,0	1,5	1,0
6	muž	OP	2,0	-0,5	1,0
		OL	2,1	-1,0	1,0
7	muž	OP	1,1	0,0	1,2
		OL	0,6	1,0	1,2

Průměrný posun IOL podle 3-D modelu (tabulka č. 3) byl 0,37 mm (0,04-0,63 mm), dle manuálního měření v ose odpovídající 3-D modelu byl 0,86 mm (0,52-1,23 mm), rozdíl mezi metodami byl průměrně 0,49 mm (0,25-0,93 mm).

Průměrná decentrace zóny s nejnižší hodnotou celkových aberací (tabulka č. 4) byla podle 0,82 mm (0,41-1,29 mm) a podle manuálního měření odpovídající ose iTrace byl průměr 0,83 mm (0,4-1,52 mm), absolutní rozdíl mezi metodami byl průměrně 0,19 mm (0,01-0,49 mm).

Průměrná hodnota sklopení IOL (tabulka č. 6) byla 1,6° (0,6-3,0°).

Posun směřoval u většiny pacientů nasálně dolů s výjimkou OP pacientky č.1, kde došlo k decentraci směrem nasálně nahoru.

U všech pacientů byla nejlepší zraková ostrost (tabulka č. 6) korigovaná sférickou čočkou lepší než 0,9. Hodnoty optimální sférické korekce se pohybovaly od -1,5 do +1 D.

8 Diskuze výsledků

V této byly hodnoceny nitrooční čočky WIOL-CF. Jedná se o diskovité nitrooční čočky s výrazně hyperbolickou zadní plochou, což usnadnilo hodnocení jejich polohy z řezů z Pentacamu. Čočky jsou vyrobeny z biokompatibilního hydrogelu. Tento materiál dostatečně rozptyluje světlo tak, aby při vhodně zvolených parametrech byla na řezu patrná celá jejich struktura. Rozptyl světla v materiálu byl homogenní, bez zjevných výraznějších opacit na povrchu nebo v materiálu. V některých případech byly na řezu zaznamenány opacity zadního pouzdra.

Manuálně hodnocené řezy v ose odpovídající decentraci zóny podle iTrace vykazovaly velmi podobnou hodnotu decentrace. Průměrný rozdíl je 0,19 mm. Maximální rozdíl je 0,49 mm (pacient č. 7, OP). Z toho lze usuzovat, že oblast s nejnižší hodnotou na Wavefront mapě aberací vyšších řádů může naznačovat decentraci nitrooční čočky WIOL-CF. Rozdíly by navíc mohly být způsobeny vyšší variabilitou výsledků iTrace a tím, že u zornic v mydriáze nebylo možné použít automatický mód měření. Při manuálním módu může dojít k decentraci měřené zóny vůči zornici.

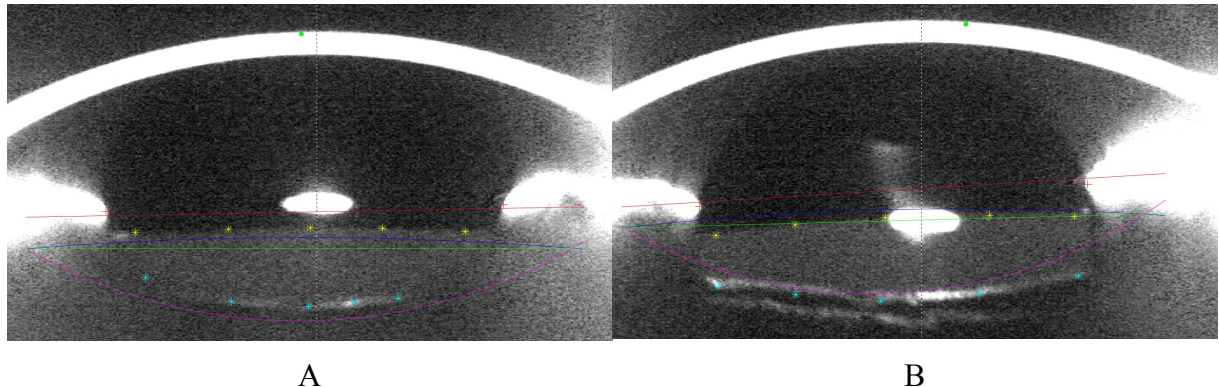
Decentrace neměla výrazný vliv na nejlépe korigovanou zrakovou ostrost. Zrakové ostrosti lepší než 0,9 bylo vždy dosaženo sférickou brýlovou čočkou. Rozptyl hodnot optimální hodnoty korekce se nezdá být závislý na decentraci IOL, spíše souvisí s výběrem její hodnoty.

Podle zjištěných údajů jsou nitrooční čočky WIOL-CF více stranově decentrované než jiné intraokulární čočky. [41] Je to způsobeno tím, že jejich průměr i při plné hydrataci nedosahuje průměru pouzdra přirozené čočky. Haptická část běžných IOL přitom dosahuje průměru kolem 13 mm. Vzhledem k výjimečnosti designu nitroočních čoček WIOL-CF nemůžeme naše výsledky porovnat s dalšími literárními údaji.

Z prezentovaných výsledků je patrné, že výsledky získané z Pentacamu pomocí 3-D rekonstrukce předního segmentu oka poskytují obdobné hodnoty úhlu decentrace implantované čočky δ v porovnání s výsledky získanými pomocí iTrace a manuálním měřením. V několika případech došlo k výraznějšímu rozdílu výsledků δ .

U pacientky č. 1, pravého oka, kde je největší rozdíl mezi úhlem decentrace zjištěným pomocí 3-D rekonstrukce a pomocí iTrace je jasně patrné, že umístění bodů čočky z jednotlivých řezů do prostoru neposkytuje uspokojivé výsledky pro další úspěšné zpracování, viz obrázek 42 A

a B. Při porovnání obrázků je patrné, že body přední a zadní strany čočky pro různé řezy jsou systematicky umístěny pod nebo nad proloženou kulovou plochou.



Obrázek 42: Proložené řezy pravého oka pacientky č. 1 A – úhel 245°, B – úhel 137°

Jako možná příčina se jeví možnost drobného pohybu pacientky během snímání, které trvá přibližně 2 s. Pokud se během snímání pacient pohne, pozice jednotlivých řezů nemusí odpovídat náhledu a 3-D rekonstrukce spočívající ve vztažení dat k referenčnímu bodu není schopná tento fakt zaznamenat a podchytit.

U dalších pacientů, kde došlo k velkému rozdílu úhlu decentrace při použití různých metod (pacientka č. 4 OL a pacient č. 6 OL) byl zjištěn obdobný problém.

V případě vzdálenosti decentrace d jsou výsledky získané pomocí 3-D rekonstrukce systematicky podhodnocené v porovnání s iTrace i manuálním měřením. Pro kvalitní 3-D rekonstrukci předního segmentu oka jsou kritická kvalitní vstupní data. Bohužel z Pentacamu není uživatelsky možné získat obrazy v ideální kvalitě, což platí především pro náhled oka, kde je rozlišení velmi nízké.

Pro potřeby této práce bylo také zanedbáno geometrické zobrazení obrazu vyplývající z podstaty Scheimpflugova snímání. Z Pentacamu je možné získat obrazy z řezů s mřížkou bodů s krokem 1 mm. Jedním z cílů do budoucna je tedy úprava algoritmů 3-D rekonstrukce tak, aby dokázaly s touto mřížkou pracovat.

Dalším zjednodušením pro potřeby této práce bylo prokládání zadní strany čočky pomocí kulové plochy. Přesnější by bylo použití dvoudílného rotačního hyperboloidu, který odpovídá použité geometrii čočky WIOL-CF. Ideálními vstupními daty do 3-D rekonstrukce by pak byly skutečné geometrické parametry každé vyhodnocované čočky, které by mohl dodat výrobce.

9 Závěr

Tato práce se zabývala vyhodnocením polohy nitrooční čočky WIOL-CF po operaci katarakty a jejím vlivem na kvalitu zrakové ostrosti.

Do výzkumu bylo zahrnuto 7 pacientů, 4 ženy a 3 muži. Celkem bylo posuzováno 14 očí s implantovanou nitrooční čočkou WIOL-CF. Poloha IOL byla vyhodnocována na základě výsledků vycházejících z 3-D rekonstrukce předního segmentu oka, manuálního měření na Scheimpflugových obrazech a porovnání s výsledky měření z přístroje iTrace. Zraková ostrost byla vyjádřena prostřednictvím defokusační křivky. Metodika 3-D rekonstrukce předního segmentu oka byla vytvořena v softwaru MATLAB.

Z metodiky založené na 3-D rekonstrukci předního segmentu oka bylo zjištěno průměrné sklopení implantátu o $1,6^\circ$ a průměrná decentrace o 0,37 mm. Z metodiky založené na manuálním měření na Scheimpflugových obrazech dle 3-D modelu bylo zjištěna průměrná decentrace o 0,86 mm. Bylo zjištěno, že decentrace zjištěná pomocí 3-D rekonstrukce je systematicky podhodnocená. V rámci diskuze výsledků byly navrženy možnosti úpravy algoritmů 3-D rekonstrukce, především započítání geometrického zkreslení a prokládání zadní strany čočky WIOL-CF rotačním hyperboloidem.

Decentrace zóny s nejnižší hodnotou celkových aberací vyšších řádů byla průměrně o 0,82 mm. Průměrná decentrace dle manuálního měření v ose odpovídající měření iTrace byla o 0,83 mm, výsledky obou metod si navzájem odpovídají.

Vzhledem k malému počtu pacientů zahrnutých do této práce, bylo by vhodné v rámci dalšího výzkumu počet pacientů rozšířit.

Seznam použité literatury

- [1] ATCHISON, D., SMITH, G. Axes of the eye. In: ATCHISON, D., SMITH, G. *Optics of the human eye*. 1st ed. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2000, s. 30-38. ISBN 978-075-0637-756.
- [2] BENJAMIN, W. J., BORISH, I. M. Corneal Topography. In: BENJAMIN, W. J., BORISH, I. M. *Borish's clinical refraction*. 2nd ed. St. Louis Mo.: Butterworth Heinemann/Elsevier, 2006, s. 649-685. ISBN 07-506-7524-1.
- [3] KUCHYNKA, Pavel. *Oční lékařství*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5079-8.
- [4] KOHAROVÁ, M., et al. The importance of angle kappa evaluation for implantation of diffractive multifocal intra-ocular lenses using pseudophakic eye model. *Acta ophthalmologica*, 2015, vol. 93, p. 123–128
- [5] HEDBÁVNÁ, Eliška, Jiří CENDELÍN a Jiří NOVÁK. *Souborný katalog Akademie věd ČR*. 2016, 61(2). ISSN 0447-6441.
- [6] HLOŽÁNEK, M., BRŮNOVÁ, B. *Přístrojová technika v oftalmologii*. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, 2006. ISBN 80-902160-9-9.
- [7] JONES, L, VEYS, J, BERTRAND, P. Slitlamp biomicroscopy — how to expand your routine. *Optician*, 1996 Part one 5542 211: 19-22; part two 5545 211: 16-19; part three 5550 211: 30-32
- [8] FERCHER, A. F.; DREXLER, W. HITZENBERGER, C. K.; LASSER, T.: *Optical coherence tomography – principles and applications* [online]. Reports on Progress in Physics, č. 66, 2003: s. 239–303, [cit. 2013-12-09]. Dostupné z: http://light.ece.illinois.edu/ECE280/OCT_review.pdf.
- [9] FUJIMOTO, J. G.; PITRIS, C.; BOPPART, S. A.; BREZINSKI, M. E.: *Optical Coherence Tomography: An Emerging Technology for Biomedical Imaging and Optical Biopsy* [online]. Neoplasia, č. 2(1–2), 2000: s. 9–25, [cit. 2013-12-09]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1531864/>
- [10] KUCHYNKA, Pavel. *Oční lékařství*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1163-8
- [11] CHANG, D. Centering IOLs Using Purkinje Images. [online]. 2011 [cited 11-01-17]. Available from <http://crstoday.com/articles/2011-jun/focus-on-advanced-iol-issues-centering-iols-using-purkinje-images/>.
- [12] VEEN, V. Simplified system of Purkinje image photography for phakometry. *American journal of optometry and physiological optics*, 1988, vol. 65, no. 11, p. 905–908.

- [13] CHANG, D. Centering IOLs Using Purkinje Images. [online]. 2011 [cited 2016-12-18]. Available from <http://crstoday.com/articles/2011-jun/focus-on-advanced-iol-issues-centering-iols-using-purkinje-images/>
- [14] JÓŹWIK, A., et al. Analysis of Purkinje images as an effective method for estimation of intraocular lens implant location in the eyeball. *Optik - International Journal for Light and Electron Optics*, 2014, vol. 125, no. 20, p. 6021–6025.
- [15] KRÁSNÝ, J. Sanquis. <http://www.sanquis.cz/index2.php?linkID=pls138> (accessed Jan 17, 11).
- [16] YARBUS, A. L. Eye Movements and Vision. Plenum. New York. 1967, (str. 190-191)
- [17] CASTRO, A., ROSALES, P., MARCOS, S. *Tilt and decentration of intraocular lenses in vivo from Purkinje and Scheimpflug imaging* [online]. 2007. [cit. 2016-11-28]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17321392>
- [18] NISHI, Y., et al. Reproducibility of intraocular lens decentration and tilt measurement using a clinical Purkinje meter. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 2010, vol. 36, no. 9, p. 1529–1535
- [19] SINJAB, M., M. Step by Step Reading Pentacam Topography (Basic and case study Series). 1. Edice. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2010, 219 s. ISBN 978-818-4488-043.
- [20] Wikipedia. https://en.wikipedia.org/wiki/Scheimpflug_principle (accessed Jan 17, 11)
- [21] GOVINDARAJ, I. Quora. <https://www.quora.com/What-is-the-Pentacam-test> (accessed Jan 17, 13.).
- [22] Obrázek řezu nitrooční čočkou, staženo z Pentacamu v očním centru OFTA dne 11. 12. 2016 (vlastní zdroj)
- [23] ENGREN, A. Anterior chamber depth, intraocular lens position, and refractive outcomes after cataract surgery. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 2013, vol. 39, no. 4, p. 572–577
- [24] Zeiss. <https://www.zeiss.com/meditec/us/products/ophthalmology-optometry/cataract/diagnostics/optical-biometry/iolmaster-700.html> (accessed Jan 17, 11).
- [25] ERICKSON, P. Effects of intraocular lens position errors on postoperative refractive error. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 1990, vol. 16, no. 3, p. 305–311
- [26] MOSHIRFAR, M. Spherical Aberration of Intraocular Lenses. *Journal of Ophthalmic & Vision Research*, 2010, vol. 5, no. 4, p. 215–216.

- [27] BAUMEISTER, M., BÜHREN, J., et al. Tilt and decentration of spherical and aspheric intraocular lens - effect on high order aberrations. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2009, 35, 1006-1012
- [28] BONAQUE-GONZALES, S., BERNAL-MOLINA, P. et al. Amount of aspheric intraocular lens decentration that maintains the intraocular lens' optical advantages. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2015, 41, 1110-1111
- [29] POTVIN, R., KRAMER B.A., HARDTEN, D.R., BERDAHL, J.P. *Toric intraocular lens orientation and residual refractive astigmatism: an analysis* [online]. . [cit. 2016-12-02]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5036610/>
- [30] KIM, H. Visual Outcome and Stability of Hydrogel Full-Optics Accommodative Intraocular Lens. *Journal of the Korean Ophthalmological Society*, 2011, vol. 52, no. 12, p. 1448–1454.
- [31] webová stránka. *medicem*. [online]. 28.11.2016 [cit. 2016-11-28]. Dostupné z: <https://www.medicem.com/cs/wwd-cap-our-products>
- [32] KANG, T., KIM, CH. *Dislocation of polyfocal full-optics accommodative intraocular lens after neodymium-doped yttrium aluminum garnet capsulotomy in vitrectomized eye* [online]. 2013. [cit. 2016-11-28]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3959091/>
- [33] CRNEJ, A., et al. Impact of intraocular lens haptic design and orientation on decentration and tilt. [online]. 2011 [cited 2016-12-16]. Available from <http://lo.um.es/panel/secciones/noticias/adjuntos/237.pdf>
- [34] WERNER, F. Bi- and Multifocal Intraocular Lenses. *Journal of Emmetropia*, 2010, vol. 1, p. 36–45.
- [35] NAVANATY, M. A., et al. Anterior capsule cover and axial movement of intraocular lens. [online]. 2007 [cited 2016-12-16]. Available from <http://www.nature.com/eye/journal/v22/n8/full/6702817a.html>
- [36] ALE, J. Intraocular lens tilt and decentration: A concern for contemporary IOL designs. [online]. 2011 [cited 28-12-16]. Available from <https://www.researchgate.net/publication/51063162> Intraocular lens tilt and decentration a concern for contemporary IOL designs
- [37] DURAK, I., et al. Tilt and decentration after primary and secondary transsclerally sutured posterior chamber intraocular lens implantation. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 2001, vol. 27, no. 2, p. 227–232
- [38] CIONNI, Robert J., Guy M. KEZIRIAN a Scott M. MacRae MACRAE. Get to Know the Defocus Curve. *Cataract & Refractive Surgery TODAY* [online]. 10(11), 39-42 [cit. 2016-01-06]. Dostupné z: <http://crstoday.com/2010/11/feature-story-get-to-know-the-defocus-curve>
- [39] SPIRIT MEDICAL. Analyzátor zrakových funkcí iTrace [online]. [cit. 2017-05-16]. Dostupné z: <http://www.spiritmedical.cz/cs/ocni-chirurgie/refrakcni-chirurgie/specializovane-diagnosticke-pristroje/analyzator-zrakovych-funkci-itrace.html>

[40] WANG, Xiaogang, Jing DONG, Xiaoliang WANG, Qiang WU a Tiansen LI. IOL Tilt and Decentration Estimation from 3 Dimensional Reconstruction of OCT Image. PLoS ONE [online]. 2013-3-15, 8(3), e59109- [cit. 2017-05-17]. DOI: 10.1371/journal.pone.0059109. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0059109>

[41] ALE, JB. *Intraocular lens tilt and decentration: a concern for contemporary IOL designs* [online]. , 68-77 [cit. 2017-05-17]. DOI: 10.3126/nepjoph.v3i1.4281. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21505548>

Seznam symbolů a zkratek

IOL	nitrooční čočka
SD	směrodatná odchylka
OCT	optická koherenční tomografie
OP	pravé oko
OL	levé oko
PMMA	polymethylmethakrylát
P.O.	Purkyňovy obrázky
AL	axiální délka oka
R	zakřivení rohovky
AD	hloubka přední komory
UBM	ultrazvuková biomikroskopie
A_z, B_z, C_z, D_z	koeficienty obecné rovnice roviny zornice
A_c, B_c, C_c, D_c	koeficienty obecné rovnice roviny čočky
R_{cp}, R_{cz}	poloměr kulové plochy reprezentující přední, resp. zadní stranu čočky
x_{cp}, y_{cp}, z_{cp}	souřadnice středu kulové plochy reprezentující přední stranu čočky
x_{cz}, y_{cz}, z_{cz}	souřadnice středu kulové plochy reprezentující zadní stranu čočky
X_z, Y_z, Z_z	souřadnice středu zornice
X_c, Y_c, Z_c	souřadnice středu čočky
X_p, Y_p, Z_p	souřadnice bodu, který reprezentuje střed čočky v rovině zornice
Θ	úhel sevřený rovinou čočky a rovinou zornice [°]
d	decentrace čočky [mm]
δ	úhel decentrace (směr posunu v rovině xy) [°]

Seznam obrázků

Obrázek 1: Referenční osy oka [5]	3
Obrázek 2: A – umístění P1 před operací, B – lokalizace P1 během operace po implantaci jednoduké multifokální IOL, C – umístění P1 po operaci; dobře vycentrovaná čočka [12]	6
Obrázek 3: Purkyňovy obrázky v závislosti na poloze nitrooční čočky [5]	7
Obrázek 4: Decentrováná vícekusá čočka [18]	9
Obrázek 5: Princip Scheimpflugovy kamery [20]	10
Obrázek 6: Snímek z Pentacam - řez přirozenou čočkou [21]	11
Obrázek 7: Snímek z pentacam - řez IOL [22]	11
Obrázek 8: Obrázek 6: IOL Master 700 [24]	13
Obrázek 9: Posun P3 a P4 v důsledku sklopení čočky [5]	14
Obrázek 10: A = přední plocha čočky, B= hyperbolická strana dotýkající se zadní části kapsule, C = optický průměr 8.6-9.0 mm, D = středová tloušťka 1.1-1.4 mm [30]	17
Obrázek 11: Vícekusá a jednoduká IOL [34]	18
Obrázek 12: Defokusační křivka naměřená v rámci vyšetření pacienta č. 4 v očním centru Ofta	22
Obrázek 13: Scheimpflugův řez u pacienta č. 1 s nižším jasem (A) a zvýšeným jasem (B)	22
Obrázek 14: Manuální určení středu IOL, OP u pacientky č. 2	23
Obrázek 15: Wavefront mapa zobrazující aberace vyšších řádů, OL u pacientky č. 1	24
Obrázek 16: A – Zprůměrovaný náhled ze všech řezů jednoho oka s nalezením okrajem zornice, B – Náhled jednoho řezu s nalezenými body (okraje a střed zornice a referenční bod) a naznačenými osami x a y zvoleného souřadnicového systému	25
Obrázek 17: Řez s nižším jasem s nalezenými body – okraje duhovky a referenční bod. Na obrázku je naznačena osa z zvoleného souřadnicového systému	26
Obrázek 18: Řez se zvýšeným jasem s nalezenými body – okraje čočky	26
Obrázek 19: 3-D rekonstrukce předního segmentu oka – rovina zornice, přední strana čočky, zadní strana čočky, středy zornice a čočky	29
Obrázek 20: 3-D rekonstrukce předního segmentu oka – proložení zobrazené v řezu oka	29
Obrázek 21: Defokusační křivka pacientky č. 1	31
Obrázek 22: Wavefront mapa aberací vyšších řádů z iTrace u pacientky č. 1, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé	31
Obrázek 23: Scheimpflugův řez z Pentacam s manuálně vloženými měřítky v ose odpovídající posunu IOL podle 3-D modelu u pacientky č. 1, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé	31
Obrázek 24: Defokusační křivka pacientky č. 2	32
Obrázek 25: Wavefront mapa aberací vyšších řádů z iTrace u pacientky č. 2, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé	32
Obrázek 26: Scheimpflugův řez z Pentacam s manuálně vloženými měřítky v ose odpovídající posunu IOL podle 3-D modelu u pacientky č. 2, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé	32
Obrázek 27: Defokusační křivka pacientky č. 3	33

Obrázek 28: Wavefront mapa aberací vyšších řádů z iTrace u pacientky č. 3, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé	33
Obrázek 29: Scheimpflugův řez z Pentacamu s manuálně vloženými měřítky v ose odpovídající posunu IOL podle 3-D modelu u pacientky č. 3, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé	33
Obrázek 30: Defokusační křivka pacientky č. 4	34
Obrázek 31: Wavefront mapa aberací vyšších řádů z iTrace u pacientky č. 4, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé	34
Obrázek 32: Scheimpflugův řez z Pentacamu s manuálně vloženými měřítky v ose odpovídající posunu IOL podle 3-D modelu u pacientky č. 4, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé	34
Obrázek 33: Defokusační křivka pacienta č. 5	35
Obrázek 34: Wavefront mapa aberací vyšších řádů z iTrace u pacienta č. 5, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé	35
Obrázek 35: Scheimpflugův řez z Pentacamu s manuálně vloženými měřítky v ose odpovídající posunu IOL podle 3-D modelu u pacienta č. 5, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé	35
Obrázek 36: Defokusační křivka pacienta č. 6	36
Obrázek 37: Wavefront mapa aberací vyšších řádů z iTrace u pacienta č. 6, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé	36
Obrázek 38: Scheimpflugův řez z Pentacamu s manuálně vloženými měřítky v ose odpovídající posunu IOL podle 3-D modelu u pacienta č. 6, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé	36
Obrázek 39: Defokusační křivka pacienta č. 7	37
Obrázek 40: Wavefront mapa aberací vyšších řádů z iTrace u pacienta č. 7, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé	37
Obrázek 41: Scheimpflugův řez z Pentacamu s manuálně vloženými měřítky v ose odpovídající posunu IOL podle 3-D modelu u pacienta č. 7, vlevo (a) oko pravé, vpravo (b) oko levé	37
Obrázek 42: Proložené řezy pravého oka pacientky č. 1 A – úhel 245°, B – úhel 137°	42

Seznam tabulek

Tabulka 1: Přehled vlastností P.O. – Umístění P.O. za rohovkou, zvětšení a odrazivost [11].....	5
Tabulka 2: Přehled pacientů i implantovanou WIOL-CF.....	20
Tabulka 3: Souhrn výsledků decentrace WIOL-CF dle 3-D modelu	38
Tabulka 4: Souhrn výsledků decentrace WIOL-CF dle iTrace	38
Tabulka 5: Porovnání výsledků decentrace WIOL-CF dle 3-D modelu a iTrace.....	39
Tabulka 6: Úhel sklopení čočky, nejlepší zraková ostrost korigovaná sférickou čočkou	39