



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**  

---

**FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**  
**Katedra biomedicínské techniky**

**Stanovení angulární pozice torických intraokulárních čoček**

**Determining Angular Position of Toric Intraocular Lens**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Přístroje a metody pro biomedicínu

Vedoucí diplomové práce: doc. MUDr. Šárka Pítrová, CSc., FEBO

Konzultant diplomové práce: doc. Ing. Marie Pospíšilová, CSc.

**Bc. Martin Fůs**

---

**Kladno 2017**

Katedra přírodovědných oborů

Akademický rok: 2016/2017

## Z a d á n í   d i p l o m o v é   p r á c e

Student: **Bc. Martin Fůs**  
Studijní obor: Přístroje a metody pro biomedicínu  
Téma: **Stanovení angulární pozice torických intraokulárních čoček**  
Téma anglicky: Determining Angular Position of Toric Intraocular Lens

### Z á s a d y   p r o   v y p r a c o v á n í :

V rámci kataraktové chirurgie lze implantací vhodné nitrooční čočky docílit optimální pooperační zrakové ostrosti. U skupiny pacientů s rohovkovým astigmatismem je nezbytná implantace torické nitrooční čočky (TIOČ), která vyžaduje precizní umístění v korekční ose. Možnost real-time kontroly implantační osy nabízí technologie virtuálního navigačního systému. Cílem práce je vytvoření návrhu pooperační diagnostiky aktuální úhlové polohy TIOČ s využitím navigačního systému.

- 1) Student ve své práci uvede principy technologie virtuální navigace při operaci katarakty.
- 2) Využitím Referenčního modulu systému VERION bude vytvářet předoperačním vyšetřením operační plán pro virtuální navigaci osy implantace TIOČ. Navigaci bude ve spolupráci s operátorem realizovat přímo v průběhu procesu chirurgie katarakty.
- 3) Primárním cílem práce je vytvoření vlastního návrhu systému (včetně metodiky) pro pooperační stanovení angulární pozice za využití potenciálu Referenčního modulu, respektive pooperačních snímků.
- 4) Student vyhodnotí validitu navrhovaného systému pro klinickou praxi a jeho prostřednictvím provede studii vyhodnocující aktuální polohu TIOČ u pacientů operovaných za asistence navigačního systému.

### Seznam odborné literatury:

- [1] HENDERSON, Bonnie An a James P GILLS, A complete surgical guide for correcting astigmatism: an ophthalmic manifesto, ed. 2, Thorofare, NJ: SLACK Inc., 2011, ISBN 15-564-2935-5  
[2] Oční lékařství, Kuchyňka, P. a kol., ed. 1, Grada Publishing, 2007, 768 s., ISBN 978-80-247-1163-8  
[3] VERION Measurment Module & VERION Elevation Table, VERION Reference Unit, Alcon a Novartis company, ročník 2014, číslo User Manual - Software version 2.5

Vedoucí: Doc. MUDr. Šárka Pitrová, CSc.

Zadání platné do: 20.08.2018

.....  
vedoucí katedry / pracoviště

.....  
děkan

V Kladně dne 05.01.2017

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem „Stanovení angulární pozice torických intraokulárních čoček“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k diplomové 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 19. 5. 2017

.....

Bc. Martin Fůs

## **PODĚKOVÁNÍ**

Rád bych poděkoval doc. MUDr. Šárce Pitrové za neobvyklou ochotu a vstřícnost při tvorbě diplomové práce, dále pak doc. MUDr. Janu Leštákovi a celému očnímu oddělení Kliniky JL za spolupráci a možnost realizace cílů diplomové práce. Poděkování náleží též doc. Ing. Marii Pospíšilové za vstřícnost při konzultacích.

## **ABSTRAKT**

**Název práce:** Stanovení angulární pozice torických intraokulárních čoček

Cílem diplomové práce bylo vytvořit návrh (včetně metodiky) pro pooperační stanovení aktuální úhlové polohy torické intraokulární čočky (TIOL) s využitím navigačního systému VERION. K dosažení daného cíle byl vypracován vlastní systém, který pro zjištění aktuální pooperační polohy TIOL využívá snímky pořízené referenčním modulem systému VERION. Všechny snímky byly získány na základě vlastní metodiky. Navržený systém splňuje všechny předem definované požadavky a jeho validita byla ověřena komparací s alternativními technikami i hodnocením faktoru subjektivity. Realizovaná analýza reziduálního astigmatismu u sledovaného souboru vyloučila axiální délku oka i velikost kapsuly jako faktory ovlivňující krátkodobou rotační stabilitu TIOL. Byla potvrzena vyšší četnost rotace TIOČ v preferovaném směru. Absolutní průměrná detekovaná rotace modelu SN6ATx dosáhla hodnoty  $3,96^\circ$ . Velikost reziduálního astigmatismu v důsledku pooperační rotace u celkového počtu 82,98 % operovaných očí byla maximálně 0,50 D. Výborné výsledky byly potvrzeny i četností optimální pooperační zrakové ostrosti do dálky, které bylo dosaženo bez použití další korekce celkem u 89,36 % očí.

Vzhledem k povaze výsledných hodnot úhlové polohy (a jejich maximálnímu rozdílu  $2^\circ$  vůči konvenčním subjektivním metodám) lze navržený systém považovat za využitelný v klinické praxi. Jeho uplatnění by mohlo spočívat především jako předloha pro rozšíření portfolia navigačního systému o diagnostiku úhlové polohy TIOL.

### **Klíčová slova**

Rotační stabilita torických intraokulárních čoček, virtuální navigační systém, reziduální astigmatismus

## **ABSTRACT**

**The title of the Thesis:** Determining Angular Position of Toric Intraocular Lens

The goal of diploma thesis was creating a proposal (including methodics) for postoperative evaluation of an actual angular position of toric intraocular lenses (TIOL), using a image guided system VERION. To achieve this goal has been customized own proposal of the system, which uses images created by a reference unit of the VERION for determining the postoperative angular position of the TIOL. All images were created by own methodics. The proposed system completes all pre-defined requirements and its validity has been verified by comparison with alternative techniques and evaluation of factor of subjectivity. The realized analysis of residual astigmatism in a monitored group excluded axial length of eye and size of capsule like a factors influencing the short-term rotation stability of the TIOL. The higher counts of rotation TIOL in preferred direction has been confirmed. Absolute average of detected rotation of a SN6ATx model reached value  $3,96^\circ$ . The value of residual astigmatism due to postoperative rotation was the most 0,50 D in 82,98 % of operated eyes. The excellent results were also confirmed by counts of optimal postoperative acuity, which was achieved without using any other correction in 89,36 % of eyes.

Due to characteristics of the resulting angular position (and their maximum difference  $2^\circ$  to conventional subjective methods) can be the proposed system considered as usable in clinical practice. Its application could be consists especially as a template to improve virtual navigation system by diagnostics of angular position of TIOL.

### **Keywords**

Rotation stability of toric intraocular lenses, image guided system, residual astigmatism

# Obsah

<b>Seznam symbolů a zkratk</b> .....	<b>3</b>
<b>Seznam obrázků a tabulek</b> .....	<b>4</b>
<b>1 Úvod</b> .....	<b>6</b>
1.1 Cíle práce .....	8
<b>2 Katarakta a korekce astigmatismu TIOL</b> .....	<b>9</b>
2.1.1 Faktory způsobující rotaci TIOL .....	11
2.1.2 Stabilizační mechanismy TIOL .....	12
2.1.3 Charakteristika modelu TIOL SN6ATx .....	16
2.2 Principy předoperační diagnostiky oka.....	18
2.2.1 Vybrané metody kalkulace optické mohutnosti IOL.....	22
2.3 Konvenční metody stanovení pooperační polohy TIOL.....	24
2.3.1 Aplikace Goniotrans .....	26
2.3.2 Optický biomikroskop a Smartphone .....	26
2.3.3 Adobe Photoshop.....	27
2.4 Analýza astigmatismu .....	29
2.4.1 Metodika dle Alpinse.....	29
2.4.2 Metodika a analýzy residuálního astigmatismu dle Y. Yae and T. Kubota.....	32
<b>3 Výsledky práce</b> .....	<b>34</b>
3.1 Princip virtuální navigace systému VERION .....	35
3.1.1 Referenční jednotka .....	36
3.1.2 Digitální značkovací a integrovaný displej.....	38
3.2 Metodika chirurgie katarakty .....	39
3.2.1 Předoperační diagnostika.....	40
3.2.2 Technika chirurgického zákroku .....	40
3.3 Metodika pořízení snímků pro pooperační diagnostiku.....	42
3.4 Návrh systému pro pooperační diagnostiku.....	45
3.4.1 Detekce úhlové polohy SN6ATx.....	47

3.5	Validita navrhovaného systému .....	54
3.6	Pooperační analýza reziduálního astigmatismu .....	57
<b>4</b>	<b>Diskuse .....</b>	<b>65</b>
<b>5</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>70</b>
	<b>Seznam použité literatury .....</b>	<b>71</b>
	<b>Příloha A: Vztahy pro kalkulaci IOL/TIOL .....</b>	<b>76</b>
	<b>Příloha B: Operační plán – Vission Planner .....</b>	<b>79</b>
	<b>Příloha C: Náhled operačního plánu v DM.....</b>	<b>80</b>
	<b>Příloha D: Vstupní data pacientů.....</b>	<b>81</b>
	<b>Příloha E: Výsledky určení angulární polohy TIOL.....</b>	<b>82</b>
	<b>Příloha F: Výsledky stanovení vektoru decentrace.....</b>	<b>84</b>
	<b>Příloha G: Formulář pro tisk .....</b>	<b>86</b>
	<b>Příloha H: Obsah příloženého CD .....</b>	<b>87</b>



# Seznam symbolů a zkratek

## Seznam symbolů a zkratek

Zkratka/Symbol	Význam /Jednotka
2-HEMA	2-hydroxyethylmetakrylát
A	Astigmatismus
ACD	anterior chamber depth – hloubka přední komory
DV	Difference vector – vektor diference
DM	Digital Marker – digitální značkovací systém VERION
CI	Correction index – korekční index [-]
D	dioptrie – jednotka optické mohutnosti [D] respektive [m <sup>-1</sup> ]
ELP	Estimated Lens Position – odhadovaná poloha čočky
IOL	Intraocular Lens – intraokulární nitrooční čočka
IOS	Index of Success – index úspěšnosti zákroku
IR	Infra-Red – infračervené záření
LALs	light-adjustable silicon lenses – zářením přizpůsobitelné silikonové čočky
LED	Light-Emitting Diod – světlo emitující dioda
MID	Microscope Integrated Display – integrovaný displej mikroskopu (VERION)
PDF	Portable Document Format – přenosný formát dokumentu
PMMA	polymethylmetakrylát
PX	pixel – picture element
RTG	Rentgenové záření
RU	Reference Unit – referenční jednotka systému VERION
SIA	Surgically Induced Astigmatism – chirurgicky indukovaný astigmatismus
SRK/T	Sandersův-Retzlaffův-Kraffův teoretický vzorec
TIA	Target Induced Astigmatism – cíleně indukovaný astigmatismus
TIOL	Toric Intraocular Lens – torická intraokulární nitrooční čočka
UV	Ultra violet – ultrafialové záření
VP	Vision Planner – software systému VERION
WtW	White to White – odhadovaná velikost limbu (bělima–bělima)

# Seznam obrázků a tabulek

## Seznam obrázků

Obrázek 1.1: Korneální astigmatismus.....	6
Obrázek 1.2: Simulace vlivu důsledku astigmatismu.....	7
Obrázek 2.1: Schéma variant implantační pozice IOL:.....	10
Obrázek 2.2: Mechanismus rotace TIOL s open loop designem. ....	13
Obrázek 2.3: Příklad modelů TIOL kategorie open loop haptic. ....	13
Obrázek 2.4: Variabilita mechanismu stabilizace čočky T-Flex.....	14
Obrázek 2.5: Closed loop design torických intraokulárních čoček.....	15
Obrázek 2.6: Modely Plate haptics toric IOLs. ....	15
Obrázek 2.7: Model TIOL SN6ATx.....	16
Obrázek 2.8: Obecný princip měření keratometrie. ....	19
Obrázek 2.9: Akustická biometrie.....	20
Obrázek 2.10: Principiální schéma dvousvazkové nízkokoherentní optické biometrie.....	21
Obrázek 2.11: Základní schéma optického biomikroskopu. ....	24
Obrázek 2.12: Stupnice definující rotaci optického řezu biomikroskopu Haag-Streit.....	25
Obrázek 2.13: Přídavný okulár s gravitační kuličkou.....	25
Obrázek 2.14: Aplikace Goniotrans.....	26
Obrázek 2.15: Použití smartphonu iPhone 5S pro detekci úhlové polohy. ....	27
Obrázek 2.16: Určení polohy dle Shah.....	28
Obrázek 2.17: Metodika detekce IOL/TIOL dle Beckera. ....	28
Obrázek 2.18: Vektory vystupující v analýze dle Alpinse.....	30
Obrázek 3.1: Komponenty systému VERION.....	35
Obrázek 3.2: Reference unit.....	36
Obrázek 3.3: Úspěšné provedení předoperační diagnostiky pomocí RU.....	37
Obrázek 3.4: Registrace a komparace snímků v DM. ....	38
Obrázek 3.5: Režimy vizualizace operačního plánu. ....	39
Obrázek 3.6: Realizace virtuální navigace. ....	42
Obrázek 3.7: Vlastní snímek oka pacienta s implantovanou TIOL.....	43
Obrázek 3.8: Schéma mechanismu kontroly horizontální polohy hlavy pacienta.. ....	44
Obrázek 3.9: Schéma struktury formulářů navrhovaného systému.....	45
Obrázek 3.10: Úvodní formulář – rozcestník.....	46

Obrázek 3.11: Vzhled prohlížeče parametrů a designu jednotlivých TIOL.....	46
Obrázek 3.12: Ukázka designu a formulářů. ....	47
Obrázek 3.13: Grafické ověření polohy centračních bodů SN6ATx.....	48
Obrázek 3.14: Tvorba grafického modelu.....	49
Obrázek 3.15: Ověření grafického modelu na vlastním snímku. ....	49
Obrázek 3.16: Úvodní formulář systému pro identifikaci pacienta.....	50
Obrázek 3.17: Správná volba hodnoty jasu pro prahování.....	51
Obrázek 3.18: Určení průměru a středu rotace TIOL.....	52
Obrázek 3.19: Detekce optimální shody haptik– detail oblasti haptiky. ....	52
Obrázek 3.20: Finální vizualizace detekce.....	53
Obrázek 3.21: Finální vizualizace decentrace.....	53
Obrázek 3.22: Výstupní formulář pooperační diagnostiky s možností tisku nebo uložení. ....	54
Obrázek 3.23: Výsledky komparace digitálního snímku.....	54
Obrázek 3.24: Snímky zvolené pro testování subjektivního faktoru detekce.. ....	56

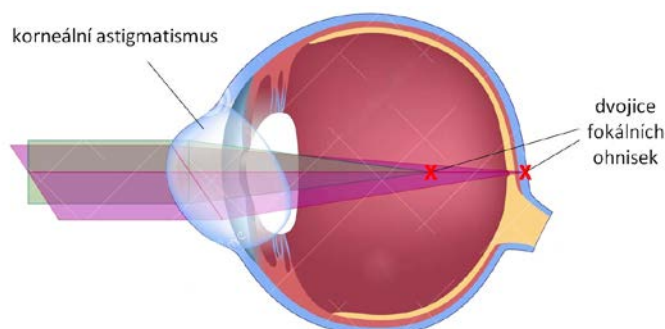
## Seznam tabulek

Tabulka 2.1: Parametry modelů TIOL řady SN6ATx.....	17
Tabulka 2.2: Komparace výsledků rotační stability jednotlivých studií. ....	18
Tabulka 2.3: Doporučené vztahy kalkulace IOL v závislosti na axiální délce oka.....	22
Tabulka 2.8: Kalkulace reziduálního astigmatismu dle Y. Yae a T. Kubota.....	33
Tabulka 3.1: Základní schéma medikamentózní přípravy a léčby operovaného oka.....	41
Tabulka 3.2: Specifikace základních parametrů chirurgie katarakty.....	42
Tabulka 3.3: Výsledky komparace měření s měřením digitálních snímků. ....	55
Tabulka 3.4: Výsledné hodnoty testů subjektivity a opakovatelnosti. ....	56
Tabulka 3.5: Demografická data souboru diagnostikovaných pacientů.....	57
Tabulka 3.6: Maximální povolená míra rotace pro reziduální astigmatismus. ....	61
Tabulka 3.7: Přehled výsledných parametrů analýzy.....	64
Tabulka 2.4: Proměnné pro soustavu vztahů (2.3) vzorce SRK/T.....	76
Tabulka 2.5: Proměnné v soustavě vztahů (2.4) pro vzorec Hoffer Q.....	77
Tabulka 2.6: Proměnné v soustavě vztahů (2.5) pro vzorec Haigis. ....	77
Tabulka 2.7: Proměnné v soustavě vztahů (2.6) pro vzorec Holladay 1. ....	78

# 1 Úvod

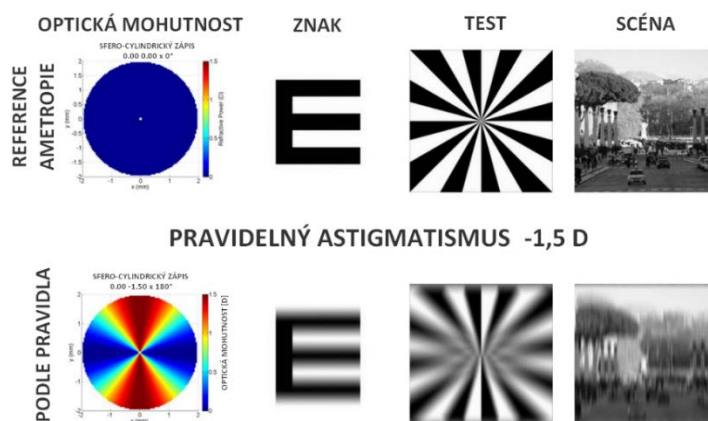
Technologie asistující při chirurgickém zákroku odstraňující kataraktu, neboli šedý zákal, dospěly na velmi vysokou úroveň. Paralelně s jejich rozvojem každoročně stoupá úspěšnost a množství operovaných očí. Prioritou je optimální pooperační zraková ostrost, která v podstatě udává míru úspěšnosti zákroku, byť je zcela subjektivní veličinou. Jelikož se po rohovce jedná o druhé opticky nejmohutnější refrakční prostředí, má operatér volbou optické mohutnosti nitrooční čočky (IOL – Intra Ocular Lens) možnost ovlivnit refrakční stav oka pro optimální zrakovou ostrost bez nutnosti použití další korekce. A to i dle potřeb pacienta, respektive zda bude upřednostněno vidění do dálky nebo do blízka.

Určitá skupina pacientů s diagnostikovanou kataraktou má ametropii zvanou rohovkový astigmatismus. Dle studie Hoffmanna<sup>[1]</sup> nalézáme průměrně astigmatismus o výši 1,50 D celkem u 16 % všech diagnostikovaných očí a u 8 % očí je s rohovkovým astigmatismem 2,00 D nebo vyšším. Astigmatismus je způsoben rotační asymetrií refrakčního prostředí, která zapříčiní vznik dvou obrazových ohnisek a defokusaci obrazu na sítnici (obrázek 1.1). Vzdálenost obou ohnisek je přímo úměrná rozdílu mohutností v daných meridiánech (označuje se jako fokální interval) a rozdíl optických mohutností definuje cylindrická hodnota zapisována v kladné nebo záporné formě. V případě lidského oka je výsledný astigmatismus kompozicí rohovkového, čočkového a retinálního astigmatismu. V klinické praxi se pro účely standardní kataraktové chirurgie hodnotí zejména vzájemná poloha hlavních meridiánů, respektive meridiány nejstrmějšího a nejploššího zakřivení rohovky. Jejich vzájemná úhlová poloha kategorizuje astigmatismus na pravidelný, kdy hlavní meridiány refrakčního prostředí jsou navzájem kolmé, a na nepravidelný, kdy hlavní meridiány svírají jiný než pravý úhel.



**Obrázek 1.1:** Korneální astigmatismus. Upraveno dle předlohy zdroje. [2]

Důsledkem nekorigovaného astigmatismu je neoptimální zraková ostrost do dálky (obrázek 1.2). Při vyšších hodnotách ovlivňuje i vizus do blízka. Projev nekorigovaného astigmatismu závisí na velikosti zornice, stavu akomodace, konkrétním zrakovém úkonu, vlivu dalších očních vad a aberací vyšších řádů. V některých případech je v rámci nižších hodnot astigmatismu zrakový systém schopen částečné, ale krátkodobé kompenzace. Ze snahy dlouhodobé kompenzace však vznikají astenopické potíže. Dle zmíněných faktů lze u nekorigovaného astigmatismu dedukovat funkční dopad na běžné každodenní činnosti. [3]



**Obrázek 1.2:** Simulace vlivu důsledku astigmatismu -1.5 D v rámci pravidelného astigmatismu. Upraveno a přeloženo dle předlohy zdroje. [3]

Kromě metod umožňujících změny zakřivení rohovky (pomocí korneálních či limbálních incizí) je standardně korekce pravidelného astigmatismu realizována metodou implantace torické nitrooční čočky (TIOL – Toric Intra Ocular Lens). Významnou roli zastává biometrie a keratometrie pro kalkulaci optimální mohutnosti implantované čočky a v případě korekce astigmatismu i volbu implantační osy. Totožnost osy implantační a plánované korekční osy TIOL je při správném výpočtu zásadním kritériem. Docílení plánované úhlové polohy čočky je znesnadněno několika faktory. Změnou polohy těla pacienta při uložení na operační lůžko dochází k cyklorotaci oka, jejíž míra je zcela individuální. Standardním řešením je předoperační značení implantační osy přímo na oko pacienta pomocí úhlového měřítka, kdy je na optickém biomikroskopu naznačena horizontální rovina a následně znázorněna plánovaná implantační osa. Manuální značení je však časově náročné a vyžaduje velmi dobrou spolupráci pacienta i zručnost a zkušenost operátora.

Pro standardizaci operačního zákroku a zejména pro spolehlivé určování polohy TIOL byl vyvinut obrazově řízený navigační systém VERION. Princip jeho využití spočívá ve vytvoření předoperačního snímku oka, který je následně porovnán s reálným obrazem

z operačního mikroskopu operátora. Se zohledněním cyklorotace bez faktorů a diskomfortu manuálního značení implantační osy i projekcí kritických kroků operačního plánu lze způsob virtuální navigace považovat za nejpreciznější způsob implantace TIOL v chirurgii katarakty.

Nedílnou součástí zákroku je však i pooperační diagnostika a sledování rotační stability implantovaných TIOL. Pokud reálná pooperační zraková ostrost neodpovídá operačnímu plánu, je nezbytné vyhodnotit příčinu. V případě očí s implantovanou TIOL může docházet i přes precizní způsob implantace a stabilizační mechanismy čočky k pooperační rotaci a ke změně osy účinku cylindrické korekce. Požadavkem oftalmologa je možnost sofistikovaného vyhodnocení aktuální úhlové polohy čočky, díky kterému by byl schopen snadno potvrdit nebo vyloučit vliv a míru rotace TIOL vůči plánované implantační ose na pooperační zrakovou ostrost. V praxi je nejčastěji ke stanovení úhlové polohy čočky dle centračních bodů využito optického biomikroskopu. Případně je jeho prostřednictvím pořízen digitální záznam, který je analyzován v grafickém softwaru.

Diplomová práce je po úvodu členěna do následujících kapitol: **2. Chirurgie katarakty a korekce astigmatismu, 3. Výsledky práce** prezentující dosažené cíle práce, **4. Diskuse** a **5. Závěr**.

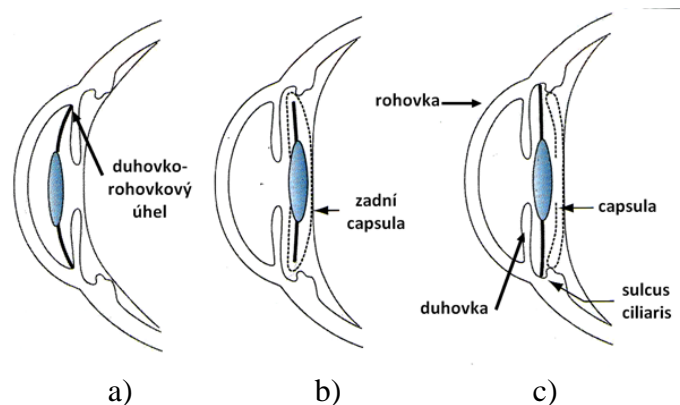
## **1.1 Cíle práce**

Dle zadání diplomové práce budou popsány principy předoperační diagnostiky a technologie virtuálního navigačního systému VERION. Jeho prostřednictvím bude autorem realizována předoperační diagnostika, kontrola operačního plánu i samotná virtuální navigace na operačním sále při chirurgii katarakty. Stěžejním cílem práce je zavedení vlastní metodiky vytvoření pooperačních snímků implantovaných TIOL za využití potenciálu komponent navigačního systému. Dále budou na základě těchto snímků ověřeny možnosti detekce angulární polohy TIOL a bude vytvořen návrh systému pro kompletní pooperační diagnostiku. Nezbytnou součástí bude vyhodnocení validity navrhovaného systému a to prostřednictvím komparace s alternativními konvenčními technikami i vyhodnocením faktoru subjektivity. Na základě získaných dat bude realizována analýza krátkodobé rotační stability TIOL a reziduálního astigmatismu, která se zaměří na potenciální faktory způsobující pooperační rotaci nitrooční čočky.

## 2 Katarakta a korekce astigmatismu TIOL

Jakékoliv zkalení oční čočky způsobující narušení její transparence a rozptyl procházejícího světla označujeme jako kataraktu. Multifaktoriální patogeneze narušení transparence čočky zahrnuje zejména procesy poruchy metabolismu glukózy, oxidační stres nebo vystavení oční čočky UV záření (patologický vliv má UV-B). Senilní kataraktu zapříčiňují faktory spojené s procesem stárnutí organismu (ztráta elasticity čočky, zvětšení objemu, změna indexu lomu) související se změnou části čočkových proteinů (krystalinů) na vysokomolekulární proteiny. Konkrétní kategorizaci senilní katarakty definuje oblast výskytu zákalu (nukleární, kortikální, zadní nebo přední subkapsulární). Katarakta traumatická vzniká při tupé kontuzi nebo naopak perforujícím poranění čočky. Ionizační záření, RTG, UV i IR záření může po překročení kritické dávky být příčinou vzniku radiační katarakty. Kromě farmak lze dále uvažovat i vznik katarakty jakožto sekundárního příznaku jiného očního onemocnění (glaukom nebo uveitida). Principem chirurgické terapie katarakty je náhrada vlastní oční čočky implantací nitrooční čočky arteficiální. [4, 5]

Intraokulární čočkou rozumíme čočku ze syntetického materiálu určenou k trvalému uložení do oka. Účelem implantace IOL o vhodné optické mohutnosti je kompenzace refrakčního deficitu vzniklého odstraněním čočky vlastní. Korekci sférické i cylindrické vady je tedy možno provést bez dalšího zásahu do struktury rohovky. IOL lze implantovat do tří očních segmentů. Lidské oko je obecně segmentováno na oblast prepupilární (předně-komorovou, prostor od přední plochy pupily respektive duhovky až k zadní ploše rohovky) a retropupilární (zadně-komorovou, zadní plocha duhovky a sklivcový prostor). Implantace IOL je možná v obou komorách. Čočky v prepupilární oblasti jsou ve své poloze udržovány haptikami v duhovko-rohovkovém úhlu nebo je lze fixovat přímo do trámčiny duhovky. V rámci technik implantace do retropupilární oblasti oka lze IOL umístit do čočkového pouzdra (kapsuly) nebo fixací do *sulcus ciliaris*. [6, 7, 8, 9]



**Obrázek 2.1:** Schéma variant implantační pozice IOL: a) prepupilární, b) retropupilární kapsulární, c) retropupilární fixace v sulcus ciliaris. Upraveno a přeloženo dle zdroje. [7]

Stěžejní indikací pro korekci astigmatismu je diagnostika pravidelného rohovkového astigmatismu s hodnotou dioptrického rozdílu hlavních meridiánů vyšší než 0,75 D nebo 1,00 D (dle dostupnosti korekčního cylindru jednotlivých modelů). V případě nepravidelného astigmatismu (například u keratokonu) docílíme s TIOL jen částečné korekce.

Kontraindikace pro implantaci IOL i TIOL jsou převážně relativní a se vztahují zejména ke stavu kapsulárního vaku a patologickým stavům znemožňující predikci výsledku korekce. Traumatická poškození zonulárních vláken závěsného aparátu nebo kapsulární pseudoexofilace by při implantaci představovaly vysoká rizika. IOL jsou dále nevhodné zejména pro pacienty s progresivní refrakční vadou nestabilního keratokonu nebo progresivní ektázií rohovky. Mezi další relativní kontraindikace řadíme neschopnost správné objektivní diagnostiky rohovkového astigmatismu a to zejména u pacientů, kteří podstoupili rohovkovou refrakční chirurgii nebo mají diagnostikován syndrom suchého oka způsobující změny přední plochy rohovky, nebo jsou uživateli tvrdých kontaktních čoček ovlivňujících zakřivení rohovky. [9]

Na implantátech IOL/TIOL obecně rozlišujeme optickou a haptickou část. Haptikou rozumíme veškerou neoptickou část plnící úlohu stabilizace. Základním parametrem optické části je optická mohutnost. Rozsahy optické mohutnosti jsou určovány jednotlivými modely a výrobci. U většiny čoček převládá moderní asférický design, čili tenčí okraj s nižším zakřivením než v centru. Důvodem preference těchto designů je jejich schopnost korekce pozitivní sférické aberace vytvářené vlastní rohovkou. Aberace obecně snižuje kontrastní citlivost a vytváří optické fenomény mající negativní vliv na zrakovou ostrost. Pro TIOL jsou v optické části navíc vytvořeny centrační značky, které určují osu korekce, respektive osu cylindru. Značky nalézáme nejčastěji v podobě protilehlých linií nebo bodů. [6, 8, 10]



Samozřejmostí pro materiály určené k výrobě IOL jsou vlastnosti jako takzvaná trvanlivá neantigenní a nekancerogenní biokompatibilita, filtrace UV záření a materiál o vysokém indexu lomu pro snížení tloušťky. Zároveň je však nutná transmitance i odolnost vůči záření Nd:YAG laseru, který je využíván zejména při léčbě sítnicových onemocnění. Materiál a design IOL také stanovuje takzvanou bezrozměrnou A-konstantu, která figuruje ve vzorcích pro výpočet optimálních optické mohutnosti implantátu pro docílení požadované refrakce oka. Prioritním materiálem pro IOL jsou polymery akrylátu a silikonu. Čočky z neelastického polymethylmetakrylátu (PMMA) označujeme jako tvrdé neboli akrylátové. Mají sice výborné optické vlastnosti, ale jejich velmi nízká elasticita za běžné (operační) teploty nedovoluje implantaci incizemi rohovky menšími než je celkový průměr IOL. Tento nedostatek eliminujeme volbou čoček z měkkých polymerů. Pro měkké IOL jsou nejvýznamněji využívány různé modifikace kopolymeru 2-hydroxyethylmetakrylátu (2-HEMA) s metylmetakrylátem. Takovéto materiály s obsahem vody minimálně 20 % a vysokou elasticitou je možné složit a implantovat pomocí injektoru o šířce incize kolem 2 mm. Dalšími materiály pro IOL jsou silikonové polymery metylsiloxan, metyldifenylsiloxan a biosil. Jejich předností je vysoká biokompatibilita a elasticita. [8, 4, 11]

Zajímavou alternativou by mohlo být použití fotosenzitivních silikonových čoček (Light-Adjustable Silicon Lenses – nazývané LALs). Předpokládá se možnost postimplantačního přizpůsobení zakřivení povrchu IOL pomocí laserového záření. Základní myšlenkou je vytvoření čočky ze silikonové matrice a nanesením dalších silikonových makromolekul. Termálním účinkem laserového záření by docházelo k polymerizaci makromolekul silikonu a následně k migraci nepolymerizovaných makromolekul do ozářené oblasti. Akumulace migrovaných nepolymerizovaných makromolekul by vyústila ve zvýšení optické mohutnosti dané oblasti a navození žádaného korekčního účinku. V případě nutnosti zvýšení optické mohutnosti čočky by byla ozářena její centrální část, v případě snížení by bylo záření cíleno do periferních částí. Analogickým způsobem by bylo možné měnit cylindrickou hodnotu korekce torických intraokulárních čoček, respektive upravovat jejich korekční osu. [8, 4, 11]

### **2.1.1 Faktory způsobující rotaci TIOL**

Rotační stabilita je při korekci astigmatismu pomocí TIOL kritickým parametrem. Vychýlení TIOL vůči korekční ose astigmatismu způsobuje vznik neplánovaného reziduálního astigmatismu a negativně ovlivňuje pooperační zrakovou ostrost pacienta. Za významný faktor způsobujících rotaci TIOL v kapsule je považována centrace a velikost kapsulorexe. Její průměr by neměl převýšit velikost optické části implantované čočky. Centrace TIOL i kapsulorexe

je prováděna dle vizuální osy, která je často aproximována středem zornice. Decentrování kapsulorexe může vytvářet aberace oka zhoršující pooperační zrakovou ostrost, nerovnoměrným napětím kapsuly decentrovat samotnou polohu TIOL a snížit tak účinnost stabilizačního mechanismu. Vhodným opatřením je standardizace centrace a průměru kapsulorexe. Lze jí docílit například za asistence femtosekundového laseru, kdy studie na prasečích očích prokázaly desetinásobně nižší odchylky průměru, nižší odchylky od ideálního kruhu a větší pevnost kapsulotomie (oproti manuálně provedené kapsulorhexi). Významným faktorem také zůstává nepoměr velikosti vlastní kapsuly vůči celkovému průměru TIOL. [10, 12, 13, 14]

Studie Grohlicha<sup>[29]</sup> neprokázala žádnou korelaci rotační stability s věkem pacientů ani mezi rotací TIOL na pravém a levém oku. Studie, kterou publikoval Zhu<sup>[15]</sup> se snažila nalézt vztah mezi rotací TIOL (konkrétně modelů SN6ATx) a předními kapsulárními opacifikacemi i axiální délkou oka. Analýza 75 očí probíhala klasifikací opacifikace kapsul do pěti definovaných stupňů (číslováno 0 až 4) a to jeden rok od realizace operačního zákroku. U pacientů s nízkými stupni kapsulárních opacifikací byla zaznamenána vyšší odchylka polohy čočky od implantační osy. Vyšší stupně opacifikace díky zvýšenému tření naopak rotační stabilitu zlepšují. Přímá úměra pak byla definována mezi mírou rotace TIOL a axiální délkou oka. Toto tvrzení však považujeme za diskutabilní, jelikož uváděný výsledný graf a jeho koeficient spolehlivosti odpovídá spíše žádné nebo velmi nízké vzájemné závislosti. [15, 16]

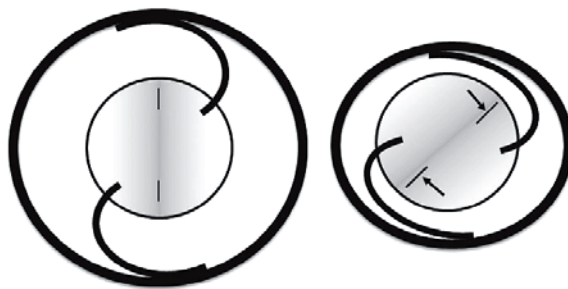
### **2.1.2 Stabilizační mechanismy TIOL**

Hlavním principem stabilizace je maximalizace adheze implantátu ke kapsulárnímu vaku. Design čočky tak musí zohledňovat rozsáhlé pole individuálních velikostí kapsulárního vaku. Empiricky osvědčený odhad průměru kapsuly je prováděn na základě průměru limbu rohovky, tzv.: „white to white diameter“ (WtW). Tento odhad znesnadňuje změna velikosti kapsulárního vaku po fakoemulzifikaci. Vzniklý nepoměr velikosti čočky a kapsuly by mohl zapříčinit narušení nebo rupturu vaku, v opačném případě absolutní rotační nestabilitu čočky. Design jednotlivých IOL a TIOL kategorizujeme do tří skupin: Plate haptic, Open loop haptic a Closed loop haptic. Zmíněné názvy designu jsou odvozeny na základě modifikace tvaru haptických částí. [10, 11, 14]

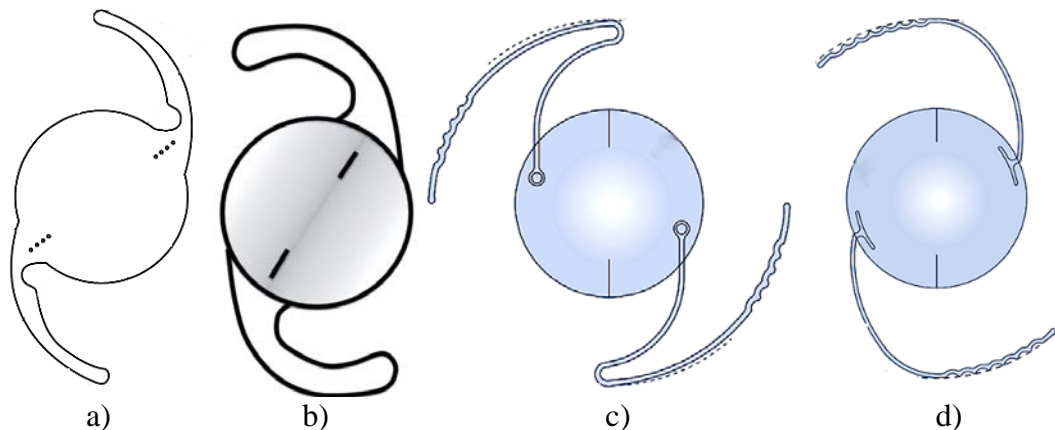
#### **Open loop haptic TIOL**

Modely intraokulární čočky s Open loop (v překladu: s otevřenou smyčkou) haptikami vycházejí z předpokladu, že jejich dlouhé pružné haptiky budou stabilitu zaručovat díky

těsnému kontaktu s kapsulárním vakem i přes jeho odlišnou velikost nebo eliptický tvar. Design je konvenčně situován tak, aby haptiky vycházely z optické části čočky a jejich konce směřovaly do protisměru hodinových ručiček. Negativem tohoto designu je (zejména v případě kapsuly velmi malého průměru) náchylnost na kompresi kapsulárního vaku způsobující náklon nebo deformaci čočky v sagitální nebo frontální rovině, čímž je též ovlivněn vlastní korekční účinek. Při kompresi vaku v průběhu implantace (například aplikací viskoelastického materiálu) nebo pooperačně má čočka tendenci rotovat po směru hodinových ručiček (princip naznačen obrázkem 2.2). Při samotném polohování čočky v průběhu implantace je tedy nezbytné tento faktor vždy zohlednit. Příklady modelů TIOL této kategorii jsou uvedeny na obrázku 2.3. [10, 14, 17]



**Obrázek 2.2:** Mechanismus rotace TIOL s open loop designem po kompresi kapsulárního vaku. [14]



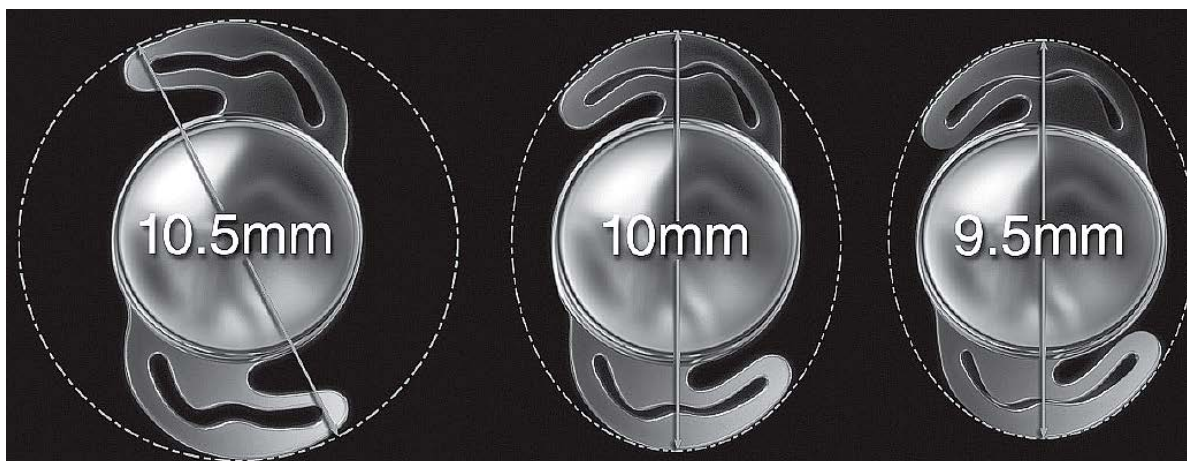
**Obrázek 2.3:** Příklad modelů TIOL kategorie open loop haptic. Obrázek a) TECNIS Toric, b) TORICA-aA/aAY, c) TORICA-s, d) TORICA-sS. Upraveno dle předlohy zdroje. [14, 18, 19]

TIOL řady *Torica-s/sS* se vyznačují specifickým tvarem haptik, které jsou konstruovány s cílem zaručení vyššího tření. Haptiky jsou tvořeny vysokomolekulárním polymethylmetakrylátem (PMMA) ve variantách označených jako *Z-loop* pro kapsulární implantaci a *C-loop* pro fixaci do sulku ciliárního tělesa. Čočky jsou prezentovány jako tříkusové, haptiky vykazují výbornou

rotační stabilitu, ale při polohování čočky je zvýšené riziko poškození kapsulárního vaku. Při jejich implantaci je tedy nezbytné haptiky nejprve stlačit směrem k optické části a uvolnit je teprve po umístění TIOL do optimální pozice. [17, 18]

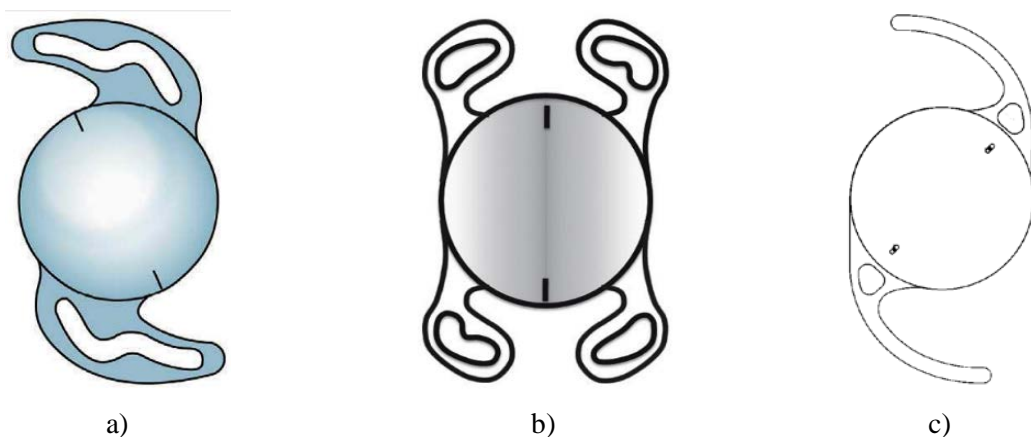
### Closed loop haptic TIOL

Variantu čoček s closed loop designem (uzavřená smyčka) charakterizují dvojité haptiky (příklady na obrázku 2.5). Jejich účelem je odolávat kompresi kapsulárního vaku nebo se přizpůsobit vaku o nižším průměru než je vlastní velikostí TIOL. Možnost deformace části dvojité haptiky zvyšuje rotační stabilitu. Princip deformace haptiky modelu *T-flex* je prezentován obrázkem 2.4. [10, 14, 20]



**Obrázek 2.4:** Variabilita mechanismu stabilizace čočky T-Flex pro odlišné velikosti kapsulárního vaku. Upraveno dle předlohy zdroje. [21]

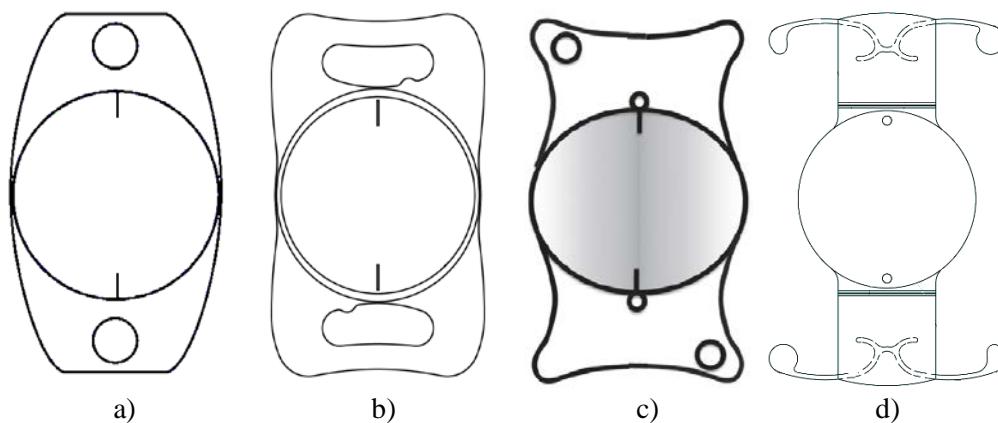
Jednokusová čočka *Akreos toric* je výjimečná čtveřicí haptik. Takzvaný čtyřbodový design má zaručit spolehlivou fixaci a centraci. Výjimečná je i zadní plocha čočky, jejímž účelem je předcházení tvorby zadního kapsulárního zakalení. Vystoupilý hranový okraj optické části (po jejím celém obvodu) zadní plochy je v přímém kontaktu se zadní částí kapsuly a vytváří tak mechanickou bariéru proti migraci epiteliálních buněk. To má za následek snížení rizik vzniku sekundární katarakty. Do této kategorie patří i model *enVista TORIC*. Stabilizaci zajišťují haptiky ve tvaru písmene „C“, kde absorpci kontrakčních sil je určen otvor v oblasti výstupu z optiky. [10, 14, 20]



**Obrázek 2.5:** Closed loop design torických intraokulárních čoček. Obrázek a) T-flex, b) Akreos toric, c) enVista TORIC. Upraveno dle předlohy zdroje. [10, 14, 20]

### Plate haptics TIOL

Funkcí Plate haptics designu, který dává čočce deskovitý tvar, je zajištění odolnosti TIOL vůči kompresi kapsuly, která je nucena se naopak přizpůsobit průměru TIOL. Vzhledem k symetričnosti deskového designu neexistuje preferovaný směr pooperační rotace, respektive při polohování TIOL je lze rotovat po i proti směru hodinových ručiček. Modely obsahují i takzvané polohovací otvory, které operatérovi usnadňují manipulaci při polohování a nastavení korekční osy. Design jednotlivých modelů je prezentován obrázkem 2.6.



**Obrázek 2.6:** Modely Plate haptics toric IOLs. Obrázek a) STAAR toric 4203TF, b) Lentis Tplus LU 313-T, c) AT TORBI 709M, d) Trulign Toric IOL. [14, 21, 22]

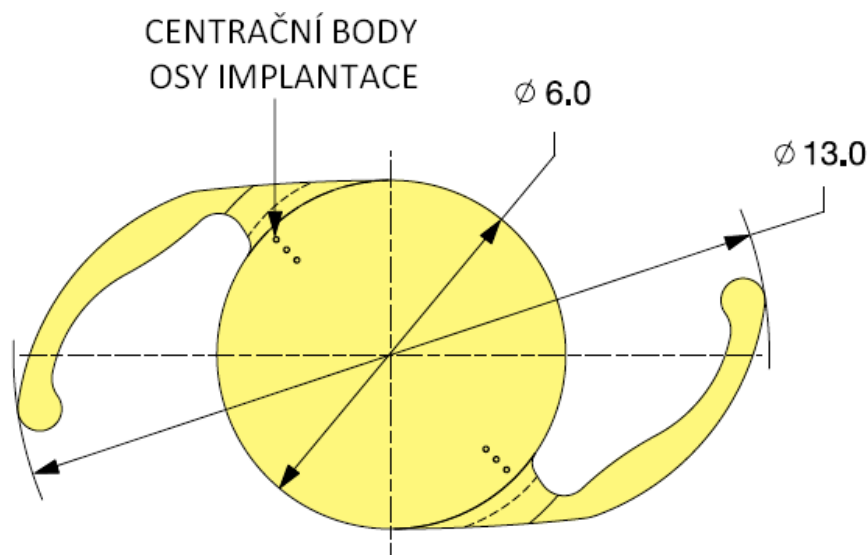
TIOL s názvem *STAAR toric 4203TF* byla dle literatury vůbec první komerčně dostupnou torickou nitrooční čočkou. První studie FDA (Food and Drug Administration) prokázala rotaci

o více než kritických  $10^\circ$  u 46 % případů implantace. Snahy kompenzace těchto vysokých hodnot vedly cestou zvětšování celkového průměru čočky pro lepší kontakt s kapsulárním vakem. [14]

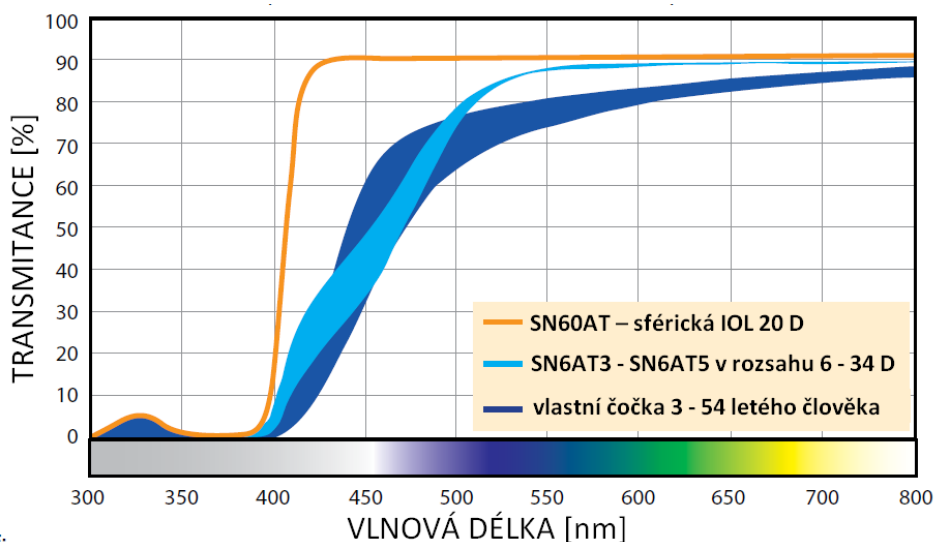
Diskutabilní je kategorizace *Trulign Toric IOL*, která má u větší části pružný deskový design, ale současně obsahuje i čtveřici haptik. Řadíme ji do kategorií akomodačních intraokulárních čoček, které využívají pooperační kontrakce kapsulárního vaku, umožňující změnou vlastního zakřivení čočky i vidění na střední vzdálenost a blízko. [22]

### 2.1.3 Charakteristika modelu TIOL SN6ATx

Modelovou řadu torických intraokulárních čoček SN6ATx (obrázek 2.7) kategorizujeme do jednodusových, akrylátových čoček se stabilizačním mechanismem Open loop haptics. Poslední písmeno „x“ v názvu modelu je nahrazováno číslicí, kódující toricitu zadní plochy čočky, respektive cylindrickou hodnotu korekce (viz tabulka 2.1). Modely obsahují UV absorbér pro redukci transmitance krátkovlnného záření viditelného spektra (transmitance uvedena grafem 2.1). Osa implantace je stanovena šesticí centračních bodů umístěných v optické části.



Obrázek 2.7: Model TIOL SN6ATx [23]

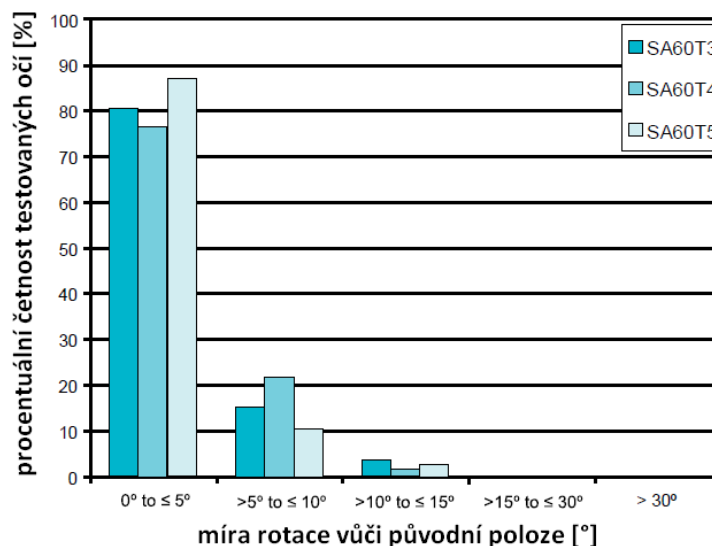


**Graf 2.1:** Porovnání spektrální transmittance UV-VIS spektra pro vlastní čočku, modely TIOL z řady SN6ATx a sférickou čočku SN60AT. Upraveno a přeloženo dle předlohy zdroje [23]

**Tabulka 2.1:** Parametry modelů TIOL řady SN6ATx. [23, 24]

OZNAČENÍ MODELU	HODNOTA KOREKČNÍHO CYLINDRU [D]		ROZSAH ASTIGMATISMU
	TIOL	V ROVINĚ ROHOVKY	ROHOVKY [D]
SN60T2	1,00	0,68	do 0,75
SN60T3	1,50	1,03	0,75–1,50
SN60T4	2,25	1,55	1,50–2,00
SN60T5	3,00	2,06	2,00–2,50
SN60T6	3,75	2,57	2,50–3,00
SN60T7	4,50	3,08	3,00–3,50
SN60T8	5,25	3,60	3,50–4,00
SN60T9	6,00	4,11	4,00 a více

Klinické studie prováděné výrobcem poukazují na spolehlivou rotační stabilitu pro testované modely SN60T3, T4 a T5. Výsledky byly stanoveny z pěti pooperačních měření angulární polohy TIOL a to v rozmezí 120 až 180 dní po operaci. Výsledné hodnoty znázorňuje graf 2.2 (obsahuje hodnoty pouze pro starší modely „neaférických“ torických čoček SN60ATx). Nejvyšší procentuální četnosti průměrné hodnoty rotace TIOL vůči původní angulární poloze (pro všechny zmíněné modely) bylo zaznamenáno v intervalu 0–5°. Maximální detekovaná hodnota rotace byla v intervalu 10° - 15°. Studie bohužel neuvádí přesný počet vyšetřených pacientů ani metodiku pooperačního vyšetření. [23]



**Graf 2.2:** Průměrná změna angulární polohy TIOL. Upraveno a přeloženo dle předlohy zdroje [23]

Analýzu rotační stability tohoto modelu provádělo i několik studií. Výsledky a detaily jednotlivých studií uvádíme tabulkou 2.2. Zjištěná krátkodobá stabilita nepřevyšuje rotaci o 4° vůči ose implantace. Dlouhodobá rotační stabilita se však u autorů významně liší.

**Tabulka 2.2:** Komparace výsledků rotační stability jednotlivých studií.

MÍRA ROTACE A SM. ODCH [°]	POOP. DIAGN. [MĚSÍCE]	POČET OČÍ	TECHNIKA ANALÝZY	ROK VYDÁNÍ	AUTOR STUDIE	CITACE STUDIE
3,50±1,90	4	53	OB + HS	2008	Bauer	25
3,63±3,11	1-3	30	OB + EP	2008	Mendicute	26
3,65±2,96	1	20	OB + Ps	2010	Mingo- Botin	27
3,20±2,80	3	67	OB	2011	Visser	28
4,92±4,10	12-36	41	neuveveno	2016	Grohlich	29
8,83±5,26	12	75	OB + Ps	2015	Zhu	15

OB = optický biomikroskop, HS = Haag-Streit, Ps = photoshop, EP= eyepeace

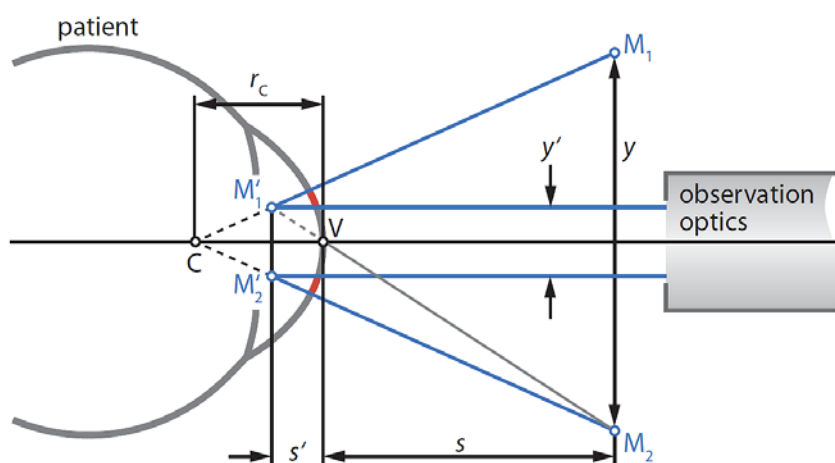
## 2.2 Principy předoperační diagnostiky oka

Pro kalkulaci optické mohutnosti IOL je nezbytné získat biometrická data operovaného oka. Škála vyšetřovaných parametrů se odvíjí dle metody kalkulace. Fakoemulzifikací obsahu kapsulárního vaku eliminujeme složku čočkového astigmatismu a nezbytnou zůstává kompenzace astigmatismu rohovkového (vliv retinálního astigmatismu neuvažujeme). Proto se předoperační diagnostika zaměřuje zejména na biometrii a keratometrii rohovky. Pro kalkulaci optické mohutnosti arteficiální IOL je nutné stanovení radiu a osy zakřivení nejstrmějšího a perpendikulárního meridiánu. Dle difference daných meridiánů je při tvorbě



operačního plánu vyhodnocena nezbytnost korekce pravidelného astigmatismu. Analyzována je nejčastěji pouze centrální část rohovky (obvykle o průměru 3–6 mm). [8, 30, 31]

Obecným funkčním principem keratometrů je využití reflexe minimálně dvou promítaných značek od přední plochy rohovky (obrázek 2.8). Kalkulace zakřivení je založena na aproximaci povrchu rohovky jakožto vypouklého zrcadla a použití zobrazovací rovnice. Poměr změny velikosti testových značek je roven poměru jejich obrazové a předmětové vzdálenosti. V zobrazovací rovnici pro vypuklé zrcadlo lze tedy ohniskovou vzdálenost aproximovat jako polovinu poloměru koule a po vyjádření neznámé obrazové vzdálenosti a jejího dosazení do vztahu (2.1) získáme vztah pro výpočet poloměru zakřivení rohovky. [30]



**Obrázek 2.8:** Obecný princip měření keratometrie. Zde  $M_1$  a  $M_2$  jsou testovací značky,  $M'_1$  a  $M'_2$  jsou jejich projekce v obrazovém prostoru,  $V$  značí vertex rohovky (čili vrchol a nejtěsnější oblast rohovky),  $y$  je původní známá vzdálenost testovacích značek,  $y'$  je detekovaná vzdálenost reflektovaných testových značek,  $r_c$  je výsledný poloměr zakřivení rohovky,  $C$  symbolizuje střed zakřivení,  $s$  značí předmětovou vzdálenost a  $s'$  obrazovou vzdálenost. Oblast měření radiu rohovky je znázorněna červeně. Převzato a upraveno dle zdroje. [30]

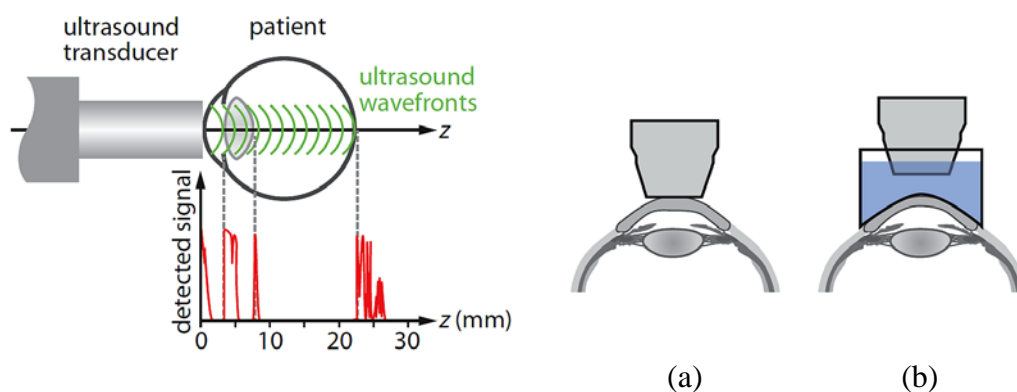
Základní vztahy pro kalkulaci zakřivení rohovky dle obecného principu keratometrie:

$$\begin{aligned} \frac{y'}{y} &= \frac{s'}{s}, \\ f' &= \frac{r_c}{2} \\ r_c &= \frac{2sy'}{y}, \end{aligned} \quad (2.1)$$

kde  $r_c$  je výsledný poloměr zakřivení rohovky,  $s$  značí předmětovou vzdálenost a  $s'$  obrazovou vzdálenost,  $y$  je původní známá vzdálenost testovacích značek,  $y'$  je detekovaná vzdálenost reflektovaných testových značek a  $f'$  je bod obrazového ohniska. [30]

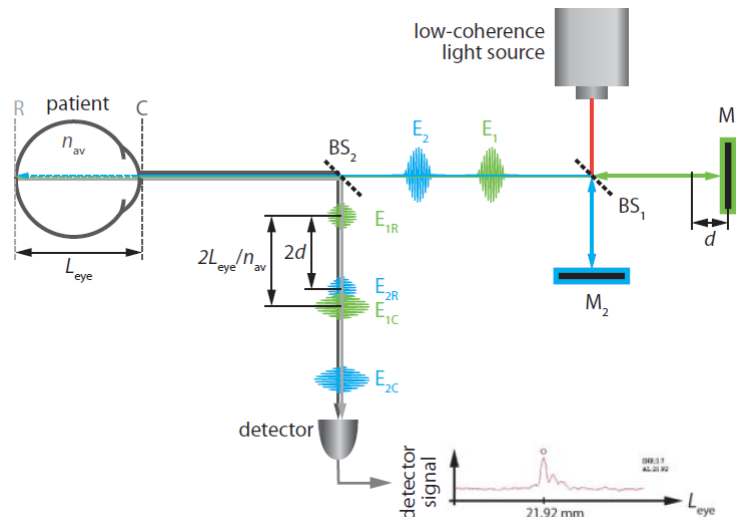
Významný vliv na přesnost měření keratometrů má samozřejmě dodržení konstantní předmětové vzdálenosti ( $s$ ) testovacích značek od vertexu rohovky. V současnosti jsou v běžné klinické praxi užívány optoelektronické keratometry, které namísto testových značek využívají LED (Light-Emitting Diode) vyzářujících v blízké IR oblasti. Diody jsou uspořádány v konstantní vzdálenosti od osy měřicí hlavy keratometru a nejčastěji do tvaru kruhu nebo vícero koncentrických kruhů. Každé dva páry protilehlých diod vymezují meridián měřeného zakřivení rohovky. Kompletní analýza zakřivení rohovky probíhá simultánně pro všechny meridiány v krátkém expozičním čase. Reflektované záření LED je zobrazeno na detektor a pomocí softwaru je kalkulována keratometrie rohovky. [30]

Axiální délka oka je definována jako velikost zrakové osy od apexu rohovky k sítnicové vrstvě fotoreceptorů ve fovee. Znalosti hloubky přední komory (Anterior Chamber Depth – ACD), čili vzdálenost mezi zadní plochou rohovky a přední plochou oční čočky (respektive její aproximace) využíváme u vzorců vyšší generace. Stále využívanou metodou vyšetření je akustická biometrie. Reflexí ultrazvukových vln (rozsah dle jednotlivých přístrojů 8–20 MHz) od akustických rozhraní očních tkání lze stanovit vzdálenosti jednotlivých rozhraní. Využívá se lineární způsob zobrazení echo-záznamů ve směru vysílaných akustických vln, respektive rozhraní identifikujeme na echografu jako amplitudové výchylky. Lze tak stanovit axiální délku oka i hloubku přední komory. Kromě klasické kontaktní metody vyšetření lze použít imerzního roztoku (obrázek 2.9). Ultrazvuková sonda nebo interface s imerzním olejem jsou v průběhu měření v přímém kontaktu s okem pacienta. To znamená značný diskomfort pro pacienta, přestože je použito lokální anestezie předního segmentu oka. Diskutabilní je reprodukovatelnost vyšetření a to zejména vzhledem k použití kontaktního tlaku vyšetřujícího, kterým deformuje rohovku a tímto tlakem snižuje hloubku přední komory i celkovou axiální délku. [8, 30]



**Obrázek 2.9:** Akustická biometrie, kontaktní (a) a imerzní metoda vyšetření (b), upraveno dle předlohy zdroje. [30]

Alternativním přístupem vyšetření axiální délky oka a ACD je metoda optické dvousvazkové nízko-koherentní interferometrie (obrázek 2.10). Zdrojem záření o vlnové délce 780 nm je nejčastěji laserová dioda s nízkou koherenční délkou přibližně 100–160  $\mu\text{m}$  (největší dráhový rozdíl, při kterém je záření schopno interference). Za využití principů Michelsonova interferometru je děličem svazku, statickým zrcátkem a posuvným zrcátkem modulována dvojice svazků s dráhovým rozdílem. Vzájemný posun svazků je roven vztahu odpovídá dráhovému rozdílu záření reflektovaných posuvným a statickým zrcátkem. Oba paprsky jsou za stálé pohledové fixace pacienta cíleny podél zrakové osy na sítnici. K reflexi záření dochází jednak na sítnici, ale i na přední ploše rohovky, která je využita jako referenční povrch. Záření je tedy reflektováno přes polopropustné zrcátko do detektoru. V případě vzniku konstruktivní interference je modulovaný dráhový rozdíl roven axiální délce oka. Identickým způsobem je možno stanovit hloubku přední komory, kde využíváme reflexi přední plochy vlastní čočky. [30]



**Obrázek 2.10:** Principiální schéma dvousvazkové nízko-koherentní optické biometrie. [30]

Předností optické biometrie je bezkontaktnost měření a stanovení axiální délky podél skutečné zrakové dráhy díky fixaci pohledové osy pacienta. Což významně zvyšuje přesnost kalkulace mohutnosti IOL. Zápornou vlastností optické biometrie je nemožnost provést vyšetření v případech netransparentní rohovky nebo čočky, kdy je záření silně absorbováno a z principu vyšetření není možné dosáhnout detekovatelné reflexe záření. Dále pak je nezbytné zohlednit fakt, že IR záření není reflektováno od *membrana limitans interna* (vnitřní limitující bazální membránou oddělující sítnici od sklivce), ale až retinálním pigmentovým epitelem. Korekce výsledné hodnoty vyšetření je učiněna na základě užití korekčních faktorů. [8, 30]

### 2.2.1 Vybrané metody kalkulace optické mohutnosti IOL

Metod kalkulace optimální mohutnosti IOL je značné množství. Existují už třetí a čtvrté generace a modifikace vzorců, jejichž cílem je zvýšení spolehlivosti docílení emetropie oka a optimalizace pro co nejširší pole pacientů. Přestože má každý operatér dle vlastních zkušeností preferovaný vzorec, je doporučeno volit vzorce odpovídající daným rozsahům axiálních délek oka (tabulka 2.3). K významnému snížení pooperační refrakční chyby IOL vedla individualizace výpočtu předpokládající pooperační polohu implantované IOL a to v závislosti na axiální délce oka, datech keratometrie i na výrobních parametrech IOL. Parametr je označován jako ELP (Estimated Lens Position) nebo je využíváno parametru ACD (Anterior Chamber Depth). V moderních vztazích je však nalézáme v podobě takzvané A-konstanty, která je stanovena výrobcem pro konkrétní modely čoček. Mezi nejfrekventovanější moderní teoretické vzorce řadíme SRK/T, Hoffer Q, Haigis, Holladay 1 a Holladay 2. [4, 32]

Narvaéz<sup>[33]</sup> provedl studii zahrnující celkem 643 operovaných očí, u nichž byly implantovány dvě odlišné IOL. Výsledkem studie byla komparace absolutní hodnoty difference aktuální a očekávané refrakční chyby, přičemž oči byly kategorizovány dle axiální délky a použitého vztahu pro kalkulaci. Studie prokázala, že prediktabilita vztahů (SRK/T, Hoffer Q, Holladay 1 a 2) se opravdu liší dle axiálních délek oka. Nicméně výsledná průměrná hodnota chyby se pro všechny testované vztahy (u obou testovaných IOL) lišila včetně směrodatné odchylky pouze maximálně o dvě setiny dioptrie. Závěrem bylo tvrzení, že žádný z testovaných vztahů nelze považovat za plošně nejpřesnější a nejspolehlivější. [33]

**Tabulka 2.3:** Doporučené vztahy kalkulace IOL v závislosti na axiální délce oka. [4]

AXIÁLNÍ DÉLKA OKA	ROZSAH [MM]	VHODNÝ VZTAH
krátká	20,00–21,99	Haigis, Holladay2, Hoffer Q
průměrná	22,00–25,99	Holladay 1, SRK/T, Hoffer Q
středně dlouhá	26,00–28,00	Holladay 2, SRK/T
dlouhá	28,00–30,00	Holladay 2, Holladay 1

Konkrétní podoba výpočetních vztahů optimální optické mohutnosti IOL/TIOL v závislosti na keratometrii a axiální délce je pro značnou rozsáhlost vztahů a jednotlivých proměnných prezentována přílohou A.

## **SRK/T**

Původní Sandersův-Retzlaffův-Kraffův vzorec (SRK) pro určení optické mohutnosti implantované nitrooční čočky pro emetropii má následující podobu (2.2): [32]

$$P = A - 2.5L - 0.9K, \quad (2.2)$$

kde  $P$  je výsledná optická mohutnost implantované nitrooční čočky,  $L$  je axiální délka [mm] a  $K$  odpovídá aritmetickému průměru optických mohutností hlavních meridiánů rohovky [D].

SRK II je modifikací původního SRK vztahu a spočívá v optimalizaci výpočtu pro různé axiální délky oka. Vztah nazvaný SRK/T (SRK/Theoretical) obsahuje optimalizaci pro předpokládanou hloubku komory a polohu čočky a adici průměrné tloušťky sítnice k axiální délce oka měřené akusticky. Komplexní výpočet optimální optické mohutnosti je prezentován v příloze A soustavou vztahů (2.3), kde identifikace jednotlivých proměnných je pro přehlednost prezentována tabulkou 2.4: [34]

## **Hoffer Q**

Vzorec Hoffer Q (7) je považován za statisticky nejpřesnější pro kalkulaci optické mohutnosti IOL u očí s axiální délkou nižší než 22 mm. Upravuje parametr ACD dle personalizované konstanty (pACD) a její spolehlivost u běžných axiálních délek oka je srovnatelná se vztahy SRK/T i s Holladay. Vztah obsahuje i korekční faktory pro rozdílné axiální délky a ACD. Jednotlivé proměnné soustavy vztahů (2.4) jsou prezentována tabulkou 2.5 (příloha A). [35]

## **Haigis formula**

Metoda kalkulace podle Haigise je doporučována zejména u očí s krátkou axiální délkou. Zahrnuje tři konstantní parametry ( $a_0, a_1, a_2$ ) zohledňující hloubku přední komory, axiální délku oka i A-konstantu. Pro zjednodušení jsou konstantní hodnoty ( $a_1 = 0,4; a_2 = 0,1$ ) do následujících vzorců již dosazeny. Soustava vztahů (2.5 – v příloze A) tak shrnuje metodiku kalkulace optické mohutnosti IOL dle Haigise, jednotlivé proměnné jsou uvedeny tabulkou 2.6. [4, 36]

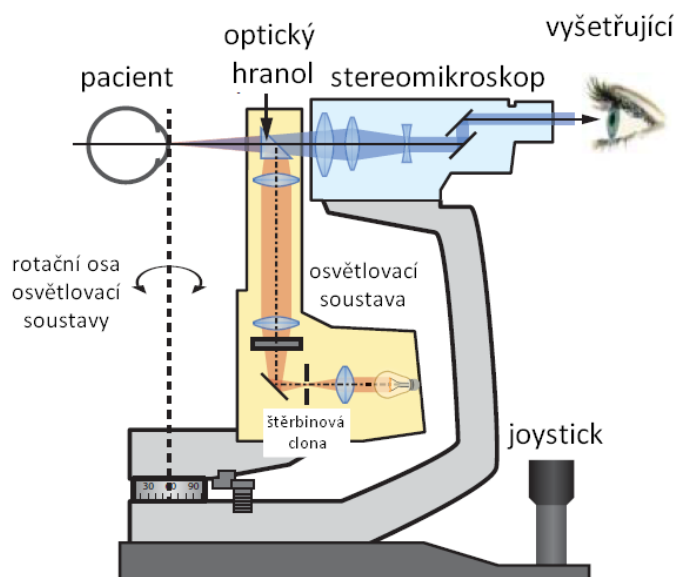
## **Holladay 1 a 2**

Holladay uvedl vztah zahrnující operační faktor  $SF$ , který lze stanovit dle A-konstanty. Soustava vztahů (2.6 – příloha A) je prezentována jako vzorec Holladay 1, přičemž jednotlivé proměnné jsou opět uvedeny tabulkou 2.7 (příloha A). Jeho modifikace ve formě vztahu Holladay 2 zahrnující navíc parametry jako průměr rohovky (měřeno systémem

white-to-white), tloušťku fakické čočky, pohlaví i věk pacienta nebyla bohužel nikdy veřejně publikována. [32, 37]

### 2.3 Konvenční metody stanovení pooperační polohy TIOL

Mezi nejflexibilnější a zároveň nejvyužívanější přístrojové vybavení v oftalmologii řadíme optický biomikroskop, lidově nazývaný štěrbinová lampa (obrázek 2.11). Využití nalézá zejména při vyšetření předního segmentu oka a s přídavnými optickými systémy i komorového úhlu (gonioskopie) a sítnicových struktur. Stěžejními částmi je stereomikroskop (zvětšovací soustava) a osvětlovací soustava, která obsahuje štěrbinovou clonu umožňující variabilní formování výstupního světelného svazku a také barevné filtry. Přídavné systémy pro video a fotodokumentaci zprostředkovávají nejsnazší cestu k pořízení obrazového záznamu pozorované oblasti oka. Při retroiluminaci v mydriáze lze vizualizovat a digitalizovat centrační body TIOL. Většina aktuálně využívaných metodik určení polohy TIOL v klinické praxi spočívá ve vyhodnocení zmíněného zobrazení nebo po pořízení jeho digitálního záznamu. V rámci kapitoly je prezentován přehled dostupných, publikovaných a konvenčně užívaných metodik stanovení úhlové pozice TIOL za použití optického biomikroskopu. [30, 38]



**Obrázek 2.11:** Základní schéma optického biomikroskopu. Upraveno a přeloženo dle zdroje. [30]

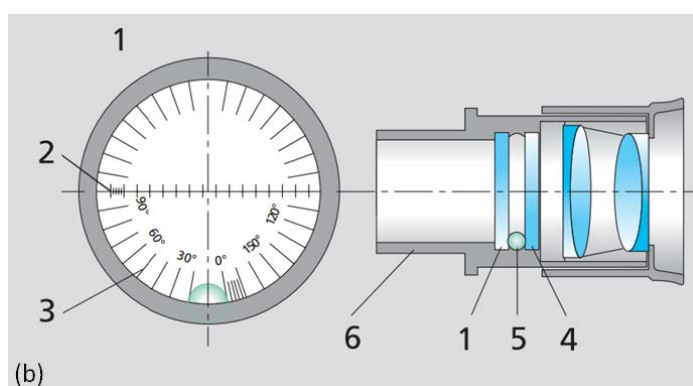
Určité modely optického biomikroskopu umožňují rotaci clony vytvářející úzký optický řez. Úhel rotace je určen pomocí stupnice nebo body škálující rotaci po pěti či deseti stupních na rotačním kroužku. Případně lze například pro modely Haag-Streit BM900 využít přídavného

měřicího stripu (obrázek 2.12). Úhlová poloha je tak jednoduše definována koincencí manuálně rotovaného optického řezu a centračních bodů TIOL. Přesnost stanovení limituje spolupráce pacienta, interval dané stupnice i subjektivní preciznost.



**Obrázek 2.12:** Stupnice definující rotaci optického řezu biomikroskopu Haag-Streit BM900. Obrázek a) bodová stupnice, b) přídavný měřící strip. [39]

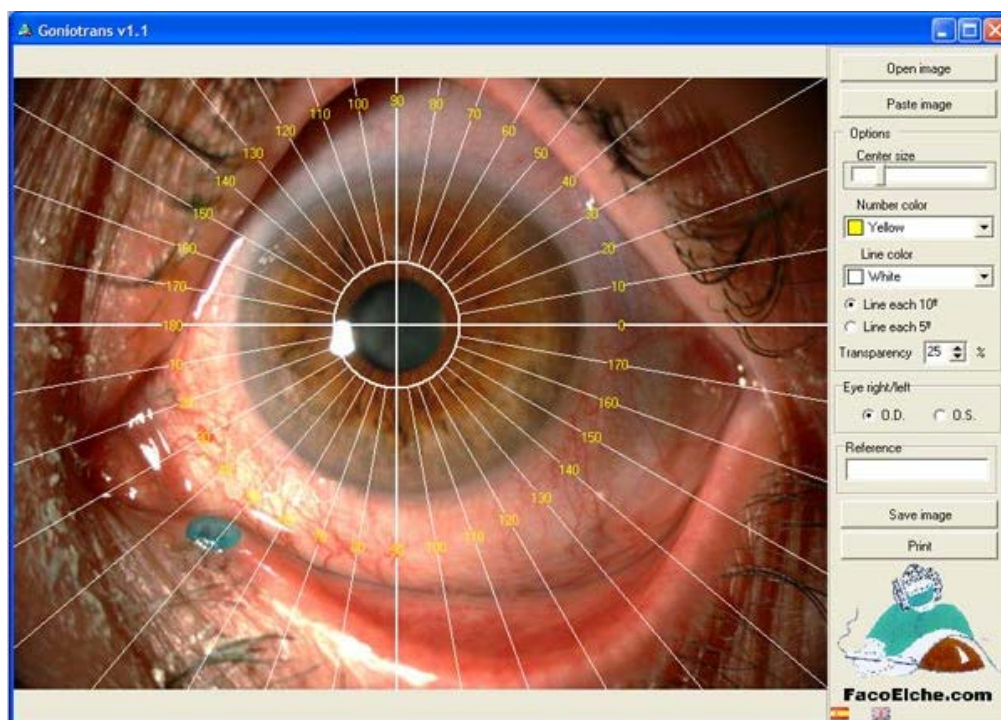
Pro určité modely optických biomikroskopů jsou k dispozici i přídavné okuláry (obrázek 2.13) pro měření velikosti očních struktur. Kromě lineární stupnice obsahují i stupnici úhlovou. Při vizualizaci centračních bodů je vyšetřující schopen rotací přídavného okuláru docílit koincidence horizontální osy s osou TIOL. Aktuální osa přídavného okuláru je definována takzvanou „gravitační kuličkou“, jejíž název naznačuje funkční princip okuláru. Přesnost je opět limitována intervalem stupnice konkrétního okuláru i subjektivním faktorem přesnosti vyšetřujícího. [6, 30, 40]



**Obrázek 2.13:** Přídavný okulár s gravitační kuličkou, (1) měřící síť s úhlovou stupnicí; (2) lineární stupnice; (3) úhlová stupnice; (4) vstupní okno přídavného okuláru; (5) gravitační kulička. Upraveno a přeloženo dle předlohy zdrojů. [30, 40]

### 2.3.1 Aplikace Goniotrans

Goniotrans je volně šiřitelný software pro jednoduchou definici úhlové polohy struktur předního segmentu oka. Importovaný snímek je překryt vzorem simulující úhlové měřítko s intervalem  $5^\circ$  (obrázek 2.14). Vložením a rotací kontrolních os lze definovat úhlovou polohu zkoumaných struktur nebo anomálií předního segmentu oka. Alternativní využití nalézá software i při určení angulární polohy TIOL. Technika centrace a nastavení vhodného průměru k určení optimální koincidence osy je jednoduchá, avšak čistě manuální. [41]



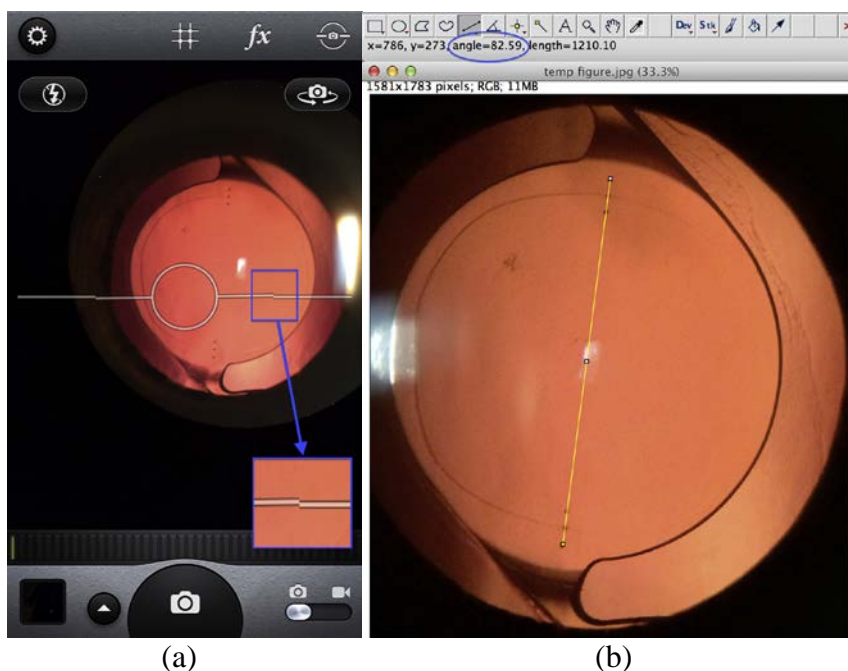
**Obrázek 2.14:** Aplikace Goniotrans pro manuální určení úhlové polohy struktur předního segmentu oka. [41]

### 2.3.2 Optický biomikroskop a Smartphone

Zřejmě neekonomičtější způsob pořízení pooperačního snímku TIOL představuje instalace adapteru se smartphonem k okuláru šěrbinové lampy bez přídavného systému pro fotodokumentaci (obrázek 2.15). Pro kontrolu optimální horizontální polohy kamery lze využít vestavěného akcelerometru. Ve studii představující tuto metodiku<sup>[42]</sup> je pro pořízení snímku využito smartphonu iPhone 5S a aplikace Camera Awesome s kontrolou horizontální polohy. Druhým krokem je definice angulární polohy TIOL s využitím freeware počítačového softwaru Angle Meter. Po importu pořízeného snímku je manuálním způsobem vytvořena linie spojující šestici centračních bodů, jejíž poloha vůči stanovené horizontále definuje úhlovou



polohu TIOL. Konkrétní hodnota je zobrazena bez nutnosti další analýzy obrazu. Zmíněné grafické určení úhlové polohy vůči horizontále však v současné době dokážeme provést i prostřednictvím velké škály komerčně dostupných softwarů pro editaci obrazu. Metoda určení je čistě manuální, jednoznačně reprodukovatelná a ekonomicky nenáročná na alternativní vybavení. [42]

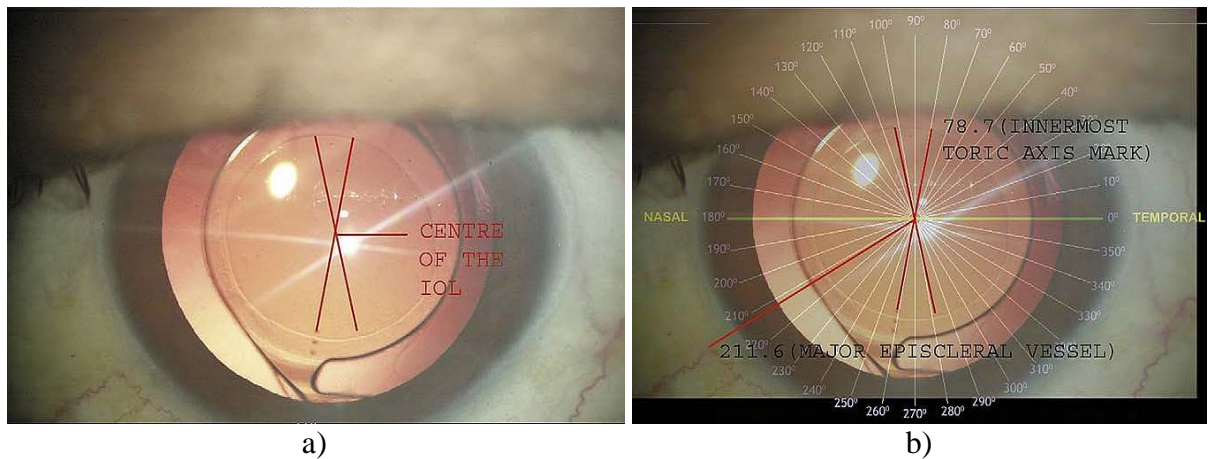


**Obrázek 2.15:** Použití smartphonu iPhone 5S pro detekci úhlové polohy. Obrázek a) kontrola polohy adaptéru, b) určení angulární pozice centračních bodů TIOL. [42]

### 2.3.3 Adobe Photoshop

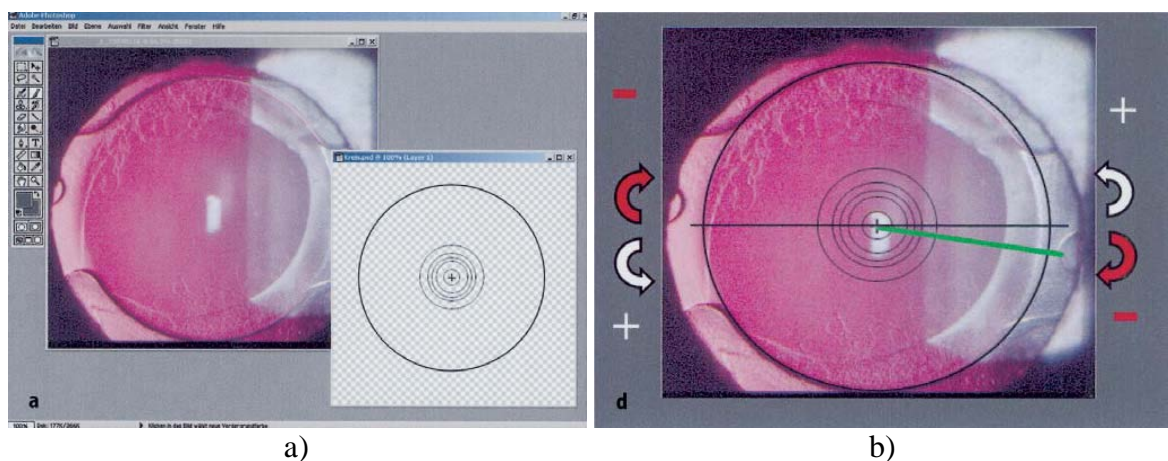
Vlastní řešení stanovení úhlové polohy čočky je prezentováno indickou autorkou Shah. Základní komponentou programu jsou digitálně modelované sady sítí, respektive růžic a mechanismus určení středu TIOL ze standardizovaného digitálního snímku pořízeného optickým biomikroskopem. Podmínkou je opět vizualizace čočky i centračních bodů pomocí retroiluminace a zároveň přítomnost prominentní episklerální cévy, která je využita jako referenční bod pro opakovaná měření. Vyhodnocování snímků probíhá pomocí funkcí úpravy obrázků programu Adobe Photoshop (obrázek 2.16). Označením dvojice centračních bodů s identickou vzdáleností od centrální optické části čočky, je prostřednictvím triangulace definována souřadnice středu TIOL. Následně je označena základní křivka tvořící spojnici středu čočky a prominentní cévy. Snímek je importován do šablony s růžicí, přičemž jeho centrální část je nutné manuálně umístit do středu růžice a případně snímek rotovat dle základní

křivky pro zohlednění cyklorotace. Limitací tohoto řešení je nutnost přesné kontroly a identifikace referenčního bodu pro zohlednění cyklorotace a polohy hlavy pacienta na optickém biomikroskopu. [16, 43]



**Obrázek 2.16:** Určení polohy dle Shah. Obrázek a) určení středu TIOL, b) prolnutí s růžicí. Upraveno dle zdroje. [43]

Becker obdobně jako Shah použil pro detekci angulární polohy čočky jako pomocný software Adobe Photoshop a jeho funkce pro úpravu obrazu. Principem je použití tzv. „terčové šablony“ (Schießscheibenschablone), kterou proložíme snímek z optického biomikroskopu. Manuálním nastavením její pozice a velikosti je šablona polohována tak, aby překrývala hrany optické části čočky. Manuální rotací šablony nastavíme optimální úhel, který definuje polohu čočky (obrázek 2.17). Postup lze využít i pro stanovení decentrace čočky vůči limbu nebo zornici. [44]



**Obrázek 2.17:** Metodika detekce IOL/TIOL dle Beckera. Obrázek a) snímek z optického biomikroskopu a terčová šablona, b) nastavení a rotace šablony. Upraveno dle zdroje. [44]

## 2.4 Analýza astigmatismu

### 2.4.1 Metodika dle Alpinse

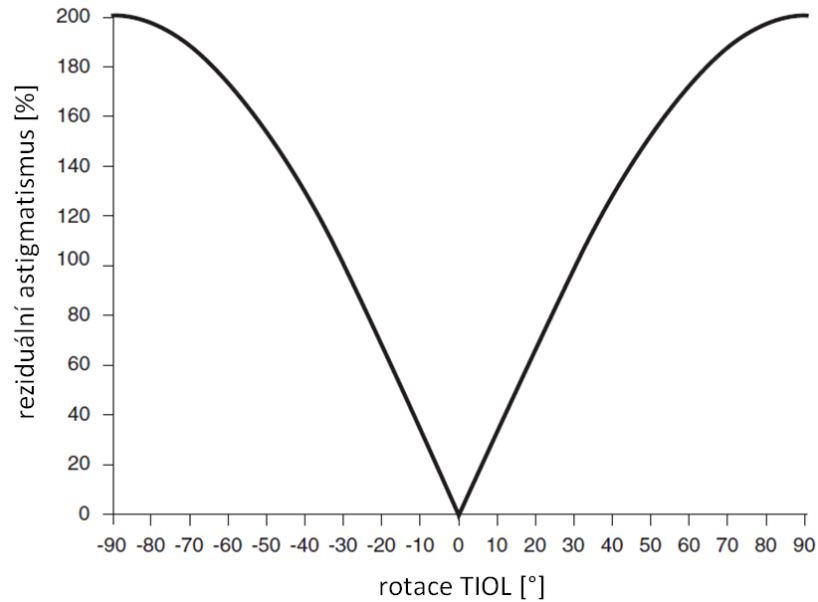
Subtrakce nebo součet dvou a více keratometrických dat je možná po jejich dekompozici do složek vektoru. Pro danou matematickou operaci je využito soustavy vztahů (2.7):

$$\begin{aligned}J_0 &= M \cdot \cos(2\theta), \\J_{45} &= M \cdot \sin(2\theta), \\J &= \sqrt{\Delta J_0^2 - \Delta J_{45}^2}, \\ \alpha &= \arctan \frac{J - \Delta J_0}{\Delta J_{45}},\end{aligned}\tag{2.7}$$

kde  $J_0$  [D] je složka astigmatismu v horizontální respektive vertikálním meridiánu;  $J_{45}$  [D] je složka astigmatismu v šikmém meridiánu ( $45^\circ$  respektive  $135^\circ$ );  $M$  [D] je absolutní hodnota cylindru (rozdíl dvou hlavních meridiánů);  $\theta$  [ $^\circ$ ] je osa původního nejstrmějšího meridiánu;  $\Delta J_0$  [D] a  $\Delta J_{45}$  [D] je rozdíl složek v dané rovině;  $J$  [D] je hodnota výsledného cylindru a  $\alpha$  [ $^\circ$ ] osa výsledného nejstrmějšího meridiánu. [45, 46, 47, 48]

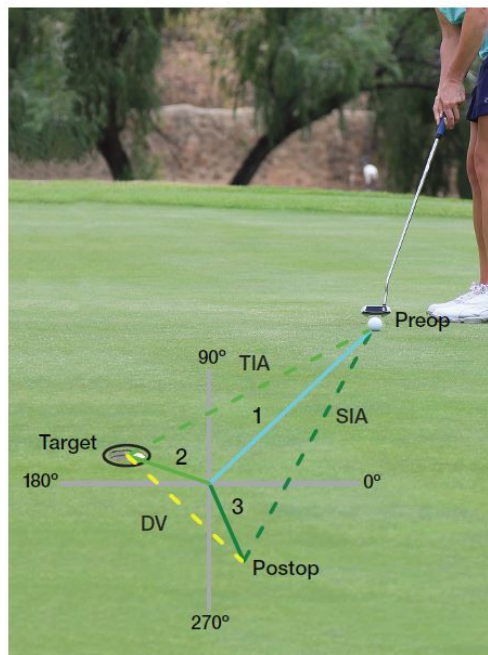
Soustava vztahů (2.7) umožňuje například (při znalosti hodnoty SIA a umístění primární incize dané operační techniky) stanovení předpokládané indukce změn zakřivení rohovky. Vztah je tak využit pro kalkulaci pooperačního astigmatismu a jeho meridiánu, čímž určuje volbu korekčního cylindru a finální implantační osu TIOL. Dále ji lze použít pro kalkulaci samotného SIA (dle před a pooperační keratometrie).

Reziduální astigmatismus kalkulovaný vektorovou metodou je založen na subtrakci (předpokládané nebo měřením stanovené) pooperační keratometrie a cylindrické korekce TIOL v aktuální angulární poloze. Výslednou kalkulací variant a definicí hodnoty odpovídající vzájemnému vztahu a poloze lze vytvořit graf závislosti velikosti reziduálního astigmatismu na rotaci TIOL od nejstrmějšího meridiánu rohovky (ukázka grafem 2.3). [14]



**Graf 2.3:** Závislost reziduálního astigmatismu na rotaci TIOL vůči optimální ose nejstrmějšího meridiánu. Upraveno a přeloženo dle zdroje. [14]

Metoda diagnostiky astigmatismu dle Alpinse lze příhodně prezentovat jako vektorový diagram. Zde vystupuje vektor plánované korekce (*TIA* – target induced astigmatism), reálné indukované korekce astigmatismu (*SIA* – surgically induced astigmatism) a vektor difference těchto hodnot (*DV* – difference vector). Pro zjednodušení a prezentaci definovaných vektorů je využíván vektorový diagram (analogie golfové jamky – obrázek 2.18).



**Obrázek 2.18:** Vektory vystupující v analýze dle Alpinse – analogie golfové jamky. [49]

Prostřednictvím hodnot výše definovaných vektorů jsou stanoveny následující kalkulované parametry. Předoperační korekční index (correction index –  $CI$ ) definuje, do jaké míry je plánovaná korekce astigmatismus, respektive poměre cílené změny astigmatismu ( $TIA$ ) a vlastní hodnoty astigmatismu ( $A$  – astigmatism). Optimální hodnota je rovna jedné (čili 100% korekce), přičemž hodnoty vyšší než jedna znamenají překorigování, hodnoty nižší naopak podkorigování. Kalkulace vektoru difference (difference vector –  $DV$ ) spočívá v kalkulaci vzdálenosti výsledného pooperačního vektoru (účinek osy TIOL) od cíleného vektoru (kosinová věta), přičemž úhel svíraný oběma vektory je definován úhlem rotace. Parametr úspěšnosti korekce ( $IOS$  – index of success) je definován poměrem vektoru difference a hodnoty plánované korekce. Preferovanou hodnotou  $IOS$  je nula. Výpočet korekčního indexu a parametru úspěšnosti korekce je uveden soustavou vztahů (2.8): [50]

$$CI = \frac{TIA}{A} \tag{2.8}$$

$$IOS = \frac{DV}{TIA}$$

kde  $CI$  [-] je předoperační korekční index;  $TIA$  [D] je použitá výše korekce astigmatismu;  $A$  [D] je vlastní předoperační hodnota korneálního astigmatismu;  $IOS$  [-] je parametr úspěšnosti korekce a  $DV$  [D] je vektor difference. Upraveno dle zdroje. [50]

## 2.4.2 Metodika a analýzy residuálního astigmatismu dle Y. Yae and T. Kubota

Rohovkový astigmatismus a korekční cylindr lze dle metodiky YAE a KUBOTA<sup>[51]</sup> prezentovat jako distribuční křivku součinu cylindrické hodnoty a kvadrátu funkce sinus daného meridiánu, respektive dané úhlové polohy korekčního cylindru. Hodnota korekčního cylindru je udávána v záporných hodnotách po sférocyldrickém přepočtu. Sumou funkcí pro daný meridián rohovky a osu korekčního cylindru lze stanovit hodnotu reziduálního astigmatismu. Výpočtem hodnot reziduálního astigmatismu (soustava vztahů 2.9) a to v rozsahu 0–180° (za předpokladu pravidelného astigmatismu) je umožněno simulovat jeho průběh: [51]

$$CA = CC \cdot \sin^2(\theta),$$

$$TI = LC \cdot \sin^2(\theta - \pi),$$

$$RA = CA + TI,$$

$$FA = \max(RA) - \min(RA)$$

pro:  $\theta \in \langle 0; 180 \rangle,$

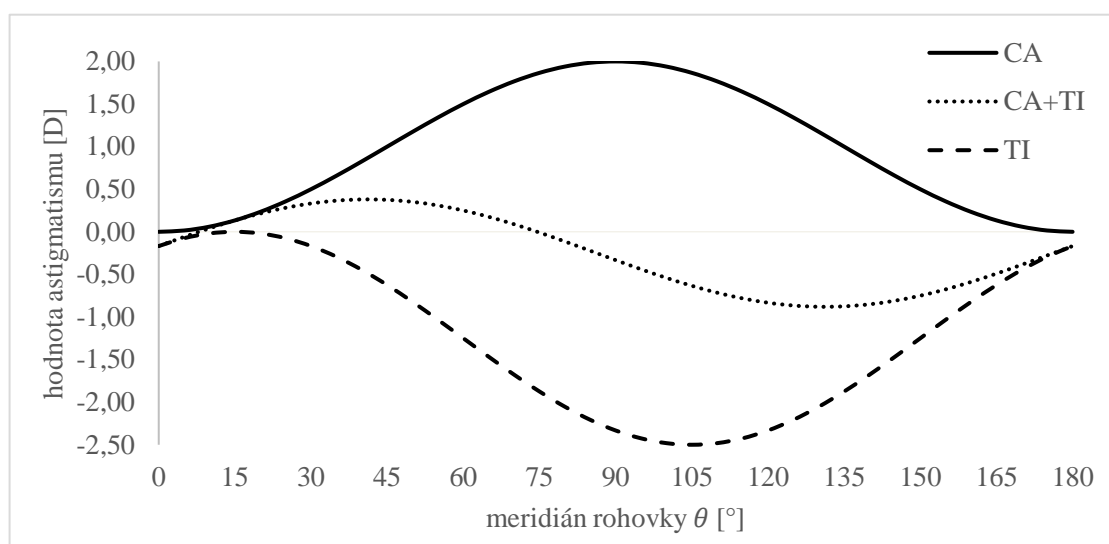
(2.9)

kde  $CA$  [D] je hodnota rohovkového astigmatismu v daném meridiánu  $\theta$  [°] pro hodnotu rohovkového astigmatismu  $CC$  [D];  $TI$  [D] je hodnota korekčního cylindru  $LC$  [D] (v záporné hodnotě) při vychýlení o úhel  $\pi$  [°] od optimální osy;  $RA$  [D] je výsledná hodnota reziduálního astigmatismu v meridiánu  $\theta$ ;  $FA$  [D] je finální hodnota reziduálního astigmatismu z rozdílu maximální a minimální hodnoty  $RA$ . [51 – upraveno a doplněno]

Ukázka křivky reziduálního astigmatismu pro rohovkový astigmatismus +2,0 D v ose 0°, který je korigován TIOL o korekčním cylindru -2,5 D s vychýlením o 15° vůči optimální úhlové poloze (0°). Pro názornost je ukázka prezentována formou tabulky 2.8 a grafem 2.4 vytvářející hrubou aproximaci reziduálního astigmatismu – pouze v meridiánech, jenž jsou násobkem 15°. Výslednou hodnotou celkového reziduálního astigmatismu je rozdíl maximální a minimální hodnoty  $RA$ . Pro získání přesných hodnot reziduálního astigmatismu je nezbytné provést kalkulaci (dle soustavy vztahů 2.9) pro všechny meridiány  $\theta$  v intervalech po 1°.

**Tabulka 2.8:** Kalkulace reziduálního astigmatismu dle Y. Yae a T. Kubota

MERIDIÁN ROHOVKY $\theta$ [°]	ROHOVKOVÝ ASTIGMATISMUS $CA$ [D]	KOREKČNÍ CYLINDR $TI$ [D] S VYCHÝLENÍM $\pi = 15^\circ$	ASTIGMATISMUS REZIDUÁLNÍ $RA$ [D]
0	0,000	-0,167	-0,167
15	0,134	0,000	0,134
30	0,500	-0,167	0,333
45	1,000	-0,625	0,375
60	1,500	-1,250	0,250
75	1,866	-1,875	-0,009
90	2,000	-2,333	-0,333
105	1,866	-2,500	-0,634
120	1,500	-2,333	-0,833
135	1,000	-1,875	-0,875
150	0,500	-1,250	-0,750
165	0,134	-0,652	-0,491
180	0,000	-0,167	-0,167
<b>FINÁLNÍ REZIDUÁLNÍ ASTIGMATISMUS <math>FA</math>:</b>			<b>1,250</b>



**Graf 2.4:** Residuální astigmatismus při vychýlení korekčního cylindru dle parametrů tabulky 2.8. Vytvořeno dle předlohy zdroje. [51]

### 3 Výsledky práce

Cíle diplomové práce zahrnují samotnou realizaci chirurgického zákroku odstraňujícího kataraktu a implantaci TIOL prostřednictvím virtuálního navigačního systému VERION, definici metodiky pořízení pooperačních snímků TIOL identickým systémem, návrh a ověření validity systému schopného z daných snímků určit aktuální úhlovou polohu TIOL a na základě výsledků měření provést analýzu reziduálního astigmatismu u souboru diagnostikovaných pacientů. Níže popsaná metodika samotné chirurgie katarakty zohledňovala a minimalizovala faktory ovlivňující rotační stabilitu TIOL. Metodikou tvorby pooperačních snímků definujeme základní podmínky a předpoklady pro jejich vytvoření. Samotný návrh systému pro detekci musí splňovat následující požadavky:

- reprodukovatelnost měření úhlové polohy TIOL,
- uživatelská nenáročnost – minimalizace množství vstupních dat,
- grafický záznam výsledného měření úhlové polohy TIOL a její decentrace vůči pupile,
- automatická pooperační analýza reziduálního astigmatismu,
- možnost uložení nebo tisku výsledných hodnot.

Vyhodnocení validity systému bude realizováno komparací technik manuálního měření digitálních snímků prostřednictvím veřejně dostupného softwaru. Pooperační diagnostika bude charakterizovat úspěšnost metodiky realizace chirurgie katarakty a to prostřednictvím analýzy reziduálního astigmatismu způsobeného rotací TIOL vůči implantované ose. Hodnoceny budou zejména potenciální faktory vztahující se k rotační stabilitě TIOL. Předpokladem všech výsledných hodnot je precizní implantační poloha TIOL odpovídající korekční ose.

Dle řešerše problematiky faktorů ovlivňujících krátkodobou rotační stabilitu budou vyhodnoceny následující parametry:

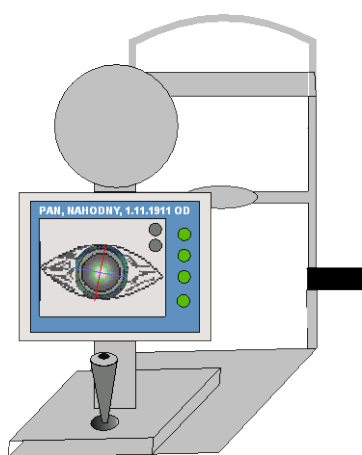
- preference případného směru rotace TIOL, kdy je vzhledem ke stabilizačnímu mechanismu předpokladem směr rotace čočky po směru hodinových ručiček,
- výše pooperační rotace TIOL bude přímo úměrná axiální délce oka a velikosti kapsuly,
- průměrná absolutní hodnota krátkodobé (maximálně 14 dní po operaci) rotace TIOL,
- míra rotace TIOL pro navigaci standardizovanou polohu a velikost kapsulorexe v porovnání s kapsulotomií vytvořenou femtosekundovým laserem,
- komparace očekávaného a rotací způsobeného reziduálního astigmatismu,
- případná průměrná hodnota decentrace TIOL vůči pupile, dle které byla realizována navigace osy implantace.



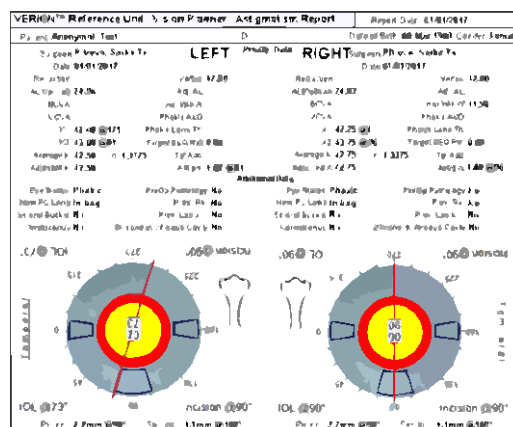
### 3.1 Princip virtuální navigace systému VERION

Obrazově řízený navigační systém byl vyvinut pro standardizaci operačního zákroku a zejména spolehlivé určování polohy TIOL. Nevyžaduje přímou spolupráci pacienta a zajistí komfort, přesnost i úsporu času. Zohlední cyklorotaci oka při změně polohy těla, čímž umožní bezpečně kontrolovat polohu korneálních incizí a standardizovat tak chirurgicky indukovaný astigmatismus (SIA) i finální polohu implantované TIOL.

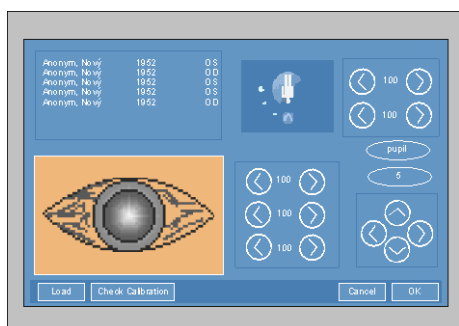
Systém VERION se skládá z následujících komponent, uvedených schématem na obrázku 3.1): referenční jednotka (Reference Unit – RU), software pro vytvoření operačního plánu (Vision Planner – VP) a digitální značkovač (Digital Marker – DM) s displejem integrovaným do mikroskopu (Microscope Integrated Display – MID).



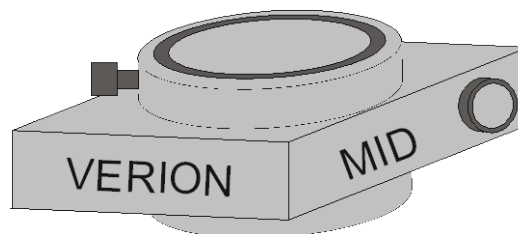
referenční jednotka (RU)



software pro tvorbu operačního plánu (VP)



digitální značkovač (DM)



displej integrovaný do mikroskopu (MD)

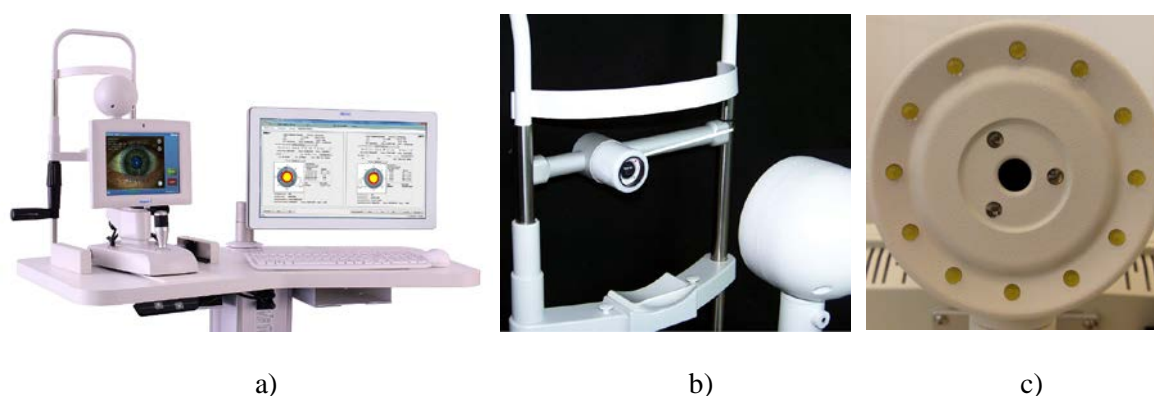
**Obrázek 3.1:** Komponenty systému VERION. Vlastní zpracování.

Konkrétní fyzikální principy, kterých virtuální navigační systém VERION využívá, nejsou zmíněny v žádné literatuře ani přístrojové dokumentaci. Předoperační vyšetření i samotná

virtuální navigace proto byly popsány dle vlastních zkušeností s používáním navigačního systému.

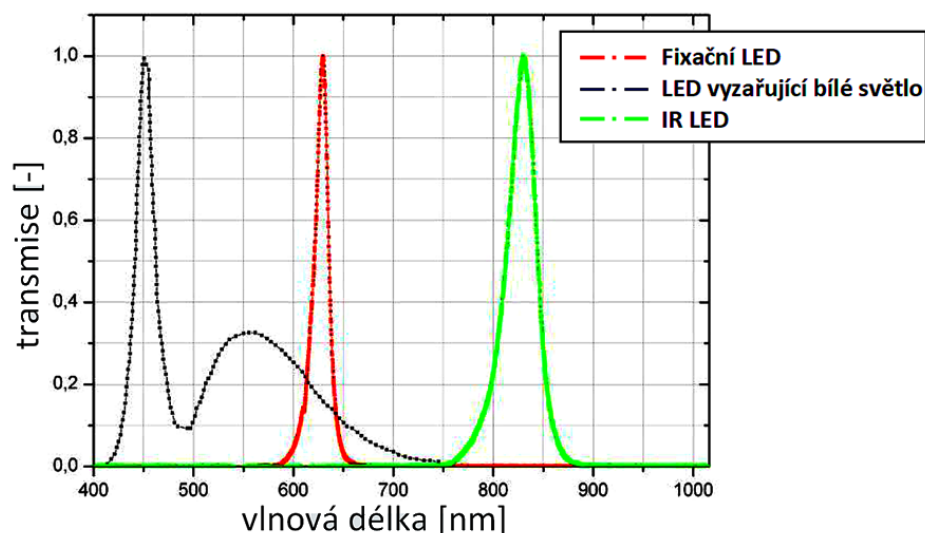
### 3.1.1 Referenční jednotka

Účelem použití referenční jednotky uvedené na obrázku 3.2 je automatické zajištění souřadnicového systému oka a jejich propojení s diagnostickými informacemi. Předoperační diagnostikou je získán referenčního snímek pacientova oka, který bude sloužit jako reference pro aktuální polohu oka. Zaznamenávána jsou data keratometrie rohovky (formou aproximující pravidelný astigmatismus – nejstrmější a nejplošší meridián), poloha i průměr limbu a zornice. [52]



**Obrázek 3.2:** Reference unit. Obrázek: a) kompletní RU [52], b) kalibrační terč [52], c) měřicí hlava RU (vlastní snímek).

Proces předoperačního měření začíná registrací pacienta záznamem jeho nacionálů. Samotná předoperační diagnostika počíná v manuálním nalezení vertexu rohovky a měřicí hlavy. Fixaci pohledu pacienta zajišťuje fixační LED vyzařující červeně na vlnové délce 624 nm, která je umístěna v centru měřicí hlavy RU. Ve stupních šedi je poté použito trojice LED vyzařujících na vlnové délce 830 nm. Stanovení optimálního zaostření a vertexu využívá principu prvního Purkyňova obrázku. Ten lze na obrazovce RU pozorovat a lokalizovat jako reflexi trojice IR LED přední plochou rohovky. Jednotka po uživateli požaduje opakované přibližování a oddalování měřicí hlavy od oka pacienta. Pravděpodobně po průměrování změny velikosti a vzájemné vzdálenosti reflexů v závislosti na vzdálenosti měřicí hlavy od rohovky je stanovena optimální poloha měřicí hlavy k měření a zachycení všech zmiňovaných parametrů. Dvanáct soustředných LED (emitující ve viditelném spektru) na měřicí hlavě umožňuje vlastní reflexi od přední plochy rohovky kalkulaci poloměru zakřivení rohovky. Rozložení LED na měřicí hlavě je prezentováno obrázkem 3.2 a jejich transmisní spektrum prezentuje graf 3.1.



**Graf 3.1:** Transmisní spektra LED měřící hlavy RU. [52]

Měřením je zároveň zachycen snímek předního segmentu oka jakožto souřadnicový systém kontrastně významných struktur. Snímek obrazovky po úspěšné předoperační diagnostice je prezentován obrázkem 3.3.

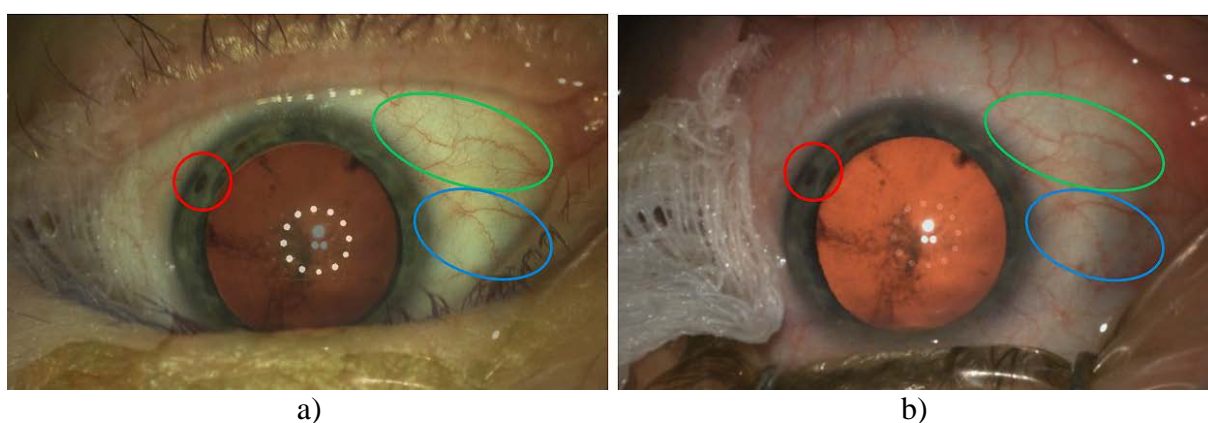


**Obrázek 3.3:** Úspěšné provedení předoperační diagnostiky pomocí RU. Obrázek a) samostatný snímek předního segmentu oka, b) snímek s vizualizací naměřených dat. Na obou obrázcích lze vidět reflexy měřících LED. Vlastní snímky.

Prostřednictvím softwaru Vision Planner je realizováno plánování parametrů jednotlivých kroků chirurgie. Software umožňuje kalkulaci mohutnosti a volbu IOL/TIOL (A-konstanty) pro implantaci, vizualizaci šíře a polohy plánovaných korneálních i arkuátních (relaxačních) incizí dle nomogramů. Výstupem RU a VP je kompletní operační plán i dokumentace veškerých dat pacienta na externím úložišti. [52]

### 3.1.2 Digitální značkováč a integrovaný displej

Operační plán lze exportovat do jednotky digitálního značkováče. Zde má uživatel možnost provést revizi operačního plánu a realizovat jeho případné změny (viz příloha C). Potvrzením operačního plánu lze přistoupit k samotnému procesu chirurgie, přičemž je na obrazovce DM vizualizován identický pohled na operační zákrok, kterým jej pozoruje operátor v operačním mikroskopu. Samotná navigace je výsledkem porovnání referenčního snímku i aktuálního obrazu a jejich vzájemné proložení přes kontrastně významné sklerální i spojivkové cévy a struktury duhovky (obrázek 3.4). [53]

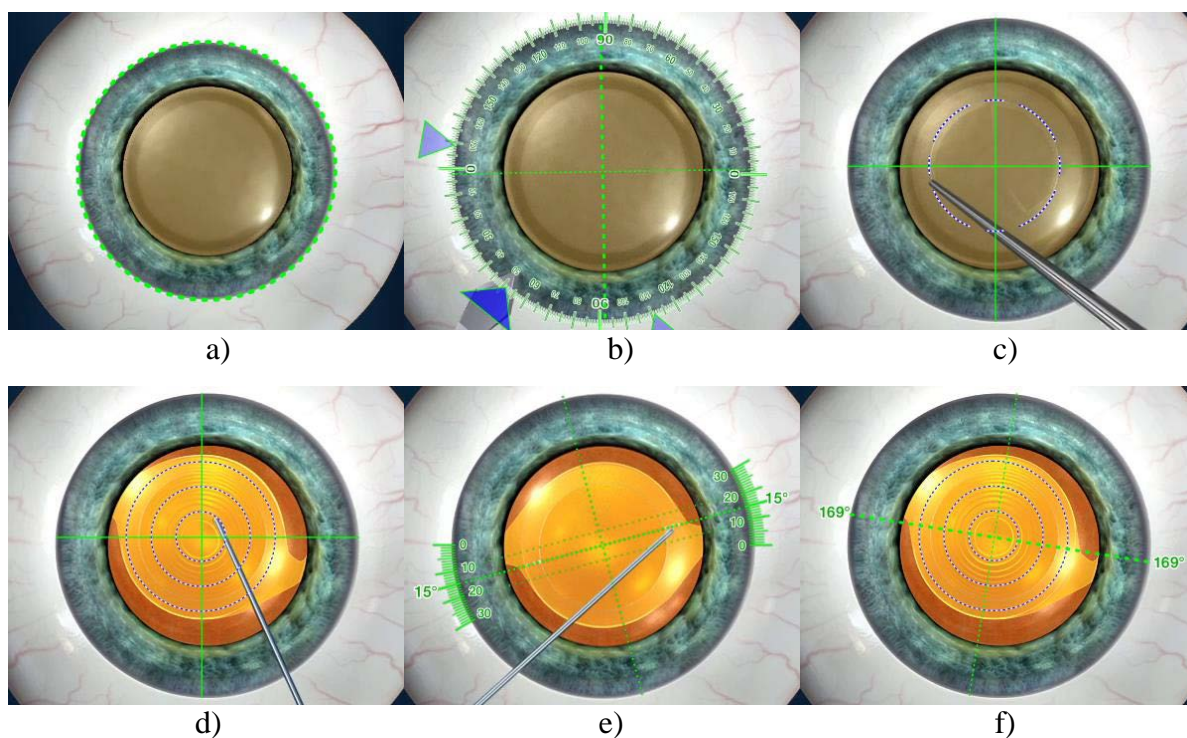


**Obrázek 3.4:** Registrace a komparace snímků v DM. Proložení referenčního snímku (a) a aktuálního obrazu v operačním mikroskopu (b) s vyznačenými příklady párů kontrastních cév a struktur duhovky. Vlastní snímky.

Předpokládáme, že systém pro referenční snímek a snímek pořízený z aktuálního zobrazení provede analýzu obrazu (teoreticky lze použít různé typy segmentace a detekce hran). Na obou snímcích tak určí souřadnice kontrastně významných struktur a určí jejich vzájemný poměr. Software tak nalezne optimální zvětšení a vzájemnou úhlovou polohu struktur snímků a určí tak nutnou míru kompenzace cyklorotace. Pro navigaci v reálném čase zohledňující pohyby oka v průběhu chirurgie musí tento proces probíhat opakovaně s dostatečnou frekvencí. Dle aktuálního vztahu polohy operovaného oka k referenčnímu snímku je uskutečněna virtuální projekce operačního plánu dle zvoleného režimu. Předpokládáme, že polohu oka systém detekuje též prostřednictvím procesů segmentace a detekce kruhu, který vytváří kontrast bělimy a duhovky ohraničené (ve 2D pohledu) limbem. Identickým způsobem je RU předoperačně zjišťován průměr a poloha limbu. Identifikace kontrastně významných struktur lze učinit na DM i manuálně, kdy uživatel označí trojici vzájemně shodných struktur cév. Samotnou

virtuální navigaci realizujeme prostřednictvím MID, který je instalován přímo na okulár operačního mikroskopu. [53]

DM nabízí několik chirurgických režimů, respektive navigační asistenci kritických kroků zákroku. Dle operačního plánu je možno provádět navigaci polohy korneálních incizí (případně arkuátních relaxačních incizí), centraci a velikost kapsulorexe, implantační osu TIOL a případnou centraci multifokální IOL (ukázka režimů na obrázku 3.5). U všech zmíněných režimů lze volit centraci navigace vůči předoperační pupile, limbu nebo vizuální ose.



**Obrázek 3.5:** Režimy vizualizace operačního plánu. Obrázek a) lokalizace limbu, b) režim incize, c) kapsulorexe, d) centrace TIOL, e) implantační osa TIOL, f) dokončení a vizualizace strmého meridiánu. [53]

## 3.2 Metodika chirurgie katarakty

Metodika chirurgie katarakty byla identická pro všechny pacienty zahrnuté do závěrečné pooperační analýzy v kapitole 3.5. Veškeré operační zákroky odstraňující kataraktu byly realizovány Doc. Šárkou Pitrovou na Oční klinice JL, FBMI ČVUT v Praze. Každý operovaný pacient podstoupil standardizované oftalmologické předoperační vyšetření. Předoperační diagnostika, realizace virtuální navigace a pooperační diagnostika pomocí systému VERION byla prováděna autorem práce a to pod odborným dohledem. Následující kapitoly specifikují

aplikovanou metodiku realizaci chirurgie katarakty. Cílem volené metodiky byla snaha minimalizace rizik rotace a decentrace TIOL.

### **3.2.1 Předoperační diagnostika**

Pro stanovení axiální délky oka byl využit optický biometr TOMEY OPTICAL BIOMETER (model OA-1000). Vyšetření keratometrie rohovky bylo uskutečňováno pomocí NIDEK AUTO KERATOMETER (model KM-500). Před samotným uskutečněním operačního zákroku bylo u každého operovaného oka prováděno kontrolní měření keratometrie Referenčním modulem systému VERION. Modulem byl pořízen i referenční snímek k virtuální navigaci. Významné odchylky měření byly vyhodnoceny a zohledněny. Vytvoření referenčního snímku i měření keratometrie probíhalo za stabilní opěry brady i čela pacienta. Kontrola polohy pacienta probíhala mechanismem kontroly horizontální spojnice obou očí (specifikováno v kapitole 3.3). Měření bylo prováděno opakovaně pro dosažení požadavků fixace, centrace, indikace měření mohutnosti rohovky a detekce optimálního zaostření.

Kalkulace optimální mohutnosti TIOL dle vztahu SRK/T byla zvolena na základě empirických zkušeností operátora. Pro definování optimální osy korekce rohovkového astigmatismu je nezbytné zohlednění individuální hodnoty SIA operátora pro danou techniku provedení primárních incizí, které navozují změny zakřivení rohovky (parametry shrnuje tabulka 3.2). Obecným principem je indukce oploštění rohovky v meridiánu dané incize a naopak meridián kolmý bude strmější. Pomocné rohovkové paracentézy považujeme za SIA neutrální a jejich vliv na zakřivení rohovky je zanedbáván (konvenčně jsou zanedbávány vlivy incizí pod 2 mm). Zohlednění a definice změny mohutnosti a osy nejstrmějšího meridiánu rohovky (osy korekce) je kalkulováno prostřednictvím soustavy vztahů (2.7). Optická mohutnost cylindru TIOL byla volena pro výsledný korekční index v rovině rohovky blízky jedné. [46, 47]

Prostřednictvím předoperačních dat byl aplikací Vision Planner vytvořen operační plán, který byl vždy porovnán s výsledkem konvenčně používané metodiky – pomocí online kalkulatoru výrobce TIOL (AcrySof IQ Toric IOL Calculator [XYZ48]). Akceptovaný operační plán (ukázka v příloze B) byl exportován do jednotky DM na operační sál.

### **3.2.2 Technika chirurgického zákroku**

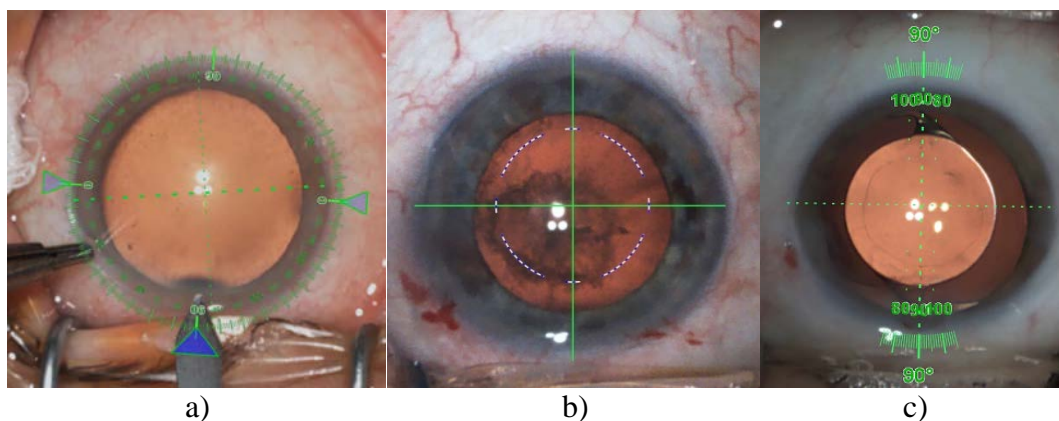
Předoperační, operační a pooperační medikace řízená anesteziologem a oftalmologem je prezentována zjednodušenou tabulkou 3.1.

**Tabulka 3.1:** Základní schéma medikamentózní přípravy a léčby operovaného oka

FÁZE	LÉČIVÝ PROSTŘEDEK	ÚČEL
předoperačně	Maxitrol kapky Indocollyr	prevence (antibiotikum) prevence (antiinflamatorikum)
v den zákroku	Unitropic 1% 5% Betadin a Ringerův roztok (1:9) 10% Neosynephrine 2% Lidocain 0,4% Benoxi 0,5% Timolol Recugel a Maxitrol (mast)	mydriatikum předoperační sterilizace mydriatikum lokální anestetikum doplňková lokální anestetikum antiglaukomatikum zvlhčení a antibiotikum
pooperačně (od 2. do 28. dne)	Maxitrol, Indocollyre, Hypromelóza, Dexamethasone	komplexní léčba

Před samotným zahájením zákroku byla vždy realizována opětovná kontrola operačního plánu následovaná procesem registrace v DM na operačním sále. Aktuální obraz operovaného oka v operačním mikroskopu byl automaticky porovnán s referenčním snímkem v DM. Koincidence kontrastně významných struktur byla vždy kontrolována a ve výjimečných případech manuálně upravena.

Realizace třístupňových samouzavíratelných korneálních incizí byla provedena při navigaci jejich polohy (a zohledněním aktuální cyklorotace) pro tři vstupní řezy. Tedy pro bimanuální techniku operace byly provedeny dvě SIA neutrální paracentézy velikosti 1,1 mm v poloze 0° a 90° a primární vstupní rohovkový řez (clear cornea) o velikosti 2,2 mm v poloze 90°. Následovaná virtuální navigace kapsulorhexe o identickém průměru byla centrována dle polohy předoperační zornice. Cílem standardizace parametrů kapsulorexe byla minimalizace jejího vlivu na rotační stabilitu TIOL. Po fázích operace hydrodisekce, fakoemulzifikace a aspirace/irigace byla injektorem implantována TIOL z modelové řady SN6ATx dle odpovídajícího operačního plánu. Navigace implantační osy TIOL byla opět provedena s centrací dle předoperační zornice a přesností na 1°. V případě optimální koincidence navigované implantační osy s osou TIOL byl operační zákrok ukončen a oko kryto sterilním obvazem. Obrázek 3.6 představuje vlastní snímky pořízené DM při konkrétních režimech.



**Obrázek 3.6:** Realizace virtuální navigace. Snímek a) režim navigace polohy korneálních incizí; b) režim centrace a velikost kapsulorexe; c) režim navigace implantační osy TIOL. Vlastní snímky.

Určitá část pacientů podstoupila zákrok za asistence femtosekundového laseru Victus. Asistence však kvůli nekompatibilitě navigačního systému a platformy Victus byla využita pouze pro kapsulorhexi a fragmentaci vlastní čočky, přičemž korneální incize byly po zohlednění cyklorotace navigačním systémem provedeny manuálně. Detailní specifikaci parametrů operačního zákroku uvádíme tabulkou 3.2.

**Tabulka 3.2:** Specifikace základních parametrů chirurgie katarakty

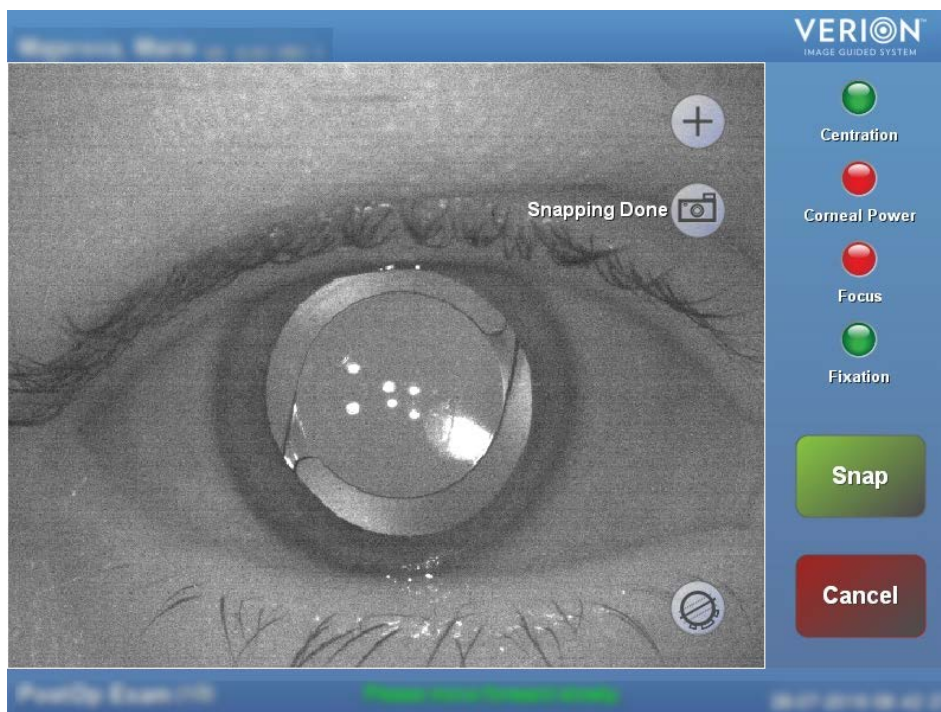
MANUÁLNÍ TECHNIKA	VELIKOST A LOKALIZACE
primární incize	2,2 mm v ose 90°
paracentéza 1	1,1 mm v ose 180°
paracentéza 2	1,1 mm v ose 0°
průměr kapsulorexe uvažovaná hodnota SIA	5 mm centrace dle předoperační zornice 0,50 D (zestrnutí meridiánu 180°)
PARAMETRY VYUŽITÉ ZA ASISTENCE FEMTOLASERU VICTUS	
aktivní prostředí a čerpání	pevnolátkový – diodově buzený
vlnová délka	1028 nm
energie pulzu	7 - 10 μJ (pro kapsulotomii a fragmentaci)
délka pulzu	290–550 fs
princip interakce interface	plazmou indukovaná ablace a fotodisrupce jednorázový, aplanační
průměr kapsulorexe	4,8 mm
průměr oblasti fragmentace	8 mm

### 3.3 Metodika pořízení snímků pro pooperační diagnostiku

Pro kalkulaci indukovaného rohovkového astigmatismu je v Referenčním modulu k dispozici režim pro pooperační keratometrické vyšetření. Před finálním pořízením pooperačního referenčního snímku je kamera v takzvaném IR módu. Po aplikaci mydriatik je za využití

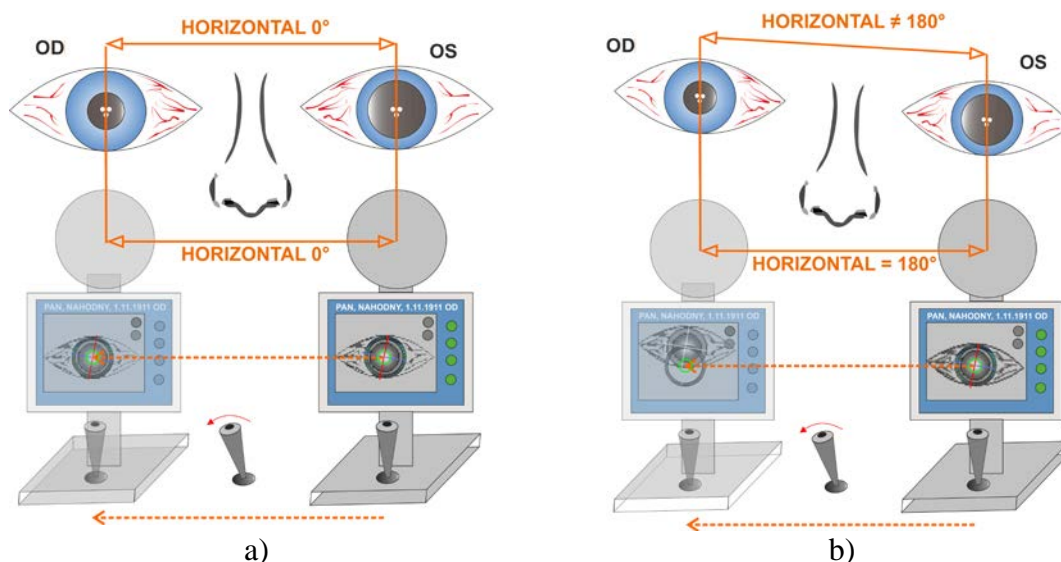


sítnicového reflexu umožněna vizualizace implantované TIOL. Snímek aktuálního zobrazení pacientova oka uložíme jako snímek celé obrazovky modulu. Úspěšnost pořízení pooperačního snímku je pochopitelně závislá na individuální mydriáze jednotlivých pacientů, na světelných podmínkách okolí a kontrastu vytvořeného sítnicovým reflexem. Podoba pořízeného snímku je prezentována obrázkem 3.7. Negativním aspektem zobrazení reflexů IR diod i z optické části TIOL. To znemožňuje samotné pooperační keratometrické vyšetření.



**Obrázek 3.7:** Vlastní snímek oka pacienta s implantovanou TIOL pořízený Referenčním modulem při ideální mydriáze.

Velmi podstatnou součástí pořízení snímku je kontrola polohy hlavy pacienta v opěrci Referenčního modulu. Pro zamezení vzniku chyby ovlivněné právě polohou hlavy pacienta při pořizování snímku byl zvolen mechanismus kontroly horizontální polohy na základě reflexe trojice IR diod. Po centraci prvního vyšetřovaného oka, kdy jsou reflexní značky v kontrolní části obrazovky lze fixovat vertikální polohu modulu a měnit pouze polohu horizontální. Přesunem měřicí hlavy modulu do pozice měření druhého oka lze jednoznačně určit, zda se reflexy druhého oka nacházejí v identické poloze kontrolní části obrazovky. Pokud tomu tak není, je nezbytné polohu hlavy pacienta upravit. Mechanismus kontroly polohy hlavy pacienta je aplikován při pooperačním i předoperačním vyšetření a je znázorněn schématem na obrázku 3.8.



**Obrázek 3.8:** Schéma mechanismu kontroly horizontální polohy hlavy pacienta při vyšetření. Obrázek: a) pozitivní kontrola, b) negativní kontrola. Vlastní schéma.

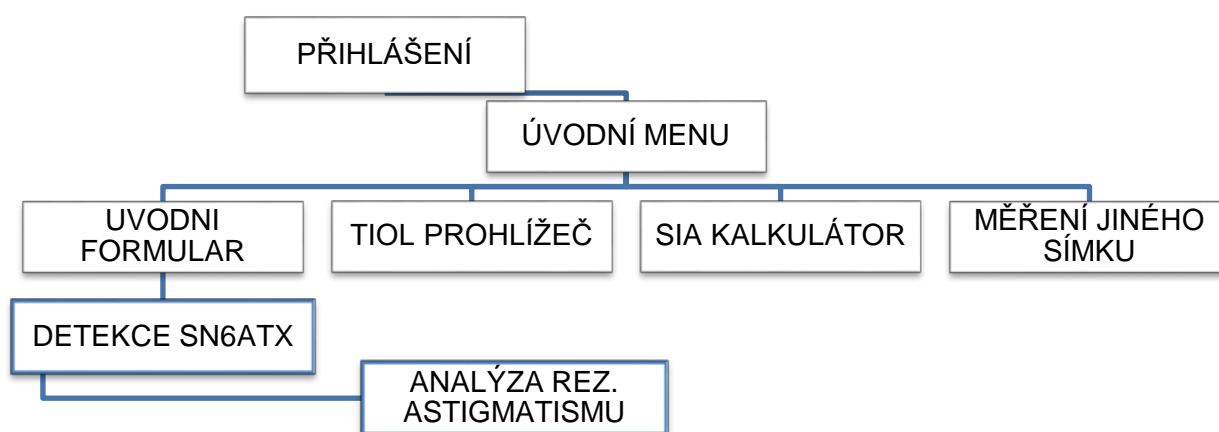
Pro pořízení snímků implantovaných čoček SN6ATx referenční jednotkou a jejich použití k určení angulární polohy v navrhovaném systému, jsme definovali následující podmínky:

- optimální mydriáza (průměr pupily větší než optická část TIOL),
- kontrastní vizualizace čočky vůči sítnicovému reflexu,
- vizualizace optické části a alespoň jedné haptiky, přičemž hrany haptiky musí být kontrastní vůči reflexu sítnice,
- maximální možná ostrost snímku,
- zohlednění aktuální polohy hlavy kontrolním mechanismem.

Pokud není splněna jedna z výše uvedených podmínek, snímek nelze použít v následujícím navrhovaném systému pro pooperační diagnostiku.

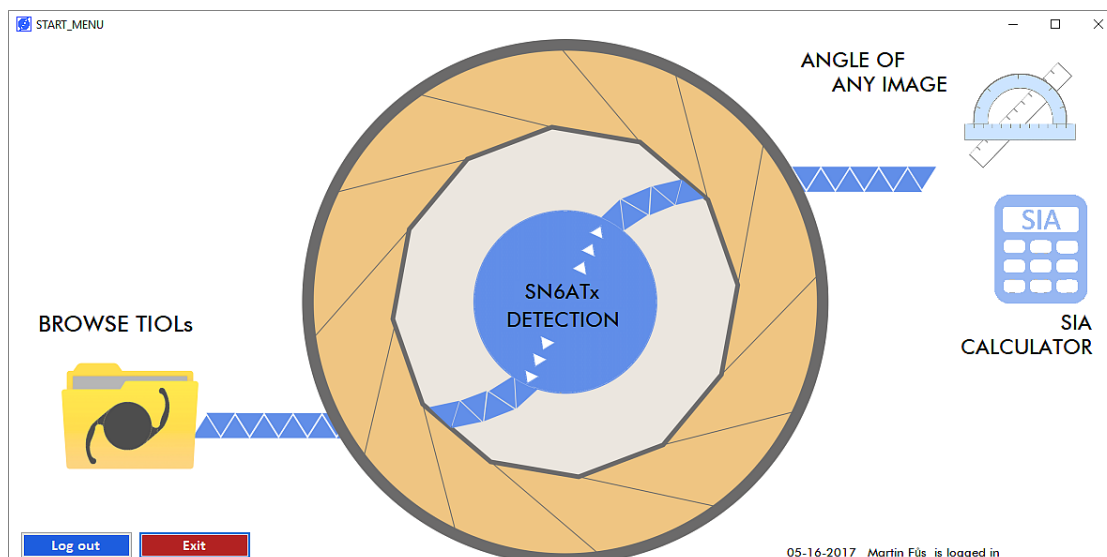
### 3.4 Návrh systému pro pooperační diagnostiku

K návrhu systému pro pooperační diagnostiku bylo využito softwaru Microsoft Visual Studio verze 2015. Návrh systému byl vytvořen jako projekt pomocí programovacího jazyka Visual Basic .NET (VB.NET). Zásady programovacího jazyka, edukace a využití funkčních principů bylo čerpáno z literatury [54, 55]. Pro splnění kladených nároků na systém byly jeho jednotlivé části rozděleny do jednotlivých formulářů. Struktura programu tak vytváří uzavřenou smyčku a je uvedena obrázkem 3.9. Z každého formuláře lze vystoupit tlačítkem zpět do formuláře předchozí úrovně. Pro snazší formulaci heslovitých příkazů a množstvím obecně známých pojmů z oboru oftalmologie byla pro jednotlivé popisky a nápovědy použita angličtina. Pro snadnou dostupnost informací a základních parametrů je součástí systému náhled nejvyužívanějších modelů TIOL. Pro komparativní část studie byl vytvořen i formulář pro stanovení úhlové polohy ostatních snímků a také je k dispozici pooperační SIA kalkulačtor. Stěžejní částí je formulář určený pro stanovení angulární polohy modelu SN6ATx. Jednotlivé formuláře, jejich funkce a design jsou objasněny následujícími podkapitolami.



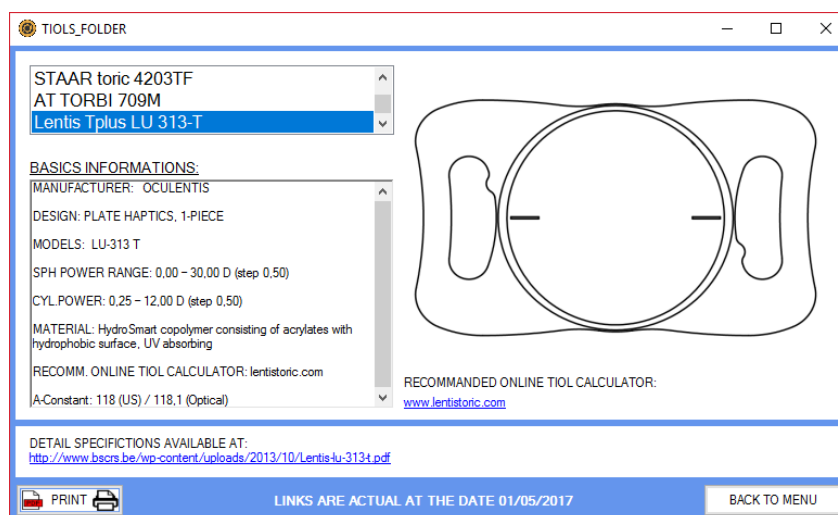
**Obrázek 3.9:** Schéma struktury formulářů navrhovaného systému.

Po přihlášení uživatele do systému je zobrazena úvodní obrazovka sloužící jako rozcestník jednotlivých funkcí (obrázek 3.10). Umožňuje volbu z nabízených akcí: prohlížení parametrů TIOL, kalkulaci SIA, měření úhlové polohy snímků TIOL z optického biomikroskopu. Stěžejní součástí systému pro realizaci studie je stanovení úhlové polohy konkrétního modelu SN6ATx a pooperační diagnostika.



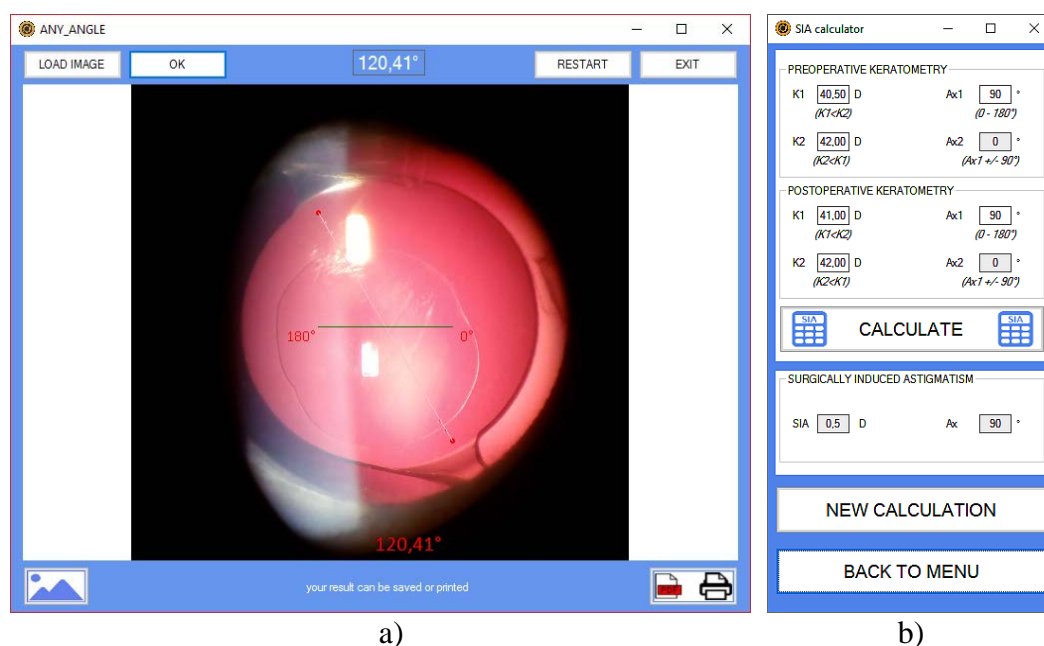
**Obrázek 3.10:** Úvodní formulář – rozcestník

Ve formuláři pro prohlížení modelů TIOL je umístěno celkem dvanáct konvenčně používaných TIOL (obrázek 3.11). Po výběru modelu je uveden výrobce, definován a vizualizován design, vypsáno označení modelů, rozsah sférických hodnot, rozsah cylindrické korekce, materiál uváděný výrobcem a A-konstanta pro ultrazvukovou a optickou biometrii (pokud je k veřejně k dispozici). Dále ve formuláři nalezneme odkaz na detailnější online PDF (Portable Document Format) verzi dokumentace zveřejněné výrobcem pro danou TIOL. Pod vizualizací designu je další odkaz, který uživatele po kliknutí přeměruje na online-kalkulátor výrobce. Jednotlivé odkazy jsou aktivní ke dni 1. 5. 2017. Celý náhled s parametry modelu lze vytisknout nebo uložit ve formátu PDF. Obrázky designu jednotlivých TIOL jsou použity z identických zdrojů obrázků uvedených v kapitole 2.1 Chirurgie katarakty.



**Obrázek 3.11:** Vzhled prohlížeče parametrů a designu jednotlivých TIOL

Pro možnosti měření úhlové polohy TIOL snímků ze štěrbinové lampy byl jako doplněk vytvořen formulář pro manuální měření. Uživatel po nahrání obrázku označí dvojici protilehlých centračních bodů a pomocí trigonometrie je kalkulována jejich vzájemná poloha, respektive úhel, který svírá spojnice bodů s horizontálou, Výsledek lze uložit (jako obrázek nebo jako PDF) či vytisknout. Ukázka manuálně stanoveného úhlu dle centračních značek modelu SN6ATx je uvedena na obrázku 3.12 – a). Součástí pooperační diagnostiky je také určení hodnot SIA. Dle předoperačních a pooperačních keratometrických vyšetření rohovky lze astigmatickou dekompozicí kalkulovat míru indukovaného rohovkového astigmatismu. Dalším doplňkem je tak formuláře pro kalkulaci SIA (obrázek 3.12 – b). Kalkulace dodržuje metodiku stanovenou v literatuře [56].

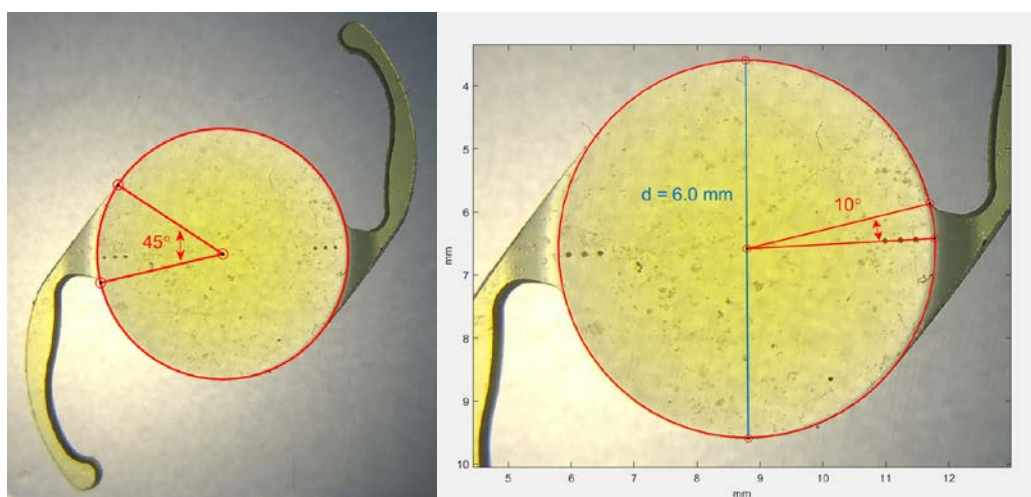


**Obrázek 3.12:** Ukázka designu a formulářů. Obrázek a) stanovení angulární polohy TIOL, b) formulář pro pooperační kalkulaci SIA.

### 3.4.1 Detekce úhlové polohy SN6ATx

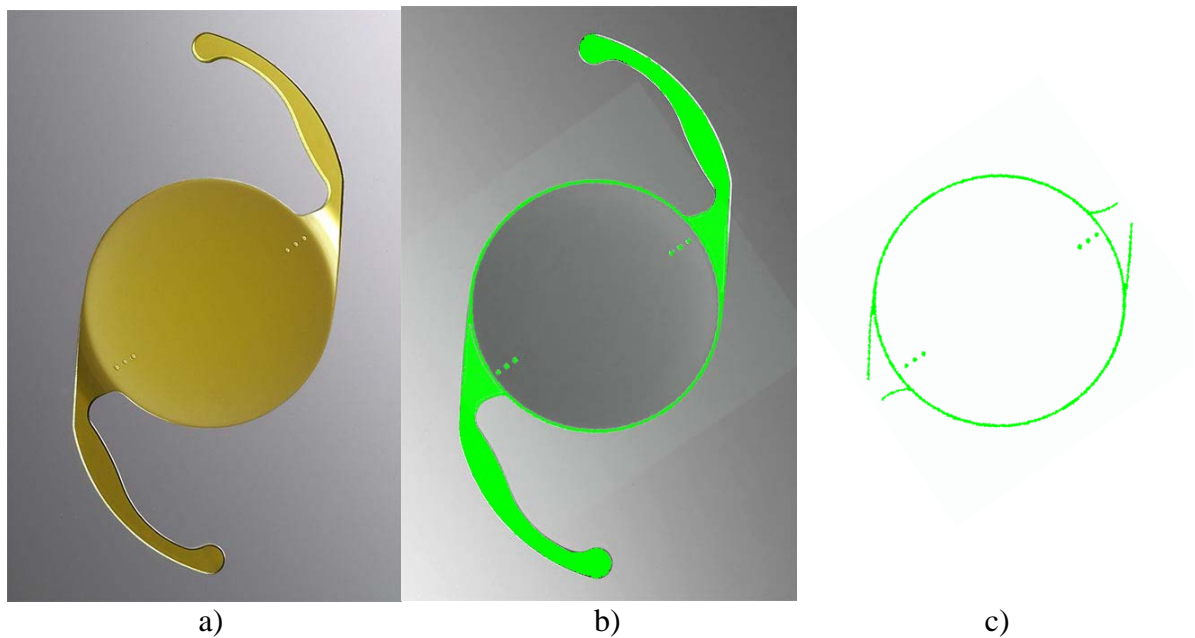
U snímků vytvořených referenčním modulem (ve stupních šedi) nelze identifikovat centrační body torické čočky, dle kterých se konvenčně poloha čočky určuje. Tyto body jsou však (dle principu výroby čoček a vyjádření výrobce) umístěny u všech modelů řady SN6ATx vždy v identické poloze vůči haptikám nitroočních čoček. V případech, kdy dostatečná mydriáza odhalí alespoň jednu z haptik, by tedy bylo na základě vytvořeného modelu čočky reálné aproximovat polohu centračních bodů a určit tak její angulární pozici. Tuto možnost aproximace centračních bodů nebylo možno literárně ani výrobcem podložit. Proto byla

provedena grafická analýza vlastních snímků TIOL pomocí Image Measurement Utility v Matlabu (obrázek 3.13). V modelu jsme definovali celkem pět bodů. První bod vytváří střed kružnice o poloměru 3 mm odpovídajícímu kruhové optické části. Pro každou haptiku byla vytvořena dvojice bodů, jenž byly definovány oblastí vzájemného přechodu optické části v haptiku. Opakovaným grafickým měřením jsme po určení středu optické části potvrdili, že krajní body přechodu optické části v haptiky svírá  $45^\circ$  a přechod strmější části haptiky v optickou část svírá s centračními body  $10^\circ$ .

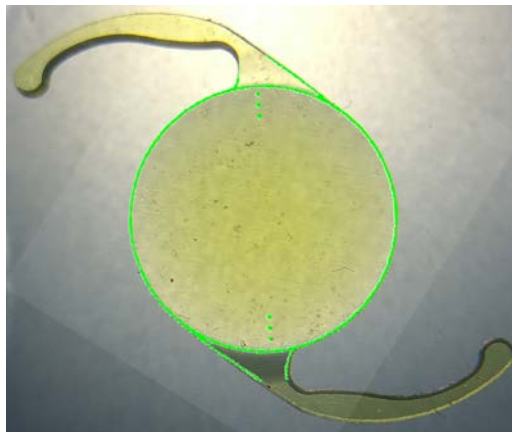


**Obrázek 3.13:** Grafické ověření polohy centračních bodů SN6ATx. Realizováno prostřednictvím toolboxu Image Measurement Utility v Matlabu. Vlastní snímky.

Pro detekci TIOL ve výchozím snímku z referenčního modulu je vytvořen model implantované čočky SN6ATx (obrázek 3.14 a jeho ověření na obrázku 3.15). Jeho projekci ve známé úhlové poloze bude prováděna analýza. Model byl vytvořen za použití grafických funkcí softwaru Adobe Photoshop CS6 a CorelDRAW X7.



**Obrázek 3.14:** Tvorba grafického modelu, a) originální předloha SN6ATx [25], b) kontrastní zvýraznění hran TIOL, c) separace a finální podoba modelu pro následnou detekci TIOL SN6Tx.



**Obrázek 3.15:** Ověření grafického modelu na vlastním snímku.

### Úvodní formulář

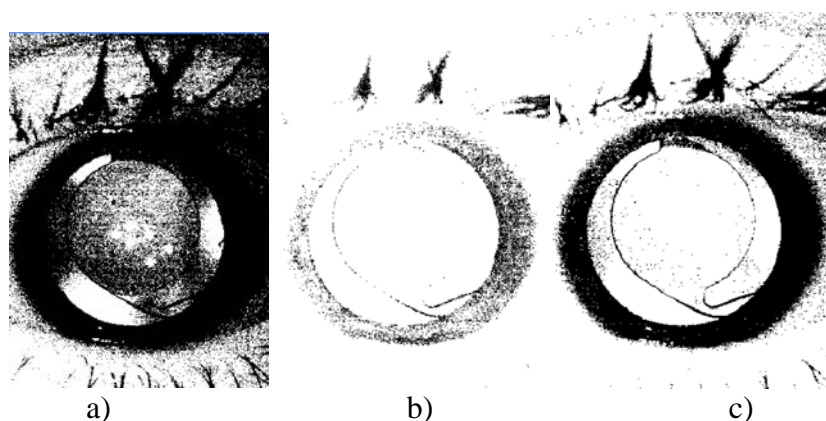
K identifikaci pacienta a přehled operačních parametrů pro pooperační diagnostiku byl vytvořen úvodní formulář. Importem požadovaného snímku do systému jsou (díky metodě *substring* využívající názvu importovaného souboru) automaticky vyplněny národně vyšetřovaného pacienta a diagnostikované oko. Nezbytné je pouze vyplnění předoperační údaje keratometrie a biometrie daného oka, včetně hodnoty operátérova indukovaného astigmatismu a polohy primární incize. Vyplňované údaje jsou automaticky ošetřeny pro správný vstupní formát a je přidáno upozornění na potenciálně nesprávné hodnoty.

Pokud jsou vstupní data správně vyplněna, lze tlačítkem PARAMETERS ARE COMPLETE nechat software zpětně vypočítat všechny parametry operačního plánu dle aktuální metodiky. Veškeré parametry jsou kalkulovány v souladu s metodikou uvedenou v kapitole 2.5 Analýza astigmatismu dle Alpinse. Cílem automatického vyplnění operačních informací je splnění požadavku uživatelské nenáročnosti a snaha minimalizace vzniku chyb. Systém navrhne optimální optickou mohutnost čočky dle vztahu SRK/T a stanoví míru rohovkového astigmatismu, dle kterého zvolí nejvhodnější model TIOL z řady čoček SN6Tx. Dle volby korekčního cylindru je následně kalkulován korekční index astigmatismu. Dále predikuje rohovkový astigmatismus po provedení vstupní incize s ohledem na SIA, určí předpokládaný reziduální astigmatismus a vizualizuje implantační osu pro TIOL. Metodika předoperační kalkulace TIOL je konstantní, takže parametry operačního plánu nemůže uživatel měnit. Změnit lze pouze hodnoty optické mohutnosti TIOL a výše korekčního cylindru, jelikož tyto hodnoty byly v některých případech odlišné od hodnot doporučených (dle empirických zkušeností operátora). Důsledkem změn parametrů je samozřejmě automatická rekalkulace ostatních hodnot. Finální podoba vstupního formuláře systému (pro fiktivního pacienta) je uvedena na obrázku 3.16. Stiskem tlačítka CHECK ACTUAL AXIS lze přistoupit k formuláři vlastní detekce úhlové polohy čočky.

**Obrázek 3.16:** Úvodní formulář systému pro identifikaci pacienta, stanovení a vizualizace užitého operačního plánu, očekávané pooperační výsledky.

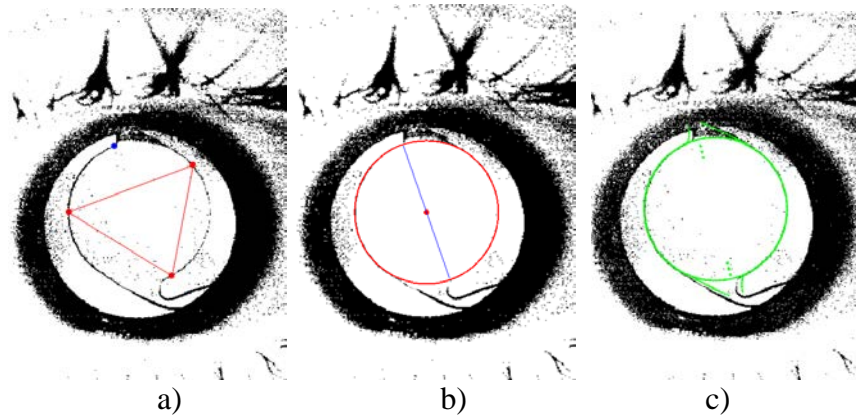


Formulář pro určení úhlové polohy obsahuje ve spodním panelu nápovědu, usnadňující uživateli pochopení jednotlivých kroků. První částí procesu detekce polohy je automatické oříznutí okolních panelů vstupního snímku (ponechána pouze oblast se snímkem oka). To omezuje použití programu pouze pro snímky z Referenční jednotky. Stiskem tlačítka TRESHOLDING přistoupíme k procesu prahování, respektive k segmentaci obrazu dle jasu jednotlivých pixelů. Posuvným ovládacím panelem nastavíme požadovanou prahovou hodnotu. Respektive konkrétní hodnotu jasu, která segmentuje hodnoty jasu pixelů na pozadí a popředí. K nastavení optimální hodnoty prahu napomáhá uživateli zjednodušený histogram rozložení jasu původního snímku. Nastavení optimálního prahového jasu je prezentováno obrázkem 3.17.



**Obrázek 3.17:** Správná volba hodnoty jasu pro prahování. Nastavení hodnoty prahového jasu: a) vysoká, b) nízká, c) optimální hodnota.

Následujícím krokem je detekce průměru a středu TIOL. Uživatel má k dispozici tři body pro označení hrany vizualizované optické části. Systém tak získá souřadnice bodů tvořící trojúhelník. Vytvořením kružnice opsané získáme souřadnice středu TIOL. Pro urychlení následující detekce úhlové polohy čočky jsme zvolili určení i čtvrtého bodu, který bude vytvářet první aproximaci pozice haptik. Úkolem uživatele tedy je přibližné určení bodu přechodu optické části čočky ve strmější část haptiky. Při neúspěšném nebo nepřesném označování lze proces restartovat a opakovat. Jednotlivé kroky jsou ošetřeny kontrolním mechanismem a upozorněním uživatele. Po kontrole značení je na identických souřadnicích zobrazen grafický model TIOL. Celý proces je uveden na obrázku 3.18). Polohu grafického modelu vůči snímku lze tažením myši dodatečně upravit a korigovat tak potenciální manuální nepřesnosti.



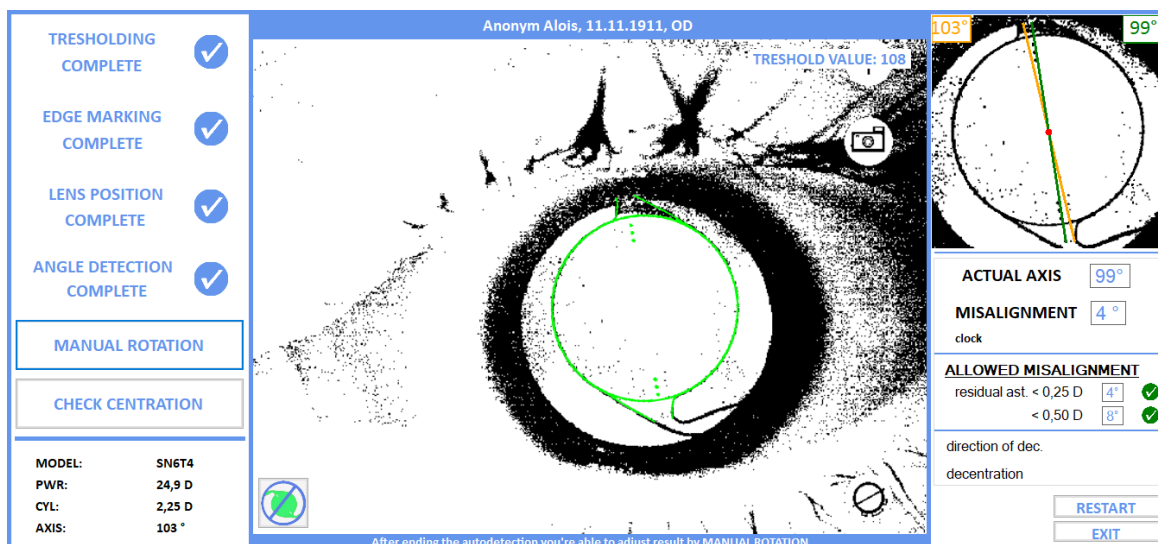
**Obrázek 3.18:** Určení průměru a středu rotace TIOL. Obrázek a) označení hran čočky a oblasti výskytu strmé části haptiky, b) vizualizace kalkulované kružnice a středu rotace, c) vložení grafického modelu dle předchozí první aproximace (lze vidět, že haptiky modelu a snímku nejsou v koincidenci)

První aproximace strmé části haptiky v předchozím kroku slouží jako výchozí orientační úhel pro následující rotaci grafického modelu o  $\pm 20^\circ$ . Pro každou úhlovou polohu je dle znalosti souřadnic středu a průměru detekované čočky vytvořena oblast zájmu. Zde je detekována nejlepší shoda grafického modelu se snímkem (obrázek 3.19). Nejlepší shoda byla definována jakožto nejmenší četnost pixelů v oblasti zájmu (obsahující grafický model s pooperačním snímkem) s hodnotou jasu rovnající se nule.

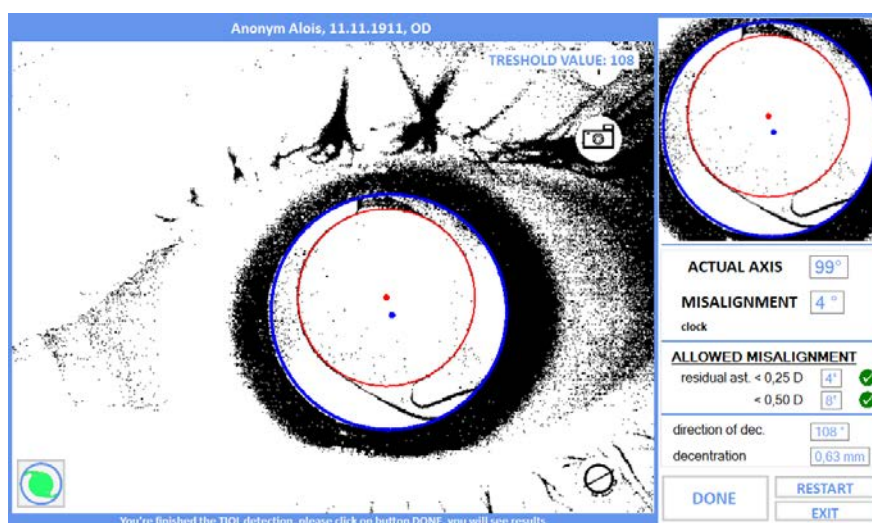


**Obrázek 3.19:** Detekce optimální shody haptik– detail oblasti haptiky. Obrázek a),b) systémem neodpovídající shoda, c) optimální shoda.

Proces detekce je vizualizován v samotném snímku i v malém náhledu v pravé horné části formuláře. Výstupem vyhodnocení optimální shody je grafické znázornění angulární pozice modelu odpovídající poloze TIOL na snímku (obrázek 3.20). Stisknutím tlačítka DONE jsou výsledná data využita pro pooperační diagnostiku. Finálním krokem je určení hodnoty a směru decentrace TIOL vůči středu zornice, dle které byla prováděna operační centrace (obrázek 3.21).

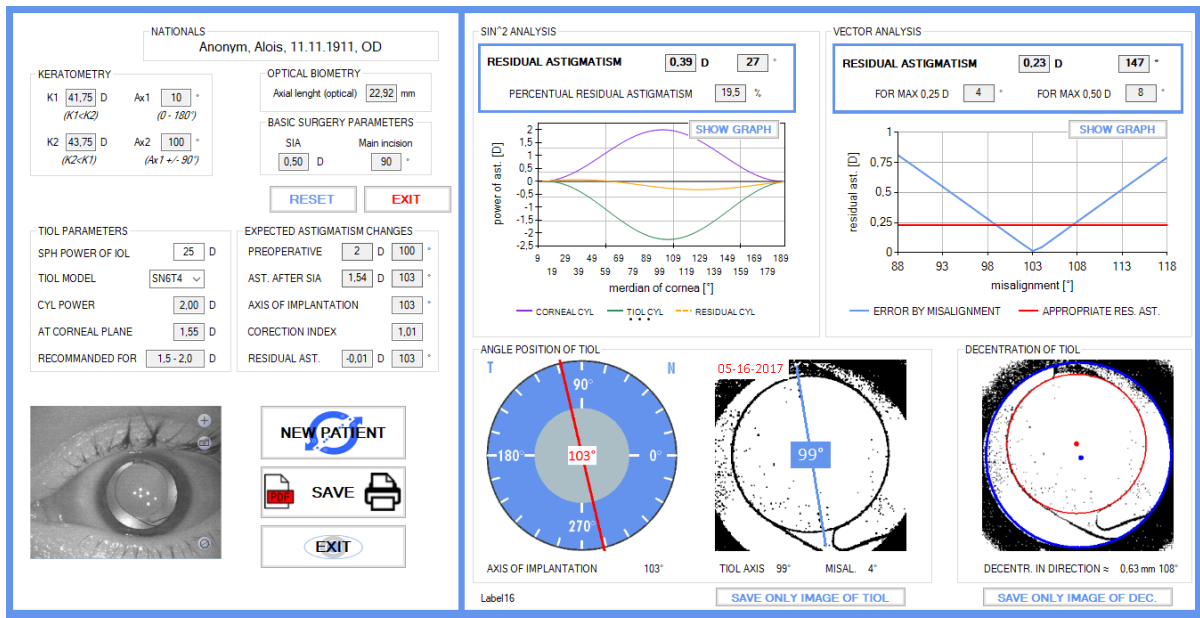


**Obrázek 3.20:** Finální vizualizace detekce – optimální angulární poloha grafického modelu vůči snímku TIOL.



**Obrázek 3.21:** Finální vizualizace decentrace

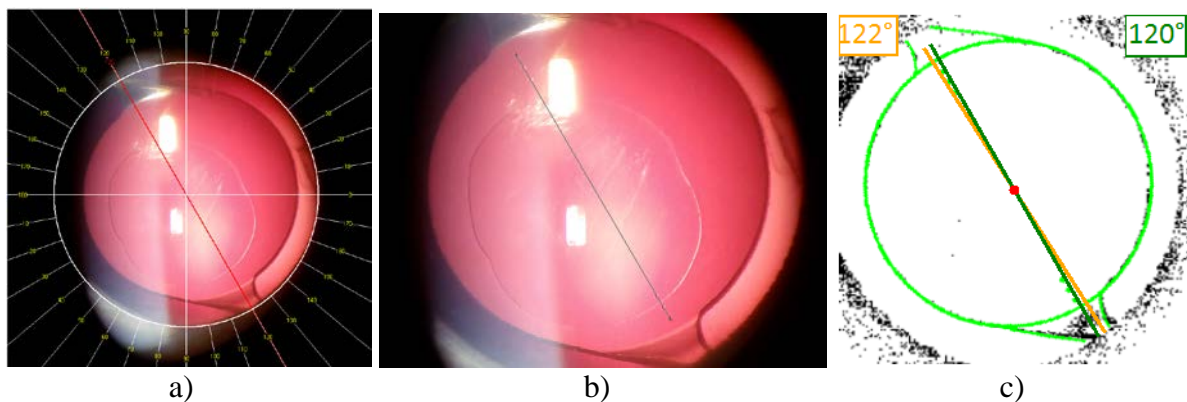
Pro analýzu reziduálního astigmatismu v rámci pooperační diagnostiky jsou využity principy kalkulace dle kapitol 2.5 a 2.6. K vyhodnocení jsou tedy využity a porovnávány dvě metodiky kalkulace. Systém provede kalkulaci výsledných hodnot a vykreslí grafy simulující závislost rotace TIOL na reziduálním astigmatismu. Jednotlivé grafy lze otevřít v novém formuláři ve větší a přehlednější podobě. Finální podoba formuláře pooperační diagnostiky je na obrázku 3.22. Jedním z požadavků byla možnost tisku výstupního formuláře obsahujícího i záznam aktuální polohy TIOL pro možnost hodnocení rotace v čase. Formulář lze tedy vytisknout, uložit ve formátu PDF nebo uložit jako obrázek (náhled v příloze G). Pro náhled funkčního systému bylo vytvořeno ukázkové video, které lze nalézt na přiloženém CD jakožto přílohu s názvem „VIDEO\_-\_EYEFUS\_TIOLs“. Instalační soubor lze též nalézt jako přílohu.



Obrázek 3.22: Výstupní formulář pooperační diagnostiky s možností tisku nebo uložení.

### 3.5 Validita navrhovaného systému

Pro vyhodnocení funkce navrhovaného systému byly porovnány výsledky získané ze snímku pořízeného referenčním modulem a snímku pořízeného prostřednictvím šterbinové lampy a externího fotoaparátu. Na optickém biomikroskopu byla kontrola polohy hlavy pacienta prováděna pomocí značek určujících pozici vnějších očních koutků. Ke komparaci s vlastním systémem bylo využito softwaru Goniotrans a Adobe Photoshop (ukázka na obrázku 3.23). Porovnány byly celkem tři dvojice snímků. Jednotlivé výsledky určení úhlové polohy se lišily nanejvýše o 2°. Výsledky měření jsou prezentovány tabulkou 3.3.



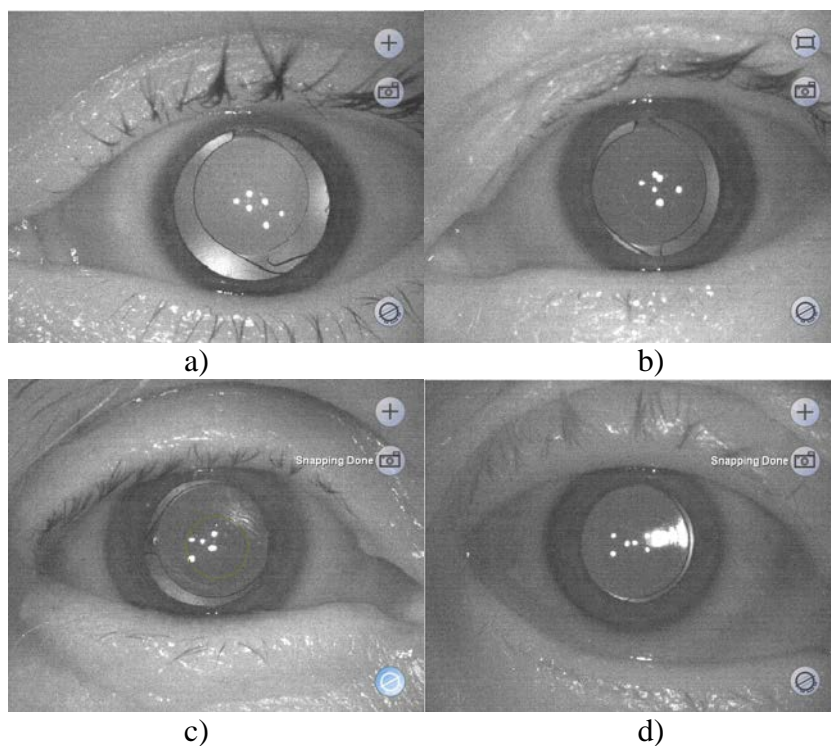
Obrázek 3.23: Výsledky komparace digitálního snímku. Obrázek a) Goniotrans (výsledek = 120°), b) Adobe Photoshop (výsledek = 120,3°), c) vlastní navrhovaný systém (výsledek = 120°).

**Tabulka 3.3:** Výsledky komparace měření s měřením digitálních snímků.

ČÍSLO SNÍMKU	TECHNIKA STANOVENÍ ÚHLOVÉ POZICE			MAX. ROZDÍL [°]
	GONIOTRANS [°]	ADOBE PH. [°]	VL. SYSTÉM [°]	
1	120,0	120,3	120,0	0,3
2	167,0	166,6	165,0	2,0
3	81,0	80,5	82,0	1,5

Jediným subjektivním faktorem ovlivňujícím výsledky detekce angulární polohy TIOL navrhovaného systému je manuální značení hran optické části TIOL. Nezbytné je tedy vyhodnotit opakovatelnost, určit vliv subjektivity a jaký význam mají případné nepřesnosti pro výslednou detekci. Pro hodnocení bylo vybráno 5 subjektů, přičemž kritériem výběru byla odlišná odbornost v problematice. Pětice subjektů tedy byla tvořena oftalmologem, zdravotní sestrou, studentem optometrie, optikem a naprostým laikem v oboru. Po objasnění principu a požadavku testování byla každým subjektem provedena zkušební detekce. Následně každý subjekt použil navrhovaný systém u čtyř pooperačních snímků, přičemž každý snímek představoval jinou úroveň obtížnosti (vybrané snímky jsou prezentovány obrázkem 3.24). Čtvrtý snímek (obrázek 3.24 – d) s nízkým kontrastem i mydriázou (nevhodné pro autodetekci) a pouze částečně viditelnou haptikou byl zvolen cíleně pro nezbytné použití manuálního způsobu rotace modelu a čistě subjektivnímu zvolení optimální polohy. Každý snímek bylo nutno použít pro tři měření, přičemž každé měření muselo být provedeno pro rozdílné hodnoty voleného tresholdingu (předem dané hodnoty). Subjekt měl možnost při chybném označení optické části TIOL na vlastní žádost proces značení jedenkrát opakovat. Angulární poloha byla tedy stanovena pro každý snímek celkem 15 krát. U každého měření byl zaznamenáván vypočítaný průměr optické části v jednotkách pixelu (picture element – pix), hodnota prahování a výsledná detekovaná úhlová poloha.

Výsledky testů jsou prezentovány tabulkou 3.4. Pro ideální snímek (snadný) bylo zaznamenáno 14 identických výsledků výsledné detekované polohy. Pro průměrný snímek bylo zaznamenáno 12 identických výsledků s maximálním rozdílem 1° výsledné polohy. Náročná varianta s jedinou viditelnou haptikou se v rámci detekce lišila pouze ve dvou případech, přičemž byl zjištěn maximální rozdíl výsledků nepřevyšující 2°. Velmi náročná varianta byla zatížena subjektivitou nejvýznamněji. Výsledné hodnoty manuální rotace dostaly rozdílu až dvou úhlových stupňů, což je s ohledem na obtížnost a špatnou kvalitu snímku přijatelná hodnota.



**Obrázek 3.24:** Snímky zvolené pro testování subjektivního faktoru detekce. Snímek: a) ideální (snadný), b) průměrný, c) náročný, d) velmi náročný (nutnost manuální detekce).

**Tabulka 3.4:** Výsledné hodnoty testů subjektivity a opakovatelnosti.

SUBJEKT	MĚŘENÍ	OBTÍŽNOST SNÍMKU											
		IDEÁLNÍ			PRŮMĚRNÝ			NÁROČNÝ			MAN. V. NÁROČNÝ		
		ÚHEL [°]	RAD. [PX]	PRÁH	ÚHEL [°]	RAD. [PX]	PRÁH	ÚHEL [°]	RAD. [PX]	PRÁH	ÚHEL [°]	RAD. [PX]	PRÁH
1	1	99	108,4	90	6	107,9	80	96	108,6	80	77	105,1	90
	2	99	108,9	100	6	107,3	85	94	108,0	90	77	104,9	100
	3	99	108,2	110	6	107,3	90	95	107,3	100	78	105,2	110
2	1	99	108,0	90	6	108,0	80	95	108,6	80	77	106,3	90
	2	99	108,1	100	6	107,4	85	95	108,0	90	78	106,8	100
	3	99	108,4	110	6	107,9	90	95	107,4	100	77	106,0	110
3	1	100	109,5	90	6	107,4	80	96	108,2	80	77	105,3	90
	2	99	109,0	100	6	106,9	85	95	107,8	90	79	107,0	100
	3	99	107,8	110	5	106,9	90	95	107,5	100	77	106,2	110
4	1	99	108,9	90	6	107,9	80	96	108,5	80	77	105,4	90
	2	99	108,5	100	6	108,0	85	95	106,6	90	78	106,2	100
	3	99	108,4	110	5	107,1	90	95	107,6	100	79	106,5	110
5	1	99	107,6	90	6	107,9	80	95	108,4	80	77	105,2	90
	2	99	108,2	100	6	107,6	85	95	108,3	90	78	105,6	100
	3	99	108,0	110	5	107,3	90	95	107,9	100	77	105,8	110
<b>MAX ROZDÍL</b>		<b>1</b>	<b>1,9</b>		<b>1</b>	<b>1,1</b>		<b>2</b>	<b>2,0</b>		<b>2</b>	<b>2,1</b>	

### 3.6 Pooperační analýza reziduálního astigmatismu

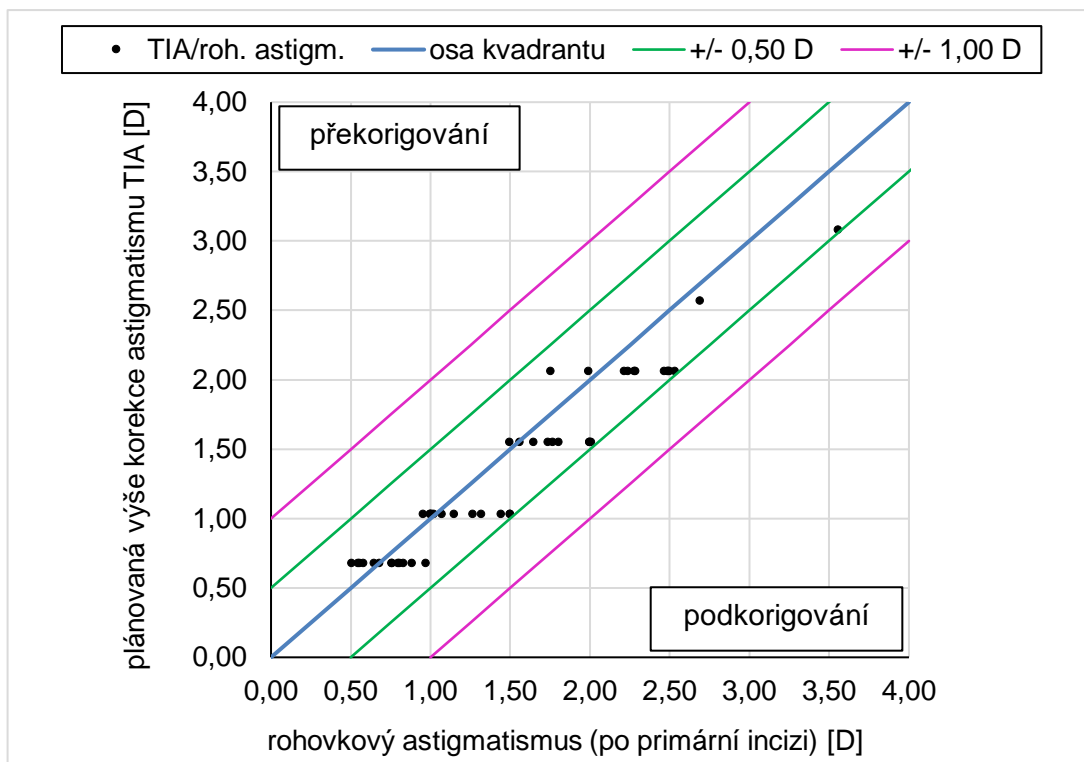
Součástí práce je pooperační analýza reziduálního astigmatismu očí s implantovanou TIOL modelové řady SN6ATx. V období od dubna 2016 do dubna 2017 bylo za asistence systému VERION úspěšně implantováno 133 nitroočních torických čoček. Cílem analýzy bylo vyhodnocení krátkodobé rotační stability implantovaných TIOL v závislosti na stanovených předpokladech a hodnocení výsledného reziduálního astigmatismu. Použité principy analýzy a terminologie odpovídá metodice analýzy astigmatismu dle Alpinse (literatura [48, 50]). Analýza dle metodiky Yae a Kuboty nezohledňuje hodnotu SIA, proto byla využita pouze jako náhledová komparativní analýza v rámci funkcí navrhovaného systému a její výsledky nebyly vyhodnocovány. Veškerá využitá vstupní data jsou uvedena v příloze D, výstupy měření pak v přílohách E a F.

Pořízení pooperačních snímků bylo realizováno dle stanovené metodiky (v kapitole 3.2) a probíhalo v rozsahu 7-14 dní po operaci, respektive při realizaci chirurgie katarakty druhého oka. To snížilo počet pooperačně diagnostikovaných očí více než o polovinu. Pro validitu studie byli vyloučeni pacienti s jakýmkoliv patologickými stavy oka nebo pooperačními komplikacemi, které by ovlivnily výsledné hodnoty. Dále byly vyloučeny snímky neodpovídající stanoveným kritériím (neoptimální mydriáza, nízký kontrast atd). Finální soubor tak činil 47 diagnostikovaných očí. Stručná demografická data souboru jsou prezentována tabulkou 3.5.

**Tabulka 3.5:** Demografická data souboru diagnostikovaných pacientů

	POČET DIAGN. OČÍ	Z TOHO OPEROVÁNO FEMTOLASEREM	VĚKOVÝ PRŮMĚR A SM. ODCHYLKA
ŽENY	27	6	65,93±10,78
MUŽI	20	4	65,70±11,44
CELKEM	47	10	63,98±10,84

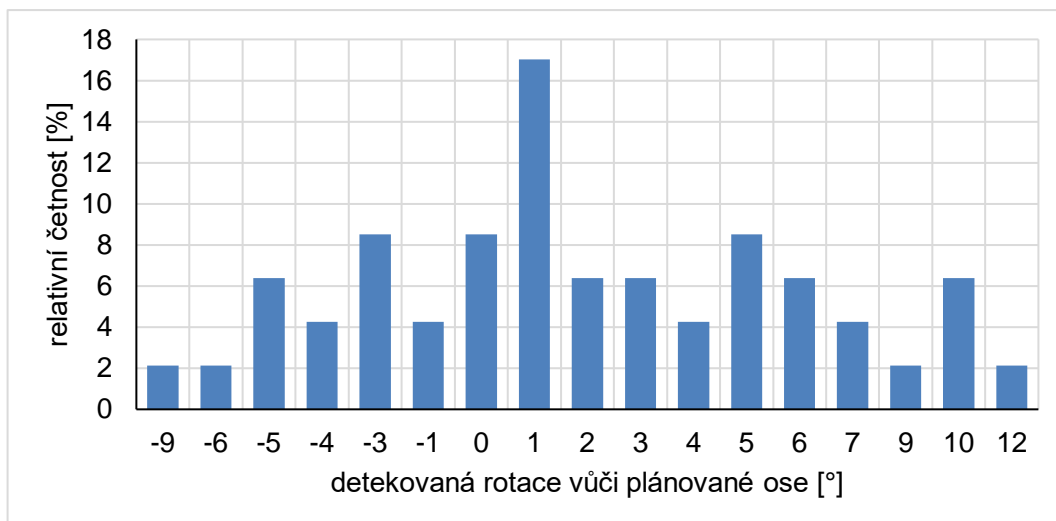
Průměrná výše předoperačního rohovkového astigmatismu činila 1,62 D. Při vytváření operačního plánu a volbě výše korekčního cylindru bylo dle grafu 3.2 tendencí mírné podkorigování astigmatismu (nejstrmější osy). U 70,21 % očí byla plánována podkorekce (maximální hodnota podkorekce byla rovna 0,48 D) a plánované překorigování bylo u 29,79 % očí (maximální hodnota překorigování činila 0,31 D). Průměrná hodnota korekčního indexu byla stanoven na 0,92±0,15. V daném souboru byly implantovány TIOL SN6ATx následujících modelů: T2 (13 očí), T3 (12), T4 (9), T5 (11), T6 (1) a T7 (1).



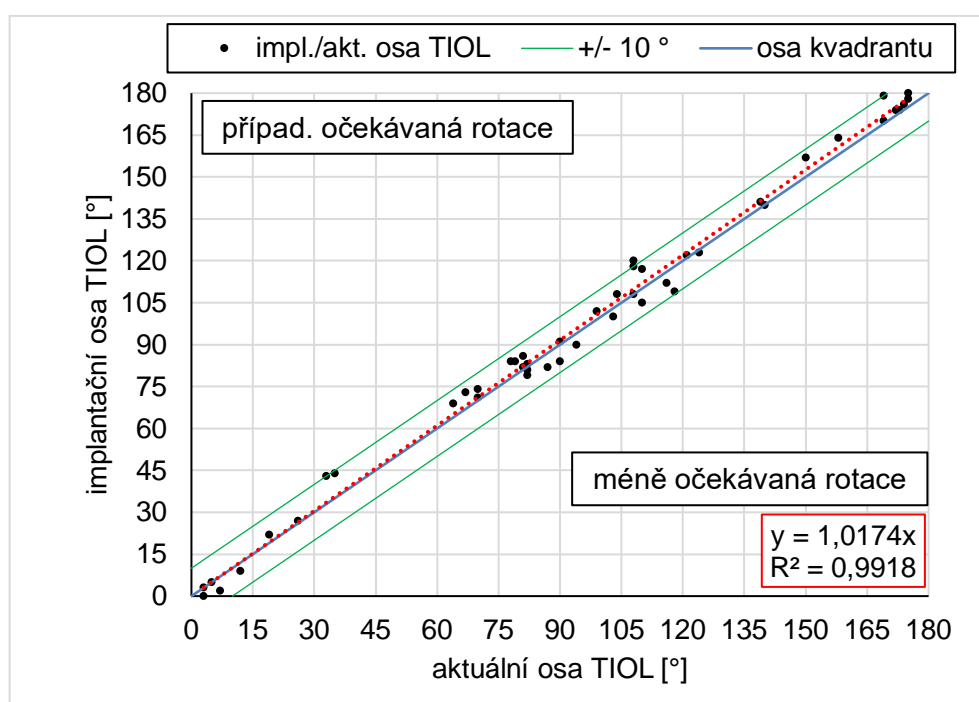
**Graf 3.2:** Míra rohovkového astigmatismu a výše jeho plánované korekce.

Vyhodnocení krátkodobé rotační stability probíhalo pro průměrnou hodnotu rotace TIOL vůči plánované ose stanovenou ze tří snímků. Porovnání hodnoty implantační osy s osou aktuální je prezentováno grafem 3.4 a relativní četnost míry rotace je prezentována grafem 3.3. Maximální zaznamenaná hodnota rotace čočky byla rovna  $12^\circ$ . Rotace po směru hodinových ručiček, tedy po očekávaném směru, je dle konvence označena kladnými hodnotami. Pokud TIOL rotovala proti pravidlu stabilizačního mechanismu (proti směru hodinových ručiček), je uvedena jako záporná. Celkem u 4 očí (8,51 %) nebyla detekována žádná rotace. Celkem 30 TIOL (61,22 %) rotovalo po směru hodinových ručiček, 15 TIOL (30,27 %) rotovalo proti směru hodinových ručiček. Nejvyšší četnost byla zaznamenána pro rotaci  $1^\circ$  po směru hodinových ručiček. A nejvyšší četnosti nezávisle na jejím směru rotace, byly zaznamenány pro hodnoty  $1^\circ$  (21,28 %),  $3^\circ$  (14,89 %) a  $4^\circ$  (14,89 %). Výsledná průměrná absolutní hodnota rotace byla stanovena na  $3,96^\circ$  se směrodatnou odchylkou  $3,05^\circ$ .



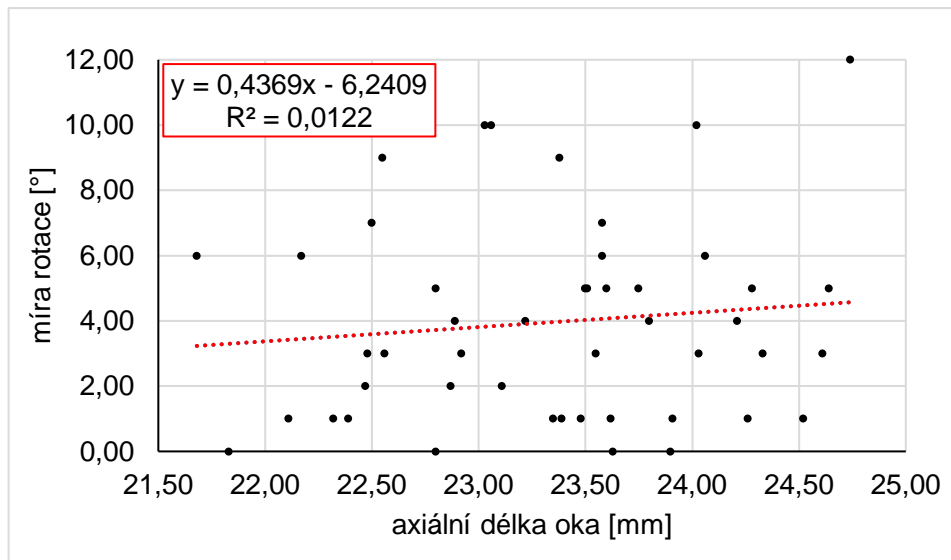


**Graf 3.3:** Relativní četnost detekovaného úhlu rotace vůči plánované ose.

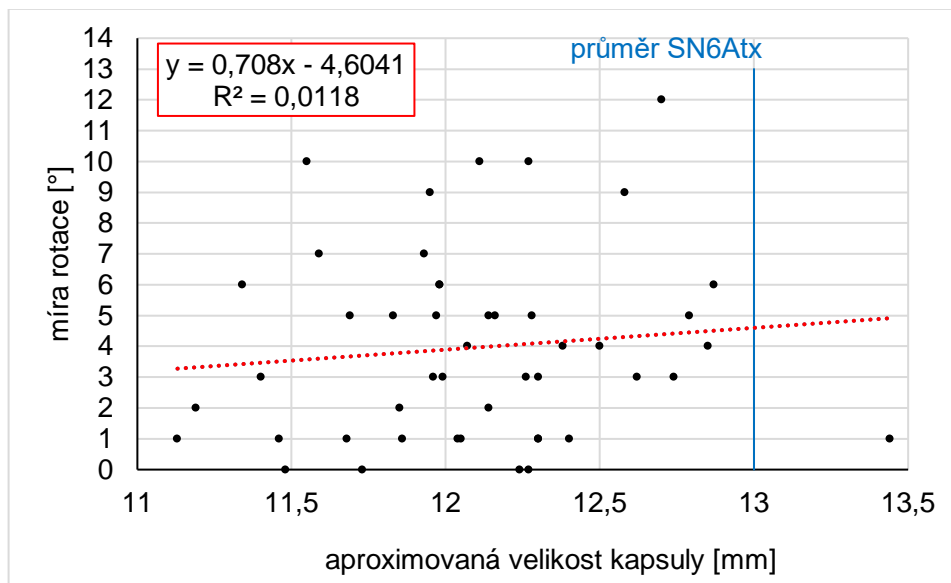


**Graf 3.4:** Graf komparace implantační a aktuální osy TIOL.

Jako jeden z faktorů ovlivňujících rotační stabilitu TIOL je uváděna axiální délka oka. V našem souboru pacientů nebyl na základě výsledků (uvedených grafem 3.5) tento faktor považován za signifikantní, jelikož nebyla nalezena jednoznačná korelace daných parametrů. Identicky byla hodnocena přímá závislost míry rotace na odhadované velikosti kapsuly dle parametru WtW, který byl stanoven RU v rámci předoperační diagnostiky (graf 3.6).



**Graf 3.5:** Graf závislosti míry rotace TIOL na axiální délce oka.



**Graf 3.6:** Závislost rotace TIOL na odhadované velikosti kapsuly dle průměru limbu.

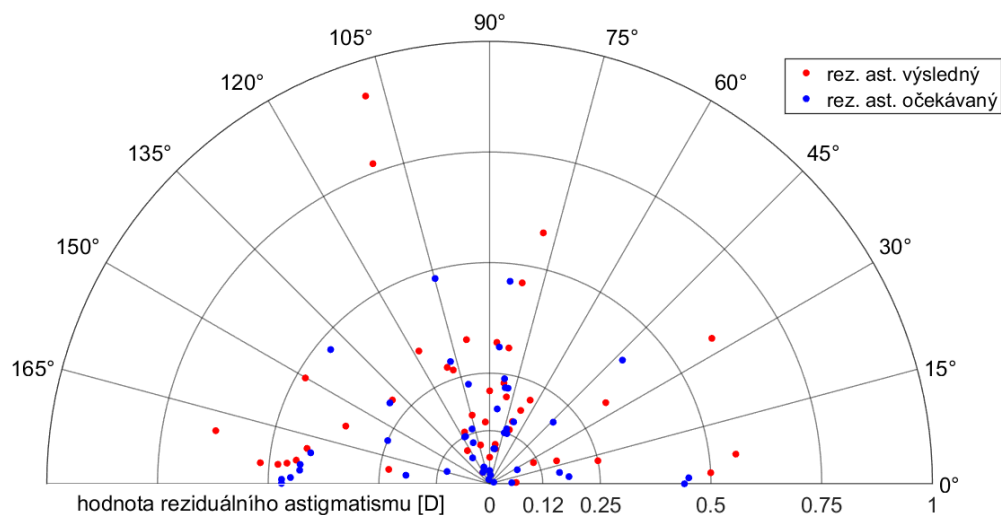
Dále byla provedena komparace rotační stability TIOL při standardizaci manuální kapsulorexie systémem VERION a při kapsulotomii realizované za asistence femtosekundového laseru. Výsledky rotace obou skupin byly podrobeny Dvouvýběrovému t-testu s nerovností rozptylů (zvoleného dle výsledku Dvouvýběrového F-testu na rozptyl) na hladině významnosti 0,05. Zjištěná p-hodnota byla rovna 0,79 při srovnání skupiny operované manuální fakoemulzifikací a skupiny operované femtolaserem potvrzuje identičnost hodnot (uvedeno tabulkou 3.7).

Hodnota reziduálního astigmatismu je určena hodnotou cíleného podkorigování nebo překorigování danou TIOL, ale je navýšena případnou rotací. Vypočítané maximální povolené hodnoty rotace v rámci zvoleného optimálního korekčního indexu (uvádí tabulka 3.6) je zřejmý jednoznačný rozdíl v povolené rotaci modelů s nízkým a vysokým korekčním cylindrem. Například TIOL modelu T2 dovoluje pro reziduální astigmatismus do 0,25 D maximální rotaci až 10° ale pro model T5 je maximum rotace o 3°. Proto nelze uvádět míru rotace jakožto jediný parametr analýzy. Shodnost některých povolených rotací i přes rozdílný korekční cylindr je zapříčiněna zaokrouhlením korekčního indexu a aproximovaného reziduálního astigmatismu na dvě desetinná místa.

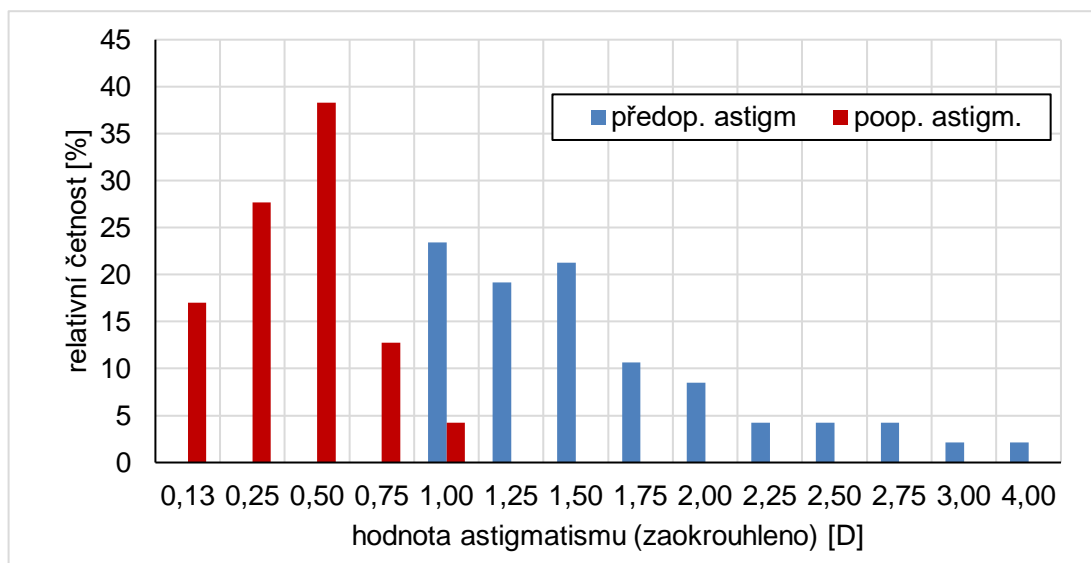
**Tabulka 3.6:** Maximální povolená míra rotace pro reziduální astigmatismus.

OZNAČENÍ MODELU	KOR. CYL. V ROVINĚ		KOREKČNÍ INDEX	MAX. ROTACE PRO REZ. AST. [°]	
	TIOL	ROHOVKY		DO 0,25 D	DO 0,50 D
T2	1,00	0,68	0,96	10	21
T3	1,50	1,03	1,03	7	14
T4	2,25	1,55	1,03	4	9
T5	3,00	2,06	1,03	3	7
T6	3,75	2,57	1,03	2	5
T7	4,50	3,08	1,03	2	4
T8	5,25	3,6	1,03	1	3
T9	6,00	4,11	1,03	1	3

Dekompozicí hodnot astigmatismu rohovky po realizaci rohovkových incizí a známé mohutnosti cylindru korekční TIOL jsme schopni aproximovat reziduální astigmatismus. Komparaci plánovaného a reálného reziduálního astigmatismu v absolutní hodnotě představuje graf 3.7. Absolutní hodnota v případě plánovaného reziduálního astigmatismu nepřekročila 0,50 D, kdežto výsledné reálné hodnoty zatížené rotací TIOL nepřevýšily 0,92 D. U celkem 82,98 % operovaných očí byl pooperační astigmatismus způsobený rotací TIOL maximálně 0,5 D včetně.



**Graf 3.7:** Polární graf rozložení absolutní hodnoty plánovaného a výsledného reziduálního astigmatismu dle vektorové analýzy.



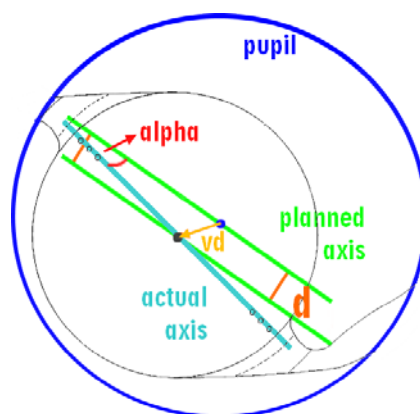
**Graf 3.8:** Komparace relativní četnosti astigmatismu předoperačního a reziduálního.

Dalším parametrem hodnocení reziduálního astigmatismu je jeho vliv na pooperační zrakovou ostrost. Dle bodového grafu 3.9 lze hodnotu reziduálního astigmatismu 0,50 D stanovit jako horní hranici pro optimální subjektivní zrakovou ostrost do dálky (0,8 a lépe) bez nutnosti další korekce. Tohoto visu bylo dosaženo u celkem 89,36 % očí, přičemž u 80,85 % z celkového počtu zároveň nepřesáhlo zmíněnou hranici reziduálního astigmatismu 0,50 D.

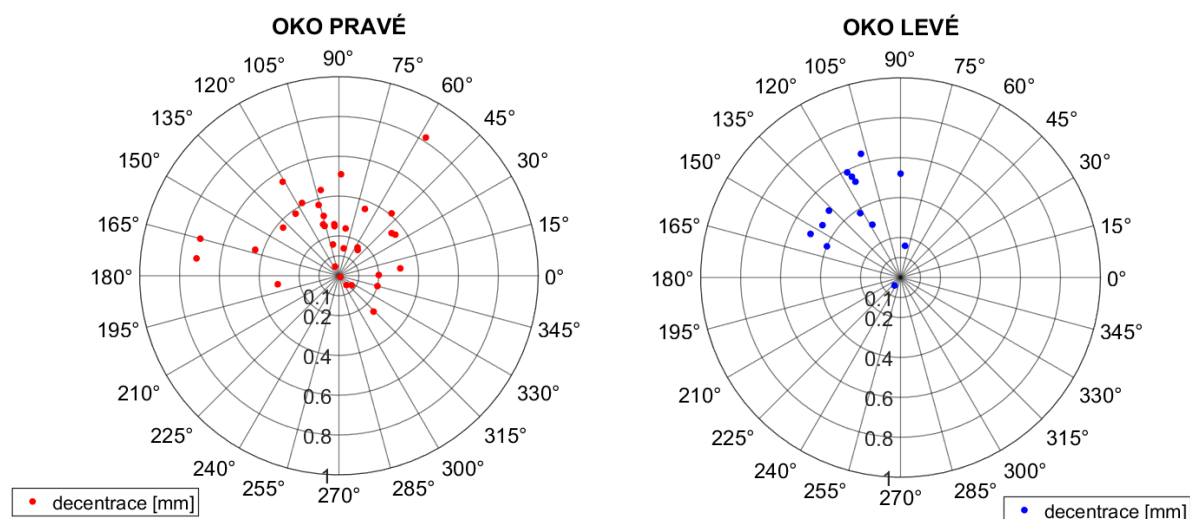


**Graf 3.9:** Reziduální astigmatismus a zraková ostrost do dálky.

Pooperační decentrace čočky byla vyhodnocována jakožto vzdálenost středu rotované TIOL od středu zornice, respektive od plánované korekční osy (princip objasňuje obrázek 3.25). Za využití znalosti souřadnic středu TIOL a zornice v mydriáze byl definován vektor posunutí čočky (určen velikostí posunu směrem, viz graf 3.10). Polární grafy jsou orientovány jako z pohledu vyšetřujícího na oči pacienta vyšetřovaného na optickém biomikroskopu, respektive RU. Velikost vektoru decentrace TIOL byla v naprosté většině případů (91,49 %) menší než 0,6 mm. Jednoznačně však převládala decentrace superiorním směrem, u pravých očí navíc temporálně (64,71 %) u levých očí nasálně (92,31°). Počet diagnostikovaných levých očí byl však významně nižší (viz tabulka 3.7). Statisticky významná souvislost směrové decentrace s mírou pooperační rotace TIOL nebyla pozorována. Průměrná hodnota decentrace osy TIOL byla zjištěna  $0,23 \pm 0,17$ .



**Obrázek 3.25:** Princip určení decentrace a vektoru decentrace TIOL. Kde  $d$  je výsledná hodnota decentrace,  $\alpha$  je úhel rotace čočky vůči plánované ose a  $vd$  vektor decentrace.



**Graf 3.10:** Míra a směr decentrace TIOL vůči středu zornice v mydriáze. Odděleno pravé a levé oko, vizualizováno z pohledu vyšetřujícího.

Následující tabulka 3.7 vytváří přehled výsledných parametrů a hodnot, které byly v rámci analýzy sledovány a budou nadále diskutovány.

**Tabulka 3.7:** Přehled výsledných parametrů analýzy.

PARAMETR	HODNOTA A SM. ODCH.
poměr diagnostikovaných očí počet OP / OL	34 / 13
korekční index [-]	0,92±0,15
hodnota rotace: fakoemulzifikace / femtolaser [°]	4,00 / 3,80
index úspěšnosti (IOS) [-]	0,07±0,05
četnost zrakové ostrosti předoperační – pod 0,8 [%]	82,98
četnost zrakové ostrosti pooperační – 0,8 a lépe [%]	89,36
reziduální astigmatismus: plánovaný / reálný [D]	0,21±0,16 / 0,31±0,20
chyba plánovaného a reálného rez. astigmatismu [D]	0,10±0,13
průměrná decentrace osy TIOL [mm]	0,23±0,17

výsledky udávány jako aritmetický průměr absolutních hodnot daných parametrů

## 4 Diskuse

### **Principy a využití virtuální navigace**

Prvním cílem zadání práce bylo uvedení principů a technologie virtuální navigace. Jejich objasnění bylo vzhledem k nedostupnosti literatury uváděno zejména na základě vlastních zkušeností. Nezbytný získaný teoretický základ byl nadále uplatňován při samotné chirurgii katarakty. Za pomoci virtuální navigace bylo úspěšně uskutečněno 133 operačních zákroků odstraňujících kataraktu a to výhradně za spolupráce operátora s autorem práce. U všech operovaných očí byla provedena implantace nitrooční torické nitrooční čočky řady SN6ATx za účelem korekce rohovkového astigmatismu. Použitím referenčních snímků navigačního systému VERION bylo dosaženo vyšší úrovně standardizace parametrů chirurgického zákroku a zajištěn jeho nekomplikovaný průběh bez nutnosti zvýšené spolupráce pacienta s operátorem. Navigačním systémem tak byla provedena standardizace polohy korneálních incizí, velikost a centrace kapsulorexe, implantační osa torické čočky i její centrace.

### **Metodika pořízení pooperačních snímků**

Stěžejní částí práce bylo stanovení metodiky vytvoření pooperačních snímků za využití referenčního modulu systému VERION, následované určením úhlové polohy TIOL a analýzou reziduálního astigmatismu. V klinické praxi je konvenčním způsobem pooperační úhlová poloha TIOL stanovována prostřednictvím optického biomikroskopu a to manuálně rotací optického řezu či přídavného okuláru, nebo na základě grafické analýzy vytvořených snímků. Výhodou správně pořízených snímků je přímá vizualizace centračních bodů čočky, určujících její aktuální úhlovou polohu. Vybrané techniky analýzy pooperačních snímků (prezentované kapitolou 2.3) jsou realizovány nejčastěji manuálním označení centračních bodů v grafickém softwaru pro úpravu obrázků. Ačkoliv se na první pohled jedná o snadná řešení, nepovažujeme je za standardizovanou a flexibilní pro běžnou klinickou praxi. Bylo zjištěno, že při pooperačním měření keratometrie rohovky referenčním modulem lze také za optimální mydriázy vizualizovat kontrastní hrany čočky. Použitím snímku obrazovky RU bylo možno aktuální zobrazení uložit jako obrázek, který je automaticky nahrán na server pro sdílení dat RU a DM. Vytvoření takovýchto snímků má však značná omezení. Nejvýznamnějším byla nemožnost vizualizace centračních bodů, jelikož byl snímek z IR módu pouze ve stupních šedi. Druhým omezením se stalo nízké rozlišení snímku, které bylo definováno právě velikostí obrazovky RM (tedy 800 x 600 pixelů). Výhodou pořízení snímků je však komfort pro pacienta. Oslnění zdrojem světla v optickém biomikroskopu je vyšetřovaným vnímáno jako nepříjemné. V IR

módu je však RU detekováno zejména reflektované záření IR LED, jehož vlnová délka je nad prahem senzitivity fotoreceptorů. Avšak právě trojice IR LED je při mydriáze reflektována přední plochou rohovky (první Purkyňův obrázek), ale i přední plochou implantované čočky (třetí Purkyňův obrázek). Systém detekuje dvojnásobný počet reflexů a není tak schopen provést pooperační měření keratometrie, které musí být tedy provedeno před samotnou aplikací mydriatik. Ačkoliv ve snímku nebyly vizualizovány centrační body, byla grafickou analýzou potvrzena možnost jejich aproximace dle polohy vůči haptikám čočky. Tím však vznikla další podmínka pro pořízený snímek a to optimální mydriáza o větším průměru než průměr optické části čočky a vizualizace alespoň jedné z haptik. Po stanovení optimálních světelných podmínek při vyšetření bylo dosažení optimální mydriázy největší překážkou vytvoření snímku. Dle vlastních zkušeností nebylo možno přibližně u 15 % vyšetřovaných docílit vhodné mydriázy pro pořízení použitelného snímku. Dostatečná mydriáza je tedy významným limitujícím faktorem. Komplexně však hodnotíme metodiku a možnost pořízení pooperačních snímků prostřednictvím referenční jednotky jako úspěšnou, uživatelsky nenáročnou a při zachování kontrolních mechanismů jako spolehlivou.

### **Návrh systému pro pooperační diagnostiku**

Prioritním cílem návrhu systému pro pooperační diagnostiku byla plná automatizace procesu detekce čočky v obraze i určení její polohy. Avšak vzhledem k limitnímu rozlišení snímku, nejednotnému kontrastu a velikosti mydriázy bylo nutno pro detekci optické části čočky ve snímku zvolit manuální označení kontrastních hran. Pokud by bylo možné vytvoření snímku během IR módu v dostatečně vysoké kvalitě, naskytla by se možnost využití Houghovy transformace pro detekci kruhu v obraze a dalšími analytickými kroky by bylo reálné detekovat úhlovou polohu čočky. Referenční jednotka byla však koncipována zejména pro předoperační diagnostiku a nebyly předpokládány záměry pooperační diagnostiky. Pro určení polohy čočky byl zařazen proces prahování snímku, respektive nastavení prahové hodnoty jasů pixelu vytvářející základní segmentaci obrazu. Využití snímku je opět limitováno velikostí mydriázy, respektive sítnicovým reflexem vytvářejícím kontrast vůči hranám čočky. Pokud je kontrast dostatečný lze pomocí trojice bodů určených uživatelem sestavit kružnici, jejíž střed a průměr bude odpovídat identickým parametrům čočky. Označení je však subjektivním faktorem, který bylo nutné vyhodnotit v rámci určení validity systému (popsáno níže). Následnou projekcí vytvořeného modelu čočky a jeho rotace je po omezení na oblast zájmu možno detekovat nejlepší shodu matice pixelů v rozsahu rotace modelu.



Vstupním formulářem byl realizován požadavek nenáročnosti systému na vstupní data. Zvolením pooperačního snímku jsou automaticky vyplněny národné pacienta a jediné manuálně zadávané parametry jsou hodnoty keratometrie a axiální délka oka. Fixovanou hodnotou je míra SIA operátora a osa primární incize, jelikož metodika chirurgie a lokalizace incize byla neměnná. Ostatní předoperační parametry a předpoklady jsou systémem kalkulovány zcela automaticky. Manuálně lze upravit doporučené hodnoty optické mohutnosti a modelu čočky určujícího velikost korekčního cylindru. Pro automatizaci i pooperační diagnostiky byl vytvořen výstupní formulář, který využívá analýzy reziduálního astigmatismu dle Alpinse a zároveň dle Yae a Kuboty. Obě analýzy byly využity pro komparaci, jelikož nedosahují identických výsledků (Yae a Kubota neuvažují SIA). Grafické znázornění reziduálního astigmatismu vytváří ucelenou představu o průběhu funkce a hodnotách reziduálního astigmatismu i jeho potenciální změnu další rotací čočky. Dále je za využití znalosti souřadnic středu detekované čočky určena orientační míra decentrace implantační osy vůči středu zornice. Identifikace vzájemného vztahu středů pupily a čočky byla zvolena dle způsobu centrace navigované implantační osy. Zjištěné údaje mají pouze orientační charakter a jsou součástí realizované pooperační diagnostiky. Požadavek záznamu výsledných hodnot byl vyřešen možností uložení oblastí zájmu jako obrázků nebo tisk kompletního náhledu všech předoperačních i pooperačních dat. Součástí navrhovaného systému jsou také doplňkové formuláře. Prvním je formulář pro kalkulaci míry SIA dle předoperačních a pooperačních keratometrických dat a formulář pro měření úhlové polohy ze snímků pořízených optickým biomikroskopem. Dále pak formulář informačního charakteru pro prohlížení parametrů vybraných modelů TIOL obsahující základní parametry a odkazy na detailní produktové informace i dostupné online kalkulátory doporučené výrobcem.

Návrh systému splňuje všechny předem stanovené požadavky, respektive spolehlivost měření úhlové polohy, uživatelskou nenáročnost, možnost grafického záznamu výsledného měření i decentrace vůči pupile a automatické vyhodnocení pooperační rotace TIOL a jejího vlivu na reziduální astigmatismus.

### **Validita systému a subjektivní faktory**

Nastavení hodnoty prahu (vzhledem k nejednotnosti snímků) a manuální značení byly jako subjektivní faktory vyhodnocovány, respektive byl stanoven jejich vliv na výslednou systémem detekovanou polohu. Pětice subjektů s rozdílnou odborností prováděla opakovaně určení polohy čočky navrhovanou technikou a to při předem definovaných rozdílných hodnotách prahu a pro čtveřici snímků s rozdílnou obtížností, respektive rozdílnou vizualizací haptik

a kontrastem. Maximální rozdíl výsledných hodnot činil  $2^\circ$  a to i u snímku s nejvyšší obtížností, kdy vzhledem k nízkému kontrastu bylo nezbytné volit čistě manuální dokorigování výsledné polohy. Rozdílnost výsledků pravděpodobně spočívala v zaokrouhlení výsledné úhlové hodnoty (zaokrouhlováno na celé stupně, jelikož navigace je realizována s přesností  $1^\circ$ ) a vlivem lehce odlišného středu rotace získaného na základě značení hran optické části čočky. U několika TIOL bylo pozorováno vychýlení vůči frontální rovině. Takto vychýlená čočka vytvoří po procesu prahování vizuálně silnější tmavou hranu v dané oblasti optické části. Při označování je tak nezbytné si tento fakt uvědomit a označit vnitřní, nikoliv vnější hranu čočky. Výsledná hodnota úhlové polohy TIOL tedy závisí na procesech prahování a označování optické části čočky, ale výsledná odchylka je minimální. Dalším vyhodnocením validity systému pomocí alternativních konvenčně používaných technik byla určena identický rozdíl hodnot finální detekované polohy. Maximální rozdíl mezi všemi třemi mechanismy činil  $2^\circ$ . Vzhledem ke klinické praxi hodnotíme tento rozdíl jako méně zásadní.

### **Analýza rotační stability a reziduálního astigmatismu**

Pooperační analýzou byl vyhodnocován daný soubor pacientů na základě dat získaných navrhovaným systémem. Stěžejními daty byly míra rotace TIOL a její ovlivnění výše reziduálního astigmatismu. Cílem vyhodnocení byla krátkodobá rotační stabilita měřena v rozmezí 7-14 dní po operaci. Rotace TIOL po směru hodinových ručiček byla vzhledem ke stabilizačnímu mechanismu očekávanější. Předpoklad potvrzovalo celkem 61,22 % případů. Průměrná absolutní hodnota krátkodobé rotace modelů SN6ATx dosáhla  $3,96^\circ$  se směrodatnou odchylkou  $3,05^\circ$ . Výsledné hodnoty lze považovat za srovnatelné s výsledky alternativních studií, které vyhodnocovaly rotační stabilitu v rozmezí několika měsíců (konkrétní hodnoty jsou uvedeny v tabulce 2.2. Diskutabilní je však technika a přesnost vyhodnocovaných dat jednotlivých studií. Relativní četnost (74,47 %) výskytu rotace čočky do  $5^\circ$  lze považovat za odpovídající relativní četnosti uváděné výrobcem<sup>[23]</sup>. Průměrné hodnoty rotace u očí se standardizovanou kapsulorexi pomocí VERIONU a kapsulotomií vytvořenou femtosekundovým laserem byly prakticky identické. Přestože rozložení skupiny pacientů nebylo vyrovnané, hodnotíme pozitivně přínos standardizace parametrů kapsulorexe. Nebyla prokázána jednoznačná závislost míry rotace TIOL na axiální délce oka (prezentována studií Zhu<sup>[15]</sup>) ani na velikosti kapsuly, jakožto významným faktorem stability. Neprůkaznost faktoru axiální délky mohla být zatížena nízkým počtem analyzovaných dat. Velikost kapsuly nemusela odpovídat skutečnosti, jelikož byla odhadována dle průměru limbu měřeného referenční jednotkou. Dále nebyla zjištěna žádná závislost velikosti decentrace TIOL vůči implantační ose

centrované dle středu zornice. Vektory decentrace směřovaly prakticky výhradně superiorním směrem, respektive směrem pozice operátora. Lze tedy předpokládat, že směr decentrace je ovlivněn pozicí primární incize a směrem implantace čočky. Průměrná hodnota plánovaného korekčního indexu ( $0,92 \pm 0,15$ ) vyústila v maximální reziduální astigmatismus 0,50 D po rotaci TIOL u 82,98 % očí a v celkovou průměrnou absolutní chybu plánovaného a reziduálního astigmatismu  $0,10 \pm 0,13$  D. Tabulka 3.6 poukazuje na fakt, že při optimálně volené korekci korneálního astigmatismu (korekční index blízký jedné) mohou na první pohled vysoké hodnoty rotace vyústit v nízké hodnoty reziduálního astigmatismu. Avšak korekční index nelze vzhledem k omezeným rozsahům cylindrických hodnot modelů TIOL vždy přiblížit k ideální hodnotě. Dle závislosti pooperační zrakové ostrosti na výši reziduálního astigmatismu lze hodnotu 0,50 D považovat za horní hranici pro dosažení optimální zrakové ostrosti bez nutnosti další korekce. Celkem u 80,85 % očí byla při výše stanovené horní hranici zjištěna zraková ostrost 0,8 a lepší. Výsledky tedy poukazují na fakt, že rotace TIOL do maximální hodnoty reziduálního astigmatismu 0,50 D stále potenciálně umožňuje optimální zrakovou ostrost do dálky.

## 5 Závěr

V práci byla uvedena problematika astigmatismu v chirurgii katarakty, možnosti jeho korekce prostřednictvím TIOL a principy konvenčního předoperačního vyšetření pro kalkulaci a volbu optické mohutnosti. Dále byly uvedeny principy technologie virtuální navigace, jejichž pochopení bylo nezbytné pro následné využití systému v klinické praxi. Metodika předoperační a pooperační diagnostiky i realizace operačního zákroku prostřednictvím systému VERION byla u všech operovaných očí úspěšně realizována.

Pro pooperační analýzu byla definována metodika vytvoření pooperačních snímků alternativní technikou za využití referenčního modulu jednotky VERION. Úspěšně byl vytvořen návrh systému pro určení angulární polohy TIOL pro následnou pooperační diagnostiku. Systém splňuje všechny předem definované požadavky a jeho validita byla ověřena komparací s alternativními technikami i hodnocením faktoru subjektivity. Vzhledem k povaze výsledných hodnot úhlové polohy (a jejich maximálnímu rozdílu  $2^\circ$  vůči konvenčním subjektivním metodám) lze systém považovat za využitelný v klinické praxi. Uplatnění systému by mohlo spočívat zejména jako předloha pro zavedení diagnostiky úhlové polohy TIOL do portfolia funkcí navigačního systému.

Realizovaná analýza reziduálního astigmatismu u daného souboru vyloučila axiální délku oka i velikost kapsuly jakožto faktory ovlivňující krátkodobou rotační stabilitu TIOL. Potvrzena byla vyšší četnosti rotace TIOL v preferovaném směru. Absolutní průměrná detekovaná rotace modelu SN6ATx dosáhla hodnoty  $3,96^\circ$ . Velikost reziduálního astigmatismu v důsledku pooperační rotace u celkového počtu 82,98 % operovaných očí byla maximálně 0,50 D. Výborné výsledky byly potvrzeny i četností optimální pooperační zrakové ostrosti do dálky, které bylo dosaženo bez použití další korekce celkem u 89,36 % očí.

Potenciální úlohou navrhovaného systému a pooperační diagnostiky reziduálního astigmatismu je sledování rotační stability TIOL v dlouhodobém horizontu a potvrzení či vyvrácení důsledku rotace TIOL na případnou nízkou zrakovou ostrost.

## Seznam použité literatury

- [1] HOFFMANN, Peter Christian a Werner W. HÜTZ. Analysis of biometry and prevalence data for corneal astigmatism in 23 239 eyes. *Journal of Cataract*. 2010, **36**(9), 1479-1485. DOI: 10.1016/j.jcrs.2010.02.025. ISSN 08863350. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S088633501000831X>
- [2] Astigmatism, a common eye defect, eps10. In: *Dreamtime* [online]. © 2017 Dreamtime. [vid. 1.4.2017]. Dostupné z: <https://www.dreamstime.com/royalty-free-stock-photography-astigmatism-image19558737>
- [3] READ, Scott A., Stephen J. VINCENT a Michael J. COLLINS. The visual and functional impacts of astigmatism and its clinical management. *Ophthalmic and Physiological Optics*. 2014, **34**(3), 267-294. DOI: 10.1111/opo.12128. ISSN 02755408. Dostupné také z: <http://doi.wiley.com/10.1111/opo.12128>
- [4] KUCHYNKA, Pavel. *Oční lékařství*. 1.vyd. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-802-4711-638.
- [5] ROZSÍVAL, Pavel. 2006. *Oční lékařství*. Vyd. 1. Praha: Karolinum, 373 s. ISBN 8072624040.
- [6] VLKOVÁ, Eva, František VLK a Šárka PITROVÁ. *Lexikon očního lékařství: výkladový ilustrovaný slovník*. 1. vyd. Brno: František Vlk, 2008. ISBN 978-802-3989-069.
- [7] AZAR, T. Dimitri, ed. AMERICAN ACADEMY OF OPHTHALMOLOGY. *Clinical optics, 2014-2015: Section 03: Clinical Optics*. Sv. 3 2014–2015. 1. San Francisco (California), 2014, 366 s. ISBN 13 02800034V.
- [8] KUCHYNKA, Pavel. Novinky v kataraktové chirurgii. In: KUCHYNKA, Pavel a Drahomíra BARÁKOVÁ. *Trendy soudobé oftalmologie*, 1. vydání, sv. 1. Praha: Galén, 2000, 55 – 80. ISBN 80-726-2043-6.
- [9] EDITORS, Samuel BOYD a BENJAMIN F. BOYD. *New trends in ophthalmology: medical and surgical management*. Panama: Jaypee - Highlights, 2013. ISBN 978-996-2678-625.
- [10] NIENKE, Visser, Noël J.C. Bauer and Rudy M.M.A. Nuijts. Toric Intraocular Lenses in Cataract Surgery. *Astigmatism: optics, physiology and management* [online]. Rijeka: InTech, 2012, s. 267-292 [cit. 2016-12-17]. ISBN 978-953-51-0230-4. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/astigmatism-optics-physiology-andmanagement/toric-intraocular-lenses-in-cataract-surgery>
- [11] HENDERSON, Bonnie An a James P GILLS. 2011. *A complete surgical guide for correcting astigmatism: an ophthalmic manifesto*. 2nd ed. Thorofare, NJ: SLACK Inc., xvi, 247 p. ISBN 15-564-2935-5.
- [12] FRIEDMAN, Neil J., Daniel V. PALANKER, Georg SCHUELE, et al. Femtosecond laser capsulotomy. *Journal of Cataract*. 2011, **37**(7), 1189-1198. DOI: 10.1016/j.jcrs.2011.04.022. ISSN 08863350. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335011007280>
- [13] PAŠTA, Jiří. Femtosekundové lasery v oftalmologii. In: ROZSÍVAL, Pavel. *Trendy soudobé oftalmologie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2013, s. 74-88. sv. 9. ISBN 9788074921032.

- [14] BUCKHURST, Phillip J, James S WOLFFSOHN, Leon N DAVIES a Shehzad A NAROO. Surgical correction of astigmatism during cataract surgery. *Clinical and Experimental Optometry* [online]. 2010, **93**(6), 409-418 [cit. 2016-12-17]. DOI: 10.1111/j.1444-0938.2010.00515.x. ISSN 08164622. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1444-0938.2010.00515.x>
- [15] ZHU, Xiangjia, Wenwen HE, Keke ZHANG a Yi LU. Factors influencing 1-year rotational stability of AcrySof Toric intraocular lenses. *British Journal of Ophthalmology*. 2016, **100**(2), 263-268. DOI: 10.1136/bjophthalmol-2015-306656. ISSN 0007-1161. Dostupné také z: <http://bjo.bmj.com/lookup/doi/10.1136/bjophthalmol-2015-306656>
- [16] SHAH, Gauri D., Mamidipudi R. PRAVEEN, Abhay R. VASAVADA, Viraj A. VASAVADA, Gauri RAMPAL a Lajja R. SHASTRY. Rotational stability of a toric intraocular lens: Influence of axial length and alignment in the capsular bag. *Journal of Cataract*. 2012, **38**(1), 54-59. DOI: 10.1016/j.jcrs.2011.08.028. ISSN 08863350. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S088633501101515X>
- [17] Torické nitrooční čočky. ROZSÍVAL, Pavel, Juraj URMINSKÝ a Věra LORENCOVÁ. *Trendy soudobé oftalmologie*. Svazek 7. Praha: Galén, 2000, s. 191-206. ISBN 9788072626915.
- [18] TORICA® - HumanOptics AG. *HumanOptics AG* [online]. Germany, 2016 [cit. 2016-12-17]. Dostupné z: <https://www.humanoptics.com/en/surgeons/products/intraocular-lenses/torica.html>
- [19] TECNIS® Toric IOL. *Abbott Medical Optics* [online]. Abbott Park, Illinois, USA, 2015 [cit. 2017-01-04]. Dostupné z: <http://www.abbottmedicaloptics.com/products/cataract/monofocal-iols/tecnis-toric-iol>
- [20] EnVista Toric Intraocular Lens : Bausch + Lomb. *Bausch + Lomb* [online]. 2016 [cit. 2017-01-04]. Dostupné z: <http://www.bausch.com.au/our-products/cataract-surgery-products/intraocular-lenses/envista-toric-iol/>
- [21] *LENTIS TPLUS LU-313T*. Berlin, Germany. Dostupné také z: <http://www.bsdrs.be/wp-content/uploads/2013/10/Lentis-lu-313-t.pdf>
- [22] *Clinical Pearls: A Quick Guide to the TRULIGN™ Toric IOL*. Bausch & Lomb Incorporated, 2013. Dostupné také z: [https://vision.beye.com/images/prod\\_img/doc\\_2021451511014.pdf](https://vision.beye.com/images/prod_img/doc_2021451511014.pdf)
- [23] ALCON LABORATORIES, NOVARTIS COMPANY. PRODUCT INFORMATION: ACRYSOF IQ TORIC: Astigmatism IOL. United Kingdom, 2014. Dostupné také z: [ecatalog.alcon.com/iol\\_dfu/40-500-143\\_us\\_en.pdf](ecatalog.alcon.com/iol_dfu/40-500-143_us_en.pdf)
- [24] AUJLA, Jaskirat S, Stephen J VINCENT, Shane WHITE a Jai PANCHAPAKESAN. Cataract Surgery in Eyes with Low Corneal Astigmatism: Implantation of the Acrysof IQ Toric SN6AT2 Intraocular Lens. *J Ophthalmic Vis Res*. 2014, **Jul-Sep 9**(3), 324-328. DOI: 10.4103/2008-322X.143369.
- [25] BAUER, Noël J.C., Niels E. DE VRIES, Carroll A.B. WEBERS, Fred HENDRIKSE a Rudy M.M.A. NUIJTS. Astigmatism management in cataract surgery with the AcrySof toric intraocular lens. *Journal of Cataract*. 2008, **34**(9), 1483-1488. DOI: 10.1016/j.jcrs.2008.05.031. ISSN 08863350. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335008006214>

- [26] MENDICUTE, Javier, Cristina IRIGOYEN, Jaime ARAMBERRI, Ana ONDARRA a Robert MONTÉS-MICÓ. Foldable toric intraocular lens for astigmatism correction in cataract patients. *Journal of Cataract*. 2008, **34**(4), 601-607. DOI: 10.1016/j.jcrs.2007.11.033. ISSN 08863350. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335008000138>
- [27] MINGO-BOTÍN, David, Francisco José MUÑOZ-NEGRETE, Hae Ryung WON KIM, Rafael MORCILLO-LAIZ, Gema REBOLLEDA a Noelia OBLANCA. Comparison of toric intraocular lenses and peripheral corneal relaxing incisions to treat astigmatism during cataract surgery. *Journal of Cataract*. 2010, **36**(10), 1700-1708. DOI: 10.1016/j.jcrs.2010.04.043. ISSN 08863350. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335010011910>
- [28] VISSER, Nienke, Ramón RUÍZ-MESA, Francisco PASTOR, Noël J.C. BAUER, Rudy M.M.A. NUIJTS a Robert MONTÉS-MICÓ. Cataract surgery with toric intraocular lens implantation in patients with high corneal astigmatism. *Journal of Cataract*. 2011, **37**(8), 1403-1410. DOI: 10.1016/j.jcrs.2011.03.034. ISSN 08863350. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335011006456>
- [29] GROHLICH, M., K. MIHÁLTZ, M. LASTA, B. WEINGESSEL a V. VÉCSEI-MARLOVITS. Evaluierung der postoperativen Astigmatismuskorrektur und der postoperativen Rotationsstabilität zweier torischer Intraokularlinsen. *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde*. 2016. DOI: 10.1055/s-0043-100656. ISSN 0023-2165. Dostupné také z: <http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/s-0043-100656>
- [30] KASCHKE, Michael, Karl-Heinz DONNERHACKE a Michael Stefan RILL. *Optical devices in ophthalmology and optometry: technology, design principles and clinical applications*. 1., Auflage. Weinheim, Bergstr: Wiley-VCH, 2013. ISBN 978-352-7410-682.
- [31] GASSON, Andrew a Judith MORRIS. *The contact lens manual: a practical guide to fitting*. 4th ed. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, 2010. ISBN 978-075-0675-901.
- [32] H. JOHN SHAMMAS. *Intraocular lens power calculations*. Thorofare, NJ: SLACK, 2004. ISBN 15-564-2652-6.
- [33] NARVÁEZ, Julio, Grenith ZIMMERMAN, R. Doyle STULTING a Daniel H. CHANG. Accuracy of intraocular lens power prediction using the Hoffer Q, Holladay 1, Holladay 2, and SRK/T formulas. *Journal of Cataract*. 2006, **32**(12), 2050-2053. DOI: 10.1016/j.jcrs.2006.09.009. ISSN 08863350. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335006011242>
- [34] RETZLAFF, John A., Donald R. SANDERS a Manus C. KRAFF. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *Journal of Cataract*. 1990, **16**(3), 333-340. DOI: 10.1016/S0886-3350(13)80705-5. ISSN 08863350. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335013807055>
- [35] HOFFER, Kenneth J. The Hoffer Q formula: A comparison of theoretic and regression formulas. *Journal of Cataract*. 1993, **19**(6), 700-712. DOI: 10.1016/S0886-3350(13)80338-0. ISSN 08863350. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335013803380>
- [36] HAIGIS, W., B. LEGE, N. MILLER a B. SCHNEIDER. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*. 2000-9-19, **238**(9), 765-773. DOI: 10.1007/s004170000188. ISSN 0721-832x. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s004170000188>

- [37] HOLLADAY, Jack T., Kathryn H. MUSGROVE, Thomas C. PRAGER, John W. LEWIS, Thomas Y. CHANDLER a Richard S. RUIZ. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. *Journal of Cataract*. 1988, **14**(1), 17-24. DOI: 10.1016/S0886-3350(88)80059-2. ISSN 08863350. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335088800592>
- [38] HLOŽÁNEK, Martin a Blanka BRŮNOVÁ. *Přístrojová technika v oftalmologii*. 1. vyd. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, 2006. ISBN 80-902-1609-9.
- [39] GEORGE, Valerie E. a David S. GEORGE. Axis measurement strip for Haag-Streit BM900 series slitlamp. *Journal of Cataract*. 2014, **40**(10), 1584-1587. DOI: 10.1016/j.jcrs.2014.08.024. ISSN 08863350. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335014011110>
- [40] Eye Examination with the Slit Lamp: Ophthalmic Instruments from Carl Zeiss [online]. In: . [cit. 2016-10-30]. Dostupné z: <http://www.frankshospitalworkshop.com/equipment/documents/ophthalmology/equipment/Eye%20Examination%20with%20the%20Slit%20Lamp%20-%20Carl%20Zeiss.pdf>
- [41] GONIOTRANS: A SIMPLE TOOL TO REFER ANGLES. *Goniotrans - A simple tool to refer angles* [online]. Eventos Médicos y Sociales, S.L. Home User manual License Contact, 2012 [cit. 2017-3-18]. Dostupné z: <http://www.goniotrans.com/>
- [42] TEICHMAN, Joshua C. Simple technique to measure toric intraocular lens alignment and stability using a smartphone. *The Journal of Cataract & Refractive Surgery (JCRS)*. 2014, **40**(12), 1949–1952. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcrs.2014.09.029>.
- [43] SHAH, Gauri D., Mamidipudi R. PRAVEEN, Abhay R. VASAVADA, Naveen V. RAMPAL, Viraj A. VASAVADA, Priyadarshi K. ASNANI a Deepak PANDITA. Software-based assessment of postoperative rotation of toric intraocular lens. *Journal of Cataract*. 2009, **35**(3), 413-418. DOI: 10.1016/j.jcrs.2008.10.057. ISSN 08863350. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335008011681>
- [44] BECKER, K.A., G.U. AUFFARTH a H.E. VÖLCKER. Messmethode zur Bestimmung der Rotation und der Dezentrierung von Intraokularlinsen. *Der Ophthalmologe*. 2004, **101**(6), -. DOI: 10.1007/s00347-003-0951-7. ISSN 0941-293x. Dostupné také z: <http://link.springer.com/10.1007/s00347-003-0951-7>
- [45] THIBOS, Larry N a Douglas HORNER. Power vector analysis of the optical outcome of refractive surgery. *Journal of Cataract*. 2001, **27**(1), 80-85. DOI: 10.1016/S0886-3350(00)00797-5. ISSN 08863350. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335000007975>
- [46] THIBOS, Larry N., William WHEELER a Douglas HORNER. Power Vectors: An Application of Fourier Analysis to the Description and Statistical Analysis of Refractive Error. *Optometry and Vision Science*. 1997, **74**(6), 367-375.
- statistical Analysis of Refractive Error. *Optometry and Vision Science*. 1997, **74**(6), 367-375.
- [47] NAESER, Kristian. Assessment and Statistics of Surgically Induced Astigmatism. *Acta Ophthalmologica* [online]. 2008, vol. 86, thesis1, s. 1-28 [cit. 2015-04-28]. DOI: 10.1111/j.1755-3768.2008.01234.x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1755-3768.2008.01234.x>
- [48] ALPINS, Noel A. a Michael GOGGIN. Practical astigmatism analysis for refractive outcomes in cataract and refractive surgery. *Survey of Ophthalmology*. 2004, **49**(1), 109-122. DOI: 10.1016/j.survophthal.2003.10.010. ISSN 00396257. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0039625703001322>



- [49] WANG, Ming X. a Tracy Schroeder. SWARTZ. *Irregular astigmatism: diagnosis and treatment*. Thorofare, NJ: SLACK, c2008. ISBN 978-1556428395.
- [50] ALPINS, Noel. Astigmatism analysis by the Alpíns method. *Journal of Cataract*. 2001, **27**(1), 31-49. DOI: 10.1016/S0886-3350(00)00798-7. ISSN 08863350. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335000007987>
- [51] YAE, Yasuo. A New Method for Calculating Residual Astigmatism Produced by Toric Intraocular Lens Rotation. *Ophthalmology Research: An International Journal*. 2014, **2**(6), 368-377. DOI: 10.9734/OR/2014/12067. ISSN 23217227. Dostupné také z: <http://www.sciencedomain.org/abstract.php?iid=523>
- [52] *VERION Reference Unit: VERION Vision Planner*. Alcon a Novartis company, 2014. Quickguide for Software version2.5.1.
- [53] *VERION Digital MarkerM with Microscope Integrated Display*. Alcon a Novartis company, 2014. User Manual–Software version2.5.1.
- [54] PETROUTSOS, Evangelos. *Mastering Microsoft Visual Basic 2010* [online]. Hoboken, NJ: Wiley, c2010 [cit. 2017-04-23]. Serious skills. ISBN 978-0-470-53287-4. Dostupné z: [http://www.sci.sjp.ac.lk/lms/file.php/112/0470532874\\_VB2010.pdf](http://www.sci.sjp.ac.lk/lms/file.php/112/0470532874_VB2010.pdf)
- [55] PETROUTSOS, Evangelos. a Mark. RIDGEWAY. *Mastering Microsoft Visual basic 2008*. Indianapolis, Ind.: Wiley/Sybex Pub., c2008. ISBN 978-0-4701-8742-5.
- [56] NAESER, Kristian. Assessment and Statistics of Surgically Induced Astigmatism. *Acta Ophthalmologica* [online]. 2008, vol. 86, thesis1, s. 1-28 [cit. 2015-04-28]. DOI: 10.1111/j.1755-3768.2008.01234.x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1755-3768.2008.01234.x>

# Příloha A: Vztahy pro kalkulaci IOL/TIOL

## SRK/T

Soustava vztahů (2.3):

$$\begin{aligned}
 ACD_{const} &= 0,62467 \cdot A - 68,747 \\
 Offset &= ACD_{const} - 3,336 \\
 ACD_{est} &= H + Offset \\
 LOPT &= L + 0,65696 - 0,02029 \cdot L \\
 P &= \frac{1000 \cdot n_a \cdot (n_a \cdot r - n_{cm1} \cdot LOPT)}{(LOPT - ACD_{est}) \cdot (n_a \cdot r - n_{cm1} \cdot ACD_{est})}
 \end{aligned} \tag{2.3}$$

**Tabulka 2.4:** Proměnné pro soustavu vztahů (2.3) vzorce SRK/T

PROMĚNNÁ	POPIS	JEDNOTKY
$P$	výsledná optická mohutnost IOL	D
$A$	materiálová empiricky odvozená konstanta IOL	-
$ACD_{const}$	konst. pro kalkulaci hloubky přední komory, zisk z $A$ -konstanty	mm
$ACD_{est}$	předpokládaná pooperační hloubka přední komory	mm
$H$	vzdálenost od roviny duhovky k zadní ploše rohovky	mm
$Offset$	vzdálenost duhovkové roviny a optické roviny IOL	mm
$LOPT$	optimalizovaná axiální délka oka (akustická/optická biometrie)	mm
$L$	axiální délka oka měřená ultrazvukem	mm
$n_a$	index lomu komorové tekutiny a sklivce	-
$n_{cm1}$	index lomu rohovky minus jedna	-
$r$	aritmetický průměr hlavních meridiánů zakřivení rohovky	mm

Zjednodušeno a upraveno dle zdroje. [34]

## Hoffer Q

Soustava vztahů (2.4):

$$\begin{aligned}
 ACD &= pACD + 0,3 \cdot (A - 23,5) + (\tan(K))^2 + \\
 &+ (0,1 \cdot M \cdot (23,5 - A)^2 \cdot (\tan(0,1 \cdot (G - A))) - 0,99166 \\
 P &= \frac{1336}{A - ACD - 0,05} - \frac{1,336}{\frac{1,336 \cdot ACD + 0,05}{K + R} \cdot \frac{1000}{1000}}
 \end{aligned} \tag{2.4}$$

za využití následujících podmínek:

pokud:	$A \leq 23$	poté:	$M = +1$	a	$G = 28$
	$A > 23$		$M = -1$		$G = 23,5$
	$ACD > 6,5$		$ACD = 6,5$		
	$ACD < 2,5$		$ACD = 2,5$		

**Tabulka 2.5:** Proměnné v soustavě vztahů (2.4) pro vzorec Hoffer Q

PROMĚNNÁ	POPIS	JEDNOTKY
$ACD$	předpokládaná pooperační hloubka přední komory	mm
$pACD$	personalizovaná konstanta (odvozeno dle axiálních délek oka)	žádné
$A$	axiální délka oka	mm
$K$	aritmetický průměr hlavních meridiánů zakřivení rohovky	D
$M$ a $G$	komenzační faktory pro rozdílné axiální délky	žádné
$P$	výsledná optická mohutnost IOL	D
$R$	požadovaná pooperační refrakční chyba v rovině rohovky	D

Zjednodušeno a upraveno dle zdroje. [35]

### Haigis formula

Soustava vztahů (2.5):

$$\begin{aligned}
 ACD_{const} &= 0,62467 \cdot A - 68,747 \\
 a_0 &= ACD_{const} - 3,687 \\
 d &= a_0 + a_1 \cdot AC + a_2 \cdot L \\
 P &= \frac{n}{L-d} - \frac{n}{\frac{\frac{n_C-1}{R} + \frac{R_X}{1-R_X \cdot d_X} - d}}
 \end{aligned} \tag{2.5}$$

**Tabulka 2.6:** Proměnné v soustavě vztahů (2.5) pro vzorec Haigis.

PROMĚNNÁ	POPIS	JEDNOTKY
$P$	výsledná optická mohutnost IOL	D
$R_X$	požadovaná pooperační refrakční chyba v rovině rohovky	D
$L$	ax. délka oka (vč. konverzního algoritmu dle metody měření)	mm
$n$	je index lomu komorové tekutiny a sklivce (= 1,336)	žádné
$n_C$	tzv. fiktivní index lomu rohovky (= 1,3315)	žádné
$AC$	předoperační hloubka přední komory	mm
$ACD_{const}$	konstanta polohy čočky vypočtena dle výrobní $A$ konstanty	žádné
$a_0, a_1, a_2$	konstanty ( $a_0$ -vypočtená, $a_1 = 0,4$ ; $a_2 = 0,1$ )	žádné
$d$	optická pooperační hloubka přední komory (v závislosti na $AC$ , $a_0, a_1, a_2$ zahrnujících průměrné hodnoty populace)	mm

Zjednodušeno a upraveno dle předlohy zdroje [36]

## Holladay 1

Soustava vztahů (2.6)

$$\begin{aligned}
 z &= 0.001 \cdot Ref \cdot (V \cdot (n_a \cdot R - (n_c - 1) \cdot Alm) + Alm \cdot R) \\
 x &= 0.001 \cdot Ref \cdot (V \cdot (n_a \cdot R - (n_c - 1) \cdot (ACD + SF)) + (ACD + SF) \cdot R) \\
 P &= \frac{1000 \cdot n_a \cdot (n_a \cdot R - (n_c - 1) \cdot Alm - z}{(Alm - ACD - SF) \cdot (n_a \cdot R - (n_c - 1) \cdot (ACD + SF)) - x}
 \end{aligned} \tag{2.6}$$

**Tabulka 2.7:** Proměnné v soustavě vztahů (2.6) pro vzorec Holladay 1.

PROMĚNNÁ	POPIS	JEDNOTKY
$P$	výsledná optická mohutnost IOL	D
$Ref$	sférický ekvivalent požadované pooperační korekce	D
$V$	vertex distance pooperační korekce	mm
$R$	aritmetický průměr hlavních meridiánů zakřivení rohovky	mm
$Alm$	modifikovaná axiální délka oka (při měření ultrazvukem přičítán faktor tloušťky rohovky 0,002 mm)	mm
$n_a$	je index lomu komorové tekutiny a sklivce (= 1,336)	žádné
$n_c$	tzv. fiktivní index lomu rohovky (= 1,3315)	žádné
$ACD$	anatomická hloubka přední komory předoperačně	
$SF$	„surgeon factor“ – vzdálenost přední plochy duhovky od optické roviny IOL	mm

Zjednodušeno a upraveno dle zdroje. [37]

# Příloha B: Operační plán – Vission Planner

VERION™ Reference Unit - Vision Planner - Astigmatism Report		Report Date: 01/01/2017																								
Patient: <b>Anonymní, Test</b>		ID: _____ Date of Birth: <b>00-Mar-1900</b> Gender: <b>Female</b>																								
<b>LEFT</b> Pre-Op. Data <b>RIGHT</b>																										
Surgeon: <b>Pitrova, Sarka Tx</b> Date: <b>01/01/2017</b> Refraction: _____ Vertex: <b>12.00</b> AL(Optical): <b>24.06</b> Adj. AL: _____ BCVA: _____ Hor W-t-W: _____ UCVA: _____ Phakic ACD: _____ K1: <b>42.00 @171</b> Phakic Lens Th: _____ K2: <b>43.00 @81</b> Target SEQ Ref: <b>0.00</b> Average K: <b>42.50</b> n: <b>1.3375</b> Tgt Add: _____ Adjusted K: <b>42.50</b> Astigm: <b>1.00 @81</b>		Surgeon: <b>Pitrova, Sarka Tx</b> Date: <b>01/01/2017</b> Refraction: _____ Vertex: <b>12.00</b> AL(Optical): <b>24.03</b> Adj. AL: _____ BCVA: _____ Hor W-t-W: <b>11.98</b> UCVA: _____ Phakic ACD: _____ K1: <b>42.25 @0</b> Phakic Lens Th: _____ K2: <b>43.25 @90</b> Target SEQ Ref: <b>0.00</b> Average K: <b>42.75</b> n: <b>1.3375</b> Tgt Add: _____ Adjusted K: <b>42.75</b> Astigm: <b>1.00 @90</b>																								
<b>Additional Data</b>																										
Eye Status: <b>Phakic</b> PreOp Pathology: <b>No</b> New PC Lens: <b>in bag</b> Prev. Rk: <b>No</b> Scleral Buckle: <b>No</b> Prev. Lasik.: <b>No</b> Keratoconus: <b>No</b> Silicone in Vitreous Cavity: <b>No</b>		Eye Status: <b>Phakic</b> PreOp Pathology: <b>No</b> New PC Lens: <b>in bag</b> Prev. Rk: <b>No</b> Scleral Buckle: <b>No</b> Prev. Lasik.: <b>No</b> Keratoconus: <b>No</b> Silicone in Vitreous Cavity: <b>No</b>																								
Pri Inc.: <b>2.2mm @90°</b> Sec Inc.: <b>1.1mm @180°</b> RI1: _____ RI2: _____ RI Depth: _____ Diam: _____		Pri Inc.: <b>2.2mm @90°</b> Sec Inc.: <b>1.1mm @180°</b> RI1: _____ RI2: _____ RI Depth: _____ Diam: _____																								
Alcon SN60T2 Formula <b>SRK-T</b> Procedure: Std Phaco Incision <b>90°</b> SRG ACst(Opt): 119.000 SIA <b>0.50D</b> IOL SEQ SEQ Ref Post SIA Astigm <b>0.55 @73°</b> <b>20.50 0.10</b> IOL Placement Axis <b>73°</b> 20.65 0.00 IOL Ideal Toricity <b>0.79D @IOL</b> 21.00 -0.24 Res. Refraction <b>+0.03 +0.14D x163°</b> 21.50 -0.59		Alcon SN60T2 Formula <b>SRK-T</b> Procedure: Std Phaco Incision <b>90°</b> SRG ACst(Opt): 119.000 SIA <b>0.50D</b> IOL SEQ SEQ Ref Post SIA Astigm <b>0.50 @90°</b> <b>20.00 0.32</b> IOL Placement Axis <b>90°</b> 20.47 0.00 IOL Ideal Toricity <b>0.72D @IOL</b> 20.50 -0.02 Res. Refraction <b>+0.23 +0.18D x0°</b> 21.00 -0.36																								
<table border="1"> <thead> <tr> <th>Lens</th> <th>Res. Refraction</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>SN60T0 (0.00D @IOL)</td> <td>-0.17 +0.54 D x 73°</td> </tr> <tr> <td><b>SN60T2 (1.00D @IOL)</b></td> <td><b>+0.03 +0.14 D x 163°</b></td> </tr> <tr> <td>SN60T3 (1.50D @IOL)</td> <td>-0.14 +0.49 D x 163°</td> </tr> <tr> <td>SN60T4 (2.25D @IOL)</td> <td>-0.40 +1.00 D x 163°</td> </tr> <tr> <td>SN60T5 (3.00D @IOL)</td> <td>-0.65 +1.51 D x 163°</td> </tr> </tbody> </table>		Lens	Res. Refraction	SN60T0 (0.00D @IOL)	-0.17 +0.54 D x 73°	<b>SN60T2 (1.00D @IOL)</b>	<b>+0.03 +0.14 D x 163°</b>	SN60T3 (1.50D @IOL)	-0.14 +0.49 D x 163°	SN60T4 (2.25D @IOL)	-0.40 +1.00 D x 163°	SN60T5 (3.00D @IOL)	-0.65 +1.51 D x 163°	<table border="1"> <thead> <tr> <th>Lens</th> <th>Res. Refraction</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>SN60T0 (0.00D @IOL)</td> <td>+0.07 +0.49 D x 90°</td> </tr> <tr> <td><b>SN60T2 (1.00D @IOL)</b></td> <td><b>+0.23 +0.18 D x 0°</b></td> </tr> <tr> <td>SN60T3 (1.50D @IOL)</td> <td>+0.06 +0.52 D x 0°</td> </tr> <tr> <td>SN60T4 (2.25D @IOL)</td> <td>-0.19 +1.03 D x 0°</td> </tr> <tr> <td>SN60T5 (3.00D @IOL)</td> <td>-0.45 +1.53 D x 0°</td> </tr> </tbody> </table>	Lens	Res. Refraction	SN60T0 (0.00D @IOL)	+0.07 +0.49 D x 90°	<b>SN60T2 (1.00D @IOL)</b>	<b>+0.23 +0.18 D x 0°</b>	SN60T3 (1.50D @IOL)	+0.06 +0.52 D x 0°	SN60T4 (2.25D @IOL)	-0.19 +1.03 D x 0°	SN60T5 (3.00D @IOL)	-0.45 +1.53 D x 0°
Lens	Res. Refraction																									
SN60T0 (0.00D @IOL)	-0.17 +0.54 D x 73°																									
<b>SN60T2 (1.00D @IOL)</b>	<b>+0.03 +0.14 D x 163°</b>																									
SN60T3 (1.50D @IOL)	-0.14 +0.49 D x 163°																									
SN60T4 (2.25D @IOL)	-0.40 +1.00 D x 163°																									
SN60T5 (3.00D @IOL)	-0.65 +1.51 D x 163°																									
Lens	Res. Refraction																									
SN60T0 (0.00D @IOL)	+0.07 +0.49 D x 90°																									
<b>SN60T2 (1.00D @IOL)</b>	<b>+0.23 +0.18 D x 0°</b>																									
SN60T3 (1.50D @IOL)	+0.06 +0.52 D x 0°																									
SN60T4 (2.25D @IOL)	-0.19 +1.03 D x 0°																									
SN60T5 (3.00D @IOL)	-0.45 +1.53 D x 0°																									
VERION™ Reference Unit - Vision Planner Ver 2.6.1		Očni klinika JL <span style="float: right;">Page 1 of 1</span>																								

# Příloha C: Náhled operačního plánu v DM

**VERION™ Digital Marker** IMAGE GUIDED SYSTEM **Planning -** **Alcon™**

**Date** / **Name** / **Eye** / **Birth** / **ID**

**Steep Axis:** 156°

**Implantation Axis:** 164°

**Doctor Position**

**Main Incision:** 90°

**1.Paracentesis:** 180°

**2.Paracentesis:** 0°

**Limbus:** 4.18mm

**Pupil:** 6.74mm

**Astigmatism Axis:** 0.99dpt @ 68°

**Steep Axis:** 156°

**Flat Axis:** 68°

**Steep Axis:** 90°

**Implantation Axis:** Absolute

**Capsulorhexis:** Limbus

**Centration:** Limbus

**Capsulorhexis:** 5.0

**Check Calibration**

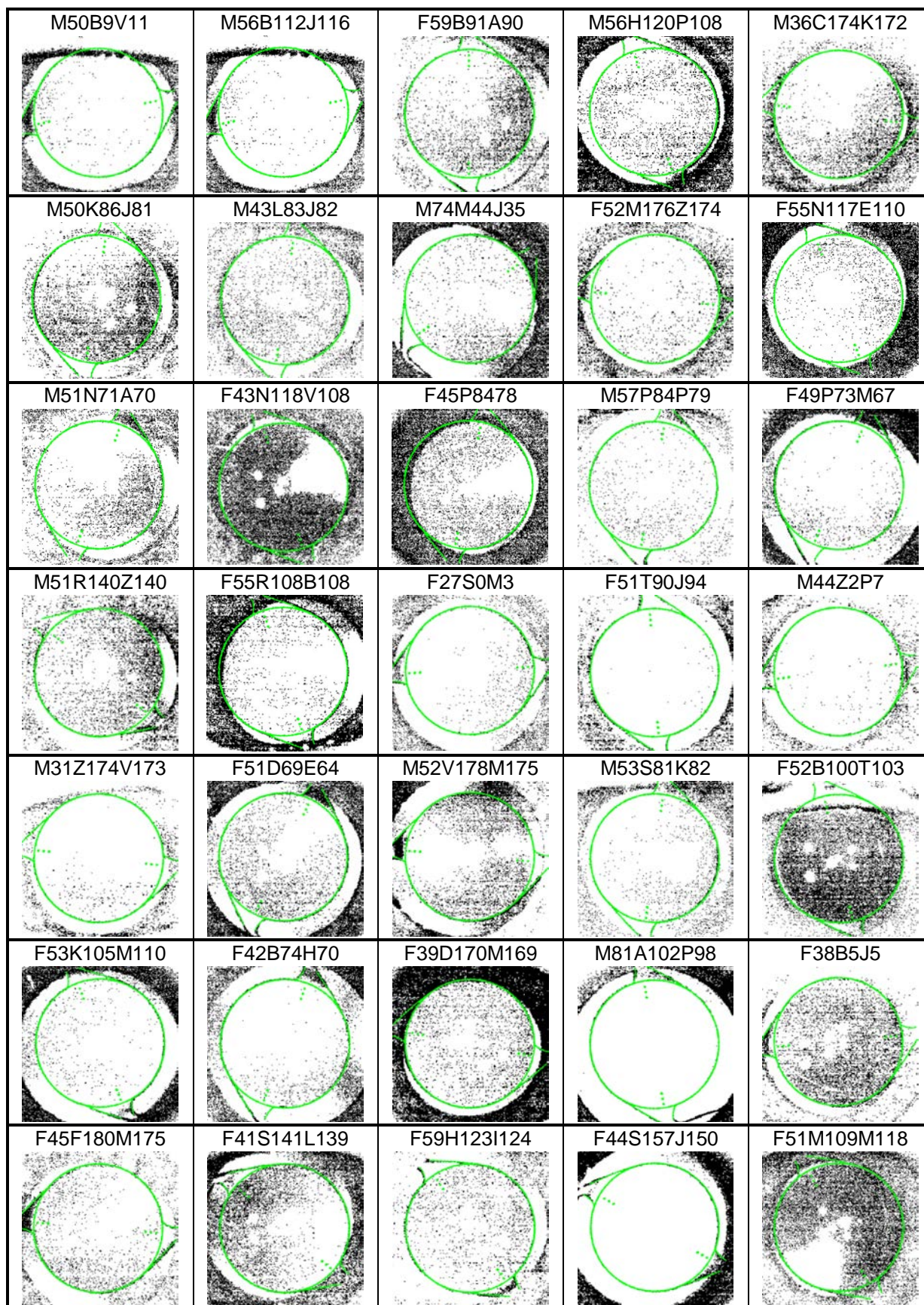
**Cancel** **OK**

The diagram shows a top-down view of an eye with a circular scale from 0 to 180 degrees. A red line indicates the 'STEEP' axis at 156 degrees, and a blue line indicates the 'FLAT' axis at 68 degrees. Labels 'Temporal', 'Nasal', 'Top', and 'Bottom' are positioned around the scale. A dashed circle represents the limbus, and a solid circle represents the pupil.

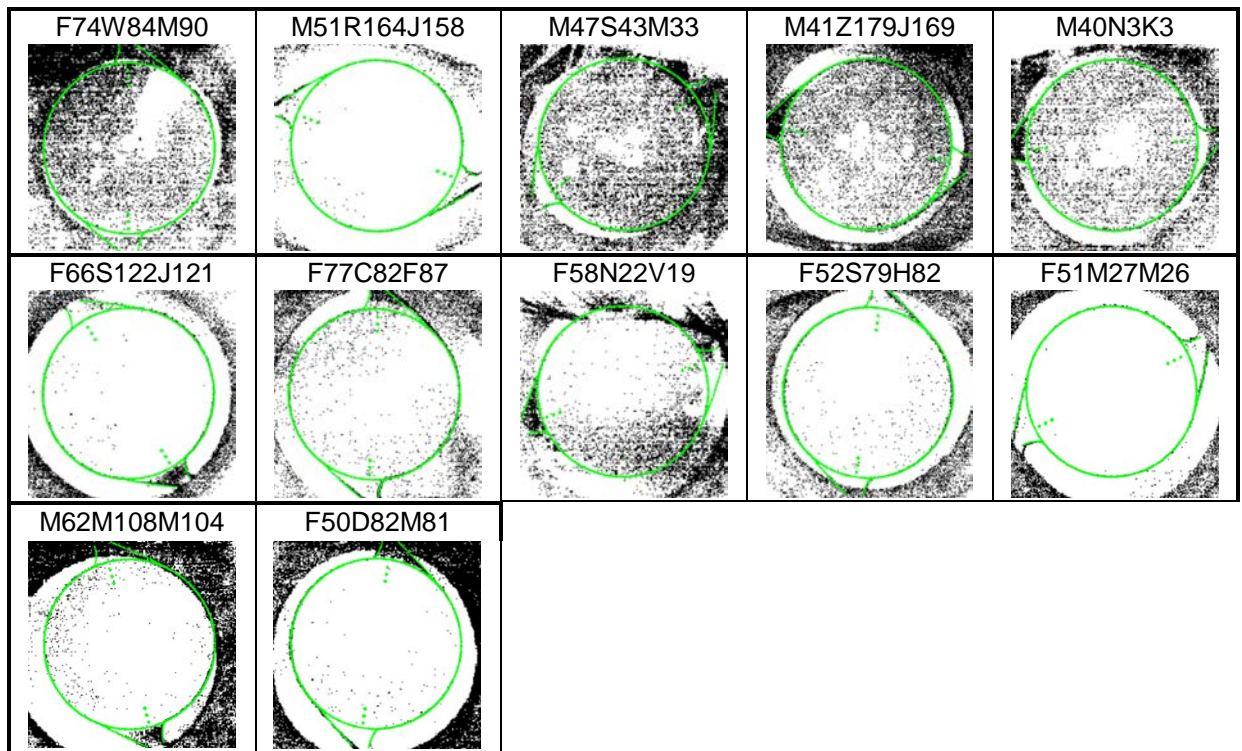
**Lens Model:** SNG0T3  
**Lens Power:** 25.50 D



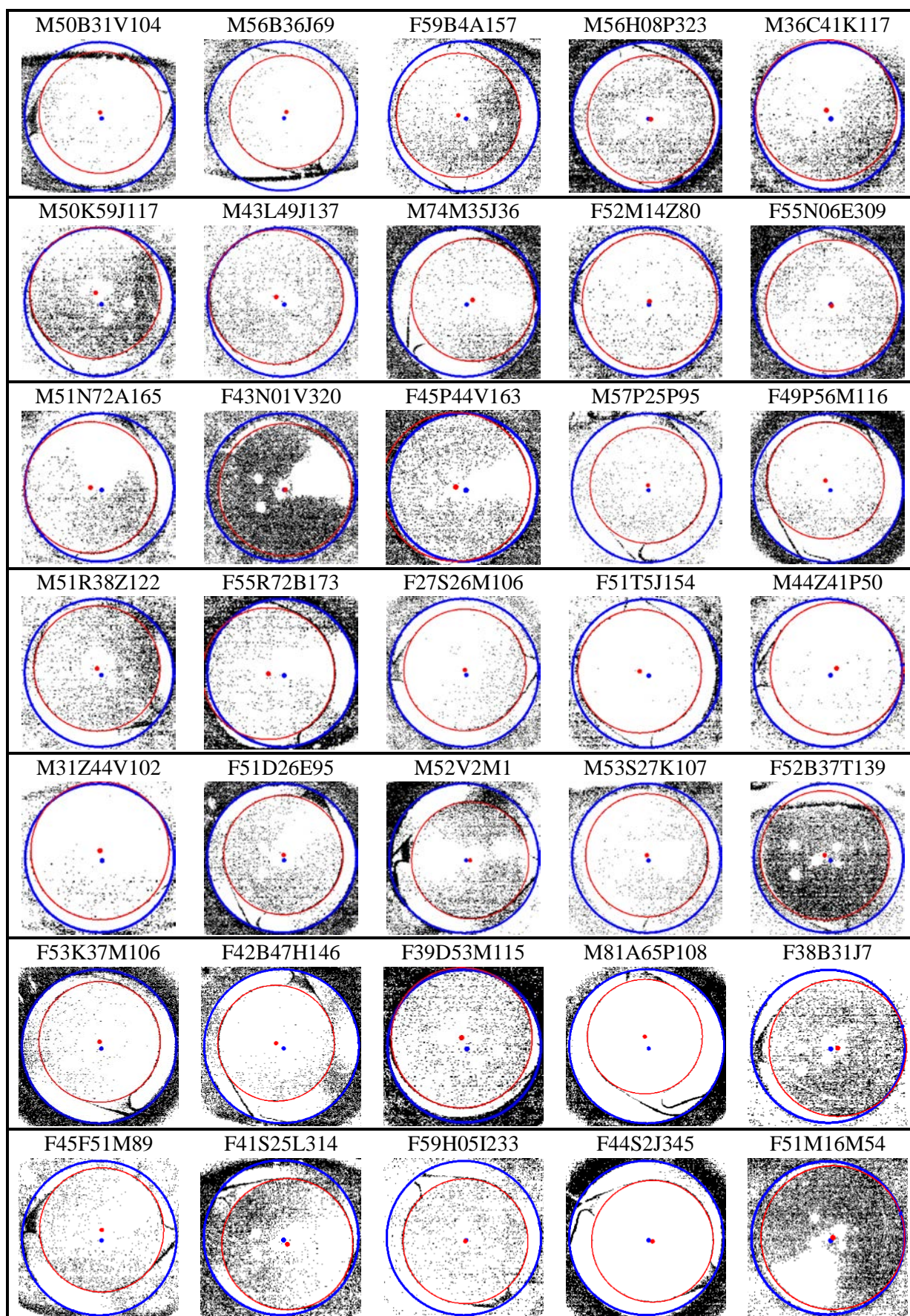
## Příloha E: Výsledky určení angulární polohy TIOL

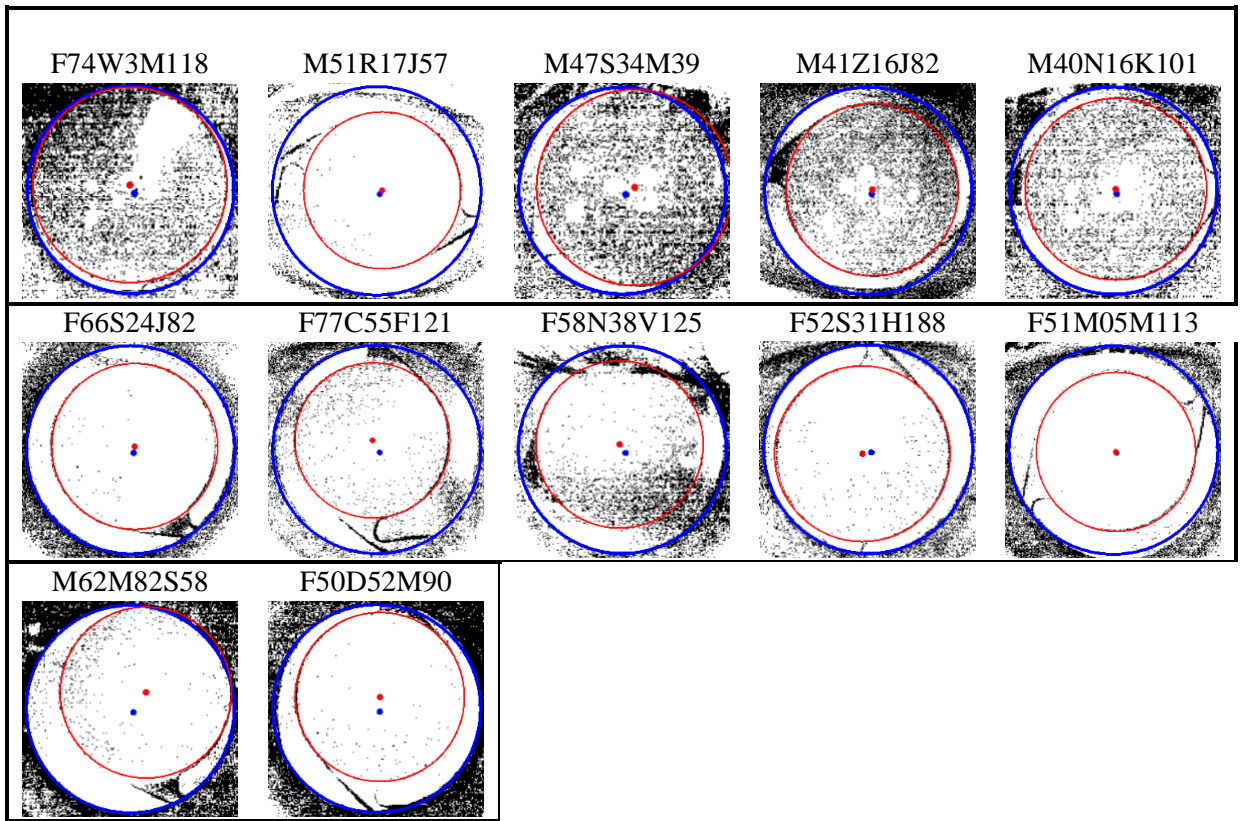






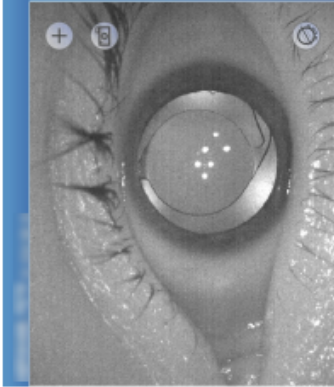
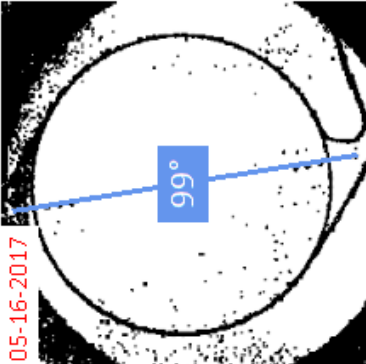
## Příloha F: Výsledky stanovení vektoru decentrace





# Příloha G: Formulář pro tisk

Zjednodušený formulář pro tisk výsledků pooperační diagnostiky (pro formát A5)

NATIONALS		MEASURED DATA	
Anonym, Alois, 11.11.1911, OD			
<b>TIOL PARAMETERS</b> IOL SPH POWER 25 D TIOL MODEL SN6T4 CYL POWER 2.00 D AT CORN. PLANE 1.55 D REC. AST. 1.5 - 2.0 D		<b>EXPECTED ASTIGMATISM CHANGES</b> PREOPERATIVE 2 D AST. AFTER SIA 1.54 D AXIS OF IMPLANTATION 103 CORECTION INDEX 1.01 RESIDUAL AST. -0.01 D	
K1 41.75 D Ax1 10 K2 43.75 D Ax2 100 Axial length (opt) 22.92 mm SIA 0.50 D inc 90		<b>RESIDUAL ASTIGMATISM BY SIN<sup>2</sup></b> PERCENTUAL RESIDUAL ASTIGMATISM 19.5 % <b>RESIDUAL ASTIGMATISM (VECTOR)</b> ROT FOR MAX 0.25 D 4 ROT FOR MAX 0.50 D 8	
<b>TIOL AXIS</b> 05-16-2017		<b>TIOL AXIS</b> 99° <b>MISALIGNMENT</b> 4°	
			
<b>Post-Op Exam (OD)</b> 05-16-2017		<b>DECENTR.</b> 0.63 mm <b>108°</b>	

## **Příloha H: Obsah přiloženého CD**

- 1) klíčová slova
- 2) abstrakt v českém jazyce
- 3) abstrakt v anglickém jazyce
- 4) naskenované zadání diplomové práce
- 5) kompletní diplomová práce
- 6) přílohy (video a návrh systému)