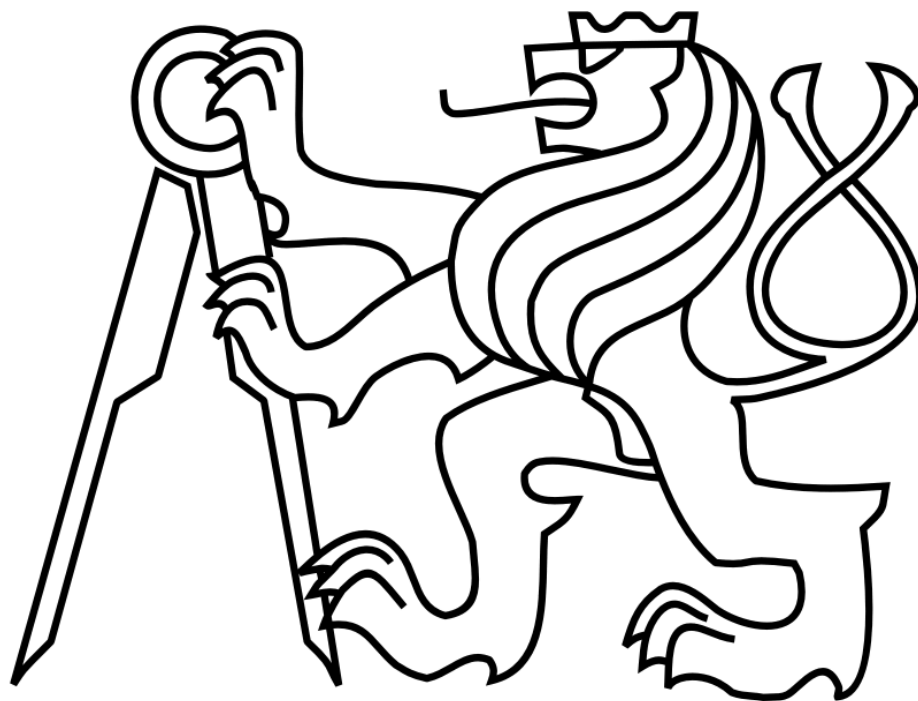


**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**



**TEZE K DISERTAČNÍ PRÁCI**

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

**Ing. Martin Fůs**

**FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ INTRAOKULÁRNÍ  
KOREKCI ASTIGMATISMU**

Factors Affecting Intraocular Correction of Astigmatism

Doktorský studijní program: Biomedicínské inženýrství  
Studijní obor: Biomedicínské inženýrství

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

Kladno, květen 2024

Disertační práce byla vypracována v kombinované formě doktorského studia na katedře přírodovědných oborů Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze.

Uchazeč: Ing. Martin Fůs  
Katedra přírodovědných oborů  
Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze  
nám. Sítná 3105, Kladno, Česká republika

Školitel: doc. MUDr. Šárka Pitrová, CSc.  
Katedra přírodovědných oborů  
Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT v Praze  
nám. Sítná 3105, Kladno, Česká republika

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

Teze byly rozeslány dne: .....

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

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

předseda komise pro obhajobu disertační práce  
ve studijním oboru  
Biomedicínské inženýrství

Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT,  
nám. Sítná 3105 272 01 Kladno 2

# Obsah

<b>1</b>	<b>Současný stav problematiky .....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Cíle práce .....</b>	<b>2</b>
<b>3</b>	<b>Metody zpracování .....</b>	<b>2</b>
<b>4</b>	<b>Výsledky.....</b>	<b>3</b>
4.1	Vytvoření metodiky operačního plánu .....	3
4.1.1	Volba a ověření vhodného kalkulátoru.....	3
4.1.2	Vstupní parametry kalkulace .....	4
4.1.3	Realizace operačního plánu .....	6
4.1.4	Dílčí závěr – souhrn finální metodiky .....	7
4.2	Retrospektivní analýza redukce residuálního refrakčního astigmatismu .....	8
4.2.1	Metodika.....	8
4.2.2	Výsledky.....	9
4.2.3	Dílčí závěr .....	12
4.3	Pooperační analýza polohy torické IOL .....	12
4.3.1	Metody – software pro hodnocení polohy IOL .....	13
4.3.2	Výsledky.....	16
4.3.3	Dílčí závěr – sumarizace výsledků polohových faktorů.....	25
<b>5</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>28</b>
	<b>Seznam v tezích použité literatury .....</b>	<b>29</b>
	<b>Seznam prací disertanta vztahujících se k disertaci.....</b>	<b>32</b>
	<b>Resumé.....</b>	<b>34</b>
	<b>Summary.....</b>	<b>35</b>

# 1 Současný stav problematiky

Senilní katarakta je zkalení oční čočky, které vzniká vlivem přirozených biochemických procesů z pravidla u pacientů nad 50 let. Jejím důsledkem je zamlžené nebo rozostřené vidění s následným poklesem zrakové ostrosti. Jediným řešením tohoto stavu je chirurgický zákrok, který zahrnuje fakoemulzifikaci zkalené oční čočky a implantaci arteficiální intraokulární čočky (IOL – intraocular lens). Dle dat pro rok 2020 byla katarakta globálně diagnostikována u 78,8 milionů pacientů, přičemž byla příčinou středně těžkého až těžkého poškození zraku ve více než 45 % případů. [1, 2]

Současně s odstraněním katarakty lze prostřednictvím IOL manipulovat s nepoměrem mezi předozadní délkou očního bulbu a celkovou optickou mohutností oka. Situaci může dále zkomplikovat nález rotační asymetrie optické mohutnosti rohovky (korneální astigmatismus). Optický systém oka je pak (v případě pravidelného astigmatismu) rozdělen na dvojici meridiánů s rozdílným refrakčním účinkem podél jeho normály. Nekorigovaný astigmatismus zhoršuje kontrastní citlivost oka, například reakce řidiče za zhoršených světelných podmínek a může způsobovat astenopické potíže, které mohou významně snižovat celkovou kvalitu života. Míra prevalence astigmatismu, stejně jako incidence senilní katarakty, pozitivně koreluje s věkem pacienta. [2–6] V managementu astigmatismu, v kombinaci s operací katarakty, lze v klinické praxi nalézt tři přístupy, přičemž žádný není jednoznačně považován za takzvaný „zlatý standard“: implantace sférické IOL s plánovanou pooperační brýlovou cylindrickou korekcí nebo s následnou (do)korekcí laserovou refrakční chirurgií; implantace sférické IOL v kombinaci s astigmatickou keratotomií; implantace torické IOL. [7–9]

Nezanedbatelným faktorem řešení astigmatismu je i finanční spoluúčast pacienta, která umocňuje jeho očekávání a požadavek nezávislosti na brýlové korekci. Ta se stává pomyslným měřítkem úspěšnosti chirurgického zákroku. Korekce astigmatismu u pacientů operovaných pro kataraktu je na klinickém pracovišti Oční kliniky JL, V Hůrkách 1296/10, Praha 13 realizována prostřednictvím implantace torické IOL. Stávající metodika dosahovala průměrného residuálního refrakčního astigmatismu  $0,61 \pm 0,37$  D (viz kapitola 4). Pro korekci nízkých hodnot rohovkového astigmatismu a efektivitu jeho korekce je vyžadována minimalizace průměrného zbytkového residuálního astigmatismu. Dále je v klinické praxi postrádán nástroj pro komplexní retrospektivní hodnocení a identifikaci potenciálního pooperačního refrakčního překvapení způsobeného neočekávanou polohou torické IOL v kapsulárním vaku.

Tato disertační práce se zaměřuje na vytvoření nové předoperační metodiky s cílem snížení dosavadní residuální hodnoty astigmatismu a současně vytvoření softwarového řešení pro analýzu polohových faktorů IOL a jejich vlivu na zbytkový astigmatismus.

## 2 Cíle práce

Vzhledem k tomu, že klinická praxe vyžaduje efektivní korekci astigmatismu, která je komplikována řadou před, peri a pooperačních faktorů, vyplývá pro cíle disertační práce nutnost vytvoření komplexního řešení managementu intraokulární korekce astigmatismu pomocí torické intraokulární čočky (IOL) u pacientů indikovaných k operaci senilní katarakty. Jednotlivé dílčí cíle proto zahrnují:

- 1) Vytvoření metodiky operačního plánu včetně jeho zavedení do klinické praxe,
- 2) ověření metodiky analýzou redukce residuálního refrakčního astigmatismu,
- 3) realizace softwarového nástroje k hodnocení vlivu polohy IOL v kapsulárním vaku.

## 3 Metody zpracování

Pro splnění dílčího cíle 1) byla přehodnocena dosavadní metodika tvorby operačního plánu. Prvním krokem byla volba alternativního teoretického přístupu kalkulace, následovaná změnou konceptu předoperačního vyšetření a volby vstupních parametrů oka. Dále byl analyzován vliv odchylky měření na výsledné hodnoty IOL a přínos měření zadní plochy rohovky. Všechny uvedené kroky konkretizovaly novou metodiku tvorby operačního plánu, který byl následně realizován za asistence navigačního systému.

Dílčí cíl 2) představoval retrospektivní analýzu pooperačních zrakových funkcí 90 operovaných očí. Standardizovanou vektorovou analýzou byla objektivně zhodnocena úspěšnost korekce astigmatismu. Ze znalosti vlivu předoperační metodiky a vlivu chirurgického postupu byl vytvořen návrh adjustace predikčních faktorů (konstant) kalkulace pro další snížení chyby odhadované pooperační refrakce.

V rámci dílčího cíle 3) byl vytvořen software pro kompletní pooperační analýzu vlivu polohy torické IOL na residuální refrakční astigmatismus. U všech pacientů byly vytvořeny snímky pro hodnocení úhlové polohy, náklonu, decentrace a axiální polohy IOL. Dále byla provedena aproximace vlivu polohových faktorů IOL, díky čemuž bylo možné aproximovat očekávaný residuální astigmatismus a jeho příčinu.

Uvedené dílčí cíle zahrnující předoperační vyšetření pacientů, tvorbu operačního plánu, virtuální navigaci při chirurgických zákrocích, pooperační hodnocení zrakových funkcí, pořízení pooperačních snímků IOL a vytvoření softwarového nástroje byly realizovány výhradně autorem disertační práce za odborného dohledu školitelů na pracovišti Oční kliniky JL, V Hůrkách 1296/10, Praha 13.

## 4 Výsledky

### 4.1 Vytvoření metodiky operačního plánu

Při dosavadní metodice bylo využíváno následujícího konceptu operačního plánu:

- měření axiální délky oka (optický biometr Tomey OA-1000)
- průměrné hodnoty keratometrie ze dvou měření keratometrem NIDEK KM-500 s přesností na 0,25 D
- kalkulace sférického ekvivalentu IOL dle vzorce SRK/T2
- kalkulace korekčního cylindru pomocí online vektorového kalkulátoru (*Holladay toric calculator*) – model IOL SN6ATx
- primární incize šíře 2,2 v ose 120° s temporální a nasální paracentézou 1,1 mm
- $SIA_{cornea} = 0,50$  D a  $A\text{-konstanta} = 119,0$

Záměrem vytvoření nové metodiky tvorby operačního plánu (sestavající z volby kalkulátoru a rozsahu nebo podoby vstupních dat parametrů oka) a jeho realizace bylo snížení průměrné hodnoty pooperačního residuálního refrakčního astigmatismu oproti dosavadní metodice.

#### 4.1.1 Volba a ověření vhodného kalkulátoru

Dle publikace Ferreira et al. realizující komparaci *Holladay toric calculator* a jeho variace kombinující adjustace dle *Baylor*, *Abulafia-Koch* nebo *Goggin* prezentuje srovnatelné výsledky. Významně nižší chyby predikce residuálního astigmatismu bylo dosaženo aplikací nového teoretického přístupu dle *Barrett calculator*. [10] Pro ověření možnosti snížení residuálního astigmatismu pacientů pouze pomocí změny teoretického přístupu dosavadní metodiky kalkulace byla provedena komparace výsledků dle obou kalkulátorů (*Holladay calculator* oproti *Barrett toric calculator*). Úspěšnost kalkulátorů byla hodnocena na 78 operovaných očích splňujících indikační kritéria – vyloučení byli všichni pacienti se změněnou úhlovou polohou IOL oproti plánu, která by teoreticky zvyšovala cylindrický účinek o více než 0,25 D. U poloviny očí byla implantována torická IOL o parametrech torické navržených vektorovým kalkulátorem Holladay (skupina H), druhé polovině byla implantována torická IOL o parametrech navržených BTC (skupina B). Data pro hodnocení komparace jsou uvedena v příloze. [11] Výsledné porovnání úspěšnosti aplikace kalkulátorů ve vztahu k pooperační objektivní residuální refrakci obou skupin bylo (v absolutní hodnotě průměru):

skupina H:            sféra:  $0,52 \pm 0,70$  D    cyl:  $0,61 \pm 0,37$  D

skupina B:            sféra:  $0,61 \pm 0,37$  D    cyl:  $0,71 \pm 0,45$  D

Sférický ekvivalent skupiny H byl zatížen dvojnásobnou směrodatnou odchylkou oproti stejnému, byť vyššímu průměrnému výsledku skupiny B. Rozdíl mezi parametry nebyl signifikantní ( $p > 0,05$ ). Pooperační subjektivní nekorigovaná zraková ostrost 1,0 a lepší byla vyhodnocena u 63,78 % očí skupiny H, oproti 79,30 % očí skupiny B. [11]

## 4.1.2 Vstupní parametry kalkulace

### Metodika

Přístroje pro měření keratometrie hodnotí reflexi soustavy referenčních značek od přední plochy rohovky. Každý přístroj však projektuje rozdílnou šablonu značek, jejich rozložení, počet a zejména odlišný průměr měřené zóny rohovky. Cílem této části bylo vyhodnocení trojice různých konceptů měření optické mohutnosti rohovky pro co nejpřesnější definici velikosti rohovkového astigmatismu, který bude korigován. Soubor analýzy optické mohutnosti rohovky zahrnoval 114 očí bez patologického nálezu potenciálně ovlivňujícího sledovaná data. Nejprve každý pacient podstoupil vyšetření keratometrie pomocí biometru Lenstar, následně jednotkou Verion a poté topografem Orbscan. Detailní metodika je uvedena v disertační práci.

Dále bylo nutné analyzovat vliv faktoru zadní plochy rohovky. Prostřednictvím individuálního *AP poměru* byla kalkulována celková optická mohutnost rohovky a zhodnocen přínos jejího individuálního stanovení pro výpočet mohutnosti IOL v porovnání s konstantní hodnotou dle teoretických modelů oka (které využívá BTC). AP poměr byl hodnocen u celkem 406 očí za využití OCT RTVue Avanti s TCP modulem. V druhé části hodnocení vlivu zadní plochy rohovky byl sledován soubor 37 očí. Na základě pooperačních výsledků byl zpětnou rekalkulací zvolen referenční ideální parametry IOL pro každého pacienta. Dále byly vytvořeny hypotetické kalkulace za využití *Holladay calculator* s dosazením simulovaných totálních keratometrických hodnot topografie z přístroje Orbscan II (metoda 1). Simultánně byla realizována hypotetická kalkulace dle Barretta s konvenčními hodnotami keratometrie přední plochy rohovky pomocí biometru Lenstar LS900 (metoda 2). Výstupy řešené problematiky byly publikovány formou bakalářské práce [12, 13] a článku [14], detailní metodika je uvedena v disertační práci.

Exaktní matematický postup BTC dosud nebyl publikován. Záměrem empirického dosazení vstupních parametrů (tj. axiálních parametrů oka a keratometrie) bylo definování jejich vlivu na výsledné hodnoty IOL, ze kterého následně vyplynou maximální povolené odchylky měření. Pro jejich analýzu byl využit rozsah a hodnoty vstupních údajů dle 639 očí, jejichž parametry byly stanoveny pomocí Lenstaru LS900. Tabulka 4.1 uvádí rozsah průměrné hodnoty souboru. Teoretické hodnoty „maximální přípustné odchylky předoperačních měření“ byly postupně využity jako vstupní proměnné v BTC (ostatní parametry v průměrných hodnotách).



**Tabulka 4.1:** Základní statistické hodnocení biometrických parametrů 639 očí.

	<b>AL [mm]</b>	<b>ACD [mm]</b>	<b>LT [mm]</b>	<b>WTW [mm]</b>	<b>K<sub>1</sub> [D]</b>	<b>K<sub>2</sub> [D]</b>
<b>min</b>	20,08	2,05	2,59	10,05	38,26	38,85
<b>max</b>	27,39	4,77	5,36	13,66	47,73	52,37
<b>průměr</b>	23,68 ± 1,09	3,24 ± 0,43	4,26 ± 0,65	12,13 ± 0,44	42,94 ± 1,49	44,15 ± 1,69
<b>medián</b>	23,58	3,23	4,25	12,15	42,94	44,16

### Výsledky

Základní statistická analýza rozdílů optické mohutnosti rohovky mezi trojicí přístrojů je prezentována tabulkou 4.2. Absolutní hodnota difference mezi jednotlivými přístroji nebyla ani v jednom případě statisticky významná ( $p > 0,05$ ). Nejvyšší rozdíly byly zaznamenány v případech Orbscan versus Lenstar nebo Verion. Přesto byla nalezena významná shoda v hodnotě rohovkového cylindru, tedy poměru obou meridiánů.

**Tabulka 4.2:** Absolutní hodnota difference měřených keratometrických dat mezi Lenstar (L), Verion (V) a ORBSCAN II (O) pro 122 očí.

	<b>K<sub>1</sub> [mm]</b>			<b>K<sub>2</sub> [mm]</b>			<b>A<sub>cornea</sub> [mm]</b>			<b>Ax<sub>2</sub> [°]</b>		
	<b>L/V</b>	<b>V/O</b>	<b>L/O</b>	<b>L/V</b>	<b>V/O</b>	<b>L/O</b>	<b>L/V</b>	<b>V/O</b>	<b>L/O</b>	<b>L/V</b>	<b>V/O</b>	<b>L/O</b>
<b>průměr</b>	0,18	0,45	0,48	0,21	0,42	0,46	0,17	0,19	0,22	4	6	7
<b>± odch</b>	0,18	0,35	0,37	0,19	0,34	0,36	0,19	0,18	0,20	4	15	15
<b>medián</b>	0,12	0,39	0,41	0,16	0,31	0,4	0,1	0,14	0,17	2	3	4
<b>p-value</b>	0,69	0,2	0,09	0,72	0,32	0,17	0,99	0,84	0,85	0,41	0,68	0,68

K<sub>1</sub> keratometrie ploché osy, K<sub>2</sub> – keratometrie strmé osy, A<sub>cornea</sub> – rohovkový astigmatismus, Ax<sub>2</sub> – osa strmého meridiánu, L – Lenstar, V – Verion, O – Orbscan.

Vliv zadní plochy rohovky byl hodnocen v první řadě dle *AP poměru*. Naprostá většina očí byla v intervalu 1,15-1,20 (celkem 79,56 % očí). Medián hodnoty *AP poměru* sledovaného souboru byl roven 1,17. Při hypotetickém výpočtu mohutnosti IOL za využití reálného a konvenčního *AP poměru* dosahoval rozdíl nesignifikantních hodnot v intervalu 0,20-0,30 D. [14] Aplikované hypotetické výpočty parametrů IOL aplikované dle uvedené metody 1 (*Holladay calculator* + Orbscan) a metody 2 (*Barret toric calculator* + Lenstar) se ve všech parametrech signifikantně lišily od referenčních hodnot ( $p < 0,05$ ). Hypotetické výpočty metodou 2 by vyústily v nižší hodnoty residuální refrakci oproti metodě 2. Průměrný absolutní rozdíl od referenční hodnoty byl pro:

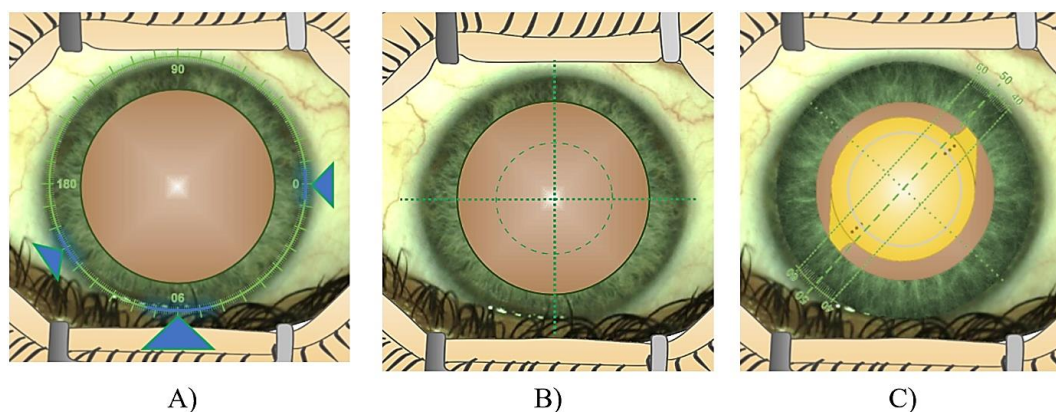
metodu 1: sféra:  $0,70 \pm 0,63$  D / cylindr:  $0,62 \pm 0,40$  D / osa  $13,07^\circ \pm 10,73^\circ$

metodu 2: sféra:  $0,30 \pm 0,45$  D / cylindr:  $0,16 \pm 0,26$  D / osa  $5,97 \pm 6,10^\circ$

Výstupem hodnocení vlivu biometrických hodnot na kalkulaci byly hypoteticky kalkulované parametry IOL. Z daného rozdílu byla určena maximální odchylka dané proměnné z její průměrné hodnoty, která by hypoteticky ovlivnila změnu vypočtené mohutnosti IOL. Nejpřísnější kritéria pro změnu hodnoty optické mohutnosti IOL o 0,25 D (resp. 0,50 D) byla stanovena pro  $AL$ , kde byla maximální možná odchylka  $\leq 0,06$  mm ( $\leq 0,13$  mm), v případě  $K \leq 0,20$  D (0,40 D), dále pro  $ACD \leq 0,42$  mm ( $\leq 0,84$  mm) a  $LT \leq 0,43$  mm.

### 4.1.3 Realizace operačního plánu

Po vytvoření operačního plánu byl realizován samotný chirurgický zákrok. Úlohou této fáze bylo zajistit dodržení operačního plánu a standardizovat celý chirurgický proces. Pro uvedený účel bylo využito intraoperačního navigačního systému Verion. Praktický proces projekce operačního plánu a navigace chirurga, byl realizován výhradně autorem práce. Obrazem řízená navigace počínala registrací referenčního snímku z předoperační diagnostiky a aktuálního obrazu z pohledu operátérova mikroskopu. Proces registrace byl vždy dvoustupňový, tj. v prvním kroku automatická kontrola cyklorotace podle digitálního značkovacího systému, následovaná subjektivním vyhodnocením a manuální úpravou koincidence kontrastních struktur a příznaků v obou obrazech. V průběhu zákroku byla kompenzace cyklorotace opakovaně kontrolována. Prvním navigovaným krokem bylo vytvoření primárního řezu, jehož umístění bylo konstantní bez ohledu na polohu nejstrmějšího meridiánu rohovky. Parametry vstupních incizí byly následující: samouzavírací třístupňový řez rohovky široký 2,2 mm v meridiánu 90°, dvojice paracentéz o šíři 1,1 mm v meridiánech 30° a 180° stupňů (obrázek 4.1 A). Kapsulorhexe o průměru 5 mm byla vždy centrována dle visuální osy v komparaci se středem předoperační zornice. Po provedení fakoemulzifikace, byla provedena intrakapsulární implantace torické IOL odpovídající operačnímu plánu (obrázek 4.1 C).



**Obrázek 4.1:** Vizualizace využití intraoperačního navigačního systému, A) poloha rohovkových incizí, B) poloha a velikost kapsulorhexe, C) navigace centrace a úhlové polohy torické IOL. Vlastní obrázek.

V tomto okamžiku dává navigační systém chirurgovi možnost kontrolovat centraci a úhlovou polohu čočky, resp. upravit koincenci značek osy cylindru IOL s plánovanou osou korekce. Kontrola náklonu a axiální polohy IOL závisí především na zkušenostech chirurga a dle aktuálního stavu zonálních vláken nebo hustotě sklivce. Pokud byla po dvojfázové kontrole poloha torické IOL v kapsulárním vaku v souladu s operačním plánem, byl zákrok ukončen.

#### 4.1.4 Dílčí závěr – souhrn finální metodiky

Dle uvedených výsledků komparace kalkulátorů, analýzy vlivu vstupních parametrů a hodnocení vliv odchylek biometrických hodnot byla pro finální metodiku kalkulaci parametrů torické IOL zvolen BTC s aproximací vlivu zadní plochy rohovky. Vstupní faktory kalkulace v podobě biometrických parametrů byly aplikovány dle níže uvedených pravidel, a to shodně pro každý operační plán.

##### Axiální parametry oka

- optická biometrie pomocí Lenstar LS900, průměrné výsledky z minimálně 5 měření,
- zahrnutí měření parametrů: hloubka přední komory (*ACD*), tloušťka čočky (*LT*), axiální délka oka (*AL*), průměr limbu (*WtW*),
- maximální odchylka ovlivňující optickou mohutnost IOL do 0,25 D (dle tabulky 4.4).

##### Keratometrie:

- Lenstar LS900 – průměr minimálně z 20 měření (v centrálním průměru rohovky 2,3 mm a 1,65 mm),
- Verion – průměr minimálně ze 3 měření (v centrální části rohovky o průměru 2,8 mm) a tři referenční snímky předního segmentu oka,
- Orbscan II – topografie rohovky, průměr ze dvou měření, funkce kontrolního mechanismu přítomnosti nepravidelného astigmatismu, rohovkové ektázie či extrémního vlivu zadního poloměru rohovky na polohu nejstrmějšího meridiánu a velikost astigmatismu,
- maximální odchylky měření
  - o keratometrie do 0,20 D
  - o osa strmého meridiánu do 5°
- finální vstupní hodnoty keratometrie = průměr průměrů výše uvedených vyšetření.

Nesporný vliv na výsledek zákroku spočíval také ve vhodné volbě modelu torické IOL. Stěžejním parametrem IOL byla její pooperační rotační stabilita. Vzhledem k tomu, že vlastní experimentální studie by přesahovala rámec disertační práce, byl využit výsledek srovnávací studie u celkem 3 238 očí, která potvrdila, že model AcrySof IQ Toric SN6ATx měl oproti konkurenčním modelům TECNIS a enVista Toric IOL významně vyšší rotační stabilitu při dosažení nižší standardní odchylky pooperačního

průměrného zbytkového astigmatismu. [84] Vstupní faktory kalkulace v podobě finální volby parametrů IOL SN6ATx byly voleny dle níže uvedených pravidel, která byla aplikována shodně pro každý operační plán

#### **Predikční faktory kalkulace:**

- $A$ -konstanta = 119,26
- $SIA_{cornea}$  = 0,20 D (zaokrouhleno na vyšší desetinnou hodnotu dle výsledků předchozí práce, a to z důvodu vysoké odchylky a změny polohy řezu [14])

#### **Pravidla volby parametrů IOL a chirurgie:**

- modelová řada IOL SN6ATx
- cílená refrakce na emetrii, eventuálně dle přání pacienta na myopii -2,5 D,
- sférická hodnota (výrobní interval po 0,50 D) dle první hodnoty očekávající zápornou residuální refrakci pro emetrii, pro myopii nejbližší vyšší záporná hodnota,
- cylindrická hodnota Tx (výrobní interval po 0,75 D v úrovni IOL) byla volena vždy podle minimální úrovně očekávaného residuálního astigmatismu, ale se zachováním pravidla nepřetáčení jeho osy,
- osa implantace – automaticky generována kalkulátorem na základě  $SIA_{cornea}$ ,
- primární incize 90° o šíři samo-uzavíratelného řezu 2,2 mm,
- paracentézy 1,1 mm v meridiánu 30° a 180°,
- kapsulorhexe 5 mm s centrací do vizuální osy.

## **4.2 Retrospektivní analýza redukce residuálního refrakčního astigmatismu**

Dílčím cíle bylo vyhodnotit vytvořenou metodiku a úspěšnost intraokulární korekce astigmatismu se zaměřením na pooperační zrakové funkce a retrospektivní vyhodnocení predikčních faktorů kalkulace ( $SIA_{cornea}$  nebo  $A$ -konstanty IOL).

### **4.2.1 Metodika**

Pro zachování relevance výsledků všech analýz bylo nutné do hodnocení zařadit pouze artefakické pacienty s předoperačním a pooperačním fyziologickým nálezem, který by neovlivnil hodnocené parametry zrakové ostrosti ani nadcházející hodnocení polohy IOL. Inkluzivní kritéria zahrnovala pacienty s implantovanou torickou IOL modelové řady SN6ATx, operované pouze dle metodiky uvedené v kapitole 4.1.3. V období let 2019 až 2022 bylo pro kataraktu operováno celkem 361 očí. Exkluzivní kritéria vylučovala pacienty s nedostatečnou arteficiální mydriázou neumožňující realizovat pooperační snímky pro hodnocení polohy IOL v oku a pacienty primárně léčené na jiném spádovém nebo okresním očním oddělení. Z celkového počtu tak výše uvedená kritéria splňovalo 90 očí 83 pacientů (průměrný věk  $67 \pm 10$ ). Distribuce rohovkového astigmatismu byla následující: podle pravidla u 52 očí (57,14 %), proti pravidlu 26 očí

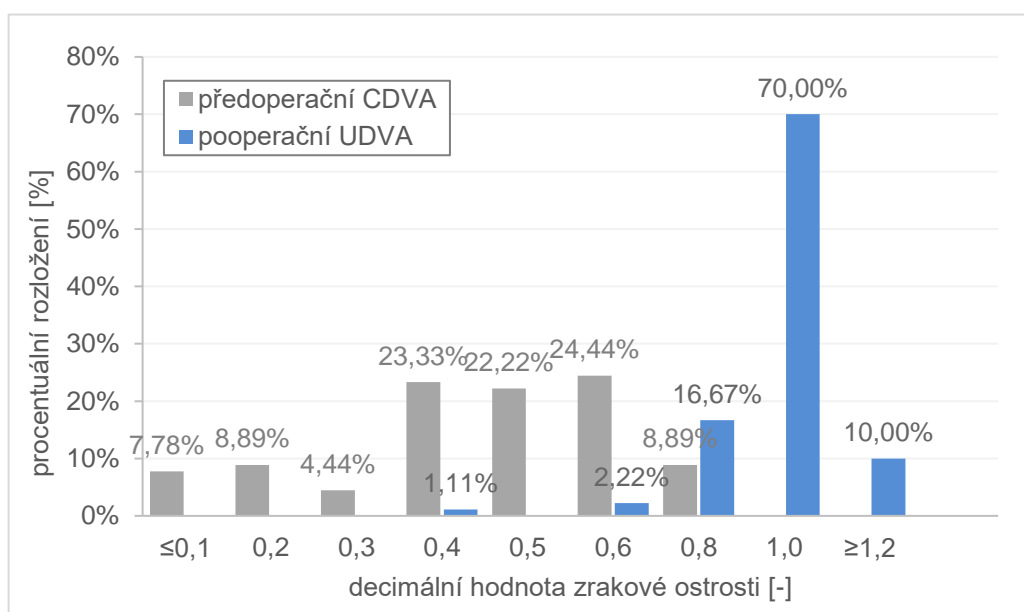
(28,57 %) a šikmá osa u 13 očí (14,29 %). U pětice očí byla plánována pooperační myopie, nejbližší ekvivalent odpovídající pooperační refrakci -2,50 D. U zbylých 86 očí byla záměrem operačního plánu pooperační emetropie.

Pro pooperační hodnocení přesnosti metodiky korekce astigmatismu, byla aplikovaná analýza kombinující přístupy v souladu se standardy doporučenými redakcí *Journal of Refractive Surgery* [15], standardy dle *American Society of Cataract and Refractive Surgery* – a zároveň terminologie a doporučení dle Abulafia a spol. [16] v kombinaci s vektorovou analýzou dle Alpinse [17] a Reinsteina [15].

## 4.2.2 Výsledky

### Pooperační residuální refrakce

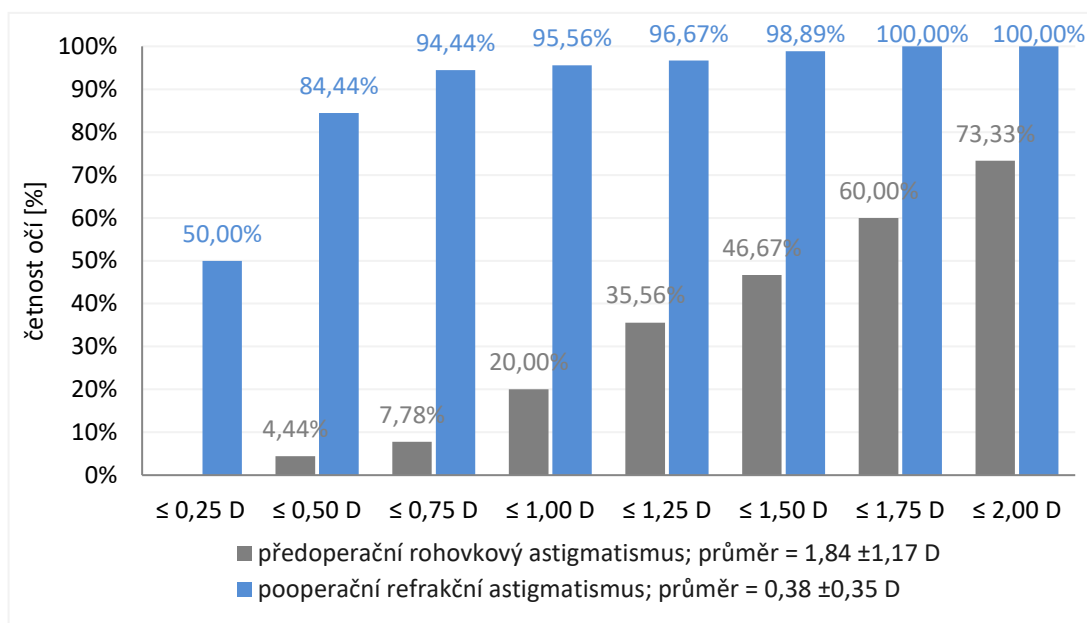
Ve všech sledovaných případech bylo docíleno zlepšení zrakové ostrosti, pouze v jediném případě byla zraková ostrost shodná s předoperační. Pooperační nekorigovaná zraková ostrost do dálky (UDVA) byla rovna nebo lepší než hodnota 0,8 (v decimálních jednotkách) u 96,67 % očí, přičemž 80,00 % očí dosáhlo UDVA na úrovni 1,0 a lepší (viz graf 4.1). V pěti případech byla pooperačním záměrem nejbližší myopie k -2,5 D, hodnocená zraková ostrost byla stanovena se zohledněním tohoto záměru. V průměru bylo dosaženo koeficientu zlepšení (poměr aktuální a předoperační hodnoty) o násobek 2,82 předoperační hodnoty nejlepší korigované zrakové ostrosti (CDVA).



**Graf 4.1:** Procentuální rozložení nejlepší předoperační korigované (CDVA) a nekorigované (UDVA) pooperační zrakové ostrosti do dálky.

Průměrný předoperační rohovkový astigmatismus  $1,84 \pm 1,17$  D byl korigován na pooperační residuální astigmatismus  $0,38 \pm 0,35$  D v úrovni brýlové korekce. Hranici

residua 1,00 D nepřekročilo 95,56 % očí, kritérium do 0,50 D splňovalo 84,44 % očí (prezentuje graf 4.2).



**Graf 4.2:** Kumulativní četnost předoperačního rohovkového a pooperačního refrakčního astigmatismu v rovině brýlové korekce.

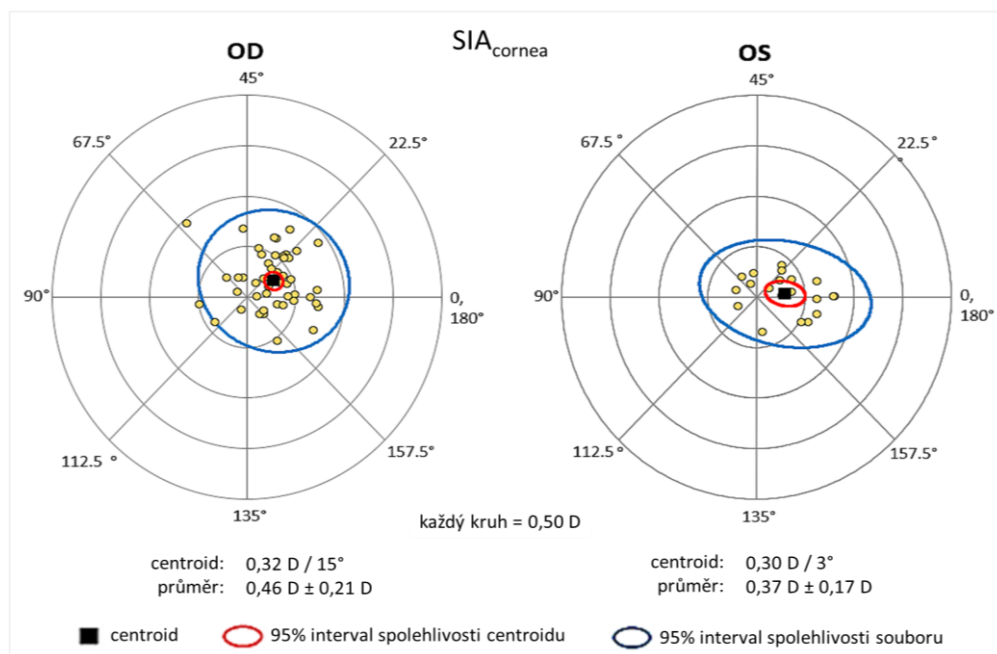
Pokud pooperační chyba predikce residuální refrakce bude vyhodnocena pomocí sférického ekvivalentu ( $SEQ$  = komutace sférické složky a poloviny astigmatické složky korekce), získáme Gaussovské rozdělení četnosti očí. Ve sledovaném souboru byla průměrná chyba predikce  $SEQ$  rovna  $-0,01 \pm 0,39$  D (minimum =  $-0,85$  D a maximum =  $1,60$  D) a residuální refrakce  $SEQ = \pm 0,25$  D v 56,04 %,  $\pm 0,50$  D v 86,81 %, a  $\pm 1,00$  D v 98,89 % všech sledovaných očí, přičemž 61,54 % z nich splňovalo podmínku  $SEQ \leq 0$  pro preferenci překorigování.

### Faktor chirurgicky indukovaného astigmatismu

Retrospektivní hodnocení míry vlivu operační techniky chirurga na vyvolání astigmatické změny optické mohutnosti rohovky ( $SIA_{cornea}$ ) bylo hodnoceno podle vektorové metodiky popsané Kochem. [18]

Individuální hodnoty každého oka jsou kalkulovány jako vektorový rozdíl jednotlivých složek předoperační a pooperační keratometrie. Průměrná hodnota jednotlivých výsledků není aritmetický průměr, ale vektorový průměr a nazývá se také „centroid shlukové analýzy“. Separací hodnot dle laterality a vyloučení extrémních hodnot, byl centroid  $SIA_{cornea} = 0,32$  D v ose  $15^\circ$  (aritmetický průměr =  $0,46 \pm 0,21$  D) pro pravé a  $SIA_{cornea} = 0,30$  D v ose  $3^\circ$  (aritmetický průměr =  $0,37 \pm 0,17$  D) pro levé oči (graficky prezentuje graf 4.3). Výsledný vektor popisuje vliv operační techniky na

mohutnost rohovky, jinými slovy bez ohledu na laterality by výsledný průměrný vektor  $SIA_{cornea} = 0,42 \text{ D}$  v ose  $9^\circ$  zapříčinil zploštění rohovky o uvedenou hodnotu. Udávaný parametr „stupeň koherence dat“ vypovídá o reprezentativnosti dat, v našem případě je roven 69 % což znamená, že výsledek vzorku lze považovat za reprezentativní hodnotu.



**Graf 4.3:** Polární grafy pro  $SIA_{cornea}$  u pravých (OD) a levých (OS) očí.

Při komparaci předpokládané a reálně naměřené pooperační osy nestrmějšiho meridiánu byla z celkového počtu 57,14 % očí do rozdílu  $5^\circ$ , do  $10^\circ$  pak 78,02 % a do  $15^\circ$  celkem 87,91 % očí. V průměru se očekávaná poloha lišila o  $8,02 \pm 10,53^\circ$ , přičemž medián rozdílu byl roven  $4,50^\circ$ .

### Faktor predikční konstanty

Potenciálním zdrojem nepřesností může být samozřejmě konstanta, která upravuje výpočty podle fyzikálních parametrů a proporcí IOL (nejčastěji jako *A-konstanta*). Daná metodika výpočtu BTC používá označení tohoto parametru jako *Lens factor (LF)*. Při finální metodice kalkulace (uvedených v kapitole 4.1.4) byla jako výchozí hodnota zvolena  $A-constant = 119,26$  (odpovídající  $LF = 2,02$ ). Úprava konstanty dle operačních výsledků byla realizována pomocí volně dostupného *Lens-Constants-Optimizer* [19], kdy adjustovaná hodnota dle residuální refrakce by byla rovna  $A-constant = 119,40$  (což odpovídá  $LF = 2,09$ ). Při provedení hypotetických kalkulací tato úprava v BTC (pro biometrické rozsahy dle tabulky 4.2) vedla k navýšení navrhované optické mohutnosti IOL SN6ATx v průměru o  $0,30 \text{ D}$ , tedy směrem k modelu s vyšší mohutností.

## Vektorová analýza

Průměrná chyba predikce residuálního astigmatismu – *PE* (prediction error) definuje dosažení cílové korekce a je absolutním měřítkem úspěšnosti (vypočítána je jako rozdíl vektorového rozkladu hodnot plánovaného refrakčního deficitu a skutečného pooperačního deficitu, preferovaný výsledek je nula). Pro sledovaný soubor byl aritmetický průměr  $PE = 0,40 \pm 0,34$  D, přičemž shlukovou analýzou byl identifikován centroid predikční chyby roven  $0,09 \pm 0,52$  D. Četnost chyby predikce do 0,25 D byla 34,44 %, do 0,50 D rovna 63,33 % a do 1,00 D pro 93,33 % očí.

Zamýšlená změna astigmatismu celým chirurgickým procesem (prakticky definovaného jako rozdíl vektorových rozkladů hodnot plánovaného refrakčního deficitu a předoperační keratometrie) se nazývá cílový indukovaný astigmatismus – *TIA* (target induced astigmatism) a činil  $1,91 \pm 1,18$  D. Celkový skutečný chirurgicky indukovaný astigmatismus (nejen rohovkový ale součet  $SIA_{cornea}$  a cylindrické složky IOL) –  $SIA_{total}$  činil  $1,73 \pm 1,01$  D. Chyba magnitudy – *ME* (magnitude error) je aritmetickou diferencí mezi  $SIA_{total}$  a *TIA*, kde kladná hodnota znamená překorigování a záporná hodnota podkorigování, byla rovna  $-0,13 \pm 0,84$  D. Korekční index *CI* (correction index), definovaný poměrem  $SIA_{total}$  a *TIA*, určuje míru korekce rohovkového astigmatismu. Tedy  $CI = 1,0$  je preferovaná hodnota, vyšší hodnoty poukazují na překorigování a nižší na podkorigování, pro sledovaný soubor byl  $CI = 1,05 \pm 0,10$ . Index úspěšnosti *IOS* (index of success), počítaný jako poměr *PE* a hodnoty *TIA* (optimálně nula), byl roven  $0,26 \pm 0,23$ .

### 4.2.3 Dílčí závěr

Průměrný předoperační rohovkový astigmatismus  $1,84 \pm 1,17$  D byl úspěšně korigován na průměrný pooperační refrakční astigmatismus  $0,38 \pm 0,35$  D. Což oproti dosavadní metodice, kde průměrná hodnota byla  $0,61 \pm 0,37$  D, prokazatelně poukazuje na zvýšení efektivity korekce astigmatismu novou metodikou. Hranici pooperačního residua cylindru 0,50 D nepřekročilo 84,44 % očí. Chyba predikce pooperačního refrakčního astigmatismu byla na úrovni  $0,40 \pm 0,34$  D. Retrospektivní analýzou byla navržena další iterace úpravy predikčních faktorů, tedy úprava  $SIA_{cornea}$  na hodnotu 0,42 D a *A-konstanty* na hodnotu 119,40. Úpravy těchto faktorů by v důsledku znamenaly volbu opticky mohutnější modely IOL.

## 4.3 Pooperační analýza polohy torické IOL

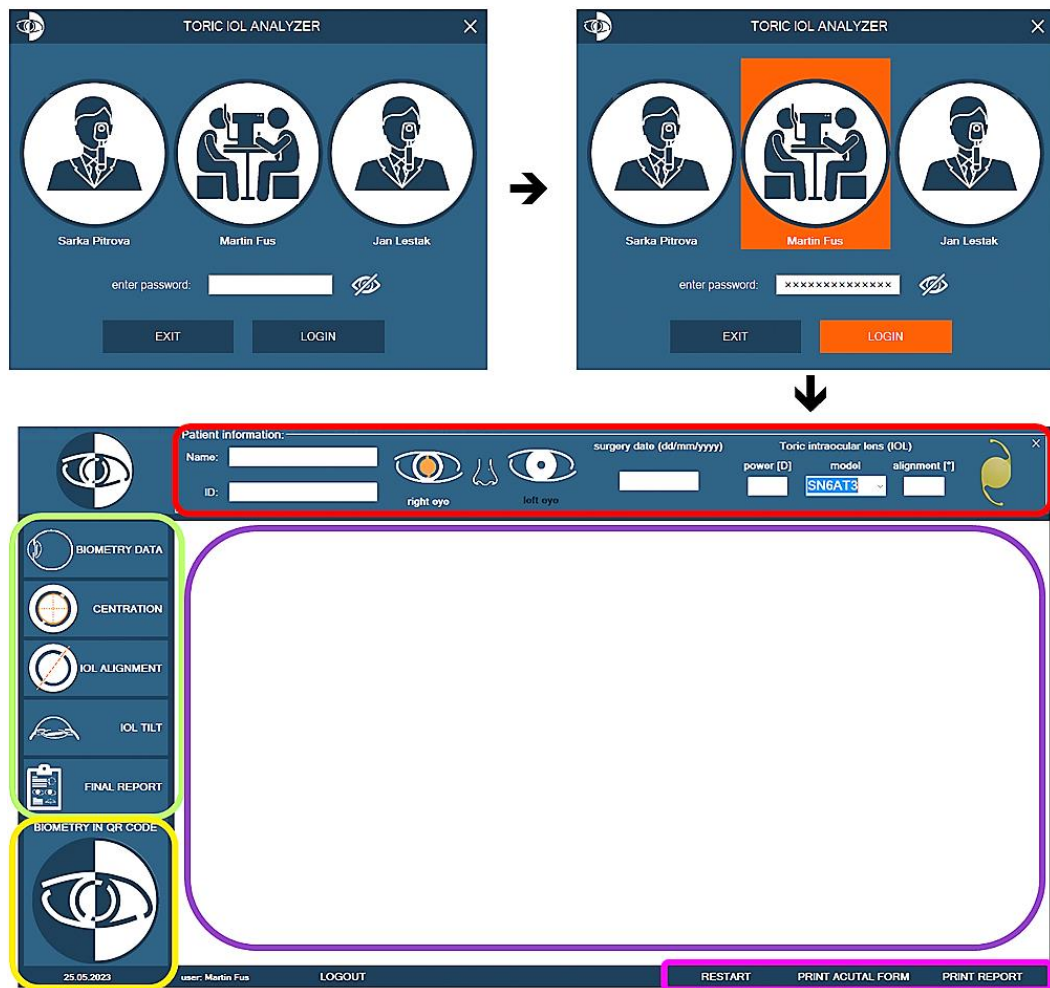
Objektivizace vybraných faktorů vnitřního astigmatismu způsobeného změnou polohy IOL (decentrace, náklon, úhlová poloha a axiální poloha) byla realizována na základě inspirace v experimentálních teoretických studiích, vztahujících se k danému modelu IOL (SN6ATx), případně jeho sférické alternativě SN60WF. Teoretický účinek indukce astigmatické změny byl řešen separátně pro každý faktor zvlášť, následný



výsledek vektorové sumace byl převeden na efekt v úrovni rohovky a poté na úroveň brýlové korekce (konkrétní postup objasněn v jednotlivých sekcích a závěru této kapitoly). Individuální teoretický odhad pro každé sledované oko byl následně porovnán s reálnou pooperační residuální refrakcí.

### **4.3.1 Metody – software pro hodnocení polohy IOL**

Vlastní softwarové řešení bylo designováno za použití objektově orientovaného programování ve Visual Basic (platforma *.NET*). Po spuštění aplikace je zobrazen přihlašovací formulář (viz obrázek 4.2), kde byla pro konkrétní pracoviště Oční kliniky JL vytvořena trojice uživatelů. Po zvolení uživatele bylo nezbytné zadání hesla, přidána byla také funkce skrytí/zobrazení hesla. Úspěšným přihlášením byl uživatel vpuštěn do parentálního formuláře rozděleného do několika oblastí. Hlavičku formuláře tvoří oblast pro zadání identifikačních údajů pacienta: jméno, identifikační číslo, pravé/levé oko, údaje o implantátu – model, optická mohutnost sférického ekvivalentu a korekčního cylindru. Levá část formuláře obsahuje ovládací panely, které umožňují uživateli procházet jednotlivé dceřiné formuláře (a následně kontrolní panely s výsledky) logicky separované dle jednotlivých faktorů nebo částí analýzy. Aktuálně zvolený panel je vždy barevně odlišen. Jednotlivé sekce lze samostatně uložit dle nabízených formátů nebo vytisknout (oblast nejspodnějšího panelu), což samozřejmě platí i pro sumární report všech výsledků. Formulář pro grafickou analýzu umožňuje měření decentrace, náklonu a úhlové polohy IOL. Jednotlivé režimy jsou zpřístupněny pomocí booleovské proměnné definované volbou adekvátního panelu v parentálním formuláři.

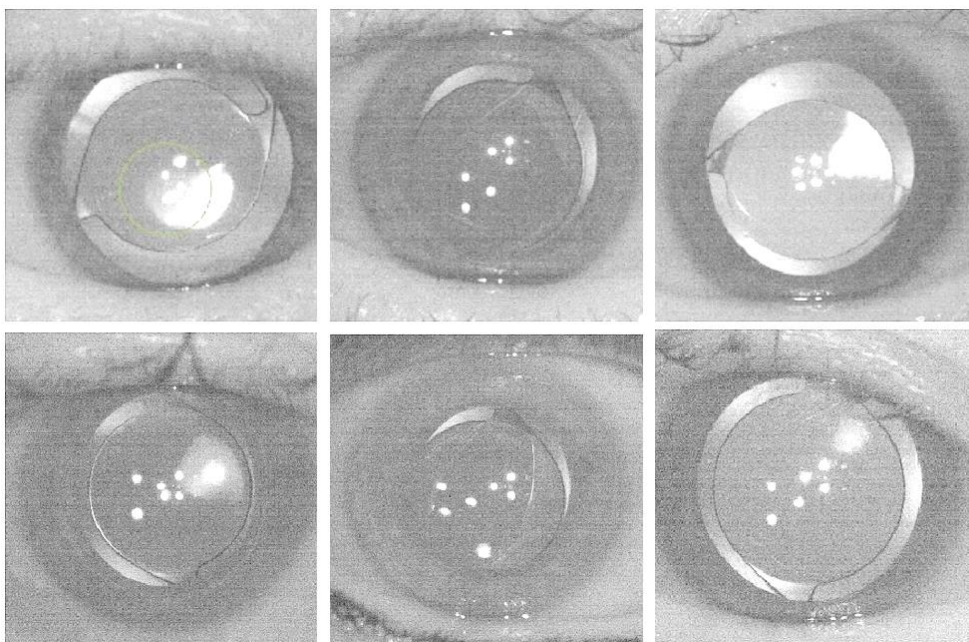


**Obrázek 4.2:** Přihlašovací formulář (horní dvojice obrázků) a rozložení parentálního formuláře *Choice\_form* (dolní obrázek). Základních informací – červeně, přechod do dceřiných formulářů nebo panelů – zeleně, zobrazení dceřiného panelu – fialově, výstup biometrických dat jako QR kód – zeleně, ovládací prvky pro tisk/uložení/restartu aktuálního formuláře – růžově.

Pro všechny bodové operace byl vstupní obrázek nahrán pomocí dialogového okna a uložen jako bitmapa pozadí adekvátního ovládacího prvku. Vzhledem k různorodosti vstupních snímků bylo zahrnuto několik možností jejich editace. Mezi základní prvky pro redukci datové náročnosti dalších procesů patří funkce přiblížení nebo zvětšení obrázku, případné oříznutí. Všechny prvky jasové transformace byly aplikovány manuálně, kdy pomocí metody *Bitmap.GetPixel(i,j)* bylo získáno pole bodů reprezentujících jasovou úroveň jednotlivých kanálů barevného prostoru RGB každého pixelu. Po požadované bodové transformaci byla ke změně hodnoty jasu pixelu nebo jeho okolí použita metoda *Bitmap.SetPixel(i,j)*.

Původní koncepce grafické analýzy spočívala ve snahách identifikovat rotační střed optické části IOL na snímku předního segmentu. Součástí zadání disertační práce bylo využít potenciál snímků pořízených referenční jednotkou navigačního systému Verion. Principem využití referenční jednotky bylo vyvolání retinálního reflexu, při kterém

by se kontrastně zobrazily kontury IOL, a to v infračerveném režimu jednotky, který je primárně určen pouze pro uživatelský náhled před keratometrickým měřením. Byly testovány různé kombinace metod normalizace obrazu, ale automatizované řešení komplikovalo několik faktorů, jako je rozdílné rozložení intenzit jasových bodů, nízký kontrast sítnicového reflexu a nehomogenní jas pozadí IOL, tloušťka obrysu IOL a jeho stín, nedostatečná mydriáza nebo asymetrické rozšíření zornice či výrazná decentrace IOL bránící jejímu úplnému zobrazení a také náklon IOL způsobující elipsoidní tvar obrysu optické části. Nejvýznamnějšími limitujícími faktory bylo nízké rozlišení snímků (800x600 pixelů) a nutnost širší mydriázy, než byl samotný průměr IOL, které nelze dosáhnout u všech pacientů. Vysoká variabilita snímků je demonstrována na obrázku 4.3.



**Obrázek 4.3:** Variabilita vstupních snímků pořízených v infračerveném režimu referenční jednotky (snímky byly pro lepší přehlednost oříznuty). Vlastní obrázek.

Pro nalezení středu IOL za využití snímků z referenční jednotky Verion, byl testován hybridní přístup, na kterém bylo spolupracováno s katedrou informačního inženýrství ČZÚ. Za předpokladu optimální centrace snímku (tedy očekávaná poloha IOL v centru obrazu) byla pro snížení množství analyzovaných bodů z normalizovaného obrazu graficky odstraněna centrální část IOL a okolí zornice. Za využití prahování byl obraz převeden do binární podoby a byl pomocí morfologické operace eroze odstraněn šum. Následně byl aplikován Sobelův konvoluční filtr pro detekci hran. Dále byly v iterativních krocích vykreslovány kružnice (spirálovitě od centra v proti směru hodinových ručiček). Poté byla provedena sumace výsledných bodů detekce hran, kterými kružnice prochází. Pro zohlednění potenciálního eliptického tvaru obrysu IOL, byla uvažována dvojice okolních pixelů. Z pole nalezených existujících kružnic byla

zvolena favoritní, která leží v intervalu logického, empiricky získaného poloměru a zároveň prochází největším počtem bodů detekce hran. I přes variace uvedeného postupu nespĺnila úspěšnost algoritmu očekávání. Spolehlivost se odvíjela od kvality snímku, respektive pouze při kompletní a kontrastní vizualizaci IOL byl její střed nalezen. Vhodných snímků z celého sledovaného souboru bylo pouze 20 %. [20] Vzhledem k tomu, že algoritmus selhává u všech snímků bez úplné a kontrastní vizualizace okraje IOL, bylo rozhodnuto zaměřit se na jednodušší, ale efektivnější postup. Požadavek na univerzálnost pro použití odlišných formátů vstupních snímků (pro použití softwaru na alternativních pracovištích nebo z jiných přístrojových diagnostik) znamenal nutnost manuální identifikace okraje IOL uživatelem a využití trigonometrie. Po uploadu a editaci snímku může uživatel přistoupit k označení trojice bodů  $(A_{(x,y)}; B_{(x,y)}; C_{(x,y)})$ , které lze považovat za vrcholy trojúhelníku v kartézském souřadném systému. Po diferencii souřadnic byla získána velikost všech stran trojúhelníku a následně odvozen střed  $(S_{(x,y)})$  jakožto těžiště trojúhelníku a poloměr  $R$  jeho opsané kružnice:

$$S_{IOL(x)} = \frac{\frac{A_y - B_y}{A_x - B_x} \times \frac{C_y - B_y}{C_x - B_x} \times (C_y - A_y) + \frac{A_y - B_y}{A_x - B_x} \times (B_x + C_x) - \frac{C_y - B_y}{C_x - B_x} \times (A_x + B_x)}{2 \times \left( \frac{A_y - B_y}{A_x - B_x} - \frac{C_y - B_y}{C_x - B_x} \right)}$$

$$S_{IOL(y)} = -\frac{1}{\frac{A_y - B_y}{A_x - B_x}} \times \left( S_{IOL(x)} - \frac{A_x + B_x}{2} \right) + \frac{A_y + B_y}{2} \quad (4.1)$$

$$R = \sqrt{(A_x - S_{(x)})^2 \times (A_y - S_{(y)})^2}$$

kde  $S_{IOL(x,y)}$  jsou souřadnice těžiště trojúhelníku a jemu opsané kružnice s poloměrem  $R$ ,  $A_{(x,y)}$ ,  $B_{(x,y)}$  a  $C_{(x,y)}$  jsou souřadnice jednotlivých bodů.

### 4.3.2 Výsledky

#### Decentrace torické IOL

Decentrace IOL ve frontální rovině byla hodnocena jako rozdíl mezi souřadnicemi středu optické části IOL a souřadnicemi středu referenčního bodu. Vzhledem k tomu, že IOL byla při operaci centrována podle zrakové osy, byl v našem souboru pro analýzu referenčním bodem právě bod  $C_{va}$  (průsečík zrakové osy s rohovkou). Ve snímcích předního segmentu bylo využito rohovkových reflexů, respektive Purkyňových obrázků. Identickou technikou jako obrys IOL byl nalezen referenční bod  $C_{va}$ , přičemž bylo zachováno třibodové značení (pro využití středu zornice nebo limbu). Decentrace je vyhodnocována v horizontálním a vertikálním směru jako absolutní hodnota rozdílu poloh středů. Znaménková konvence byla zachována bez ohledu na lateralitu. Hodnoty

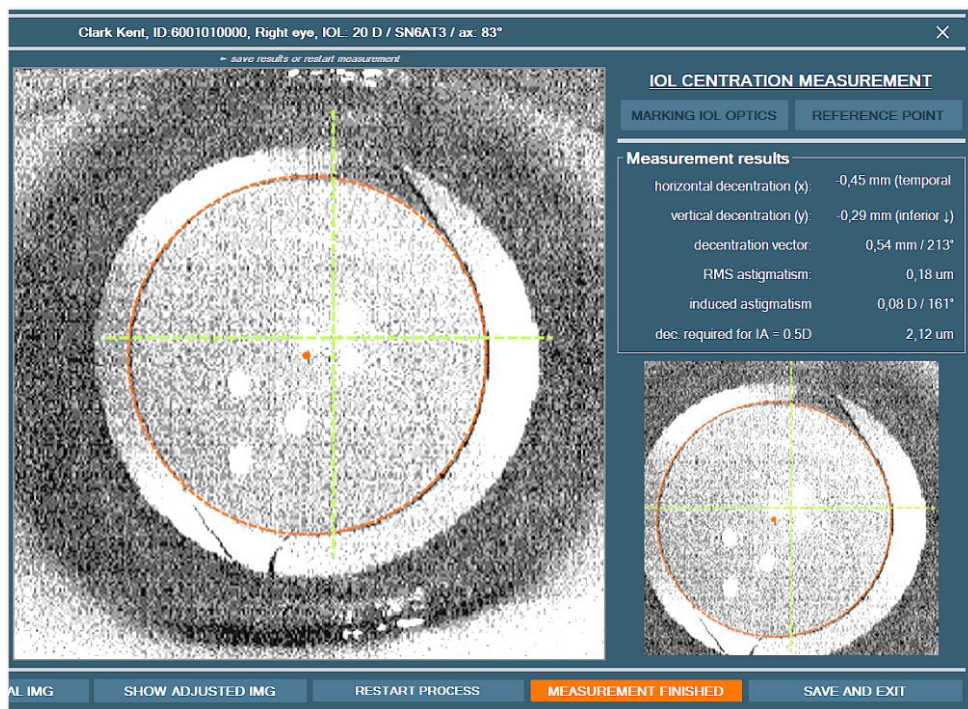
jsou převedeny na vektor decentrace a zároveň slovně uvedeno označení anatomického směru decentrace. Při znalosti skutečné hodnoty průměru IOL (v případě modelu SN6ATx  $IOL_d = 6$  mm) lze hodnoty decentrace převést z pixelových hodnot na jednotky délky v milimetrech. Výsledné grafické vyhodnocení (obrázek 4.4) a data byly propsány do příslušného kontrolního panelu parentálního formuláře, včetně grafického znázornění. Postup výpočtu decentrace je dán následujícím souborem vztahů:

$$\delta_{IOL_x} = |S_{IOL(x)} - S_{ref(x)}| ; \delta_{IOL_y} = |S_{IOL(y)} - S_{ref(y)}|$$

$$\delta_{IOL_v} = \frac{\sqrt{(\delta_{IOL_x}^2 + \delta_{IOL_y}^2)} \times IOL_d}{2 \times r} \quad (4.2)$$

$$\delta_{IOL_{vA}} = \tan\left(\frac{\delta_{IOL_x}}{\delta_{IOL_y}}\right)$$

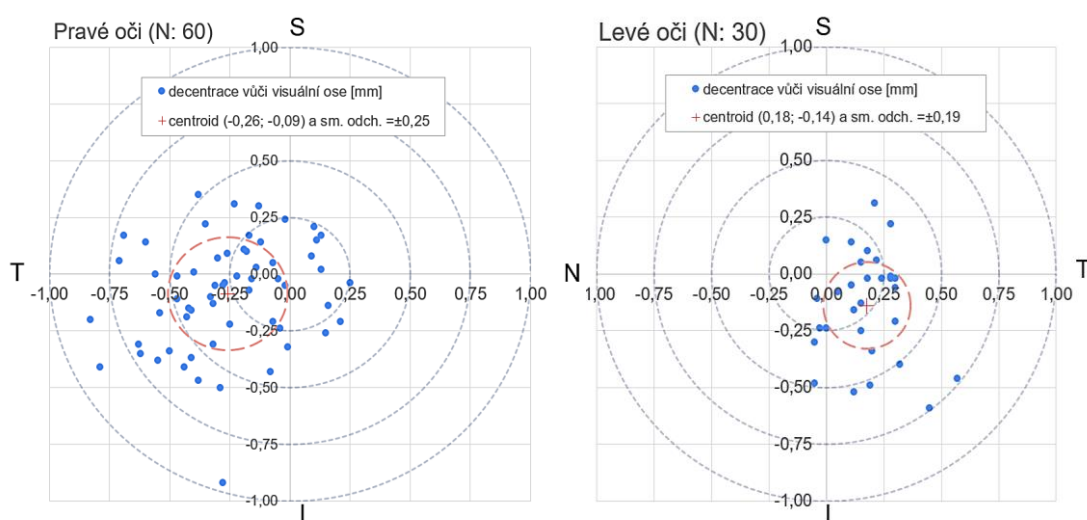
kde  $\delta_{IOL_x}$  [mm] je horizontální a  $\delta_{IOL_y}$  [mm] vertikální decentrace IOL,  $\delta_{IOL_v}$  [mm] je výsledný vektor decentrace,  $\delta_{IOL_{vA}}$  [°] je směr decentrace,  $IOL_d$  [mm] je průměr optické části IOL a  $r$  [mm] je poloměr kružnice opsané optické části IOL.



**Obrázek 4.4:** Formulář měření decentrace (*frm\_measurement – mode\_centration*).

Pro adekvátní posouzení decentrace byla data rozdělena také podle laterality. U obou očí byla zjištěna převažující tendence k temporální (pravé oko 85 % a levé oko 80 %)

a inferiorní decentraci (pravé oko 62 % a levé oko 77 %) vzhledem k vizuální ose. Tomu odpovídá výsledný vektor průměrné decentrace pro pravé oko  $dec_v = 0,27$  mm ve směru  $dec_{vA} = 251^\circ$  a pro levé oko  $dec_v = 0,22$  mm ve směru  $322^\circ$ . Maximální hodnota byla  $dec_v = 0,96$  mm a minimální  $dec_v = 0,06$  mm. Absolutní hodnota bez zahrnutí laterality byla decentrace v horizontální rovině průměrně rovna  $dec_v = 0,26 \pm 0,19$  mm a ve vertikální rovině průměrně  $dec_v = 0,20 \pm 0,19$  mm. U žádného ze sledovaných očí nebyla překročena hranice decentrace 1,00 mm. Stanovená decentrace do 0,75 mm byla u 96,67 %, do 0,50 mm u 75,56 % a do 0,25 mm u 38,89 % očí. Výsledky jsou graficky prezentovány grafem 4.4. Vyhodnocením závislosti míry decentrace na biometrických parametrech oka nebyla zjištěna žádná signifikantní a lepší než zanedbatelná závislost.



**Graf 4.4:** Grafická prezentace vyhodnocení decentrace torické IOL, S – superior, N – nasal, T – temporal a I – inferior.

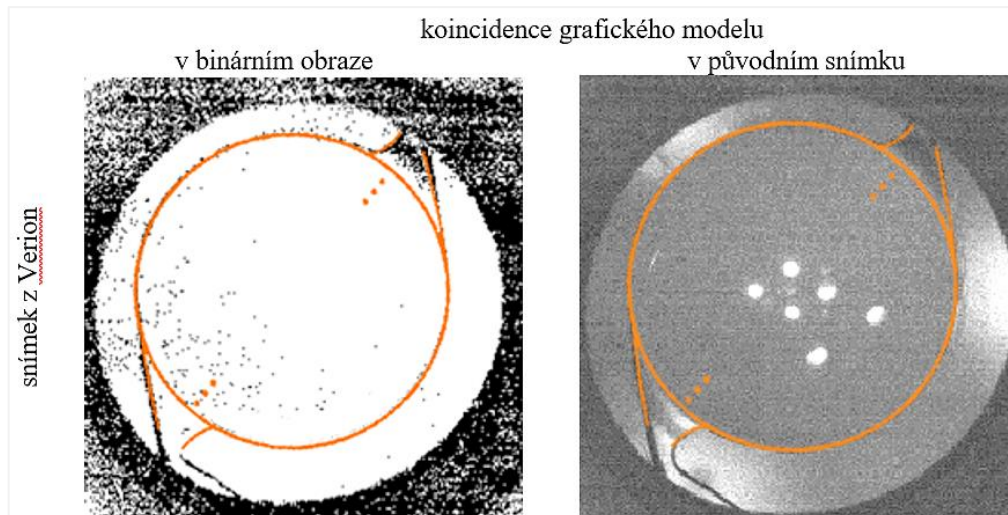
Aproximace hypotetického účinku decentrace IOL byla inspirována dle výsledné lineární regresní analýzy studie [21] pro model IOL SN60WF (21 D), který je sférickou variantou modelu SN6ATx (taktéž asférický design). Získaný *Root mean square astigmatismus* (RMS, uváděný v  $\mu\text{m}$ ) byl následně využit jako koeficient v Zernikeho polynomech pro primární astigmatismus dle literárního zdroje [22], včetně dosazení individuální velikosti zornice (vliv aberací vyšších řádů byl zanedbán). Průměrná absolutní hodnota astigmatismu indukovaného decentrací ( $AI_{dec}$ ) byla rovna  $0,10 \pm 0,04$  D v úrovni rohovky ( $0,16 \pm 0,06$  D v úrovni IOL), přičemž nejvyšší vypočtená hodnota byla 0,24 D.

### Úhlová poloha torické IOL

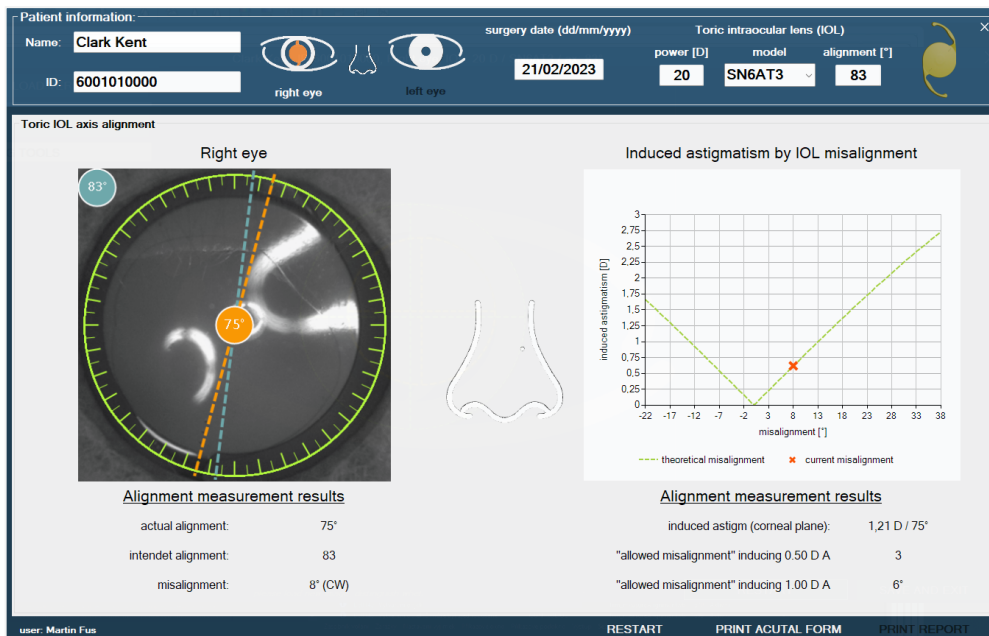
Astigmatismus indukovaný rotací IOL vůči ideální ose byl v odborných publikacích považován za nejvýznamnější polohový faktor ovlivňující pooperační výsledek

intraokulární korekce. Úhlová poloha torické IOL modelové řady SN6ATx je definována vzájemnou polohou tří párů protilehlých centračních značek. Tyto značky se podařilo vizualizovat na snímcích systému Visucam500. Jako uživatelsky nejefektivnější možnost, která je nezávislá na znalosti rotačního středu IOL, bylo jednoduché dvoubodové označení protilehlých značek. Pokud vytvořená přímka procházela všemi 6 body, byla úhlová poloha vyhodnocena pomocí trigonometrie. Tento jednoduchý princip identifikace představoval kontrolní referenci k následně navrhovaným přístupům a zároveň zaručuje univerzálnost, respektive umožnění vyhodnocení rotace na snímcích z jiných přístrojů.

Dalším krokem bylo využití znalostí rotačního středu optické části IOL k projekci vytvořeného grafického modelu torické IOL a hledání optimální úhlové polohy, která by byla v koincidenci se vstupním snímkem. V případě snímku ze systému Visucam500 bylo možné identifikovat nejlepší shodu grafického modelu v oblasti očekávaného výskytu centračních bodů, respektive projekcí ve všech úhlových polohách. Obdobným principem bylo využito grafického modelu IOL pro snímky ze systému Verion. Zde však kvůli nemožnosti identifikace centračních značek byla využita aproximace jejich polohy dle haptik, jejichž strmé přechody v optickou část svírají s osou korekce konstantní úhel  $10^\circ$ . Původní snímek byl nejprve převeden do šedo-tónové úrovně a po ekvalizaci histogramu bylo aplikováno prahování. Pro zvýraznění obrysu IOL se optimální hodnota prahu pro snímky Verion pohybovala kolem úrovně 80, která tak byla zvolena defaultní hodnotou. Po identifikaci rotačního středu (případně použití snímků z hodnocení decentrace), byl promítnut adekvátní grafický model IOL (obrázek 4.5) a po jeho rotaci byl kalkulován binární rozdíl bodů v oblasti zájmu. Favoritní polohou se vždy stával snímek s nejmenší frekvencí pixelů v oblasti zájmu s hodnotou rozdílu jasů rovnou nule. Výsledná úhlová poloha byla definována protilehlou pozicí značek osy cylindrické korekce. Grafická měřicí stupnice odpovídala specifikaci mezinárodní normy pro úhlový souřadnicový systém (ČSN EN 8429). Vzhledem k velké rozmanitosti snímků a případným nepřesnostem byla přidána uživatelská možnost dodatečné manuální úpravy a manipulace s grafickými modely pomocí ovládacího kurzoru. Výstup stanovení úhlové polohy je prezentován obrázkem 4.6.



**Obrázek 4.5:** Identifikace úhlové polohy torické IOL za využití grafických modelů.



**Obrázek 4.6:** Formulář zobrazení výsledků měření úhlové polohy IOL.

Průměrná absolutní hodnota rozdílů úhlové polohy zjištěné ze snímků Visucam a Verion byla  $1,80 \pm 1,61^\circ$  (medián =  $1,00^\circ$ ), tento rozdíl nebyl statisticky významný ( $p = 0,84$ ). Finální hodnota polohy byla stanovena jako průměr obou snímků a absolutní hodnota rotace vůči operačnímu plánu se lišila o  $4,13 \pm 3,33^\circ$  (medián =  $3,00^\circ$ ), rozdíl nebyl signifikantní ( $p = 0,99$ ). Celkem 46,67 % IOL rotovalo ve směru hodinových ručiček a 50 % proti směru hodinových ručiček vzhledem k plánované ose. V naprosté většině případů (92,22 %) byla rotace v rozmezí  $10^\circ$ , 70 % očí do  $5^\circ$  a 53,33 % do  $3^\circ$ .

Předpoklad astigmatického účinku vlivem rotace IOL ( $AI_{rot}$ ) vůči plánované ose byl aproximován dle vektorového počtu dle Alpinse [17]. Protože není znám přesný

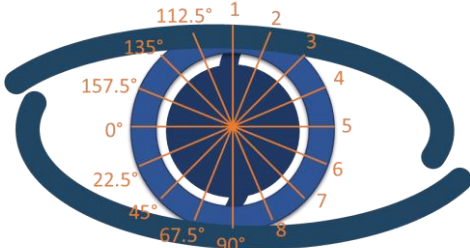
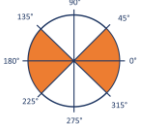
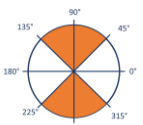


algoritmus výpočtu celkového astigmatismu rohovky dle BTC, je při kalkulaci očekávaný individuální pooperační rohovkový astigmatismus aproximován dle plánované reziduální hodnoty. Průměrná hodnota indukovaného astigmatismu vlivem rotace IOL vůči plánované ose byla rovna  $0,29 \pm 0,24$  D v úrovni rohovky.

### Náklon torické IOL

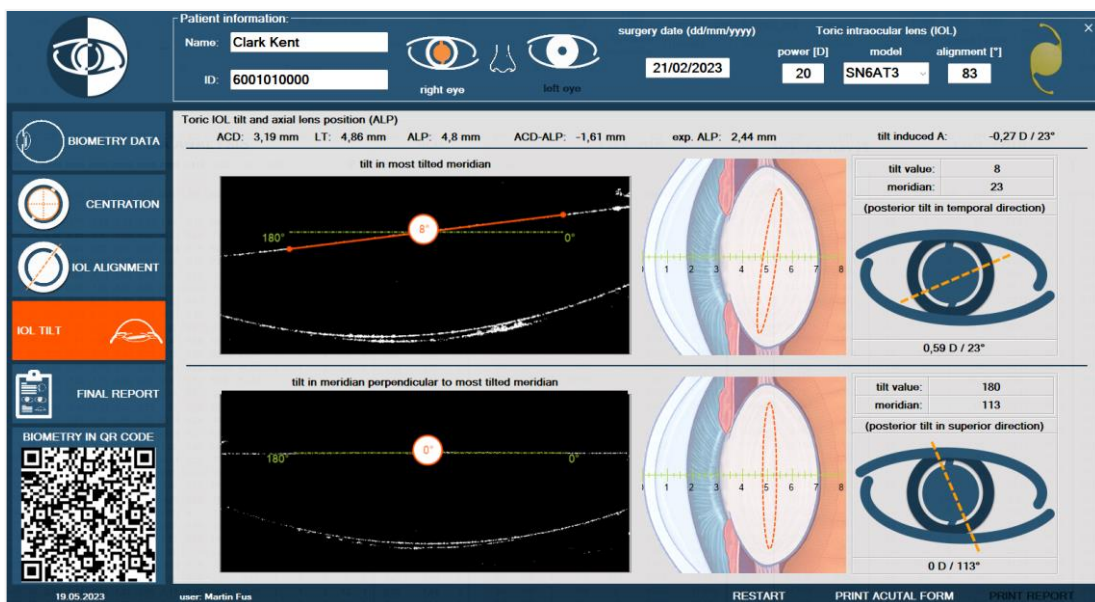
Pro vizualizaci náklonu IOL v sagitální rovině byly použity snímky z přístroje OCT Avanti s předně-segmentovým modulem. Vyšetření se skládalo z 8 realizovaných skenů v meridiánech po  $22,5^\circ$  krocích. Z každé sady tomografických skenů byla vždy vybrána dvojice snímků: první s maximálním náklonem daným přední plochou čočky a snímkem v meridiánu perpendikulárním. Dle konvenčních zvyklostí byl náklon v sagitální rovině hodnocen v posteriorním směru. Vzhledem k tomu, že všechny sagitální skeny byly graficky orientovány v horizontálním pohledu, byla pro lepší visuální představivost směru náklonu zavedena níže uvedená metodika ošetřená podmínkami, viz tabulka 4.3.

**Tabulka 4.3:** Orientace, číselné značení skenu na OCT Avanti pro měření náklonu IOL.

číslování tomografických skenů	číslo skenu	meridián [°]	kolmý meridián
	1	90	5
	2	67,5	6
	3	45	7
	4	22,5	8
	5	0/180	1
	6	157,5	2
	7	135	3
	8	112,5	4
meridiány	náklon	posteriorní směr náklonu	
		pravé oko	levé oko
315-45° a 135-225°	>90°	nasálně	temporálně
	<90°	temporálně	nasálně
	45-135° a 225-315°	>90°	superiorně
	<90°	inferiorně	

Pro vyhodnocení náklonu byl zaveden manuální a automatizovaný režim. Při manuální volbě (méně kvalitní snímek s artefakty typu okraj kapsulorhexe atp.) uživatel označí dvojici bodů na levé a pravé polovině tomografického řezu na úrovni

přední plochy optické části čočky. Algoritmus automatizovaného režimu zahrnoval prahování obrazu a vygenerování souřadnic bodů s maximální jasovou úrovní v krajních čtvrtinách celkového rozměru snímku. Pomocí trigonometrie byla kalkulována a vykreslena hodnota náklonu současně s referenční rovinou, která byla v našem případě kolmicí k visuální ose. Jakmile byl snímek označen jako nejstrmější nebo nejplošší, bylo možné nahrání druhého snímku v meridiánu kolmém, jehož měření probíhá shodně. Výsledné hodnoty, anatomický směr a teoretická hodnota astigmatismu způsobeného náklonem jsou zapsány do příslušného formuláře (obrázek 4.7).



Obrázek 4.7: Výsledek hodnocení náklonu IOL.

Největší posteriorní náklon IOL byl u naprosté většiny očí (86,67 %) v temporálních meridiánech, a to s maximální hodnotou  $12^\circ$ . V průměru byl náklon roven  $\tau = 4,58 \pm 2,09^\circ$  (medián =  $4,00^\circ$ ) a  $1,27 \pm 1,46^\circ$  (medián =  $1,00^\circ$ ) v kolmých meridiánech. U 98,89 % očí byl zjištěn náklon do  $10^\circ$  a u 71,11 % do  $5^\circ$ .

Odhad teoretické hodnoty astigmatismu indukovaného náklonem ( $AI_\tau$ ) byl hodnocen separátně v nejstrmějším a kolmém meridiánu. Prvním krokem byla korekce optické mohutnosti IOL, respektive přepočítání účinku dle její aktuální úhlové polohy (pomocí poměrů optické mohutnosti účinné a neúčinné osy) v daném řezu, následně byl přičten astigmatický efekt generovaný náklonem IOL. Diferencí obou meridiánů byla stanovena výsledná teoretická hodnota aktuálního astigmatického účinku IOL generovaného náklonem:

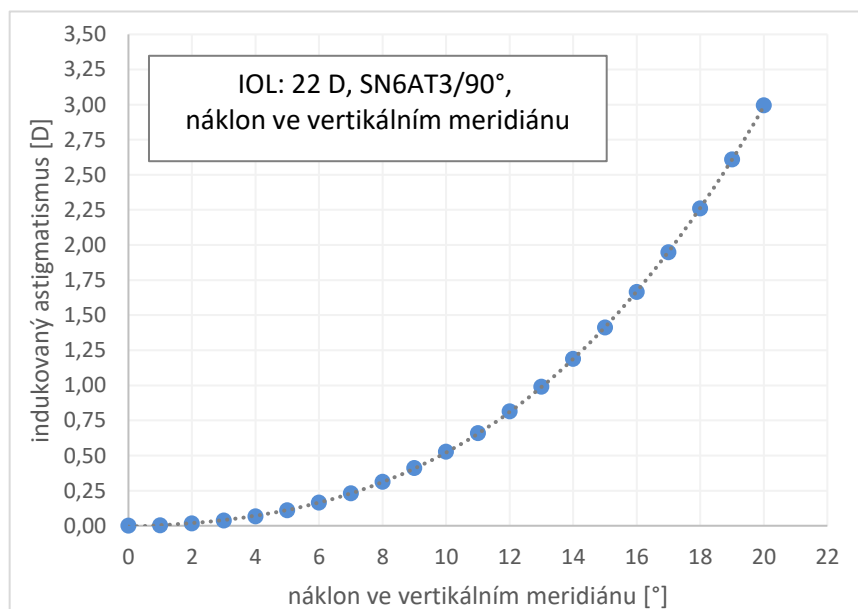
$$AI_{\tau M} = \left( (IOL_{pwr} - IOL_{cyl}) + (\phi - M) * \left( \frac{IOL_{cyl}}{45} \right) \right) * \left( \frac{(1 + \sin \tau)^2}{3} * \tan(\tau_{IOL})^2 + 1 \right) \quad (4.3)$$

$$AI_{\tau} = \frac{|AI_{\tau MT} - AI_{\tau PMT}|}{2}$$

podmíněno:           když  $\phi > MT$  pak  $\phi = 90 - \phi$   
                           když  $\phi > MTM$  pak  $\phi = 180 - \phi$

kde  $AI_{\tau}$  [D] je výsledná cylindrická refrakční změna indukovaná náklonem IOL,  $AI_{\tau M}$  [D] je astigmatismus indukovaný náklonem čočky v daném meridiánu  $M$  [°], přičemž  $MT$  (most tilted) je meridián největšího náklonu a  $PMT$  (perpendicular to most tilted) je meridián kolmý k meridiánu největšího náklonu;  $IOL_{pwr}$  [D] je sférický ekvivalent optické mohutnosti IOL;  $IOL_{cyl}$  [D] je cylindrická hodnota IOL;  $\tau$  [°] je náklon IOL;  $\phi$  [°] je aktuální úhlová poloha IOL.

Teoretické závislosti náklonu na indukci astigmatismu odpovídá teoretickému předpokladu v grafu 4.5. Rozdílem od původní cylindrické hodnoty IOL byla získána průměrná hodnota  $AI_{\tau} = 0,18 \pm 0,33$  D v rovině IOL (maximum 2,24 D) a na úrovni rohovky  $AI_{\tau} = 0,12 \pm 0,22$  D (maximum 1,52 D).



**Graf 4.5:** Refrakční cylindrická změna indukovaná náklonem IOL (22 D, model SN6AT3 v ose 90° bez odchylky úhlové polohy, řez v meridiánu 90°) v rovině nitrooční čočky.

## Axiální poloha IOL

Parametr  $ALP$  byl získán pooperační biometrií přístrojem Lenstar LS900 v pseudofakickém režimu. Výsledná axiální poloha čočky byla měřena v ose pohledu. Vzhledem k tomu, že podoba vzorce používaného BTC pro výpočet nebyla zcela zveřejněna, nebylo možné zcela exaktně posoudit přesnost predikované  $ALP$  torické IOL. Pro charakterizaci vztahu mezi parametry předoperační biometrie a pooperační  $ALP$  tak byla provedena vícenásobná retrospektivní lineární regresní analýza. Výsledky uvádí tabulka 4.4, kde jsou uvedeny jednotlivé testované koeficienty předoperačních biometrických parametrů včetně průměrného rozdílu kalkulovaného a reálného  $ALP$ .

**Tabulka 4.4:** Vícenásobná regresní analýza pro predikci axiální polohy IOL ( $ALP_{pred}$ ) dle předoperační biometrie.  $R_x$  – jednotlivé kombinace parametrů.

regresní analýza (Rx)	R <sub>1</sub>	R <sub>2</sub>	R <sub>3</sub>	R <sub>4</sub>
<b>proměnné</b>	8	3	2	1
<b>konstanta</b>	0,28	-1,64	-2,10	2,83
<b>AL</b>	-0,02			
<b>ACD</b>	0,82	0,79		
<b>LT</b>	0,28	0,33	0,78	0,58
<b>WtW</b>	0,16	0,12	0,21	
<b>K<sub>ave</sub></b>	-0,02			
<b>IOL<sub>pwr</sub></b>	0,00			
<b>IOL<sub>cyl</sub></b>	0,06			
<b>κ-angle</b>	-0,02			
<b>násobné R</b>	0,78	0,74	0,73	0,63
<b>hodnota spolehlivosti R</b>	0,60	0,55	0,54	0,40
<b>průměr  ALP - ALP<sub>pred</sub> </b>	0,15	0,16	0,16	0,19
<b>± sm. odch. [mm]</b>	± 0,16	± 0,18	± 0,18	± 0,20

$IOL_{pwr}$  je sférický ekvivalent a  $IOL_{cyl}$  hodnota cylindru optické mohutnosti IOL.

Do regresní analýzy byly v prvním ( $R_1$ ) kroku zahrnuty nejprve všechny parametry s potenciální možností ovlivnění pooperační  $ALP$ . Další iterace již zahrnovaly pouze proměnné s hodnotou vlastního koeficientu na úrovni desetin ( $R_2$ ). Dle očekávání hodnota spolehlivosti i násobné  $R$  klesaly se snižujícím se počtem proměnných. Nejvyšší koeficient ze všech parametrů byl dle logického předpokladu ve všech případech u  $ACD$ , násobně nižší pro  $LT$  a  $WtW$ . Absolutní hodnota rozdílu predikované a reálné  $ALP$  byla ve všech případech pod hranicí stanovené minimální odchylky. Všechny varianty výpočtu  $ALP_{pred}$  dle jednotlivých regresních analýz nebyly signifikantně odlišné od reálné  $ALP$ . Z pohledu redukce potřebných proměnných a hodnot spolehlivosti byl vybrán jako nejoptimálnější vztah pro predikci  $ALP_{pred}$  níže uvedený lineární vztah:

$$ALP_{pred} = -1,64 + 0,79 \times ACD + 0,33 \times LT + 0,20 \times WtW \quad (4.4)$$

kde  $ALP_{pred}$  [mm] je predikovaná pooperační axiální poloha IOL,  $ACD$  [mm] je předoperační hloubka přední komory oka,  $LT$  [mm] je předoperační axiální tloušťka oční čočky a  $WtW$  [mm] je průměr velikosti limbu.

Vliv axiální polohy na residuální refrakci (zavedeno jako  $ALP_{error}$ ) byl kalkulován pomocí rozdílů hodnot kalkulovaných vztahy (2.11) a reálně naměřených hodnot. Násobení aproximačním faktorem 0,595 (výstup analýzy metodiky, data z tabulky 4.3 určující změnu optické mohutnosti IOL vázanou na změnu  $ACD$ ) definovalo vliv optické mohutnosti v úrovni IOL.

### 4.3.3 Dílčí závěr – sumarizace výsledků polohových faktorů

Pro pooperační analýzu polohy torické IOL byl úspěšně vytvořen originální software a metodika hodnocení vlivu jednotlivých faktorů na residuální refrakční astigmatismus. Souhrn výsledných parametrů souboru uvádí v tabulka 4.5. Náklon v kritickém meridiánu byl slabě, ale signifikantně asociován s  $IOL_{pwr}$  ( $r = 0,38$ ;  $p < 0,05$ ),  $\kappa$ -angle ( $r = 0,30$ ;  $p < 0,05$ ),  $WtW$  ( $r = 0,24$ ;  $p < 0,05$ ),  $AL$  ( $r = -0,25$ ;  $p < 0,05$ ) a  $K_{ave}$  ( $r = -0,21$ ;  $p < 0,05$ ).

**Tabulka 4.5:** Sumarizace výsledných polohových faktorů torické IOL souboru 90 očí.

	<i>decentrace</i> [mm]	<i>náklon [°]</i>		<i>úhlová poloha</i> [°]
		<i>MTM</i>	<i>PMT</i>	
<i>min</i>	0,06	0	0	0
<i>max</i>	0,27	12	4	16
<i>průměr</i>	0,36 ± 0,20	4,58 ± 2,09	1,27 ± 1,46	4,13 ± 3,33
<i>medián</i>	0,30	4,00	1,00	3,00

MTM – nejstrmější meridián, PMTM perpendikulární meridián k nejstrmějšímu

Pro všechny oči byla realizována samostatná vektorová sumace všech faktorů neplánované astigmatické indukce generované IOL ( $AI_{IOL}$ ). Konverze  $AI_{IOL}$  z roviny IOL na úroveň rohovky byla realizována za inspirace studie, kterou prezentoval Savini [23]. Konstantní převodní faktor ( $k_{IOL2cornea}$ ) udávaný výrobcem (roven 1,46 pro SN6ATx) byl vztažen a individualizován dle biometrických dat, na které byla aplikována regresní analýza (s hodnotou spolehlivosti  $R = 98\%$ ). Nejvýznamnějším faktorem indukujícím astigmatismus se stala úhlová poloha IOL, kdy průměrná chyba úhlové polohy hodnota indukce byla rovna  $AI_{rot} = 0,29 \pm 0,24$  D (v úrovni rohovky), pro srovnání  $AI_{dec} = 0,10 \pm 0,04$  D a  $AI_{tilt} = 0,13 \pm 0,13$  D. Průměrná hodnota neplánované  $AI_{IOL}$  byla v úrovni rohovky rovna  $0,39 \pm 0,23$  D, přičemž maximální hodnotou byla 1,28 D.

Obdobným postupem byl aproximován residuální refrakční astigmatismus ( $A_{AR}$ ), respektive aproximován jako rozdíl jednotlivých vektorových komponent pooperační keratometrie ( $A_{cornea}$ ) a celkového astigmatického korekčního efektu torické IOL v úrovni rohovky. Níže je uveden obecný zápis postupu:

$$\begin{aligned}
 AI_{IOL} &= AI_{dec} + AI_{rot} + AI_{tilt} + ALP_{error} \\
 k_{IOL2cornea} &= -0,344 + 0,026 \times K_{ave} + 0,033 \times AL \\
 A_{AR} &= A_{cornea} - A_{IOL} - AI_{IOL}
 \end{aligned}
 \tag{4.5}$$

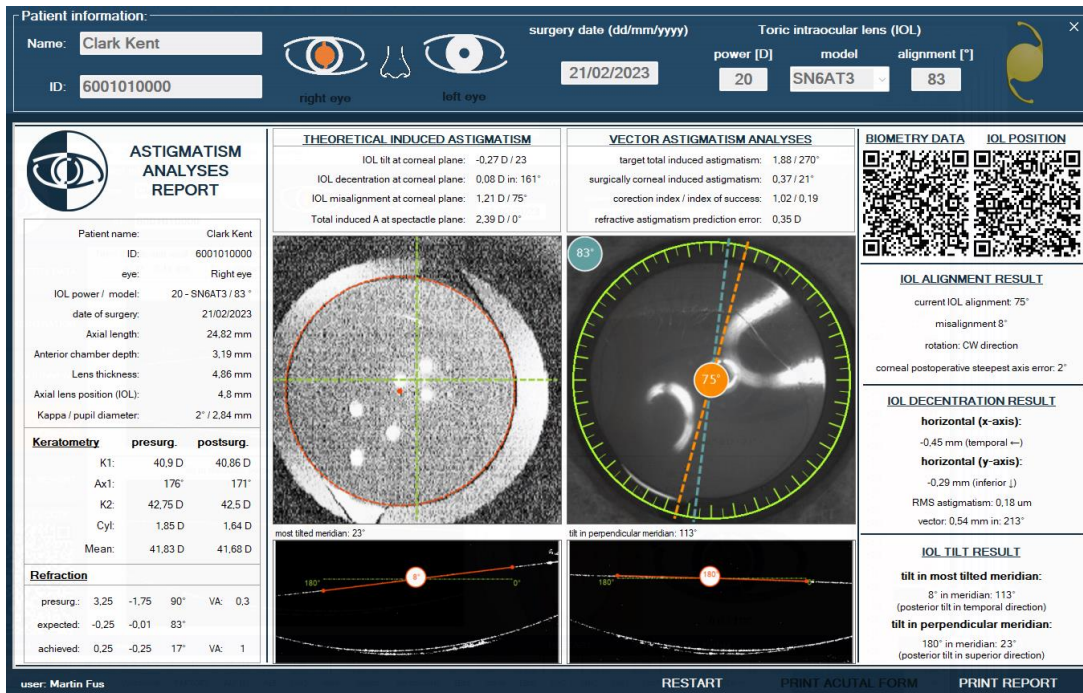
kde  $AI_{IOL}$  [D] – astigm. indukovaný decentrací ( $AI_{dec}$ ), rotací ( $AI_{rot}$ ) a náklonem ( $AI_{tilt}$ ) IOL,  $ALP_{error}$  [D] – chyba axiální polohy IOL,  $k_{IOL2cornea}$  – koeficient účinku na úroveň rohovky,  $K_{ave}$  – průměrná keratometrie,  $AL$  – axiální délka,  $A_{AR}$  [D] – aproximovaný residuální a  $A_{cornea}$  rohovkový astigmatismus,  $A_{IOL}$  je cylindrický účinek IOL. [24]

Následná konverze reziduálního refrakčního astigmatismu na úroveň brýlové korekce od apexu rohovky, byla realizována pomocí vztahu:

$$P_{\infty} = \frac{P_{c\_plane}}{1 + VD \times P_{c\_plane}}
 \tag{4.6}$$

kde  $P_{\infty}$  [D] je optická mohutnost v úrovni rohovky,  $P_{c\_plane}$  [D] optická mohutnost v úrovni rohovky a  $VD$  [mm] je vertex rohovky a brýlové korekce. [25]

Pro individuální výsledky analýzy je v softwaru vytvořen zvláštní formulář se souhrnem všech analyzovaných údajů, včetně výstupních snímků, které může oftalmolog případně použít pro zpětné hodnocení. Finální report (viz obrázek 4.8) lze vytisknout nebo uložit jako obrázek pomocí dialogového formuláře.



Obrázek 4.8: Finální report k uložení nebo tisku.

Po vektorovém rozdílu reálného pooperačního a teoretickou kalkulací očekávaného residuálního refrakčního astigmatismu, byla průměrná magnituda vektoru chyby (s vyloučením 5 % extrémních hodnot) tohoto odhadu rovna  $0,51 \pm 0,33$  D (medián = 0,50 D). Při zokrouhlení astigmatické magnitudy výsledných rozdílů na nejbližší násobek 0,25 D (na stejné diskretní kroky jako vyšetření subjektivní a objektivní refrakce) bylo v celém souboru rozdílů do 1,00 D dosaženo u 95,55 %, do 0,75 D u 86,67 %, do 0,50 D 68,89 % a do 0,25 D u 33,33 % očí.

## 5 Závěr

Tato disertační práce představuje ucelený komplex navazujících fází pro intraokulární korekci astigmatismu v průběhu operace senilní katarakty, včetně pooperační analýzy zrakových funkcí a aproximace vlivu polohových faktorů torické IOL na výsledný residuální astigmatismus.

Na klinickém pracovišti Oční kliniky JL byla úspěšně zavedena nová metodika tvorby operačního plánu a realizována intraokulární korekce astigmatismu torickou IOL. Efektivita korekce astigmatismu byla úspěšně zvýšena, respektive průměrný residuální refrakční astigmatismus byl eliminován prakticky na polovinu oproti výsledkům dosavadní metodiky. Celkem u 96,67 % očí (z celkového počtu 90 očí) bylo dosaženo výborných výsledků nekorigované zrakové ostrosti 0,80 a lepší. Součástí druhého dílčího cíle bylo retrospektivní navržený aktualizace predikčních faktorů formou personalizace parametru *A-constant* (na 119,4) a parametru *SIA<sub>cornea</sub>* (na 0,42 D). Navrhované úpravy mají potenciál dále snížit residuální refrakční astigmatismus a jeho odchylku směřující k neplánované mírné pooperační hypermetropii.

Pro účel pooperačního hodnocení byl úspěšně vytvořen originální software, který umožňuje grafickou analýzu pooperačních snímků a sumarizuje aproximaci residuálního astigmatismu dle polohy IOL v kapsulárním vaku. Grafickou analýzou byla ve sledovaném souboru vyhodnocena průměrná decentrace ( $0,36 \pm 0,20$  mm), maximální posteriorní náklon ( $4,58 \pm 2,09^\circ$ ) a chyba úhlové polohy IOL ( $4,13 \pm 3,33^\circ$ ). Dále byly formulovány postupy pro odhad astigmatické indukce polohovými faktory torické IOL, přičemž navrhovaná teoretická aproximace se od reálného pooperačního refrakčního astigmatismu lišila v absolutní hodnotě průměrně o  $0,51 \pm 0,33$  D.

Celá problematika managementu intraokulárního astigmatismu, včetně originálního softwarového řešení, byla zavedena do předoperační, perioperační a pooperační diagnostiky na pracovišti Oční kliniky JL, kde je nadále testována efektivita odhalování příčiny potenciálních refrakčních překvapení.



## Seznam v tezích použité literatury

- [1] STEINMETZ, Jaimie D., Rupert R.A. BOURNE, Paul Svitil BRIANT, Seth R. FLAXMAN a Hugh R.B. TAYLOR. Causes of blindness and vision impairment in 2020 and trends over 30 years, and prevalence of avoidable blindness in relation to VISION 2020: the Right to Sight. *Online. The Lancet Global Health* [online]. 2021, roč. 9, č. 2, 144–160. Dostupné z: doi:10.1016/S2214-109X(20)30489-7.
- [2] HEISSIGEROVÁ, Jarmila. *Oftalmologie: pro pregraduální i postgraduální přípravu*. B.m.: Maxdorf, 2023. ISBN 978-80-7345-769-3.
- [3] KASCHKE, Michael, Karl-Heinz DONNERHACKE a Stephan Michael STEFAN. *Optical devices in ophthalmology and optometry: technology, design principles, and clinical applications*. Weinheim: Wiley-VCH, 2014. ISBN 978-3-527-41068-2.
- [4] WOLFFSOHN, James S., Gurpreet BHOGAL a Sunil SHAH. Effect of uncorrected astigmatism on vision. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2011, 37(3), 454–460. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2010.09.022
- [5] 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* [online]. 2014, 34(3), 267–294. ISSN 0275-5408, 1475-1313. Dostupné z: doi:10.1111/opo.12128
- [6] CHEN, Weirong, Chengguo ZUO, Chuyin CHEN, Jinai SU, Lixia LUO, Nathan CONGDON a Yizhi LIU. Prevalence of corneal astigmatism before cataract surgery in Chinese patients. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2013, 39(2), 188–192. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2012.08.060
- [7] GOGGIN, Michael, Sacha MOORE a Adrian ESTERMAN. Toric intraocular lens outcome using the manufacturer's prediction of corneal plane equivalent intraocular lens cylinder power. *Archives of Ophthalmology (Chicago, Ill.: 1960)* [online]. 2011, 129(8), 1004–1008. ISSN 1538-3601. Dostupné z: doi:10.1001/archophthalmol.2011.178
- [8] MOHAMMAD-RABEI, Hossein, Elham MOHAMMAD-RABEI, Goldis ESPANDAR, MohammadAli JAVADI, MohammadReza JAFARINASAB, SeyedJavad HASHEMIAN a Sepehr FEIZI. Three methods for correction of astigmatism during phacoemulsification. *Journal of Ophthalmic and Vision Research* [online]. 2016, 11(2), 162. ISSN 2008-322X. Dostupné z: doi:10.4103/2008-322X.183924

- [9] AL-MOHTASEB, Zaina, W. Allan STEIGLEMAN, Seth M. PANTANELLI, Charles C. LIN, Kathryn M. HATCH, Jennifer R. ROSE-NUSSBAUMER, Marcony R. SANTHIAGO, Timothy W. OLSEN, Stephen J. KIM a Julie M. SCHALLHORN. Toric Monofocal Intraocular Lenses for the Correction of Astigmatism during Cataract Surgery. *Ophthalmology* [online]. 2024, **131**(3), 383–392. ISSN 01616420. Dostupné z: doi:10.1016/j.optha.2023.10.010
- [10] FERREIRA, Tiago B., Paulo RIBEIRO, Filomena J. RIBEIRO a João G. O'NEILL. Comparison of astigmatic prediction errors associated with new calculation methods for toric intraocular lenses. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2017, **43**(3), 340–347. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2016.12.031
- [11] STAVENÍKOVÁ, Alice. Vliv kalkulací torických nitroočních čoček na pooperační výsledky: Influence of calculation of toric intraocular lenses on cooperative results. *Kladno*. 2018.
- [12] BUŘIČOVÁ, Gabriela. Vliv celkového astigmatismu rohovky na výpočet torické nitrooční čočky (Effects of total corneal astigmatism on toric intraocular lens calculation. *Kladno*. 2020.
- [13] MACHATÁ, Lenka. *Analýza rohovkového anterior-posterior poměru pomocí optické koherentní tomografie: Analysis of Corneal Anterior - Posterior Ratio Using Optical Coherence Tomography*. 2021
- [14] FŮS, Martin a Šárka PITROVÁ. Analysis of the Anteroposterior Corneal Optical Power Ratio Using OCT. *Czech and Slovak Ophthalmology* [online]. 2022, **78**(5), 228–232. ISSN 18054447, 12119059. Dostupné z: doi:10.31348/2022/23
- [15] REINSTEIN, Dan Z., Timothy J. ARCHER a J. Bradley RANDLEMAN. JRS Standard for Reporting Astigmatism Outcomes of Refractive Surgery. *Journal of Refractive Surgery* [online]. 2014, **30**(10), 654–659. ISSN 1081-597X. Dostupné z: doi:10.3928/1081597X-20140903-01
- [16] ABULAFIA, Adi, Douglas D. KOCH, Jack T. HOLLADAY, WARREN HILL a Li WANG. Pursuing perfection in intraocular lens calculations. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online] [online]. 2018, **44**(10), 1169–1174. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2018.07.027.
- [17] ALPINS, N. Astigmatism analysis by the Alpins method. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2001, **27**(1), 31–49. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1016/s0886-3350(00)00798-7
- [18] KOCH, Douglas D. a Li WANG. Surgically Induced Astigmatism. *Journal of Refractive Surgery (Thorofare, N.J.: 1995)* [online]. 2015, **31**(8), 565. ISSN 1938-2391. Dostupné z: doi:10.3928/1081597X-20150728-03

- [19] SAWHNEY, Saurabh a Ashima A.G.G.A.R.W.A.L. *Lens Constants Optimizer: LCO v 5.1* [online]. B.m.: Excel Sheet. 2016. Dostupné z: <https://files.softpaz.com/software/lens-constants-optimizer-dr-saurabh-sawhney-dr-ashima-aggarwal/32/lens-constants-optimizer-dr-saurabh-sawhney-dr-ashima-aggarwal.xlsx>.
- [20] FUS, Martin, Josef PAVLICEK, Michal HRUSKA, Šárka PITROVÁ a Pavel MALYZHENKOV. Proposal for Determining the Angular Position of Artificial Intraocular Lens in the Human Eye. In: Eduard BABKIN, Joseph BARJIS a Vojtěch MERUNKA, ed. *Model-Driven Organizational and Business Agility [online]* [online]. Cham: Springer International Publishing, 2022, s. 19–26. ISBN 978-3-031-17727-9. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-031-17728-6\_2.
- [21] PÉREZ-MERINO, Pablo a Susana MARCOS. Effect of intraocular lens decentration on image quality tested in a custom model eye. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2018, **44**(7), 889–896. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2018.02.025
- [22] APPLGATE, Raymond A., Charles BALLENTINE, Hillery GROSS, Edwin J. SARVER a Charlene A. SARVER. Visual acuity as a function of Zernike mode and level of root mean square error. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* [online]. 2003, **80**(2), 97–105. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/00006324-200302000-00005
- [23] SAVINI, Giacomo, Kenneth J. HOFFER, Michele CARBONELLI, Pietro DUCOLI a Piero BARBONI. Influence of axial length and corneal power on the astigmatic power of toric intraocular lenses. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2013, **39**(12), 1900–1903. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2013.04.047
- [24] BENČEVIĆ, Marin, Irena GALIĆ, Marija HABIJAN a Danilo BABIN. Training on Polar Image Transformations Improves Biomedical Image Segmentation. *IEEE Access* [online]. 2021, **PP**, 1–1. Dostupné z: doi:10.1109/ACCESS.2021.3116265
- [25] ALPINS, Noel. *Practical Astigmatism: Planning and Analysis*. B.m.: Slack Incorporated, 2018. ISBN 978-1-61711-995-8.

## Seznam prací disertanta vztahujících se k disertaci

1. Fůs, M.; Pitrová, Š.; Hruška, M.; Pavlíček, J. Intraocular Correction of Astigmatism. In: IMBM 2021. Praha: CTU. Czech Technical University Publishing House, 2021. p. 64-67. ISBN 978-80-01-06917-2.

ohlasy: Ocenění za nejlepší studentský příspěvek

2. Fůs, M. et al. Changes of Intraocular Lens Position Induced by Nd:YAG Capsulotomy. *Biomedical Papers*. 2022, 166(2), 211-216. ISSN 1213-8118. DOI 10.5507/bp.2021.014.

ohlasy – citace:

- a) BORKENSTEIN, A. F.; BORKENSTEIN, E. M.; OMIDI, P. a LANGENBUCHER, A. Evaluating impact of Nd: YAG laser associated defects on optical quality of hydrophilic and hydrophobic intraocular lenses using visualization of light propagation and USAF test targets. Online. *BMC Ophthalmology*. 2022, roč. 22, č. 1. ISSN 1471-2415. DOI: 10.1186/s12886-022-02738-8.
  - b) BORKENSTEIN, A. F.; BORKENSTEIN, E. M.; MACHADO, E.; FITZEK, H.; RATTENBERGER, J. et al. Micro-Computed Tomography ( $\mu$ CT) as a Tool for High-Resolution 3D Imaging and Analysis of Intraocular Lenses: Feasibility and Proof of the Methodology to Evaluate YAG Pits. Online. *Ophthalmology and Therapy*. 2023, roč. 12, č. 1, s. 447-457. ISSN 2193-8245. DOI: 10.1007/s40123-022-00622-8.
  - c) TAN, Yuan; ZHANG, Jiaqing; LI, Wei; JIN, Guangming; LUO, Lixia et al. Refraction Shift After Nd: YAG Posterior Capsulotomy in Pseudophakic Eyes. Online. *Journal of Refractive Surgery*. 2022, roč. 38, č. 7, s. 465-473. ISSN 1081-597X. DOI: 10.3928/1081597X-20220516-01.
3. Fůs, M. a Š. Pitrová. Evaluation of Decentration, Tilt and Angular Orientation of Toric Intraocular Lens. *Clinical Ophthalmology*. 2021,(15), 4755-4761. ISSN 1177-5483. DOI 10.2147/OPHTH.S346968.

ohlasy – citace:

- a) KE, Y. Chinese guideline for cataract surgery in adults (2023). Online. *Chinese Journal of Ophthalmology*, vol. 59, no. 12, pp. 977-987, 2023. ISSN 04124081. DOI: 10.3760/cma.j.cn112142-20230829-00066.

- b) RÖGGLA, Veronika; SCHARTMÜLLER, Daniel; SCHWARZENBACHER, Luca; LEYDOLT, Christina a MENAPACE, Rupert. Rotational Stability, Decentration, and Tilt of a New Hydrophobic Acrylic Intraocular Lens Platform. Online. *American Journal of Ophthalmology*. 2023, roč. 250, s. 149-156. ISSN 00029394. DOI: 10.1016/j.ajo.2023.01.026.
- c) CHEN, Xiao-Yong; WANG, Yu-Chen; ZHAO, Tian-Yao; WANG, Zi-Zhen a WANG, Wei. Tilt and decentration with various intraocular lenses: A narrative review. Online. *World Journal of Clinical Cases*. 2022, roč. 10, č. 12, s. 3639-3646. ISSN 2307-8960. DOI: 10.12998/wjcc.v10.i12.3639.
- d) LEE, Yunhan; CHOI, Hoon Il; BAE, Seonha; CHUNG, Ho Seok; KIM, Jae Yong et al. Analysis of intraocular lens decentration and tilt after femtosecond laser-assisted cataract surgery using swept-source anterior optical coherence tomography. Online. *Heliyon*. 2024. ISSN 24058440. DOI: 10.1016/j.heliyon.2024.e29780.
4. Fůs, M. a Š. Pitrová. Analysis of Corneal Anteroposterior Ratio of Optical Power Using OCT. *Česká a slovenská oftalmologie*. 2022, 78(5), 228-232. ISSN 1211-9059. DOI 10.31348/2022/23.
5. Machatá, L., M. Fůs a Š. Pitrová. Analysis of Corneal AP Ratio Using OCT. In: BENEŠ, P. et al., eds. XII. National Student Conference of Optometry and Orthoptics with International Participation. Brno, 2021-10-19. Brno: NCONZO, 2021. s. 57-63. 2. ISBN 978-80-7013-611-9.
6. Fůs, M. et al. Proposal for Determining the Angular Position of Artificial Intraocular Lens in the Human Eye. In: MERUNKA, V. et al., eds. MOBA. CAISE, Leuven, 2022-06-06/2022-06-08. Springer, Cham, 2022. s. 19-26. 1. sv. 1. ISBN 978-3-031-17727-9. DOI 10.1007/978-3-031-17728-6\_2.
7. FŮS, M. et al. PROTOTYPE INTERACTIVE EYE MODEL FOR VISUALIZATION OF INTRAOCULAR LENS POSITION. In: Mezinárodní Masarykova konference pro doktorandy a mladé vědecké pracovníky. MEZINÁRODNÍ MASARYKOVA KONFERENCE PRO DOKTORANDY A MLADÉ VĚDECKÉ PRACOVNÍKY, Hradec Králové, 2022-12-19/2022-12-21. Hradec Králové: Akademické sdružení MAGNANIMITAS, 2022. s. 1041-1046. ISBN 978-80-87952-37-5.

## Resumé

Tato disertační práce se věnovala problematice korekce astigmatismu torickou intraokulární čočkou (IOL) u pacientů se senilní kataraktou. Cílem práce bylo zavedení nové metodiky tvorby operačního plánu s cílem snížení residuálního astigmatismu oproti dosavadní metodice, analýza pooperačních zrakových funkcí a v neposlední řadě aproximace vlivu polohových faktorů torické IOL na výsledný residuální astigmatismus. Pooperační hodnocení zrakových funkcí 90 očí operovaných dle nově navržené metodiky prokázalo snížení residuálního refrakčního astigmatismu na průměrnou hodnotu  $0,38 \pm 0,35$  D (z původních  $0,61 \pm 0,37$  D), přičemž 84,44 % očí nemělo hodnoty residua vyšší než 0,50 D. Průměrná aritmetická chyba predikce residua byla rovna  $0,40 \pm 0,34$  D. Realizována byla také pooperační vektorová analýza, kdy indukovaný rohovkový astigmatismus byl roven  $0,32$  D v ose  $15^\circ$  pro pravé a  $0,30$  D v ose  $3^\circ$  pro levé oči. Pro pooperační analýzu a objektivizaci faktorů polohy torické IOL se podařilo úspěšně vytvořit originální software. Po grafické analýze pooperačních snímků byla průměrná decentrace IOL vůči visuální ose v rovině vertikální rovna  $0,20 \pm 0,19$  mm a v rovině horizontální  $0,26 \pm 0,19$  mm, průměrný nejvyšší náklon =  $4,58 \pm 2,09^\circ$  (medián =  $1,00^\circ$ ) a průměrná rotace vůči plánované úhlové poloze  $4,13 \pm 3,33^\circ$  (medián =  $3,00^\circ$ ). Dále byla popsána metodika aproximace vlivu jednotlivých polohových faktorů IOL na residuální refrakční astigmatismus, kdy průměrný vektorový rozdíl odhadu od reálného pooperačního výsledku byl roven  $0,51 \pm 0,33$  D. Hodnotu mediánu rozdílů = 0,50 D odhadu nepřekročilo 68,89 % očí.

Výstupem práce je originální návrh komplexního řešení a hodnocení pooperačních výsledků intraokulární korekce astigmatismu umožňující zároveň identifikaci potenciální příčiny refrakčního překvapení v oftalmologické praxi.

## Summary

This dissertation focused on the correction of astigmatism with toric intraocular lens (IOL) in patients with senile cataract. The aim of the thesis was to introduce a new methodology of surgical plan design in order to reduce the residual astigmatism compared to the existing methodology, to analyze the postoperative visual function and, last but not least, to approximate the impact of positional factors of toric IOL on the resulting residual astigmatism. The postoperative visual function assessment of 90 eyes operated according to the newly proposed methodology showed a reduction of residual refractive astigmatism to an average value of  $0.38 \pm 0.35$  D (from the previous  $0.61 \pm 0.37$  D), while 84.44 % of eyes had residual astigmatism values no higher than 0.50 D. The mean arithmetic error of the residual prediction was equal to  $0.40 \pm 0.34$  D. Postoperative vector analysis was also performed, with induced corneal astigmatism equal to 0.32 D in the  $15^\circ$  axis for the right and 0.30 D in the  $3^\circ$  axis for the left eyes. Original software was successfully developed for postoperative analysis and objectification of toric IOL position factors. After graphical analysis of the postoperative images, the mean decentration of the IOL relative to the visual axis in the vertical plane was  $0.20 \pm 0.19$  mm and in the horizontal plane was  $0.26 \pm 0.19$  mm, the mean maximum tilt =  $4.58 \pm 2.09^\circ$  (median =  $1.00^\circ$ ), and the mean rotation relative to the planned angular position was  $4.13 \pm 3.33^\circ$  (median =  $3.00^\circ$ ). Furthermore, the methodology for approximating the effect of the different IOL positional factors on residual refractive astigmatism was described, with the mean vector difference of the estimate from the actual postoperative result being equal to  $0.51 \pm 0.33$  D. The median difference = 0.50 D of the estimate was not exceeded by 68.89% of the eyes.

The outcome of the dissertation is an original proposal for a comprehensive management and evaluation of postoperative results of intraocular astigmatism correction allowing for the identification of potential causes of refractive surprise in ophthalmology practice.