



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra přírodovědných oborů

Faktory ovlivňující intraokulární korekci astigmatismu

Factors Affecting Intraocular Correction of Astigmatism

Disertační práce

Studijní program: Biomedicínské inženýrství

Studijní obor: Biomedicínské inženýrství

Školitel: doc. MUDr. Šárka Pitrová, CSc., FEBO

Školitel specialista: doc. MUDr. Ján Lešták, CSc. MBA

Ing. Martin Fůs

Kladno 2024

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem disertační práci s názvem „*Faktory ovlivňující intraokulární korekci astigmatismu*“ 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 dne

.....

Ing. Martin Fůs

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych vyjádřil upřímné poděkování školiteli práce doc. MUDr. Šárce Pitrové. Velmi si vážím ochoty a možnosti odborné spolupráce nejen na úrovni disertace. Děkuji za důvěru při zapojení do indikačního i operačního procesu katarakty, neobvyklou ochotu při konzultacích, sdílení inspirativních nápadů, odborný mentoring i podporu aktivní účasti na kongresech či realizaci společných odborných přednášek a za mnoho dalšího. Nemohu též opomenout poděkování kolektivu pracoviště Oční kliniky JL, zejména doc. MUDr. Janu Leštákovi za podporu a umožnění realizace disertační práce.

ABSTRAKT

Faktory ovlivňující intraokulární korekci astigmatismu:

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° pro pravé a 0,30 D v ose 3° 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 rozdílu = 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.

Klíčová slova

Intraokulární korekce astigmatismu, chirurgie katarakty, poloha torické intraokulární čočky, kataraktová pooperační diagnostika.

ABSTRACT

Factors Affecting Intraocular Correction of Astigmatism:

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 refractive astigmatism (RRA) compared to the existing methodology, to analyze the postoperative visual function and to approximate the impact of positional factors of toric IOL on the resulting RRA. 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 ± 0.35 D (from the previous 0.61 ± 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 ± 0.34 D. Postoperative vector analysis was also performed, with induced corneal astigmatism equal to 0.32 D in the 15° axis for the right and 0.30 D in the 3° 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 ± 0.19 mm and in the horizontal plane was 0.26 ± 0.19 mm, the mean maximum tilt = $4.58 \pm 2.09^\circ$ (median = 1.00°), and the mean rotation relative to the planned angular position was $4.13 \pm 3.33^\circ$ (median = 3.00°). 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 ± 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.

Keywords

Intraocular correction of astigmatism, cataract surgery, toric intraocular lens position, cataract postoperative diagnostics.

Obsah

1	Úvod	13
2	Přehled současného stavu problematiky	14
2.1	Předoperační diagnostika parametrů oka	15
2.2	Teoretické přístupy kalkulace parametrů torické IOL	18
2.3	Technika chirurgie katarakty a implantace torické IOL.....	23
2.4	Pooperační faktory ovlivňující residuální astigmatismus	26
2.4.1	Náklon IOL (τ).....	26
2.4.2	Decentrace IOL (δ)	29
2.4.3	Axiální poloha IOL.....	32
2.4.4	Úhlová poloha (ϕ).....	34
3	Cíle práce a metodika.....	36
3.1	Metodika.....	36
4	Vytvoření metodiky operačního plánu	37
4.1	Dosavadní metodika	37
4.2	Nová metodika	38
4.2.1	Volba a ověření vhodného kalkulátoru.....	38
4.2.2	Vstupní parametry kalkulace	39
4.2.3	Realizace operačního plánu	45
4.3	Dílčí závěr – souhrn finální metodiky kalkulace	46
5	Ověření metodiky retrospektivní analýzou	48
5.1	Metodika.....	48
5.2	Výsledky.....	49
5.3	Dílčí závěr	55
6	Pooperační analýza polohy torické IOL	56
6.1	Metody – software pro hodnocení polohy IOL	56
6.2	Výsledky.....	61

6.2.1	Decentrace torické IOL	61
6.2.2	Úhlová poloha torické IOL.....	64
6.2.3	Náklon torické IOL.....	68
6.2.4	Axiální poloha IOL.....	72
6.3	Reprezentativní příklad aproximace.....	73
6.4	Dílčí závěr – sumarizace výsledků polohových faktorů	75
7	Diskuse	79
7.1	Vytvoření metodiky operačního plánu	79
7.2	Ověření metodiky retrospektivní analýzou	80
7.3	Pooperační analýza polohy torické IOL.....	83
7.4	Realizace návrhu potenciálního využití získaných dat	87
7.5	Přínos disertační práce pro biomedicínské inženýrství	89
8	Závěr	91
	Seznam použité literatury	92
	Příloha A: Seznam publikací	107
	Příloha B: Obsah přiloženého CD	108

Seznam symbolů a zkratek

symbol	význam zkratky (anglický základ akronymu)
λ	vlnová délka [nm]
<i>ACD</i>	hloubka přední komory (anterior chamber depth) [mm]
<i>AI</i>	astigmatismus – indukovaný [D]
<i>AP poměr</i>	předozadní poměr rohovky (anterior to posterior cornea ratio) [-]
<i>AL</i>	axiální délka oka (Axial length) [mm]
<i>ATR</i>	astigmatismus proti pravidlu (Against-the-rule astigmatism)
<i>BTC</i>	Barrettův torický kalkulátor
<i>CCT</i>	centrální tloušťka rohovky (Central Corneal Thickness) [mm]
<i>DV</i>	vektor diference (Difference Vector) [dioptrie – D]
<i>ELP</i>	předpokládaná axiální poloha nitrooční čočky (Estimated Lens Position) [mm]
<i>IOL</i>	intraokulární čočka (Intraocular Lens)
<i>IOS</i>	index úspěšnosti (Index of success) [-]
<i>κ-angle</i>	úhel kappa
<i>LF</i>	konstanta/faktor parametrů intraokulární čočky (Lens Factor)
<i>LT</i>	tloušťka čočky (Lens Thickness) [mm]
<i>MTF</i>	funkce přenosu modulace (Modulation Transfer Function)
<i>ME</i>	Magnitude Error – chyba magnitudy [D]
<i>MT</i>	nejvíce nakloněný (Most Tilted)
<i>n</i>	refrakční index
<i>SIA</i>	chirurgicky indukovaný astigmatismus (Surgically Induced Astigmatism) [D]
<i>SEQ</i>	sférický ekvivalent (Spherical equivalent) [D]
<i>OCT</i>	optická koherenční tomografie (Optical Coherence Tomography)
<i>PMT</i>	kolmý meridián k nejstrmějšímu meridiánu (Perpendicular to Most Tilted)
<i>RRA</i>	residuální refrakční astigmatismus
<i>TIA</i>	cílený indukovaný astigmatismus (Target Induced Astigmatism) [D]
<i>TIOL</i>	torická nitrooční čočka (Toric Intraocular Lens)
<i>UDVA</i>	nekorigovaná zraková ostrost do dálky (Uncorrected Distance Visual Acuity)
<i>UV</i>	ultra-fialové spektrum záření (Ultra-Violet Light)
<i>VA</i>	zraková ostrost (Visual Acuity)
<i>VIF</i>	vizuální důvěryhodnost obrazu (Visual Information Fidelity of Image)
<i>WTR</i>	astigmatismus podle pravidla (With-the-Rule Astigmatism)
<i>WtW</i>	průměr limbu rohovky (White-to-White diameter) [mm]

Seznam obrázků

Obrázek 2.1: Vyšetření keratometrie:.....	15
Obrázek 2.2: Biometrie – výsledný interferogram s axiálními parametry.	17
Obrázek 2.3: Základní princip optického biometru (Mach–Zehnder interferometr)	17
Obrázek 2.4: Porovnání obrazem řízených navigačních systémů.....	25
Obrázek 2.5: Předoperační snímek referenční jednotky Verion. Vlastní obrázky.	25
Obrázek 2.6: Schématický model oka.....	27
Obrázek 2.7: Ilustrativní obrázky možností grafického měření.	29
Obrázek 2.8: Rozdílné hodnoty decentrací v závislosti na rozptylové funkci bodu	31
Obrázek 2.9: Schématické zobrazení hlavních a vrcholových bodů.....	33
Obrázek 2.10: Degradace referenčního obrazu indukovaného rotací torické IOL. Obrázek upraven dle výchozího zdroje. [84].....	35
Obrázek 4.1: Ilustrace rozložení značek reflektovaných přední plochou rohovky.	39
Obrázek 4.2: Vizualizace intraoperačního navigačního systému.....	45
Obrázek 6.1: Přihlašovací formulář.....	57
Obrázek 6.2: Formulář pro módy hodnocení obrázků.....	57
Obrázek 6.3: Variabilita vstupních snímků Verion.....	59
Obrázek 6.4: Elipsy nebo kružnice identifikovatelné na snímku.	60
Obrázek 6.5: Formulář měření decentrace (<i>frm_measurement – mode_centration</i>).....	62
Obrázek 6.6: Formulář výstupního hodnocení decentrace IOL.	63
Obrázek 6.7: Testovací varianta určení polohy centračních značek.	65
Obrázek 6.8: Identifikace úhlové polohy torické IOL za využití grafických modelů... ..	66
Obrázek 6.9: Formulář zobrazení výsledků měření úhlové polohy IOL.	67
Obrázek 6.10: Výsledek hodnocení náklonu IOL.	70
Obrázek 6.11: Úvodní formulář analýzy pro pacienta KV470319067, anonymizováno.	74
Obrázek 6.12: Výsledek decentrace, chyby úhlové polohy a náklon torické IOL u reprezentativního příkladu.	74
Obrázek 6.13: Finální report k uložení nebo tisku.	77
Obrázek 7.1: Formulář vstupních dat pro virtuální 3D model oka. [140].....	88
Obrázek 7.2: Pilotní design aplikace.....	88
Obrázek 7.3: Rozšířená realita s projekcí virtuálního modelu oka dle GPS lokalizačních dat na operačním sále pracoviště Oční kliniky JL. [140]	89

Seznam grafů

Graf 2.1: Výsledek rešerše prevalence předoperačního rohovkového astigmatismu u pacientů před operací katarakty.	14
Graf 2.1: Teoretický astigmatismus generovaný náklonem asférickou IOL 16, 22 a 28 D. [64].....	28
Graf 2.2: Teoretický astigmatismus generovaný náklonem torické IOL modelové řady SN6AT6 (pro korekci astigmatismu podle a proti pravidlu, IOL s optickou mohutností 16-28 D). [64]	28
Graf 2.3: Experimentálně ověřená závislost laterální decentrace IOL na indukci střední kvadratické hodnoty astigmatismu pro modely s různou asféricitou (pro průměr zornice 4 mm). A-0.17 = SN60WF, T-0.27 = ZCB00V, V-0.18 = VivinexXY1. Upraveno a přeloženo. [72].....	30
Graf 2.4: Nelineární výsledek simulace závislosti rotace torické IOL na vizuální informační věrnost obrazu (<i>VIF</i>) pro model SN6AT6. Upraveno, přeloženo. [84]	35
Graf 4.1: Četnost hodnot stanovené hodnoty <i>AP poměru</i> , k porovnání zvýrazněny konvenčně používané teoretické modely oka. [90]	43
Graf 4.2: Závislost změny polohy hlavního meridiánu na absolutním rozdílu implantační osy a hlavního meridiánu dle BTC pro pravé oko a primární incizi v ose 90°.....	44
Graf 5.1: Procentuální rozložení nejlepší předoperační korigované (CDVA) a nekorigované (UDVA) pooperační zrakové ostrosti do dálky.	50
Graf 5.2: Polární grafy předoperačního rohovkového (vlevo) a pooperačního refrakčního astigmatismu (vpravo).....	50
Graf 5.3: Kumulativní četnost předoperačního rohovkového a pooperačního refrakčního astigmatismu v rovině brýlové korekce.	51
Graf 5.4: Chyba pooperační predikce residuálního <i>SEQ</i>	51
Graf 5.5: Polární grafy pro <i>SIA_{cornea}</i> u pravých (OD) a levých (OS) očí.	52
Graf 5.6: Predikovaná implantační osa a pooperační polohy nejstrmějšího meridiánu. 53	
Graf 5.7: Predikční chyba residuálního astigmatismu v úrovni brýlové korekce.....	54
Graf 6.1: Grafická prezentace vyhodnocení decentrace torické IOL, S – superior, N – nasal, T – temporal a I – inferior.	64
Graf 6.2: Výsledky plánovaného a pooperačně dosaženého nejstrmějšího meridiánu, cílené a pooperační korekční osy torické IOL.	68
Graf 6.3: 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.71	

Seznam tabulek

Tabulka 2.1: <i>Baylor Toric nomogram</i> pro IOL modelové řady SN6ATx.....	22
Tabulka 4.1: Průměrná chyba predikce residuálního astigmatismu u rozdílných metodik kalkulace pro 86 očí.....	38
Tabulka 4.2: Základní statistické hodnocení biometrických parametrů 639 očí.....	41
Tabulka 4.3: Absolutní hodnota diference měřených keratometrických dat mezi Lenstar (L), Verion (V) a ORBSCAN II (O) pro 122 očí.....	42
Tabulka 4.4: Data pro stanovení odchylek předoperačních parametrů (průměrné hodnoty dle tabulky 4.3)	44
Tabulka 5.1: Předoperační hodnoty vybraných parametrů a procentuální rozložení implantovaných cylindrických hodnot modelu SN6ATx u všech 90 očí.	49
Tabulka 6.1: Orientace, číselné značení a odpovídající perpendikulární meridián skenu na OCT Avanti pro měření náklonu IOL.....	69
Tabulka 6.2: Vícenásobná regresní analýza pro predikci axiální polohy IOL (ALP_{pred}) dle předoperační biometrie. R_x – jednotlivé kombinace parametrů.....	72
Tabulka 6.3: Sumarizace výsledných polohových faktorů torické IOL.....	75
Tabulka 6.4: Pearsonův korelační koeficient r pro polohové faktory IOL.	76
Tabulka 7.1: Komparace pooperačních zrakových funkcí s publikovanými výsledky studií (využívajících BTC a korekci pomocí IOL SN6ATx).....	81
Tabulka 7.2: Komparace výsledků vektorových analýz korekce astigmatismu pomocí torické IOL.....	82
Tabulka 7.3: Porovnání SIA_{cornea} s vybranými studii (pouze manuálně vytvořené korneální incize, hodnocení pomocí konvenčních keratometrů).....	82
Tabulka 7.4: Porovnání průměrné rotace vůči operačnímu plánu.....	86

1 Úvod

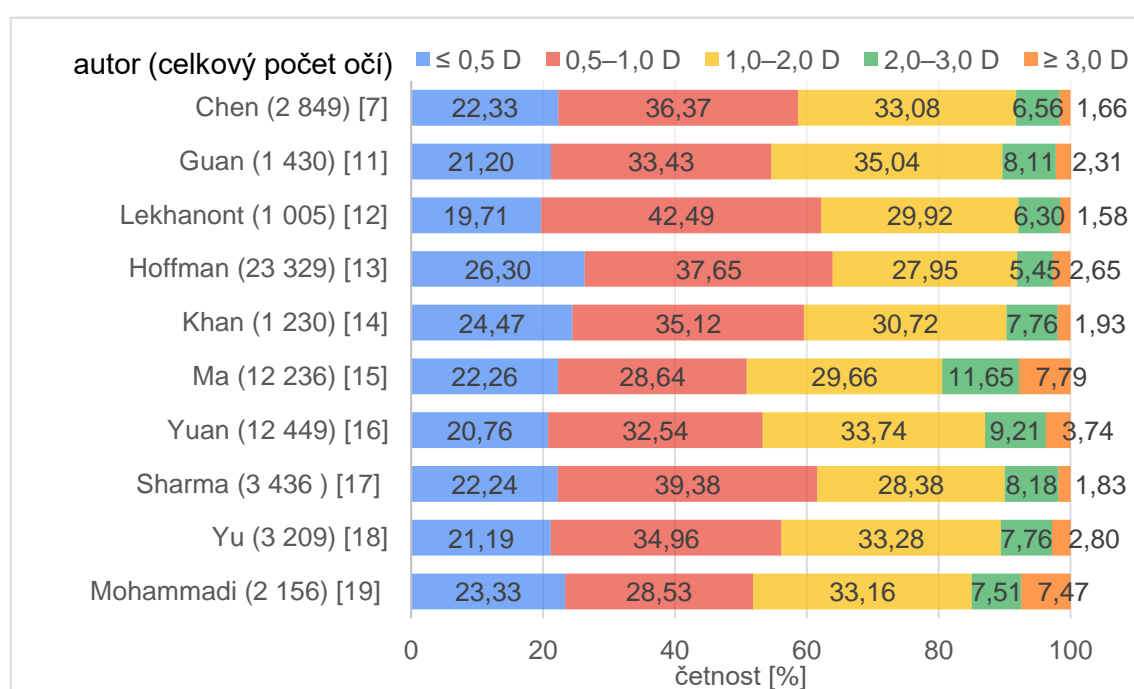
Senilní katarakta je zkalení oční čočky, které vzniká vlivem přirozených biochemických procesů z pravidla u pacientů nad 50 let. Jejím důsledkem je zamlžené vidění s poklesem zrakové ostrosti. Jediným řešením tohoto stavu je chirurgický zákrok, který zahrnuje fakoemulzifikaci zkalené oční čočky a implantaci arteficiální intraokulární čočky (IOL – intraocular lens). 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 %. [1, 2] V roce 2022 bylo například jen v USA provedeno 4,6 milionů operací katarakty, pro rok 2030 je očekáváno překročení 6 milionů zákroků. [2, 3]

Při odstranění katarakty lze prostřednictvím IOL manipulovat s nepoměrem mezi předozadní délkou očního bulbu a celkovou optickou mohutností oka, což umožňuje korekci refrakční vady. Situaci může dále zkomplikovat nálezná asymetrie optické mohutnosti rohovky (korneální astigmatismus), kdy je optický systém oka rozdělen na dvojici meridiánů s rozdílným refrakčním účinkem podél jeho normály. Bez jeho korekce hrozí snížení kontrastní citlivosti oka zhoršených světelných podmínek, 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, 4–7] V managementu astigmatismu, v kombinaci s operací katarakty, lze v klinické praxi nalézt tři přístupy: 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. [8–10] Nezanedbatelným faktorem je i finanční spoluúčast pacienta, která umocňuje jeho očekávání a požadavek nezávislosti na brýlové korekci. Korekce astigmatismu u pacientů operovaných pro kataraktu je na klinickém pracovišti Oční kliniky JL je realizována prostřednictvím implantace torické IOL. Stávající metodika dosahovala průměrného residuálního refrakčního astigmatismu $0,61 \pm 0,37$ D. Pro efektivitu a korekci nízkých hodnot je vyžadována minimalizace průměrného zbytkového residuálního astigmatismu. V klinické praxi je 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 Přehled současného stavu problematiky

Rozložení míry rohovkového astigmatismu u pacientů s diagnostikovanou senilní kataraktou prezentuje graf 2.1, který je výsledkem rešerše vybraných studií. Nízká hodnota rohovkového astigmatismu $\leq 0,50$ D byla průměrně u 22,47 % očí. Vzhledem k subjektivitě vnímané zrakové ostrosti nelze jednoznačně stanovit hranici klinicky relevantního astigmatismu. Empiricky je za ni považována hodnota 0,75 D v úrovni brýlové korekce, respektive přibližně 1,00 D v úrovni rohovky, která byla stanovena průměrně u 42,59 % očí. [6, 7, 11–19]

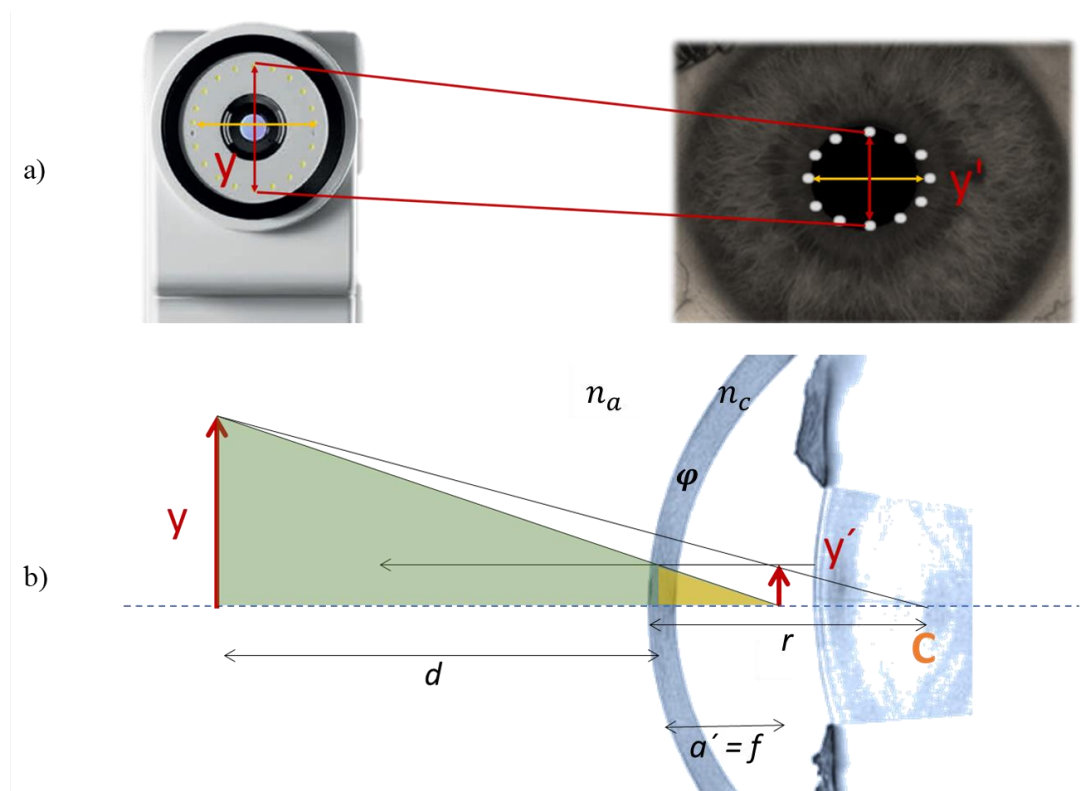


Graf 2.1: Výsledek rešerše prevalence předoperačního rohovkového astigmatismu u pacientů před operací katarakty.

Následující kapitola definuje předoperační diagnostické faktory v podobě optické mohutnosti rohovky i axiálních parametrů oka a definuje vybrané perioperační i pooperační faktory ovlivňující polohu IOL v kapsulárním vaku.

2.1 Předoperační diagnostika parametrů oka

Principem manuální nebo automatizované optoelektronické keratometrie je projekce soustavy nebo vzoru bodových značek na přední plochu rohovky. Centrální část rohovky představuje aproximaci konvexního zrcadla s reflektivitou 2-4 %, které vytváří virtuální reflex testových cirkulárně uspořádaných značek, viz obrázek 2.1. Pomocí aplikace vzorců geometrické optiky lze díky znalosti vzájemné polohy testových značek (jakožto předmětu) a detekce změny vzdálenosti virtuálně reflektovaných bodů od rohovky určit poloměr zakřivení v daném měřeném meridiánu. Vysoká variabilita množství nebo uspořádání bodů spojená s různou velikostí průměru měřené oblasti rohovky zapříčiňuje rozdílnost výsledků měření mezi jednotlivými přístroji. Ve většině případů je nevýhoda diskrétního počtu reflektovaných bodů řešena interpolací „neměřených meridiánů“ pomocí elipsy. [20, 21]



Obrázek 2.1: Vyšetření keratometrie: a) reflexe cirkulárně uspořádaných značek rohovkou – analýza vertikálního meridiánu; b) obrázek pro odvození keratometrické rovnice. C – střed křivosti rohovky, d – předmětová vzdálenost od přední plochy rohovky, a' – obrazová vzdálenost, f – ohnisková vzdálenost, y – velikost předmětu, y' – velikost obrazu, n_a – index lomu vzduchu, n_c – index lomu rohovky, φ – optická mohutnost rohovky. Vlastní obrázek, inspirováno dle předlohy zdroje. [22]

Výstupní hodnoty keratometrie se od topografie rohovky odlišují právě předpokladem přítomnosti pravidelného rohovkového astigmatismu. Hodnocena je tedy pouze hlavní a vedlejší poloosa interpolované elipsy představující nejstrmější, respektive nejplošší meridián rohovky. Výstupní parametry tedy zahrnují pouze hodnoty:

- K_1 [D] – optická mohutnost rohovky v meridiánu frontální roviny Ax_1 [°],
- K_2 [D] – optická mohutnost rohovky v kolmém meridiánu na K_1 ($Ax_2 = Ax_1 \pm 90$)

Dle podobnosti zeleného a žlutého trojúhelníku v obrázku 2.1 lze při respektování zákonů geometrické optiky pro konvexní zrcadlo ve všech meridiánech stanovit poloměr (r), respektive optickou mohutnost rohovky (φ), dle následujících vztahů:

podobnost trojúhelníků:
$$\frac{y'}{y} = \frac{a}{d}$$

vztahy pro konvexní zrcadlo:
$$f = \frac{r}{2}; a' = f \tag{2.1}$$

keratometrická rovnice:
$$r = \frac{2dy'}{y} [mm]$$

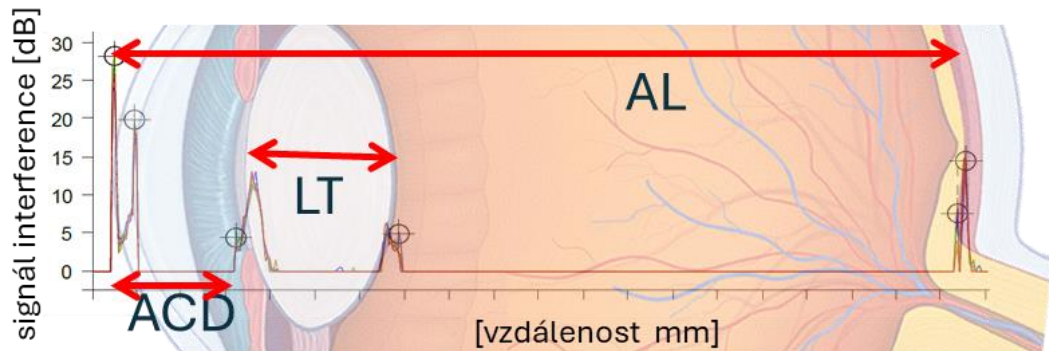
optická mohutnost:
$$\varphi = \frac{\Delta n}{r} [D],$$

kde y – je velikost předmětu, y' – velikost obrazu, d – vzdálenost předmětu od rohovky, a' – obrazová vzdálenost shodná s ohniskovou vzdáleností – f , r – radius přední plochy rohovky, Δn – rozdíl indexů lomu prostředí a rohovky. [4, 20, 21, 23]

Pomocí optické biometrie získáme axiální parametry definující poměry vzdáleností jednotlivých anatomických struktur oka ve vizuální ose. Výstupem vyšetření je interferogram, z něhož jsou individuálně určeny následující parametry v úrovni pohledové osy (znázorněno na obrázku 2.2):

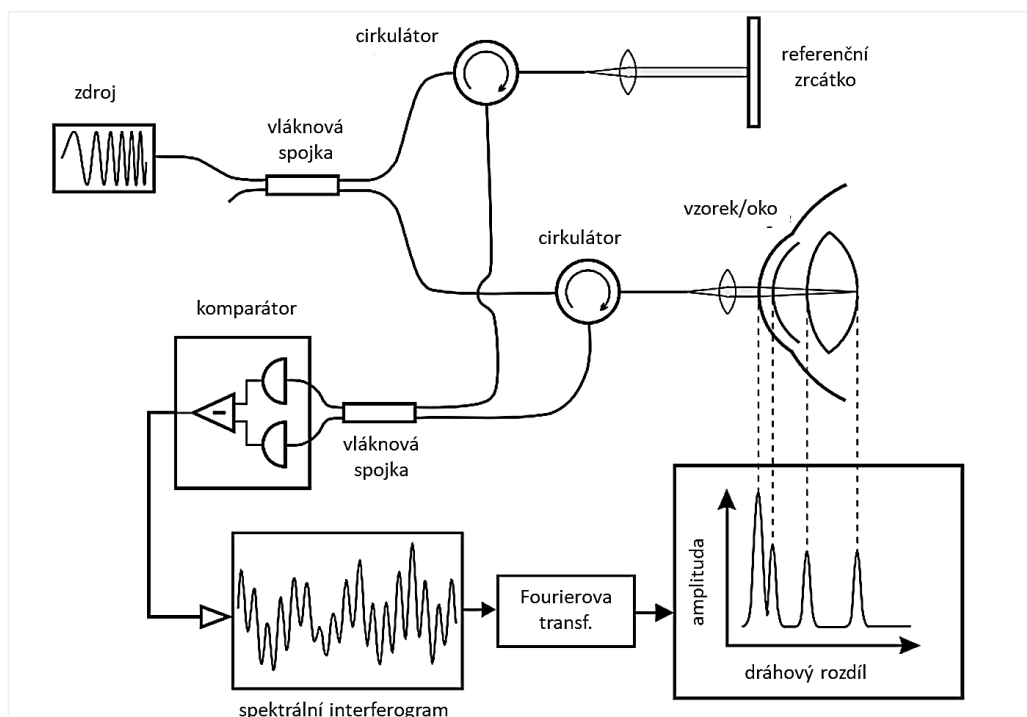
- Central Corneal Thickness (CCT) – centrální tloušťka rohovky, tedy vzdálenost přední a zadní plochy rohovky,
- Axial Length (AL) – axiální délka oka neboli vzdálenost od přední plochy rohovky k pigmentovému epitelu sítnice,
- Anterior Chamber Depth (ACD) – hloubka přední komory, respektive vzdálenost přední plochy rohovky od přední plochy oční čočky,

- Lens Thickness (*LT*) – axiální tloušťka oční čočky, tedy vzdálenost mezi přední a zadní plochou kapsulárního vaku.



Obrázek 2.2: Biometrie – výsledný interferogram s axiálními parametry. Vlastní obrázek.

Naprostá většina moderních optických biometrů využívá principu dvousvazkové nebo parciální koherenční interferometrie. Jako zdroj infračerveného světla se používá laserová dioda ($\lambda = 820 \text{ nm}$) s širokým a rychle laditelným rozsahem vlnových délek, které nejsou vyzařovány simultánně – metoda přesněji označována jako „Swept-source interferometry“. Princip přístroje je odvozen ze základního principu Mach-Zehnderova vláknového interferometru, který je prezentován schematicky na obrázku 2.3.



Obrázek 2.3: Základní princip optického biometru (Mach–Zehnder interferometr). [20]

Paprsek optického záření s rychle se měnící vlnovou délkou je rozdělen na referenční dráhu a dráhu směřující k pigmentovému epitelu sítnice. V průběhu obou drah je záření reflektováno v dané šířce pásma od jednotlivých rozhraní oka nebo od referenčního zrcadla do vláknové spojky. Duální balanční detektor generuje rozdílový signál se zesílenou amplitudou, v případě konstruktivní interference je modulovaný dráhový rozdíl nulový. Z výsledného spektrálního interferogramu se pomocí rychlé Fourierovy transformace převede na výstupní interferogram dráhových rozdílů. Pokud je současně realizováno několik (řádově až desítky tisíc – dle rozlišení) takovýchto A-skenů v malé zóně, například v rozsahu makulární nebo papilární oblasti, lze jejich syntézou vytvořit B-scan. Tohoto principu prakticky využívá optická koherenční tomografie (OCT). [20]

2.2 Teoretické přístupy kalkulace parametrů torické IOL

Zásadním krokem tvorby operačního plánu intraokulární korekce astigmatismu je kalkulace parametrů torické IOL. Metodika může sestávat z různých kombinací nebo variací teoretických přístupů s ohledem na doporučení výrobce IOL. Faktickým úkolem kalkulátorů je předpoklad pooperačních parametrů rohovky, zejména změna velikosti astigmatismu a poloha hlavních meridiánů, dále pak dle kategorie astigmatismu předpokládaný vliv zadní plochy rohovky a odhad pooperační axiální polohy IOL. Výstupem kalkulace operačního plánu jsou obě složky optické mohutnosti cylindru, respektive přepočtení na sférický ekvivalent s hodnotou korekčního cylindru a požadovaná úhlová poloha IOL dle předpokládaného pooperačního nejstrmějšího meridiánu rohovky.

Přístupy kalkulace parametrů torické IOL lze rozdělit na následující kategorie: kalkulace emetrie dle sférického ekvivalentu a následné využití vektorového počtu s adjustacemi pro určení cylindrické hodnoty, přímé ray-tracing metody bez aproximací a využití individuálního teoretického modelu oka, případně jejich kombinace. Následujícími částmi kapitoly jsou prezentovány základy teoretických přístupů kalkulátorů využívaných v klinické praxi.

Vektorový kalkulátor dle Holladaye

Holladayův kalkulátor je koncipován jako dvou krokový. Nejprve je samostatně kalkulována hodnota sférického ekvivalentu IOL bez zohlednění cylindrické komponenty. Výhodou je možnost využití individuálně/empiricky spolehlivých vztahů s ověřeným výpočtem pro sférickou IOL. Cylindrická komponenta je kalkulována

v druhém kroku, kdy základní myšlenkou je vektorová dekompozice keratometrických hodnot, předpokládaného SIA_{cornea} a cylindrické složky modelu torické IOL na následující komponenty:

$$x = C \cdot \cos(2\theta); y = C \cdot \sin(2\theta) \quad (2.2)$$

kde C [D] je hodnota cylindru a θ [°] je meridián jeho neúčinné osy.

Vektorovou sumací jednotlivých x a y komponent rohovkového astigmatismu a SIA_{cornea} jsou aproximovány pooperační parametry astigmatismu rohovky, tedy predikce velikosti nejstrmějšího meridiánu, který je současně implantační osou:

$$J = \sqrt{X^2 + Y^2}$$

$$\varphi = \frac{1}{2} \arctan \left[\frac{X \cdot \sin(2\theta)}{Y \cdot \cos(2\theta)} \right] \quad (2.3)$$

kde X [D] a Y [D] jsou výsledné parametry dané matematické operace mezi individuálními komponenty, J [D] je velikost výsledného vektoru, θ [°] je individuální hodnota meridiánu a φ [°] je výsledný meridián. [24, 25]

Pro zjištění efektu torické IOL v úrovni rohovky je cylindrická hodnota dělena konstantou (dle doporučení výrobce). Na základě využití aproximace vlivu vnitřního astigmatismu je nalezena optimální hodnota korekčního cylindru prostřednictvím nejnižší predikované pooperační difference mezi cylindrickou hodnotou IOL a rohovky.

Přístupy za využití ray-tracingu

U vzorců adaptovaných na výpočet optické mohutnosti dle vztahů pro tenkou čočku lze refrakční systém oka považovat za paraxiální optický systém dle Gaussova principu. Tedy považuje trigonometrickou funkci hodnoty uvažovaného úhlu jako rovnou velikosti daného úhlu. Nezbytné zahrnutí řady predikčních faktorů včetně uvažování pouze paraxiální geometrické optiky přináší řadu výpočetních nepřesností. Metody založené na *ray-tracingu* zohledňují i mimoosové zobrazení a současně považují optický systém oka jako systém s tlustou čočkou, na něž jsou aplikovány Snellovy zákony lomu. V různých vzdálenostech od optické osy a po rozdělení výpočtů na průchod 4 refrakčních rozhraní iterativně identifikuje optimální parametry IOL. Pro vyšší přesnost však vyžaduje specifickou znalost parametrů pseudofakického oka, zejména rohovky

(například individuální indexy lomu, topografickou znalost a asféricitu přední i zadní plochy rohovky, rozložení pachymetrie atp.) i modelů uvažovaných IOL (například radius přední i zadní plochy, refrakční index, asféricitu, tloušťku daného modelu v průniku s vizuální osou). Pro výpočet parametrů torické IOL je kalkulace rozdělena na dvě složky dle nejstrmějšího a nejploššího meridiánu. [26–28]

Sférocylindrický vergenční model

Castrop formula je koncept výpočtu optické mohutnosti torické IOL, který využívá teoretický model oka za aproximace principu Gaussovy paraxiální optiky pro tenkou čočku v kombinaci s vektorovým přístupem. Uvažuje čtveřici refrakčních úrovní, tedy brýlovou korekci, přední a zadní povrch rohovky a samotnou IOL jako sférocylindrickou vergenci, z nichž každá je charakterizována celkem 8 parametry (optické mohutnosti přední a zadní plochy refrakčního prvku a jejich meridiány, astigmatismus prvku, sférický ekvivalent a komponenty vektorové dekompozice). Vektory sférocylindrické vergence jednotlivých refrakčních povrchů jsou postupně sčítány do výsledného vektoru. Vliv zadní plochy rohovky je možné zohlednit zadáním přímé hodnoty z topografie, nebo je předpokládán dle *AP poměru* = 1,214 rohovky podle schématického modelu oka Liou-Brennan. Parametr *SIA_{cornea}* je zohledněn jako další vektorová složka. Nezbytná je také korekce axiální délky formou trojice konstant dle velikosti *AL*. Soustava sférocylindrických vztahů je aplikována separátně pro nejstrmější a nejplošší meridián rohovkového astigmatismu. [29]

Využití umělé inteligence

Atraktivní metodou je využití technologií self-learningu a neuronových sítí, respektive takzvaného přístupu „základní umělé inteligence“ na příklad *Hill RBF (Radial Basis activation Function)*. Na základě rozpoznávání vzorů v obrovských souborech sdílených biometrických a pooperačních dat, sofistikovanou interpolací umožňují doporučení optimální hodnoty IOL s největší pravděpodobností dosažení požadovaného pooperačního výsledku. Celý koncept se tak dynamicky a adaptivně přizpůsobuje nejaktuálnějším výsledkům, což umožňuje řešit problematické predikční faktory. Limitací je potřebný objem dat ke každému modelu IOL, která jsou získávána retrospektivně z celosvětových multicentrických studií. Vysoká variace rozdílné přístrojové diagnostiky, modelů IOL nebo různé anatomické poměry dle etnika atd. zapříčiňují nedostatek dat, v důsledku čehož jsou některé kombinace parametrů „mimo

hranice použitelnosti“. To prozatím znemožňuje plošné využití v klinické praxi pro všechny pacienty a modely IOL. Kalkulace torických IOL je realizována separátně pro hlavní meridiány a dále aplikuje *Abulafia-Koch formula* pro zohlednění vnitřního astigmatismu. [30, 31]

Teoretický model oka dle G. Barretta

The Barrett Toric Calculator (BTC) je variace původní *The Barrett Universal II formula* adjustovaná pro kalkulaci torických IOL. Konkrétní podoba matematického aparátu nebo algoritmu nebyla dosud publikována. Z dostupných informací lze shrnout, že na rozdíl od alternativních vzorců (pro sférické IOL) generuje algoritmus BTC individuální teoretický model oka, přičemž pro samotný výpočet parametrů IOL je využita kombinace metod ray-tracingu a Gaussova paraxiálního principu. Zohledňuje změnu principiálních rovin zapříčiněné SIA_{cornea} a design IOL formou konstanty zvané *Lens Factor – LF* (nahrazuje *A-konstantu*). Dalším rozdílem je předpoklad vlivu rozdílu optické a vizuální osy oka (κ -angle), čímž předpokládá vliv optického účinku pooperačního náklonu IOL. Pooperační axiální poloha IOL je sice aproximována jako tenká čočka, ale na rozdíl od ostatních vzorců je předpokládána individuálně (nikoliv konstantním poměrem nebo hodnotou) v závislosti na předoperační *ACD*, *LT* i *WtW*. Vliv astigmatismu zadní plochy rohovky lze zadat přímo, nebo je předpokládán pomocí Gaussovy / Gullstrandovy rovnice s koeficienty dle *WtW*. [32–36]

Aproximace astigmatismu vnitřního a zadní plochy rohovky

Při operačním plánu korekce rohovkového astigmatismu nelze opomenout vliv vnitřního astigmatismu a současně význam vlivu zadní plochy rohovky. Odborné studie prokazují, že průměrná hodnota rozdílu (oproti astigmatismu přední plochy rohovky) je rovna 0,30 D, přičemž jeho osa je závislá na věku pacienta. Zároveň je průměrný vliv vnitřního astigmatismu roven 0,47 D v perpendikulární rovině na nejstrmější meridián přední plochy rohovky. Ignorováním těchto skutečností v průběhu kalkulace torické IOL dochází u pacientů s rohovkovým astigmatismem podle pravidla k překorigování a k podkorigování u pacientů s astigmatismem proti pravidlu. Vzhledem k tomu, že konvenční keratometrií je měřena mohutnost rohovky pouze dle její přední plochy, je nezbytné vnitřní astigmatismus a astigmatismus zadní plochy rohovky aproximovat za využití nomogramů, regresních vzorců, teoretických modelů oka a jiných alternativních metod. [37–40]

Tak zvaná „*Abufalia-Koch formula*“ je založena na aproximaci formou využití výsledku retrospektivní lineární regrese analýzy. Metodika spočívá v dekompozici rohovkového astigmatismu na vektorové komponenty, které jsou adjustovány dle níže uvedených vzorců:

$$\begin{aligned} Cx_{AK} &= 0,508 + 0,926 \times \text{measured corneal astigmatism} \\ Cy_{AK} &= 0,009 + 0,932 \times \text{measured corneal astigmatism} \end{aligned} \quad (2.5)$$

kde Cx_{AK} a Cy_{AK} jsou adjustované hodnoty po vektorové dekompozici hodnot rohovkového astigmatismu, které jsou dále využity v dalších krocích, nebo je lze zpětně převést na cylindrickou hodnotu. [41]

„*Baylor nomogram*“ představuje zohlednění formou zjednodušené tabulky 2.1. V závislosti na kategorii astigmatismu a velikosti rohovkového astigmatismu přední plochy je uvedena adekvátní hodnota cylindrické složky daného modelu IOL zahrnující vliv vnitřního astigmatismu i $SIA_{cornea} = 0,20$ D.

Tabulka 2.1: *Baylor Toric nomogram* pro IOL modelové řady SN6ATx.

doporučený model SN6ATx	rohovkový astigmatismus [D]	
	podle pravidla	proti pravidlu
T2	≤ 1,69	≤ 0,39
T3	1,70 – 2,19	0,40 – 0,79
T4	2,20 – 2,69	0,80 – 1,29
T5	2,70 – 3,19	1,30 – 1,79
T6	3,20 – 3,69	1,80 – 2,29
T7	3,70 – 4,19	2,30 – 2,79
T8	4,20 – 4,69	2,80 – 3,29
T9	4,70 – 5,19	3,30 – 3,79

Další alternativou je využití přepočtových koeficientů („*Goggin astigmatism coefficients*“), kterými jednoduše násobíme hodnoty rohovkového astigmatismu. Adjustační koeficient $k_{vtr} = 0,74755$ lze využít u očí s astigmatismem podle pravidla, $k_{atr} = 1,40728$ pro kalkulaci očí s astigmatismem proti pravidlu. [42, 43]

Gaussova / Gullstrandova rovnice

Variantou predikce optické mohutnosti zadní plochy rohovky, resp. vlivu zadního povrchu na celkový astigmatismus lze kalkulovat za využití Gaussovy (jinde označované

jako Gullstrandovy) rovnice. Celkovou optická mohutnost v každém meridiánu lze vypočítat dle:

$$P_p = \frac{(n_c - n_{aq})}{(1/AP) \cdot R_a} \quad (2.6)$$

$$K_G = P_a - P_p + CCT \cdot P_a \cdot \frac{P_p}{n_c}$$

kde P_p [D] je kalkulovaná optická mohutnost posteriorní plochy rohovky, R_a [mm] je radius přední plochy rohovky, P_a [D] je optická mohutnost přední plochy rohovky, n_c [-] je refrakční index rohovky, n_{aq} [-] je refrakční index komorové tekutiny, CCT [m] je centrální rohovková tloušťka, AP [-] je hodnota antero-posteriorního poměru zakřivená rohovky a K_G [D] je celková optická mohutnost rohovky. [4, 44]

2.3 Technika chirurgie katarakty a implantace torické IOL

Prvním krokem chirurgie katarakty je vytvoření vstupních rohovkových incizí. Architektura, šíře a lokalizace primární incize i paracentéz mají prokazatelný přímý vliv na indukci změny velikosti astigmatismu rohovky i polohu hlavních meridiánů. [45, 46]

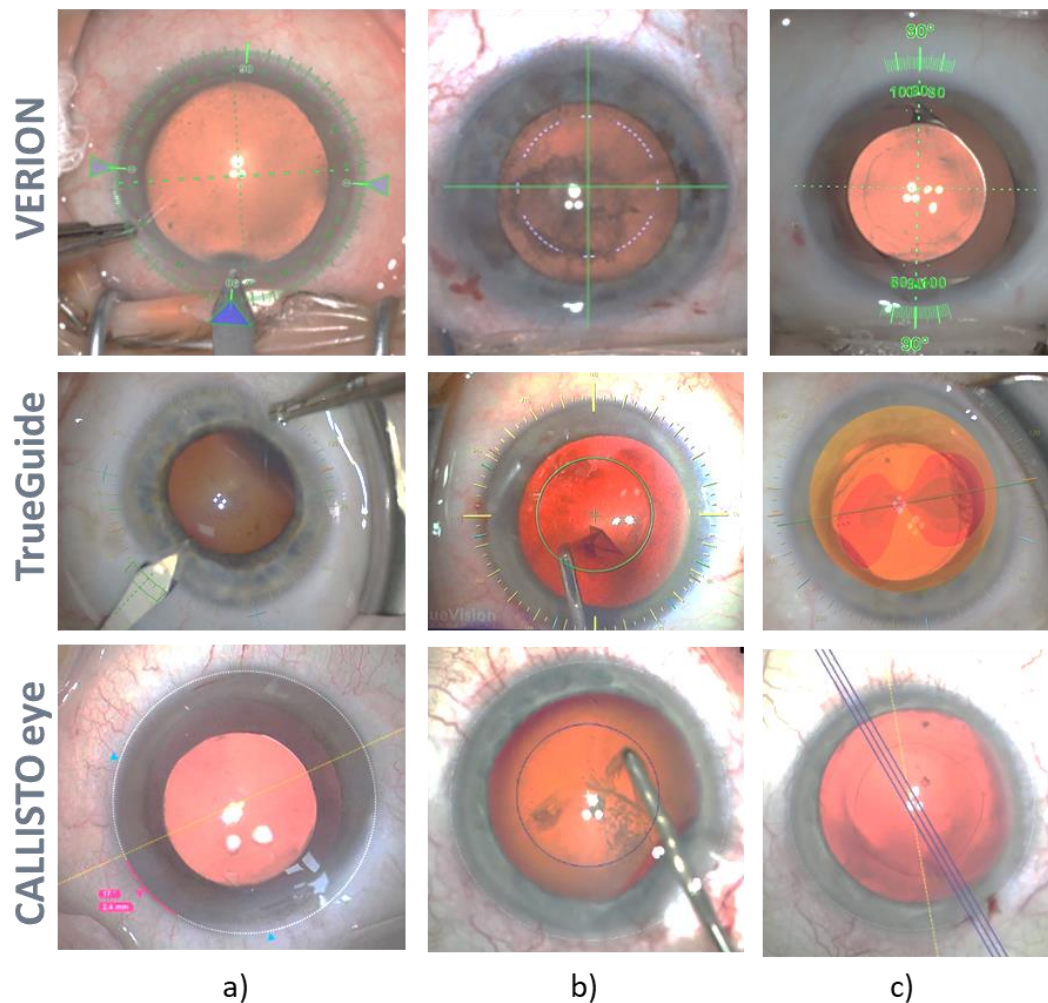
Parametrem pro predikci uvedených změn rohovky je takzvaný chirurgicky indukovaný astigmatismus rohovky (SIA_{cornea} – Surgically induced astigmatism of cornea). Značnou nevýhodou je nutnost jeho retrospektivní vyhodnocování na relevantním počtu již operovaných očí. Individuální hodnoty lze kalkulovat ze znalosti rozdílu pooperační a předoperační keratometrie. Vyhodnocení lze rozdělit na vektorový přístup (vektorová dekompozice) a polární přístup využívající rozdílu hodnot ortogonálních meridiánů (získáme výsledek vlivu ve zvoleném i perpendikulárním meridiánu). Výsledná hodnota pro daný sledovaný soubor pacientů musí být kalkulována jako centroid, tedy jako vektor z průměrů jednotlivých cylindrických komponent, nikoliv jako průměr individuálních hodnot. Finální hodnoty jsou prezentovány formou polárního grafu s intervaly a směrodatnou odchylkou. [25, 47] Pro korektní predikci indukovaného astigmatismu rohovky je nezbytné zachování konstantní techniky chirurgie, zejména s ohledem na lokalizaci incizí. Limitací může být nestabilita nebo individuální reakce rohovkové tkáně. Bylo prokázáno, že korneální hystereze má signifikantní negativní souvislost s velikostí SIA_{cornea} . Bohužel vysoká individuální variabilita hystereze (měnící

se mimo jiné v závislosti na věku) neumožňuje jednoznačnou formulaci vlivu biomechanických vlastností rohovky na zpřesnění predikce SIA_{cornea} . [48]

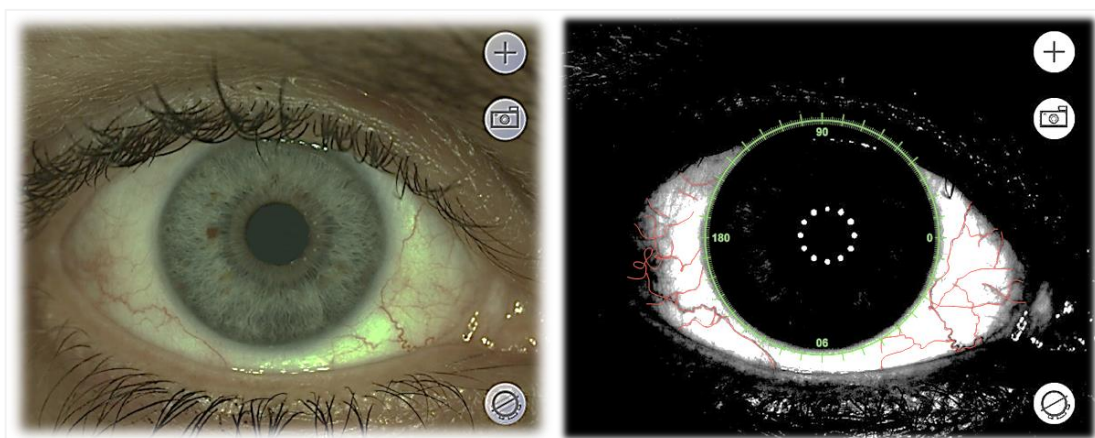
Účelem zapojení digitálních, intraoperačních, obrazem řízených navigačních systémů při operaci katarakty je sjednocení souřadnicového systému podle polohy oka během předoperační diagnostiky a reálnou polohou na operačním lůžku ovlivněnou cyklorotací při změně polohy těla. Mezi nejrozšířenější používané systémy patří *Verion*, *Callisto eye* a *TrueGuide* (obrázek 2.4). Analýzou obrazu předního segmentu oka pacienta vytvoří systém pole příznaků a klíčových bodů obrazu, které slouží jako referenční body pro aktuální polohu oka na operačním sále. Referenční jednotky těchto systémů zahrnují měření keratometrických hodnot rohovky a dalších parametrů jako je průměr limbu, bod průniku visuální osy rohovkou, centrace a průměr zornice a další. Na rozdíl od manuálních technik značení nevyžaduje tento koncept přímou spolupráci pacienta, čímž se stává komfortnější a časově méně náročnou technikou. Významnou výhodou je schopnost individuální kompenzace cyklorotace oka, což umožňuje přesně kontrolovat a standardizovat polohu rohovkových řezů a tím zpřesnit predikovaný SIA_{cornea} , velikost a polohu kapsulorhexe i finální zarovnání a centraci implantátu s přesností na jeden úhlový stupeň. Za využití navigačních systémů lze prokazatelně dosáhnout nižšího rozdílu od plánované úhlové polohy, a tím signifikantně zvýšit efektivitu plnění operačního plánu. [49–53]

S ohledem na zaměření praktické části bude následující text věnován zobecněným principům systému *Verion*, které dosud nebyly veřejně publikovány. Systém sestává z následujících částí: Referenční jednotka, software *Vision Planner* a digitální značkováč s integrovaným displejem mikroskopu. Úlohou referenční jednotky je kromě měření keratometrie vytvoření snímku předního segmentu oka, sloužícího jako referenční souřadnicový systém. Pomocí metod analýzy obrazu, prahování a segmentace obrazu jsou zaznamenávány pozice hranových bodů, klíčových příznaků nebo kontrastních bodů snímku. Příkladem mohou být spojivková cévní pleteň v poměru vzdálenosti k limbu, výrazné pigmentace duhovky atd, viz obrázek 2.5. Pro samotnou operaci se používají principy registrace obrazu, tj. vyhledání hranových bodů a příznaků v „živém“ digitálním obrazu z operačního mikroskopu. Dle následné komparace s referenčním snímkem jsou navigační prvky proloženy s aktuálním obrazem a pomocí digitálního markeru virtuálně projektovány do okuláru operačního mikroskopu. Díky tomu je možné v reálném čase automaticky operační plán adjustovat podle aktuální míry cyklorotace nebo pohybu očí. Podle operačního plánu je možné kontrolovat a standardizovat všechny stěžejní kroky

operačního zákroku. U všech těchto režimů lze dle rozhodnutí chirurga volit referenční bod centrace vzhledem k předoperační zornici, limbu nebo zrakové ose.



Obrázek 2.4: Porovnání obrazem řízených navigačních systémů v kataraktové chirurgii: a) navigace polohy korneálních incizí, b) centrace a velikost kapsulorhexe, c) navigace implantační osy torické IOL. Upraveno dle předlohy zdrojů. [54–56]



Obrázek 2.5: Předoperační snímek referenční jednotky Verion. Vlastní obrázky.

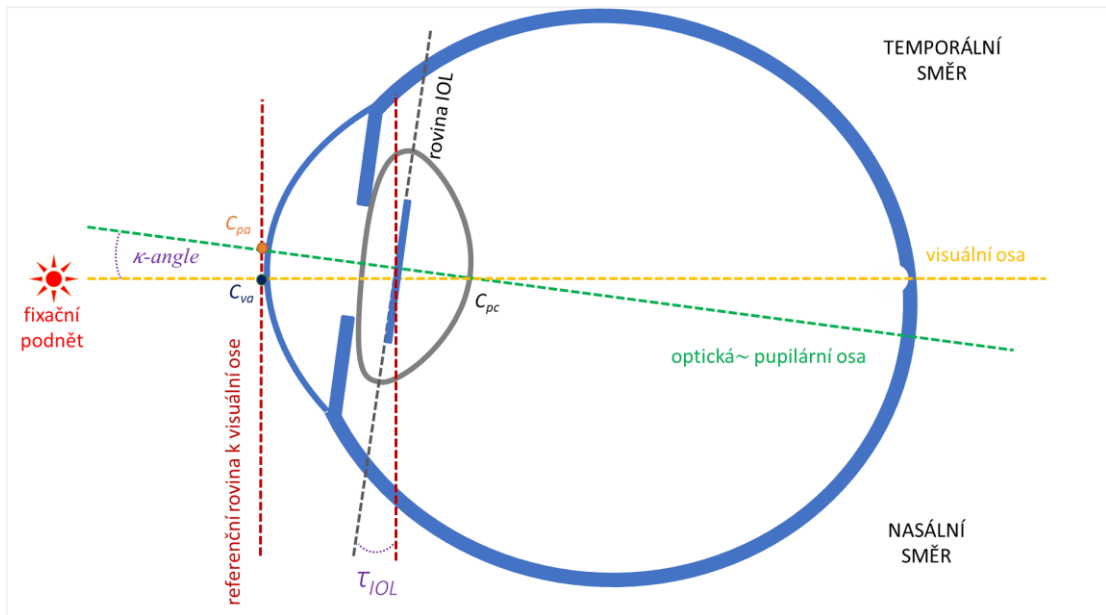
2.4 Pooperační faktory ovlivňující residuální astigmatismus

V případech pooperačních refrakčních překvapení bývá při nalézání příčiny prvním krokem analýza biometrických hodnot a zároveň přesnosti predikčních faktorů kalkulace jako je SIA_{cornea} , chybná predikce pooperační strmé osy meridiánu, neodpovídající AP poměr rohovky a v neposlední řadě chybná volba parametrů implantátu. Další potenciální příčinou může být aktuální poloha IOL v kapsulárním vaku, odchylka od plánované refrakce může být zapříčiněna decentrací, náklonem nebo změnou úhlové polohy torické IOL. Všechny uvedené možnosti mohou být sekundárním důsledkem perioperačních faktorů. [57, 58]

Následující podkapitoly jsou věnovány vybraným možnostem stanovení polohových parametrů IOL v kapsulárním vaku a současně prezentují aktuální numerické možnosti potenciálního vlivu těchto parametrů na indukci astigmatismu.

2.4.1 Náklon IOL (τ)

Úhel mezi rovinou prostorové orientace optické části IOL a referenční rovinou (nejčastěji kolmice na visuální osu, případně rovinu přední plochy duhovky) je definován jako náklon IOL. Vlastní předoperační náklon oční čočky (průměrná hodnota $4,90^\circ$ [59]) je pravděpodobně zapříčiněn rozdílnou polohou optické osy oka (přibližně shodná s pupilární osou) a osy visuální. Jejich vztah je definován jako úhel kappa (κ -angle), viz obrázek 2.6. Právě předoperační náklon samotné oční čočky silně koreluje s pooperačním sklonem IOL a lze jej také s větší pravděpodobností očekávat u očí s krátkou axiální délkou. [57, 59, 60]



Obrázek 2.6: Schématický model oka prezentující osy, referenční rovinu a uvažované úhlové poměry jednotlivých struktur: κ -angle jako rozdíl mezi osou pupilární a vizuální, τ_{IOL} jako náklon IOL, C_{pa} je bod průsečíku pupilární osy a C_{va} vizuální osy s rohovou, C_{pc} je střed zadního kapsulárního vaku alias bod očekávaného průsečíku pupilární a vizuální osy. Vlastní obrázek, inspirováno uvedenými literárními zdroji. [61, 62]

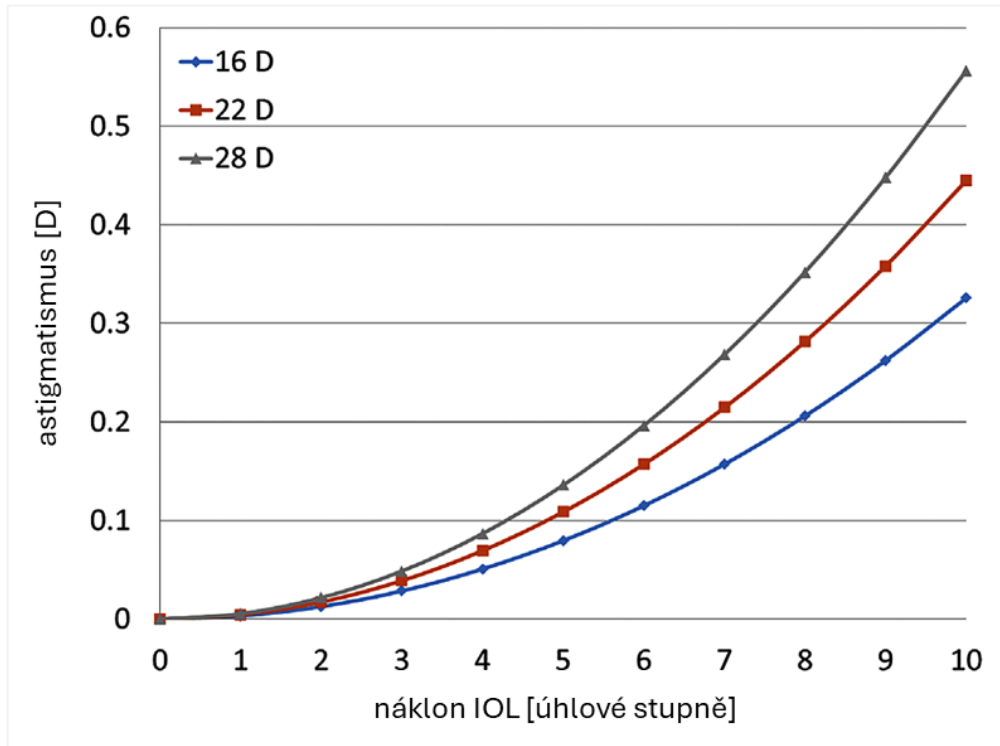
Výsledkem náklonu IOL (bez zohlednění dalších faktorů) je zvýšení astigmatického efektu v daném meridiánu. Náklonem v horizontální rovině (kolem vertikální osy) vyvoláme astigmatismus proti pravidlu v daném meridiánu, což vyústí v překorigování. Analogie platí i pro náklon ve vertikální rovině (tzv. "pantoskopický" náklon). Logickým předpokladem lze stanovit, že náklon IOL s vyšší hodnotou sférické a cylindrické složky povede ke vzniku vyšší hodnoty nežádoucího astigmatismu. Zjednodušenou aproximací astigmatického efektu způsobeného náklonem IOL (jako tenké čočky), který vytváří astigmatismus v meridiánu kolmém na meridián náklonu, lze vyjádřit vztahem:

$$C = P \left(1 + \frac{\sin(\tau)^2}{3} \right) \tan(\tau)^2 \quad (2.7)$$

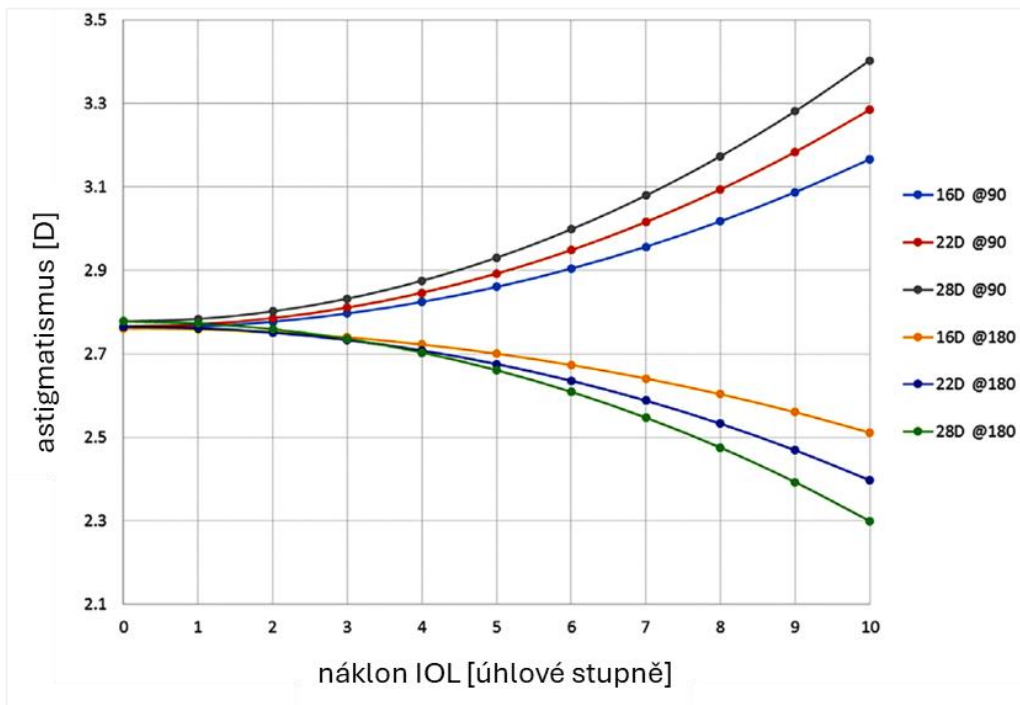
kde C [D] je generovaná hodnota cylindru (astigmatismu), P [D] je optická mohutnost a τ_{IOL} [°] je náklon IOL. [63]

Simulace založené na ray-tracing metodách vyústily v nelineární vztah astigmatismu generovaného náklonem asférické IOL (graf 2.1). IOL s optickou mohutností 22 D by při $\tau = 10^\circ$ generovala astigmatismus 0,56 D. U torických IOL navíc stupeň indukce závisí na velikosti cylindrické složky a také na úhlové poloze, resp. (zda je astigmatismus korigován podle pravidla nebo proti pravidlu). V závislosti na meridiánu náklonu a typu

astigmatismu tak dochází k podkorigování nebo překorigování. Na grafu 2.2 je znázorněn vliv náklonu torické IOL modelu SN6AT6 na indukovaný astigmatismus. [64]

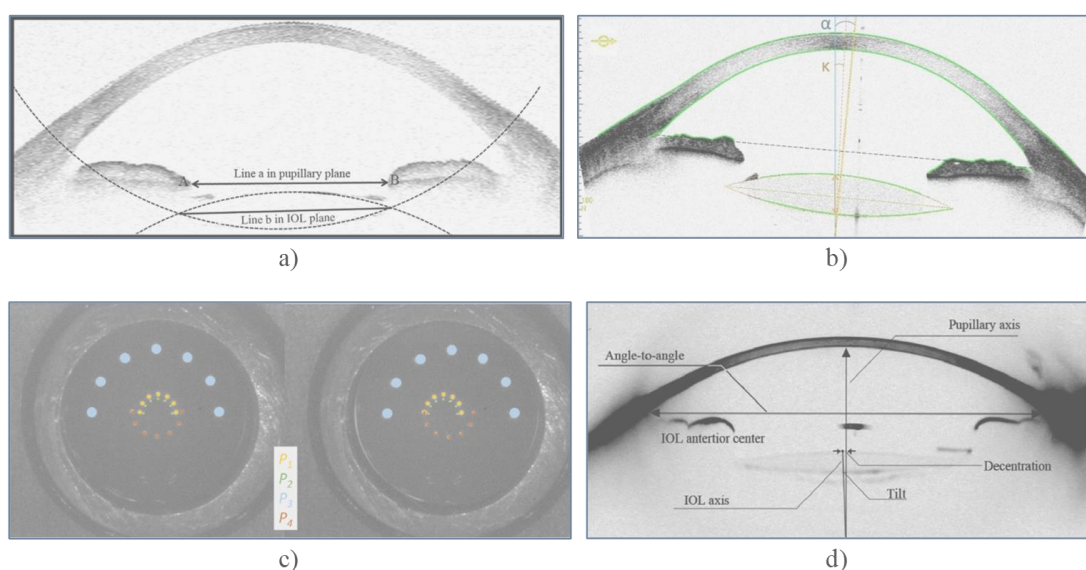


Graf 2.1: Teoretický astigmatismus generovaný náklonem asférickou IOL 16, 22 a 28 D. [64]



Graf 2.2: Teoretický astigmatismus generovaný náklonem torické IOL modelové řady SN6AT6 (pro korekci astigmatismu podle a proti pravidlu, IOL s optickou mohutností 16-28 D). [64]

Pro hodnocení náklonu IOL jsou nejideálnější metody zobrazující průřez přední komorou oka. Jako příklady lze uvést ultrasonografii (B-scan), předně-segmentové OCT, Scheimpflugovu kameru či další alternativy (ukázka skenů je součástí obrázku 2.7). Snímek je manuálně hodnocen prostřednictvím grafického měření vůči volené referenci. Respektive za referenční rovinu je často považována rovina duhovky, rovina kolmá k visuální ose, případně jiné alternativy. [65–67]



Obrázek 2.7: Ilustrativní obrázky možností grafického měření náklonu a decentrace IOL: a) výstupní obrázek ultrasonografie [66], b) předně-segmentové OCT [67], c) Purkyňovy obrázky (vlevo centrovaná a vpravo decentrovaná IOL) [68], d) Scheimpflugova kamera [65].

2.4.2 Decentrace IOL (δ)

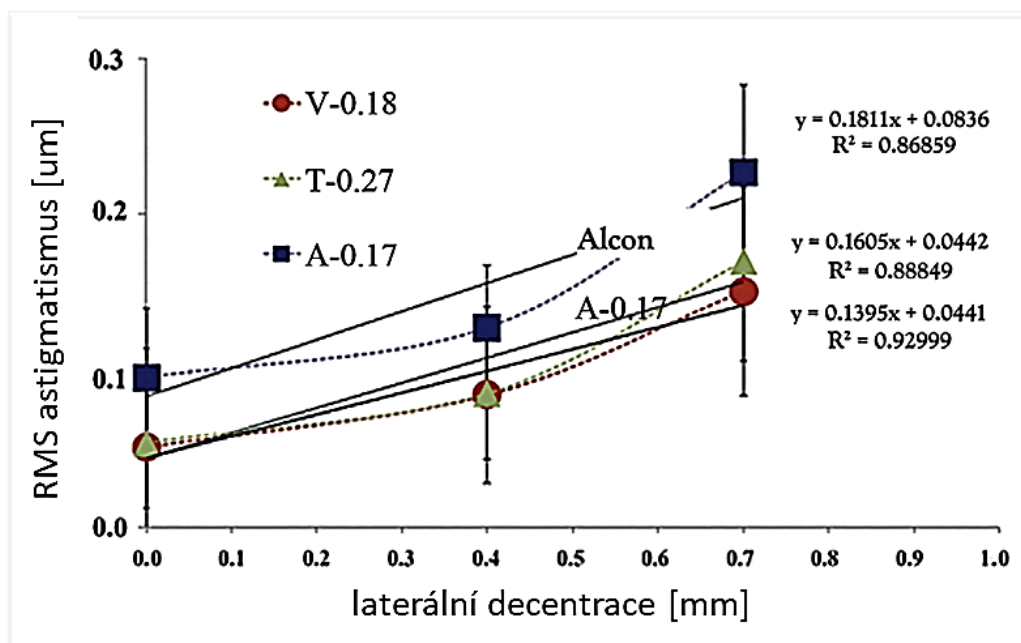
Vzdálenost středu optické části IOL od referenčního bodu při pohledu kolmo k frontální rovině lze definovat jako decentraci IOL. Nejčastěji je za referenční body považovány průsečíky rohovky s pupilární osou (C_{pa}) nebo visuální osou (C_{va}). Problémem geometrického určení C_{pa} může být variabilita polohy v závislosti na aktuálním průměru zornice (zejména při mydriáze, kdy se zornice nemusí rozšiřovat symetricky). Na druhou stranu ale reprezentuje průměr optické zóny refrakčního systému oka. Jako vhodnější se zdá hodnocení centrace pomocí C_{va} označující vrchol rohovky, který lze aproximovat jako průsečík s fovea centralis. Roviny obou výše uvedených os svírají výše definovaný κ -angle (viz obrázek 2.6). [69, 70]

Značnou limitaci pro hodnocení decentrace vytváří duhovka, plnicí funkci clony. K vizualizaci IOL v kapsulárním vaku je tak nezbytná široká arteficiální mydriáza, která

není u všech pacientů realizovatelná. Decentraci lze hodnotit za využití grafického softwaru z předně-segmentové fotografie, nebo dle tomografického řezu na OCT či ultrasonografie předního segmentu.

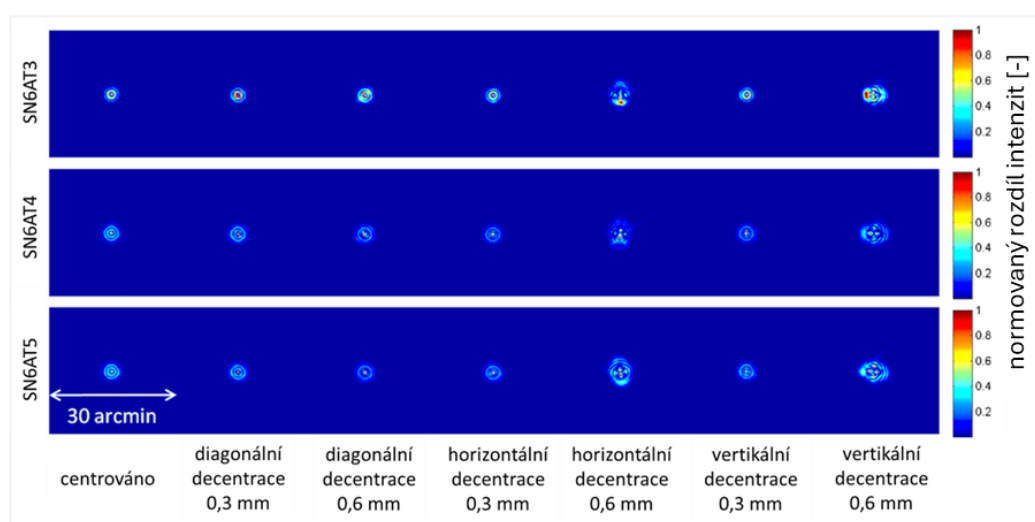
Podle výsledků experimentálních studií způsobuje decentrace IOL především aberaci zvanou horizontální koma a astigmatismus s defokusací. Dále je prokázán význam vlivu velikosti zornice a vyšší subjektivní susceptibility v asférické konstrukci IOL vedoucí ke zhoršení kvality obrazu i jeho celkového kontrastu. Průměrná decentrace u pacientů bez peri a pooperačních komplikací se v závislosti na rozdílném designu IOL pohybuje od 0,2 do 0,5 mm. [59, 71–73]

Při experimentálním ověřování vlivu decentrace asférických modelů IOL *SN60WF*, *ZCB00V* a *VivinexXY1* byly potvrzeny indukce astigmatického účinku přibližně o 10 % pro laterální decentraci 0,4 mm a o 20 % při laterální decentraci 0,7 mm. V dioptrických hodnotách byl však průměrný účinek roven $0,09 \pm 0,03$ D, resp. $0,15 \pm 0,03$ D (pro model *VivinexXY1*). Tato zjištění naznačují, že malé hodnoty decentrace IOL vzhledem k visuální ose nemají signifikantní vliv na indukci astigmatismu (prezentováno grafem 2.3, kde uvedeno jako střední kvadratické hodnoty). [72]



Graf 2.3: Experimentálně ověřená závislost laterální decentrace IOL na indukci střední kvadratické hodnoty astigmatismu pro modely s různou asféritou (pro průměr zornice 4 mm). A-0.17 = SN60WF, T-0.27 = ZCB00V, V-0.18 = VivinexXY1. Upraveno a přeloženo. [72]

Alternativní studie prezentovala analýzu optické kvality asférických torických IOL při různých stupních decentrace, z hlediska aberace vlnoplochy vyšších řádů u modelů IOL *SN6AT3*, *SN6AT4* a *SN6AT5*, a při různých mohutnostech (15 D, 20 D a 23,5 D). Vstupní testovací parametry zahrnovaly šířku zornice 3 a 5 mm a míru decentrace 0,3 a 0,6 mm horizontálně, vertikálně i diagonálně. Ze závěrů studie vyplývá, že výsledná aberace generovaná komou se s decentrací IOL statisticky významně zvyšuje, ale vizuálně vnímatelné změny hodnocené pomocí rozptylové funkce bodu (*PSF* – point spread function) a funkce přenosu kontrastu (*MTF* – modulation transfer function) jsou pouze pro decentrace 0,6 mm v horizontálním nebo vertikálním směru a nelze je považovat za klinicky významné (viz. obrázek 2.8). [74]



Obrázek 2.8: Rozdílné hodnoty decentrací v závislosti na rozptylové funkci bodu (*PSF*) (hodnoceno pro šíři zornice zornici 5 mm). [74]

Další alternativou je analýza Purkyňových obrázků (viz obrázek 2.7-c), kde jsou hodnoceny světelné reflexy na rozhraní jednotlivých indexů lomu, tj. od přední (tzv. obraz P_1) a zadní (P_2) plochy rohovky a od přední (P_3) a zadní (P_4) plochy IOL. Principem je využití předpokladu lineární závislosti na relativní poloze těchto reflexů vedoucí k odvození náklonu (τ_{IOL}) a decentrace (d) IOL pomocí soustavy vztahů:

$$P_1 = E\beta$$

$$P_3 = F\beta + A\tau_{IOL} + Cd \quad (2.8)$$

$$P_4 = G\beta + B\tau_{IOL} + Dd$$

kde P_{1-4} jsou polohy jednotlivých reflexů a $A-G$ jsou koeficienty zohledňující anatomické parametry daného oka.

Například díky znalosti totální rotace oka (β), jsou konstanty E , F a G kalkulovány za dosazení $\tau_{IOL} = 0$ a $\beta = 0$, a pro konstanty A a B předpokladem $\tau_{IOL} = 1$, poté C a D pro $d = 1$. Axiální vzdálenost mezi P_1 a P_3 , případně P_4 je kalkulována jako jednoduchá diference. [75, 76]

2.4.3 Axiální poloha IOL

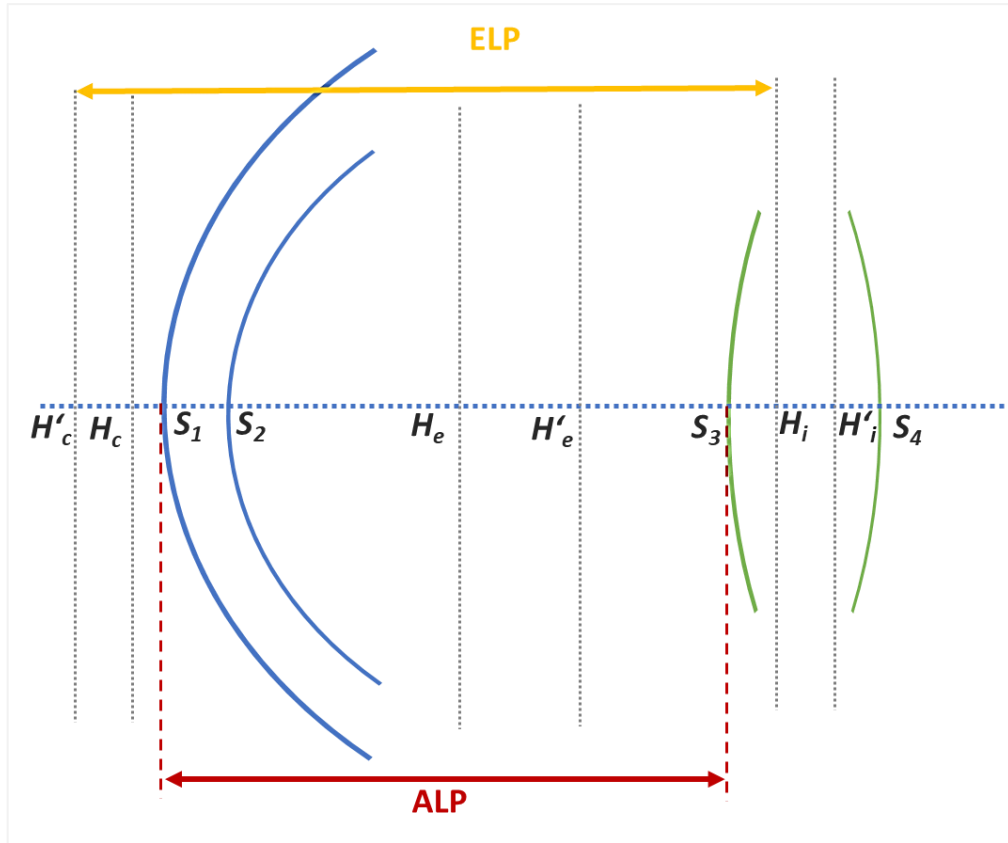
Významným limitujícím faktorem (ne)spolehlivosti kalkulátorů je predikce efektivní polohy IOL (ELP – effective lens position), která představuje předpokládaný vliv její vlastní optické mohutnosti na optický systém oka. ELP je definováno jako hypotetická vzdálenost mezi hlavní obrazovou rovinou rohovky a objektovou rovinou IOL. Přístupy lze kategorizovat do dvou skupin – přístupy založené na paraxiální aproximaci pro tenkou nebo tlustou čočku a retrospektivní regresní analýzy. Pokud bychom považovali rohovku a IOL jako dva refrakční prvky (dvě tenké čočky) v paraxiálním zobrazení, byl by parametr ELP identický s hodnotou pooperační axiální (nebo anatomické) polohy IOL, tedy jako vzdálenost předních ploch rohovky a IOL (obrázek 2.9). Pro rozlišení je tento parametr označován jako ALP (axial lens position).

Pro výpočet optimální mohutnosti IOL je její axiální poloha jedním z rozhodujících faktorů. Bohužel žádné teoretické přístupy nedokáží zcela přesně ALP nebo ELP určit. Limitací zůstává především fakt, že nahrazení oční čočky (s axiální tloušťkou 4-5 mm) čočkou arteficiální (o axiální tloušťce cca 1 mm) zapříčiní individuální pooperační změny vzájemných anatomických poměrů. Významnou roli hraje také smršťování a fibrotizace samotného kapsulárního vaku. [26, 77–79]

Za presumpce umístění stabilizačního mechanismu IOL do ekvátoru kapsulárního vaku a uvažování pouze dvou tenkých refrakčních struktur (tenká čočka) by byla předpokládaná ALP prezentována pouze jako závislost na ACD a LT :

$$ALP = ACD + \frac{1}{2} LT \quad (2.9)$$

kde ALP [mm] je pooperační axiální poloha IOL, ACD [mm] je předoperační hloubka komory, LT [mm] je axiální tloušťka oční čočky. [80]



Obrázek 2.9: Schématické zobrazení hlavních a vrcholových bodů artefakického oka. H'_c je hlavní bod obrazové a H_c hlavní bod objektové roviny rohovky, S_1 je vrcholový bod přední a S_2 zadní rohovky, H_i je hlavní bod objektové a H'_i obrazové roviny IOL, S_3 je vrcholový bod přední a S_4 zadní plochy IOL, H_e a H'_e jsou hlavní obrazový a předmětový bod celého optického systému oka, ALP je axiální poloha IOL, ELP je vzdálenost mezi obrazovou rovinou rohovky a předmětovou rovinou IOL. Vlastní ilustrace inspirována uvedeným literárním zdrojem. [79]

Při paraxiálním zobrazení refrakčními prvky budou rohovka a tlustá čočka (definované čtyřmi refrakčními plochami,) nelze hodnotu ELP měřit přímo. Kalkulaci umožňuje až znalost polohy hlavních bodů obou refrakčních elementů a ALP , dle soustavy vztahů:

$$ALP = ELP - |H'_c S_1| - |S_3 H_i| \quad (2.10)$$

$$ELP = \pm \frac{\sqrt{(D_c(n_a - n_v + AL_T D_i) + n_a D_i)^2 - 4n_a D_c D_i (D_c AL_T + AL_T D_i - n_v)} + D_c(n_a - n_v + AL_T D_i) + n_a D_i}{2D_c D_i}$$

kde H'_c [mm] je hlavní bod obrazové roviny rohovky, S_1 [mm] je pozice vrcholu apexu přední plochy rohovky, S_3 [mm] je pozice vrcholového bodu přední plochy IOL, H_i [mm] je hlavní bod objektové roviny IOL, D_c [D] je optická mohutnost rohovky, D_i [D] je optické mohutnost IOL, AL_T [mm] je adjustovaná axiální délka oka, n_v [-] je refrakční index sklivce, n_a [-] je refrakční index komorové tekutiny. [79]

Vzorce pokročilé generace předpokládají *ELP* na základě regresních vzorců v závislosti na předoperačních parametrech oka. Níže jsou uvedeny vybrané příklady vzorců *SRK/T*, *Holladay 2*, *Barrett*:

$$ELP_{SRK/T} = \left(r^2 - \frac{C_w^2}{4} \right) + (0,62467 \times A_{constant}) - 68,747$$

$$ELP_{Holl2} = 0,56 + r \left(r^2 - \frac{(AL \times 12,5 \times (1/23,45))^2}{4} \right)^{-2} \quad (2.11)$$

$$ELP_{Barrett} = AL - 0,593 + 0,13 - RG - \sqrt{RG^2 - RCP^2 + (RCP - ACD)^2}$$

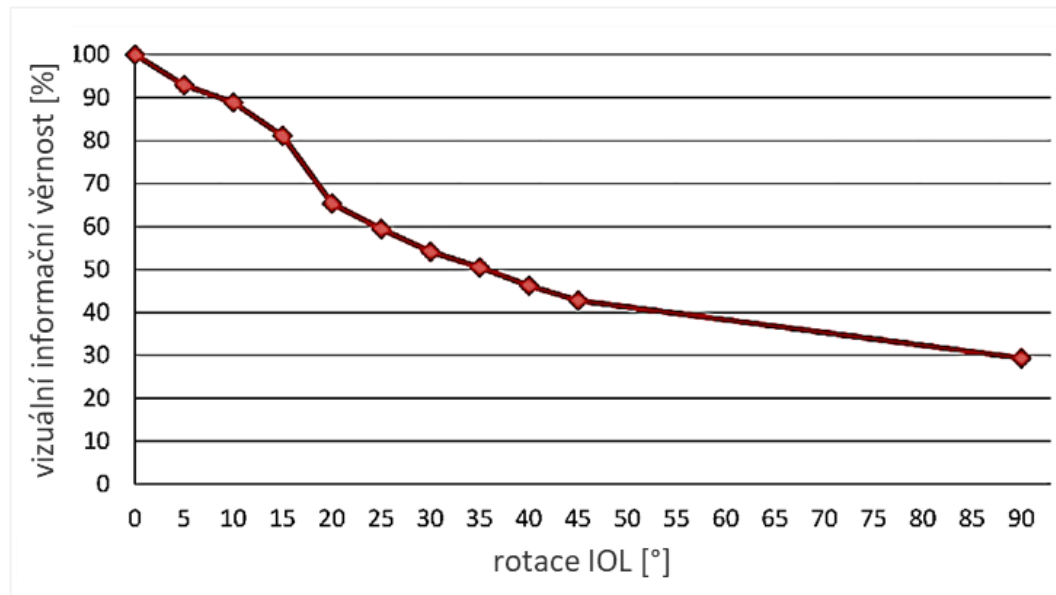
kde C_w [mm] je šíře rohovky, $A_{constant}$ [-] je výrobní konstanta charakterizující design modelu IOL, r [mm] je radius rohovky, AL [mm] axiální délka oka, RG [mm] radius předního segmentu, RCP [mm] kalkulovaný radius periferní části rohovky, ACD_{mean} [mm] je průměrná hodnota hloubky přední komory v populaci, H [mm] je „rohovková výška“ a LT [mm] je axiální tloušťka oční čočky. [26, 33, 81]

2.4.4 Úhlová poloha (ϕ)

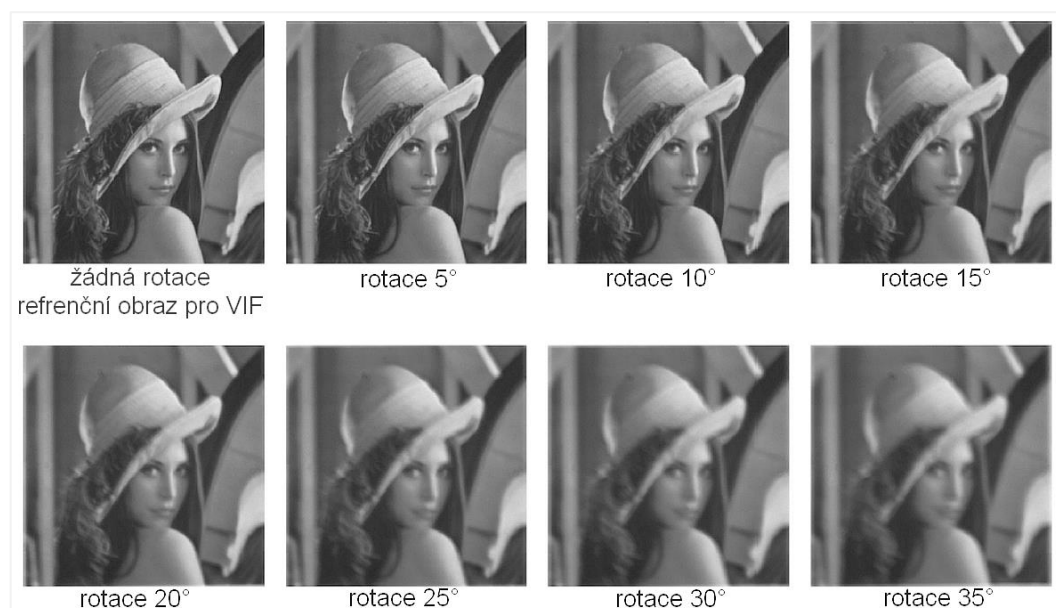
Asistence obrazem řízených navigačních systémů umožňuje implantaci torické IOL v cílené korekční ose s přesností na 1 úhlový stupeň. Dle odborných studií je pro úhlovou stabilitu kritická první hodina po ukončení operačního zákroku. V tomto časovém intervalu dochází k potenciálně nejvýznamnějším změnám úhlové polohy (průměrně $4,09 \pm 6,43^\circ$), poté již bývá poloha stabilní. Konstrukce nebo design stabilizačních mechanismů samozřejmě významně přispívá k minimalizaci vlivu faktorů ovlivňujících pooperační změny. Mezi ty nejvýznamnější lze řadit celkový objem kapsuly, velikost, decentraci a excentricitu kapsulorhexe, změny výše nitroočního tlaku nebo netěsnost samo-uzavíratelných incizí vyžadujících suturu. [82, 83]

Publikovány byly výsledky experimentální studie s optoelektronickou simulací rotace torické IOL o korekční hodnotě cylindru 3 D. Namísto hodnocení přesné výše indukovaného astigmatismu byla využita tzv. „vizuální informační věrnost obrazu“ (*VIF*), neboli výsledný poměr kvalita/zkreslení vizuální informace v originálním a zkresleném obraze. Poměrně překvapivým výsledkem studie je skutečnost, že pokles *VIF* nebyl lineárně závislý na rotaci torické IOL (graf 2.4). Podle výsledků simulace

způsobuje odchylka 5° od ideální osy ztrátu korekce o 7,03 %, v případě 10° až 11,9 %. K úplnému snížení účinku korekčního válce dochází až při natočení o 45 stupňů. Příklady míry ztráty *VIF* jsou uvedeny na standardním zkušebním snímku pro analýzu obrazu (viz obrázek 2.10). Podle teoretického vektorového přístupu a uvedených výsledků simulací *VIF* lze soudit, že pro zrakový systém bude přijatelná rotace čočky do 5° , kdy nebude zásadní mírou ovlivněna subjektivní zraková ostrost. [84]



Graf 2.4: Nelineární výsledek simulace závislosti rotace torické IOL na vizuální informační věrnosti obrazu (*VIF*) pro model SN6AT6. Upraveno, přeloženo. [84]



Obrázek 2.10: Degradace referenčního obrazu indukovaného rotací torické IOL. Obrázek upraven dle výchozího zdroje. [84]

3 Cíle práce a metodika

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.

3.1 Metodika

Pro dílčí cíl 1) byla přehodnocena dosavadní metodika tvorby operačního plánu. Nejprve byl zvolen alternativní teoretický přístup kalkulační, následovaný změnou konceptu předoperačního vyšetření. Analyzován byl vliv odchylky měření na parametry IOL a přínos měření radiu zadní plochy rohovky. Jednotlivé kroky konkretizovaly novou metodiku operačního plánu, který byl 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) kalkulační 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 realizovány snímky pro hodnocení úhlové polohy, náklonu, decentrace a axiální polohy IOL. Dále byla provedena aproximace vlivu polohových faktorů IOL.

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 Vytvoření metodiky operačního plánu včetně jeho zavedení do klinické praxe

4.1 Dosavadní metodika

Při dosavadní metodice bylo využíváno následujícího konceptu operačního plánu:

- měření axiální délky oka pomocí parciální koherentní interferometrie (optický biometr Tomey OA-1000)
- průměrné hodnoty keratometrie ze dvou měření získaných 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 $A\text{-konstanta} = 119,0$

Po analýze 39 operovaných očí uvedenou dosavadní metodikou byl residuální refrakční astigmatismus roven $0,61 \pm 0,37$ D. [85]

Problémy plynoucí z dosavadní metodiky spočívaly v nutnosti dvou-rokového výpočtu parametrů IOL, tedy z nutnosti využití rozdílných teoretických přístupů pro kalkulaci sférického ekvivalentu (doposud pomocí SRK/T2) a teprve následně separátní vektorovou kalkulaci na webových stránkách. Kalkulátor neobsahoval žádné adjustační faktory (*Baylor, Goggin atp*), takže v případě požadavku zohlednění typu astigmatismu a zadní plochy rohovky by se proces stával tříkrokovým. Potenciální chyby nepřesnosti kalkulace mohly být způsobeny vnášením chyby měření, tedy přesnost měření keratometrie byla v diskrétních krocích zaokrouhlována na 0,25 D. Což při rozhodování volby konkrétních parametrů implantátu vyráběných též v diskrétních krocích mohlo mít potenciální negativní důsledek na výslednou pooperační refrakci.

4.2 Nová metodika

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. Veškerá vstupní data jsou uvedena v příloze CD.

4.2.1 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* (tabulka 4.1). [86] 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*). Část výsledků byla publikována formou vedené/konzultované bakalářské práce a následující text uvádí souhrn vybraných výsledků úzce souvisejících s kontextem disertační práce.

Tabulka 4.1: Průměrná chyba predikce residuálního astigmatismu u rozdílných metodik kalkulace pro 86 očí. Adaptováno a upraveno z původní publikace. [86]

metodika kalkulace	průměrná chyba predikce RRA [D]
Holladay toric calculator	0,61 ± 0,36
Holladay calculator + Baylor nomogram	0,53 ± 0,33
Holladay calculator + Abulafia-Koch formula	0,53 ± 0,26
Holladay calculator + Goggin nomogram	0,63 ± 0,36
Barrett calculator	0,30 ± 0,27
Ray-tracing software	0,57 ± 0,35

RRA – residuální refrakční astigmatismus, data disertační práce zvýrazněna modře

Metodika komparace

Úspěšnost kalkulátorů byla hodnocena na 78 operovaných očích splňujících indikační kritéria – vyloučeni 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). [85]

Výsledky komparace

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

Sférická hodnota skupiny H byla zatížena prakticky dvojnásobnou směrodatnou odchylkou oproti mírně vyššímu 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. [85]

4.2.2 Vstupní parametry kalkulace

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. Obrázek 4.1 demonstruje náhled rozložení reflektovaných značek rohovkou při měření keratometrie přístrojem Lenstar, Verion a Orbscan II.



Obrázek 4.1: Ilustrace rozložení bodů/značek reflektovaných přední plochou rohovky tří rozdílných keratometrických konceptů, v druhém řádku uveden počet bodů/značek a průměr měřené oblasti centrální části rohovky. Vlastní obrázek.

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). Problematika byla publikována formou bakalářských prací [87, 88] a článku [89]. Níže jsou uvedeny vybrané výsledky související s kontextem disertační práce.

Z výsledků kapitoly 4.2.1 vyplývá, že pacienti s kalkulací pomocí BTC měli vyšší četnost 100% subjektivní nekorigované zrakové ostrosti. Exaktní matematický postup BTC však 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.

Metodika

Soubor analýzy optické mohutnosti rohovky zahrnoval 114 očí bez patologického nálezu potenciálně ovlivňujícího sledovaná data. Nejprve každý pacient podstoupil vyšetření keratometrie pomocí biometru Lenstar, který určuje mohutnost rohovky pomocí fitování elipsoidu na soustavu 32 reflektujících se bodů od přední plochy rohovky a to ve 2 soustředných kruzích o vnějším průměru 2,3 mm a vnitřním průměru 1,65 mm. U každého pacienta bylo provedeno nejméně 5 měření na každém oku, tj. výsledek byl průměrem nejméně 20 snímků. Následně bylo provedené měření na referenční jednotce Verion, která analyzuje pouze 12 reflektujících se bodů, ale v při širším průměru rohovky 2,8 mm, přičemž byla provedena alespoň 3 měření. Třetím přístrojem byl topograf Orbscan II, který využívá reflexe soustavy 40 koncentrických kružnic v rozsahu měřené zóny 3-5 mm v kombinaci s projekcí dvou skenovacích štěrbin pod úhlem 45°, které vyústí v celkem 40 skenů. Výsledné hodnoty keratometrie z Orbscanu II byly průměrem alespoň dvou měření. Hodnoceny byly hlavní meridiány keratometrie (K_1 , K_2 a A_{x2}) a hodnota rohovkového cylindru (A_{cornea}).

Pro hodnocení vlivu zadní plochy rohovky bylo analyzováno celkem 406 očí, bez předchozí rohovkové chirurgie nebo patologie potenciálně ovlivňující výsledná měření, průměrný věk souboru činil 45 ± 7 let. U všech pacientů bylo provedeno vyšetření biometrických parametrů pomocí přístroje Lenstar LS900. Zároveň vyšetření tloušťky a radiu přední i zadní plochy rohovky (centrální část rohovky o průměru 3 mm) za využití OCT RTVue Avanti s TCP modulem. Dle naměřených hodnot byl stanoven

individuální *AP poměr*, který byl porovnán s teoretickými modely oka (Gullstrand, Le Grand, Navaro, Liou-Brennan). Dále byla realizovaná teoretická kalkulace celkové optické mohutnosti rohovky, která byla porovnána s reálně naměřenou hodnotou, včetně vyhodnocení jejího vlivu na hypotetickou kalkulaci IOL. V druhé části hodnocení vlivu zadní plochy rohovky byl sledován soubor 37 očí, průměrný věk souboru činil 60 ± 6 let. 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). Komparace byla realizována pomocí difference optimální hodnoty a hypotetických kalkulací dle metody 1 a 2. Vstupní data pacientů uvádí příloha. Detailní metodika a informace lze nalézt v odkazovaných publikacích. [87–89]

Pro analýzu vlivu odchylky biometrických hodnot na kalkulaci byl využit rozsah a hodnoty vstupních údajů dle parametrů získaných při předoperačních vyšetření pacientů s kataraktou bez jiného patologického nálezu. Celkem bylo zahrnuto 639 očí, jejichž parametry byly stanoveny pomocí Lenstaru LS900. Tabulka 4.2 uvádí rozsah průměrné hodnoty souboru. Pro proměnné (*ACD*, *AL*, *LT* a *K*) bylo vždy vybráno 10 hodnot v daném fyziologickém rozsahu dle tabulky 4.2. Teoretické hodnoty „maximální přípustné odchylky předoperačních měření“ byly postupně využity jako vstupní proměnné v BTC (ostatní parametry v průměrných hodnotách).

Tabulka 4.2: Základní statistické hodnocení biometrických parametrů 639 očí.

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

Vliv měření polohy strmého meridiánu rohovky na implantační osu byl rozdělen dle kategorizace polohy strmého meridiánu. Změny byly vyhodnoceny v rozsahu $\pm 15^\circ$ od meridiánu 90° (podle pravidla) a následně od meridiánu 180° (proti pravidlu)

s rohovkovým astigmatismem 1,21 D pro pravé oko a indukovaný astigmatismus $SIA_{cornea} = 0,20$ D v ose incize 90° .

Výsledky

Základní statistická analýza rozdílů optické mohutnosti rohovky mezi trojicí přístrojů je prezentována tabulkou 4.3. 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 4.3: Absolutní hodnota difference měřených keratometrických dat mezi Lenstar (L), Verion (V) a ORBSCAN II (O) pro 122 očí.

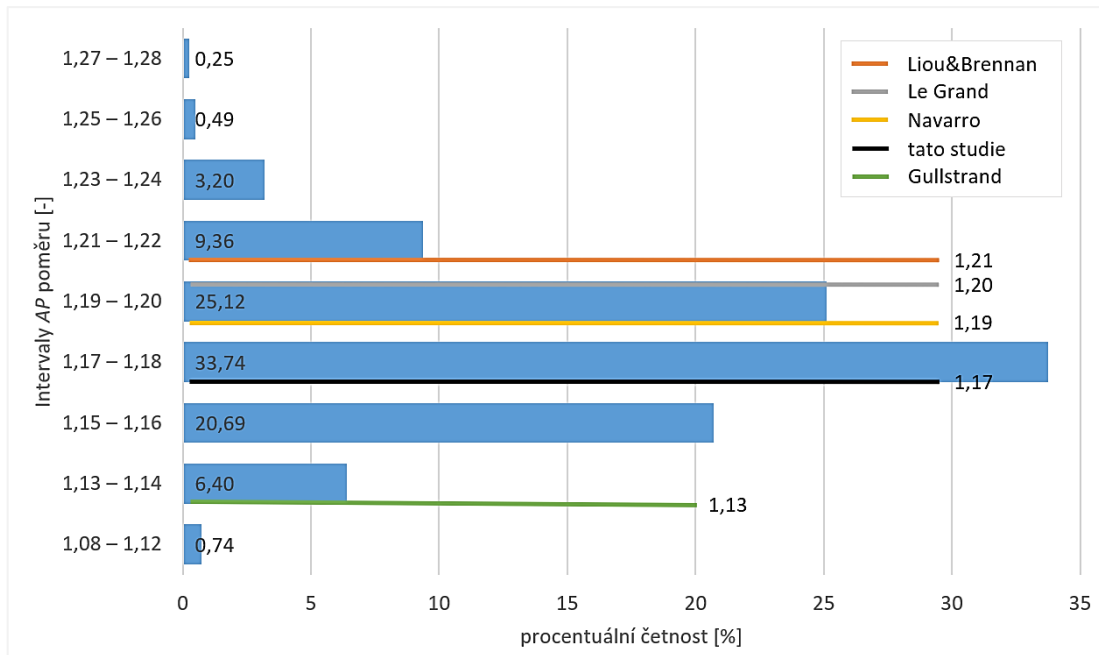
	K_1 [mm]			K_2 [mm]			A_{cornea} [mm]			Ax_2 [°]		
	L/V	V/O	L/O	L/V	V/O	L/O	L/V	V/O	L/O	L/V	V/O	L/O
průměr	0,18	0,45	0,48	0,21	0,42	0,46	0,17	0,19	0,22	4	6	7
± odch	0,18	0,35	0,37	0,19	0,34	0,36	0,19	0,18	0,20	4	15	15
medián	0,12	0,39	0,41	0,16	0,31	0,4	0,1	0,14	0,17	2	3	4
p-value	0,69	0,2	0,09	0,72	0,32	0,17	0,99	0,84	0,85	0,41	0,68	0,68

K_1 keratometrie ploché osy, K_2 – keratometrie strmé osy, A_{cornea} – rohovkový astigmatismus, Ax_2 – 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), viz graf 4.1. 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. [89] 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 1. 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 $5,97 \pm 6,10^\circ$

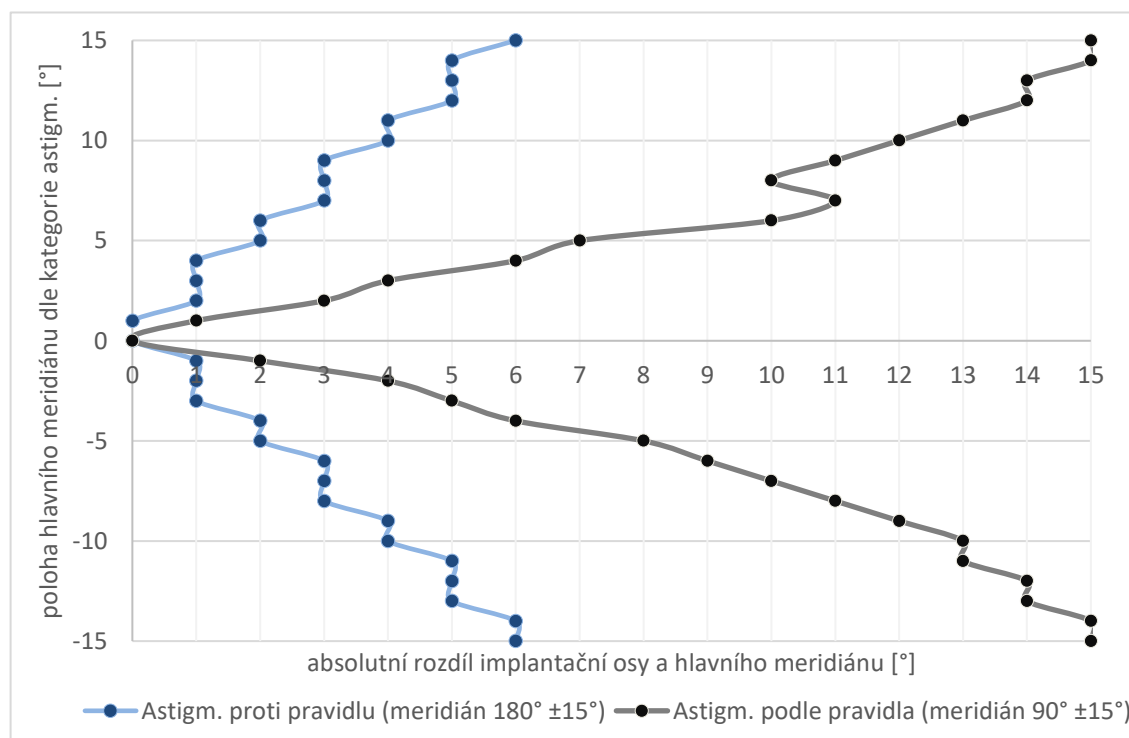


Graf 4.1: Četnost hodnot stanovené hodnoty *AP poměru*, k porovnání zvýrazněny konvenčně používané teoretické modely oka. [90]

Výstupem hodnocení vlivu biometrických hodnot na kalkulaci byly hypoteticky kalkulované parametry IOL (tabulka 4.4). 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. Pro astigmatismus podle pravidla, tedy strmý meridiány 75-105°, byl při změně o 1° průměrný rozdíl implantační osy roven 2°. Osa implantace se lišila v průměru o 9,4° oproti poloze strmého meridiánu. U rohovky s astigmatismem proti pravidlu, tedy meridiány 15-165° odpovídala změna o 1° polohy meridiánu průměrné změně 0,5° polohy implantační osy. Osa implantace se lišila v průměru o 3° oproti poloze strmého meridiánu. Výsledné hodnoty jsou prezentovány prostřednictvím grafu 4.2.

Tabulka 4.4: Data pro stanovení odchylek předoperačních parametrů (průměrné hodnoty dle tabulky 4.3): $AL = 23,68$ mm; $ACD = 3,24$ mm; $LT = 4,26$ mm, $WtW = 12,13$ mm, $K = 43,55$ D, $LF = 2,02$ [-], cíl = emetropie, $SIA_{cornea} = 0,20$ D, incize = 90° .

n	ACD	IOL	IOL	AL	IOL	IOL	LT	IOL	IOL	K	IOL	IOL
	[mm]	[D]	[D]		[mm]	[D]		[D]	[mm]		[D]	
0	2,05	20,24		20,08	36,11		2,59	20,45		38,56	26,40	
1	2,32	20,39	0,15	20,81	32,17	-3,94	2,87	20,53	0,08	39,70	25,15	-1,25
2	2,59	20,55	0,16	21,54	28,71	-3,46	3,14	20,61	0,08	40,85	23,68	-1,47
3	2,87	20,71	0,16	22,27	25,79	-2,92	3,42	20,69	0,08	42,00	22,72	-0,96
4	3,14	20,87	0,16	23,00	23,26	-2,53	3,70	20,76	0,07	43,15	21,40	-1,32
5	3,41	21,03	0,16	23,74	20,75	-2,51	3,98	20,84	0,08	44,30	20,02	-1,38
6	3,68	21,19	0,16	24,47	18,29	-2,46	4,25	20,93	0,09	45,45	18,57	-1,45
7	3,95	21,35	0,16	25,20	15,94	-2,35	4,53	21,01	0,08	46,60	17,07	-1,50
8	4,23	21,52	0,17	25,93	13,70	-2,24	4,81	21,09	0,08	47,75	15,50	-1,57
9	4,50	21,69	0,17	26,66	11,61	-2,09	5,08	21,18	0,09	48,90	13,86	-1,64
10	4,77	21,85	0,16	27,39	9,59	-2,02	5,36	21,26	0,08	50,05	12,16	-1,70
průměr			0,16			-2,65			0,08			-1,42
$\Delta IOL < 0,25$			0,42 mm			0,06 mm			0,87 mm			0,20 D
$\Delta IOL < 0,50$			0,84 mm			0,13 mm			1,75 mm			0,40 D

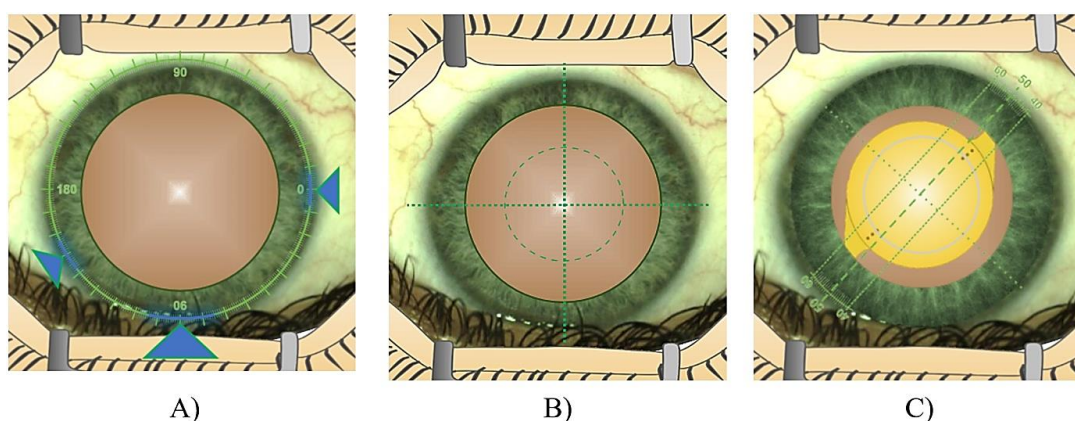


Graf 4.2: Závislost změny polohy hlavního meridiánu na absolutním rozdílu implantační osy a hlavního meridiánu dle BTC pro pravé oko a primární incizi v ose 90° .

Tyto rozdíly mezi kategoriemi astigmatismu poukazují na nezbytnost vyšší přesnosti měření polohy strmého meridiánu (kdy 1° rozdílu měření vede ke změně o $1-4^\circ$ výsledné implantační osy) pro oči s astigmatismem podle pravidla, a to za významného vlivu lokality primární incize. V porovnání u očí s astigmatismem proti pravidlu, dochází změnou měřeného meridiánu o 1° k rozdílu $0-1^\circ$ v poloze implantační osy.

4.2.3 Realizace operačního plánu

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 operátora 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 4.2 A). Kapsulorhexe o průměru 5 mm byla centrována dle visuální osy. Po provedení fakoemulzifikace, byla provedena intrakapsulární implantace torické IOL odpovídající operačnímu plánu (obrázek 4.2 C).



Obrázek 4.2: Vizualizace intraoperačního navigačního systému, A) poloha rohovkových incizí, B) 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 koincidence značek osy cylindru IOL s plánovanou osou korekce. Kontrola náklonu a axiální polohy IOL závisela na empirických zkušenostech chirurga. Nezbytné bylo individuální zohlednění poměru sil působících na IOL vlivem tlaku přední komory oproti hustotě sklivce, stavu kapsulárního vaku, či zonulárních vláken. Pokud byla po dvojfázové kontrole poloha torické IOL v kapsulárním vaku stabilizována v souladu s operačním plánem, byl zákrok ukončen.

4.3 Dílčí závěr – souhrn finální metodiky kalkulace a realizace operačního plánu

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, s přesností měření na 0,01 D
- 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 z 20 měření (centrum rohovky, průměry 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: keratometrie do 0,20 D; 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 (zaokrouhлено na vyšší desetinnou hodnotu dle výsledků předchozí práce, a to z důvodu zohlednění odchylky a změny polohy řezu [89])

Pravidla volby parametrů IOL a technika chirurgie:

- modelová řada IOL SN6ATx,
- cílená refrakce na emetropii, eventuálně dle přání pacienta na myopii,
- sférická hodnota (výrobní interval po 0,50 D) dle první hodnoty očekávající zápornou residuální refrakci pro emetropii, 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 zohledňující 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 na průsečík rohovky s visuální osu.

5 Ověření metodiky retrospektivní analýzou

Dílčím cílem 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).

5.1 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 hodnocení polohy IOL. Inkluzivní kritéria zahrnovala pacienty s implantovanou torickou IOL modelové řady SN6ATx, operované pouze dle metodiky uvedené v kapitole 4.3. V období let 2019 až 2022 bylo pro kataraktu (s cílem korekce astigmatismu torickou IOL) operováno celkem 361 očí. Exkluzivní kritéria pro ověření metodiky 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 (za aplikace finálního návrhu nové metodiky) splňovalo 90 očí 83 pacientů (průměrný věk 67 ± 10). Průměrné biometrické a keratometrické parametry, prezentované v tabulce 5.1, spadají do běžných fyziologických rozsahů. Distribuce předoperačního 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, respektive nejbližší ekvivalent odpovídající pooperační refrakci -2,50 D. U zbylých 86 očí byla záměrem operačního plánu pooperační emetropie. Vstupní data pro následující hodnocení uvádí příloha.

Tabulka 5.1: Předoperační hodnoty vybraných parametrů a procentuální rozložení implantovaných cylindrických hodnot modelu SN6ATx u všech 90 očí.

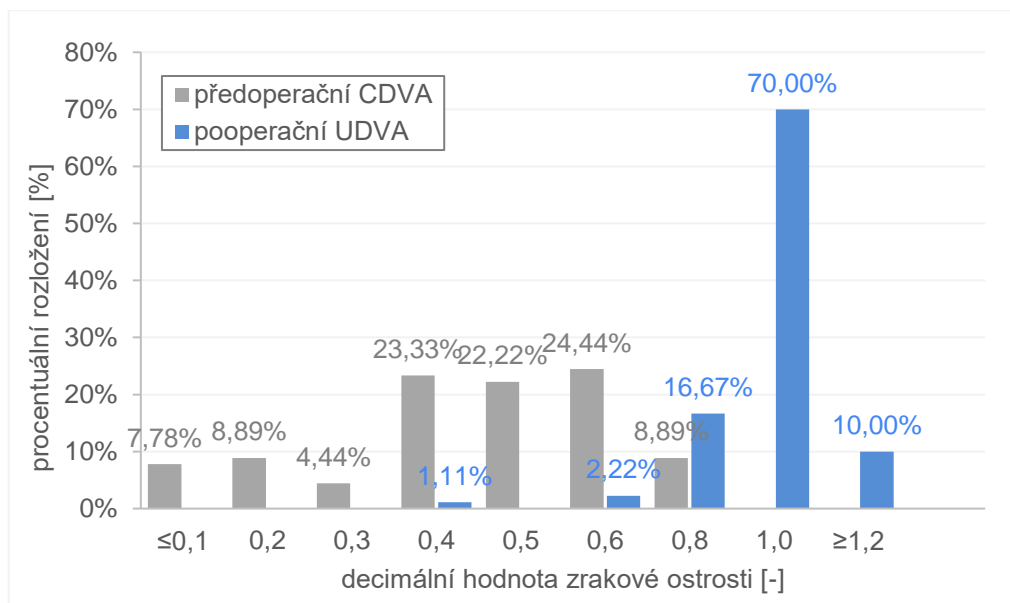
předoperační parametry	min	max	průměr ± odch	medián	četnost implantované cylindrická hodnoty IOL modelu SN6ATx [%]	
AL [mm]	20,79	26,75	23,72 ± 1,10	23,66	T2	20,00
ACD [mm]	2,35	4,08	3,11 ± 0,38	3,06	T3	23,33
LT [mm]	3,29	5,52	4,51 ± 0,48	4,50	T4	25,56
WtW [mm]	11,14	12,86	12,1 ± 0,36	12,09	T5	16,67
K₁ [D]	39,34	45,90	42,66 ± 1,45	42,5	T6	7,78
K₂ [D]	40,98	50,00	44,5 ± 1,75	44,39	T7	1,11
Ax₂ [°]	1	180	93,12 ± 47,84	89	T8	0,00
A_{cornea} [D]	0,4	6,31	1,84 ± 1,17	1,54	T9	5,56
PD [mm]	2,44	4,96	3,53 ± 0,65	3,34		
κ-angle [°]	0,44	10,69	3,22 ± 1,93	2,93		

Pro pooperační hodnocení metodiky korekce astigmatismu, byla aplikovaná analýza kombinující přístupy v souladu se standardy doporučenými redakcí *Journal of Refractive Surgery* [90], standardy dle *American Society of Cataract and Refractive Surgery* a zároveň terminologie a doporučení dle Abulafia a spol. [82] v kombinaci s vektorovou analýzou dle Alpinse [25] a Reinsteina [90].

5.2 Výsledky

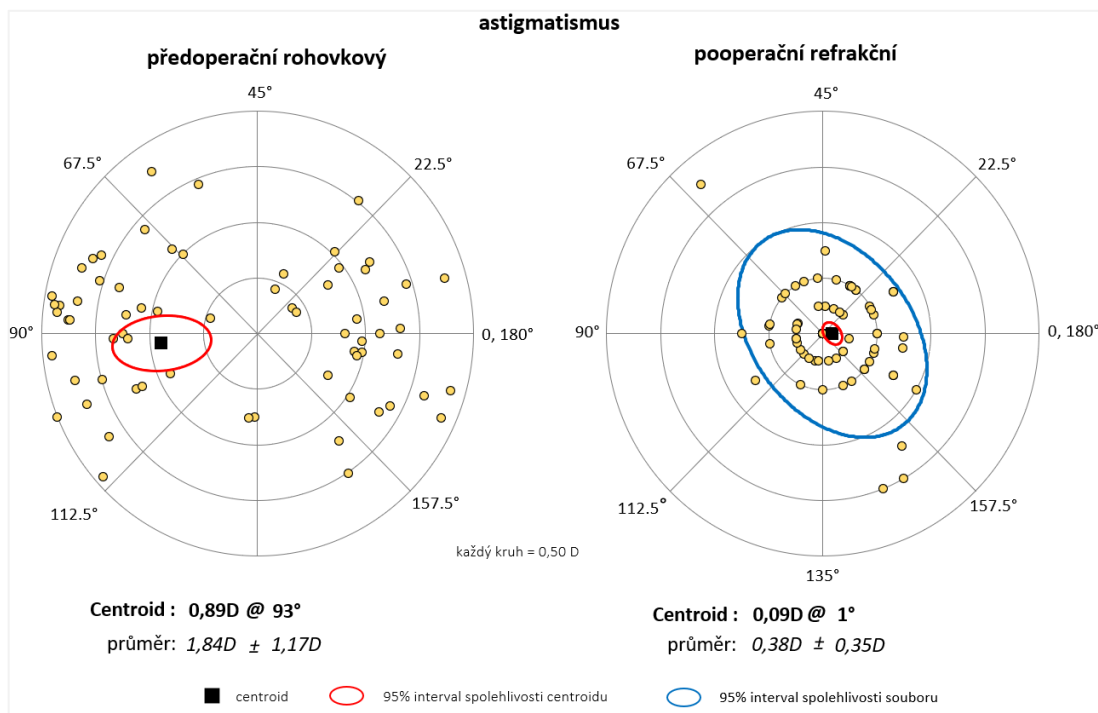
Pooperační residuální refrakce

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 – uncorrected distance visual acuity) 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 5.1). Jak již bylo uvedeno, v pěti případech byla pooperačním záměrem nejbližší myopie k -2,5 D, níže hodnocená zraková ostrost byla stanovena se zohledněním tohoto záměru. V průměru bylo dosaženo koeficientu zlepšení zrakové ostrosti (poměr aktuální a předoperační hodnoty) o násobek 2,82 předoperační hodnoty nejlepší korigované zrakové ostrosti (CDVA – corrected distance visual acuity).

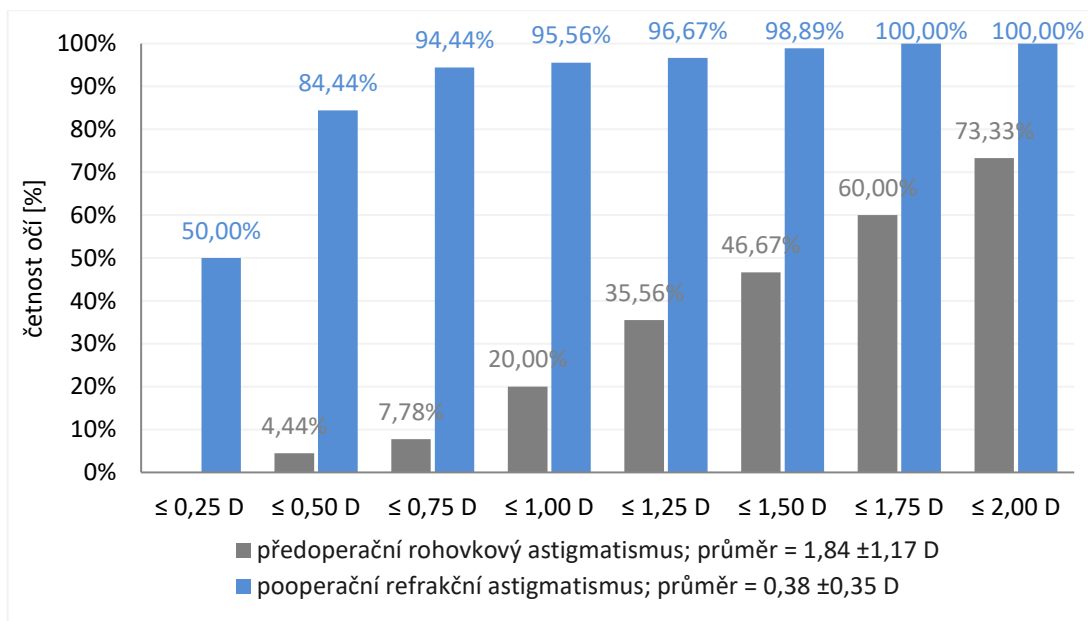


Graf 5.1: Procentuální rozložení nejlepší předoperační korigované (CDVA) a nekorigované (UDVA) pooperační zrakové ostrosti do dálky.

Průměrný předoperační rohovkový astigmatismus $1,84 \pm 1,17$ D byl korigován na refrakční 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 (prezentují grafy 5.2 a 5.3).

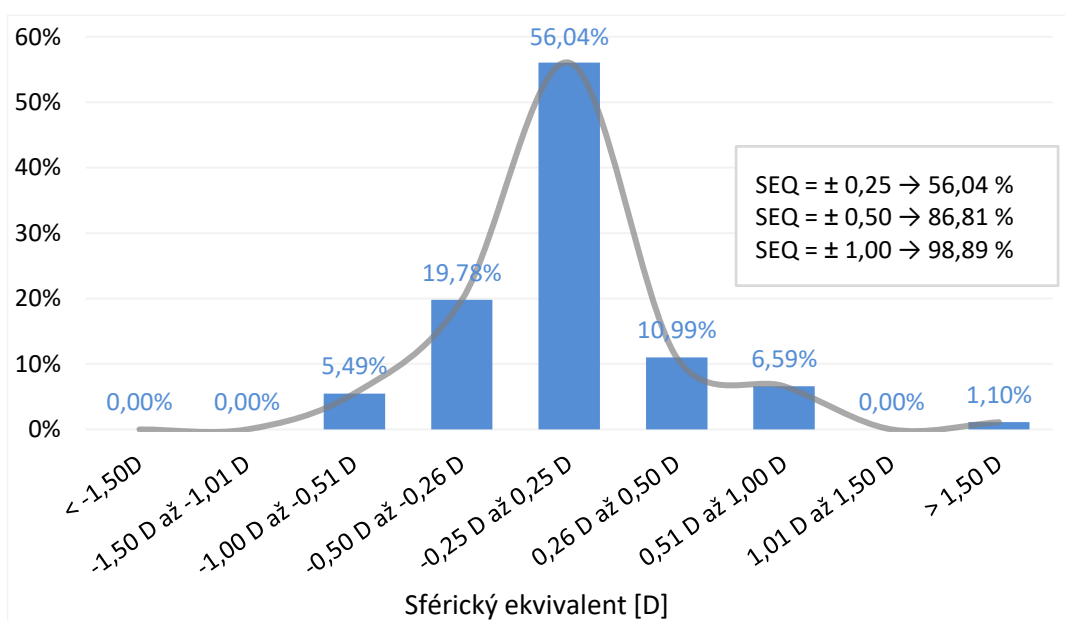


Graf 5.2: Polární grafy předoperačního rohovkového (vlevo) a pooperačního refrakčního astigmatismus (vpravo).



Graf 5.3: Kumulativní četnost předoperačního rohovkového a pooperačního refrakčního astigmatismu v rovině brýlové korekce.

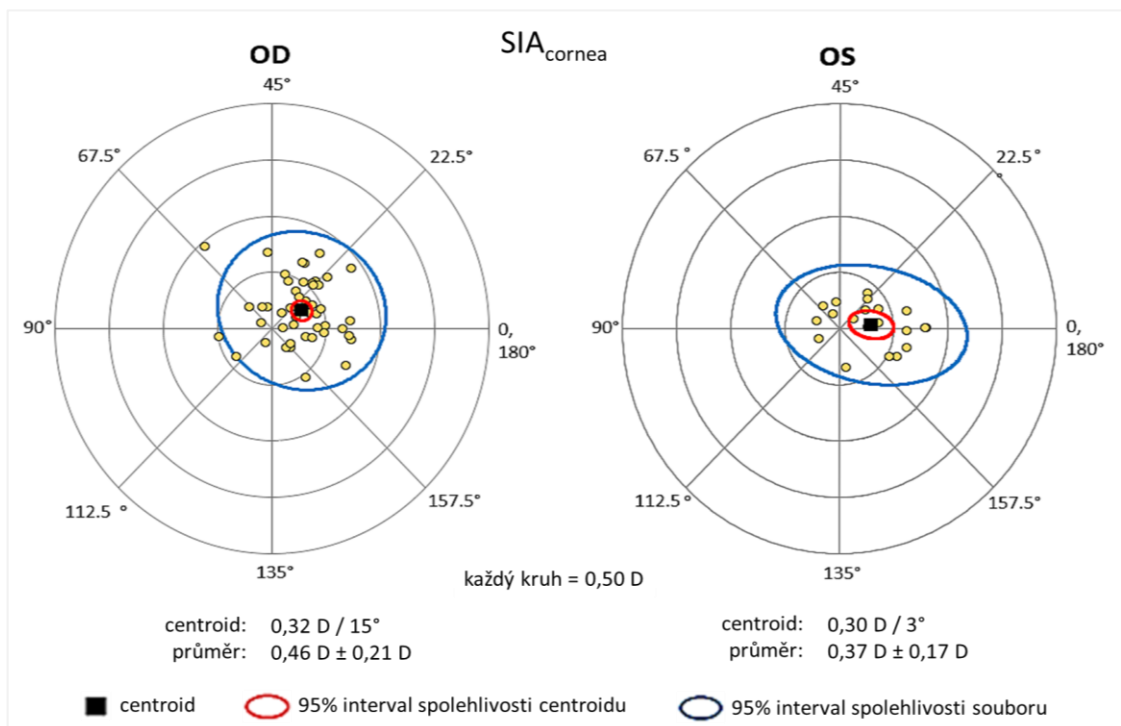
Pokud pooperační chyba predikce residuální refrakce bude vyhodnocena pomocí sférického ekvivalentu, získáme téměř Gaussovské rozdělení četností (viz graf 5.4). Ve sledovaném souboru byla průměrná chyba predikce SEQ rovna $-0,01 \pm 0,39$ D (minimum = $-0,85$ D a maximum = $1,60$ D) a residuální refrakce $SEQ = \pm 0,25$ D v 56,04 %, $\pm 0,50$ D v 86,81 % (viz graf 5.4), a $\pm 1,00$ D v 98,89 % všech sledovaných očí, přičemž 61,54 % z nich splňovalo podmínku $SEQ \leq 0$ pro preferenci překorigování.



Graf 5.4: Chyba pooperační predikce residuálního SEQ .

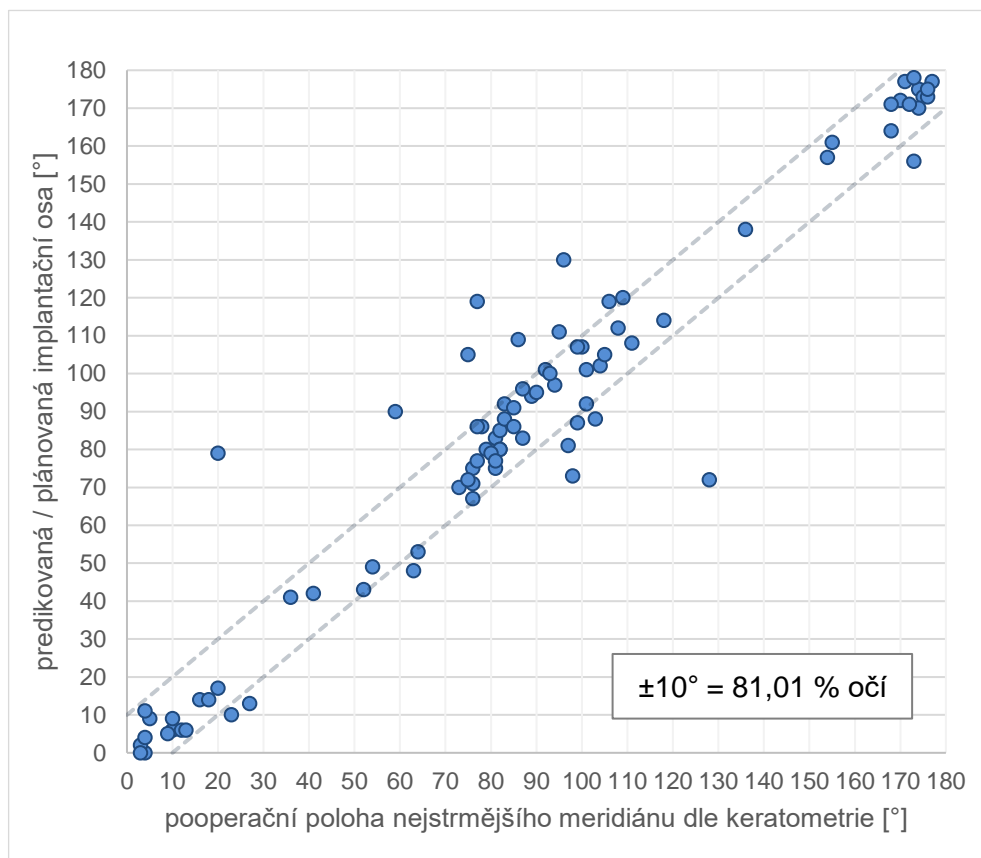
Faktor chirurgicky indukovaného astigmatismu

Retrospektivní hodnocení míry vlivu operační techniky chirurga na vyvolání astigmatické změny optické mohutnosti rohovky (SIA_{cornea}) bylo hodnoceno podle vektorové metodiky popsané Kochem. [91] 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° (aritmetický průměr = $0,46 \pm 0,21$ D) pro pravé a $SIA_{cornea} = 0,30$ D v ose 3° (aritmetický průměr = $0,37 \pm 0,17$ D) pro levé oči (prezentuje graf 5.5). Výsledný vektor popisuje vliv operační techniky na mohutnost rohovky, jinými slovy bez ohledu na laterality by výsledný průměrný vektor $SIA_{cornea} = 0,42$ D v ose 9° zapříčinil zploštění rohovky o uvedenou hodnotu. Udávaný parametr „stupeň koherence dat“ vypovídá o reprezentativnosti dat. V našem případě lze výsledek sledovaného vzorku považovat z 69 % za reprezentativní.



Graf 5.5: Polární grafy pro SIA_{cornea} u pravých (OD) a levých (OS) očí.

Implantační osa je predikována dle BTC prostřednictvím odhadu pooperační polohy nejstrmějšího meridiánu rohovky tedy dle očekávaného SIA_{cornea} . Při komparaci předpokládané a reálně naměřené pooperační osy nestrmějšího meridiánu byla z celkového počtu 57,14 % očí do rozdílu 5° , do 10° pak 78,02 % a do 15° celkem 87,91 % očí. V průměru se očekávaná poloha lišila o $8,02 \pm 10,53^\circ$, přičemž medián rozdílu byl roven $4,50^\circ$ (viz graf 5.6).



Graf 5.6: Predikovaná implantační osa a pooperační polohy nejstrmějšího meridiánu.

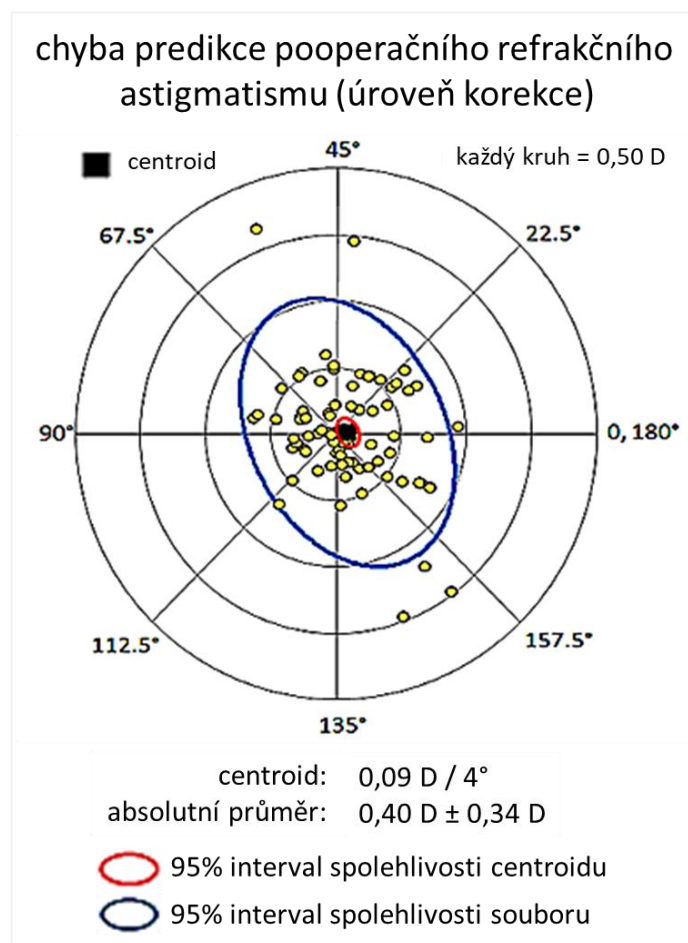
Faktor predikční konstanty

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 4.3) byla jako výchozí hodnota zvolena $A\text{-constant} = 119,26$ (odpovídající $LF = 2,02$). Úprava konstanty dle operačních výsledků byla realizována pomocí volně dostupného *Lens-Constants-Optimizer* [92], kdy adjustovaná hodnota dle residuální refrakce by byla rovna $A\text{-constant} = 119,40$

(což odpovídá $LF = 2,09$). Při provedení hypotetických kalkulací by tato úprava v BTC (pro biometrické rozsahy dle tabulky 4.2) vedla k navýšení navrhované optické mohutnosti IOL SN6ATx v průměru o 0,30 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 (graf 5.7). 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.



Graf 5.7: Predikční chyba residuálního astigmatismu v úrovni brýlové korekce.

Zamýšlená změna astigmatismu celým chirurgickým procesem (prakticky 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 plánované 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 nulový), byl roven $0,26 \pm 0,23$.

5.3 Dílčí závěr

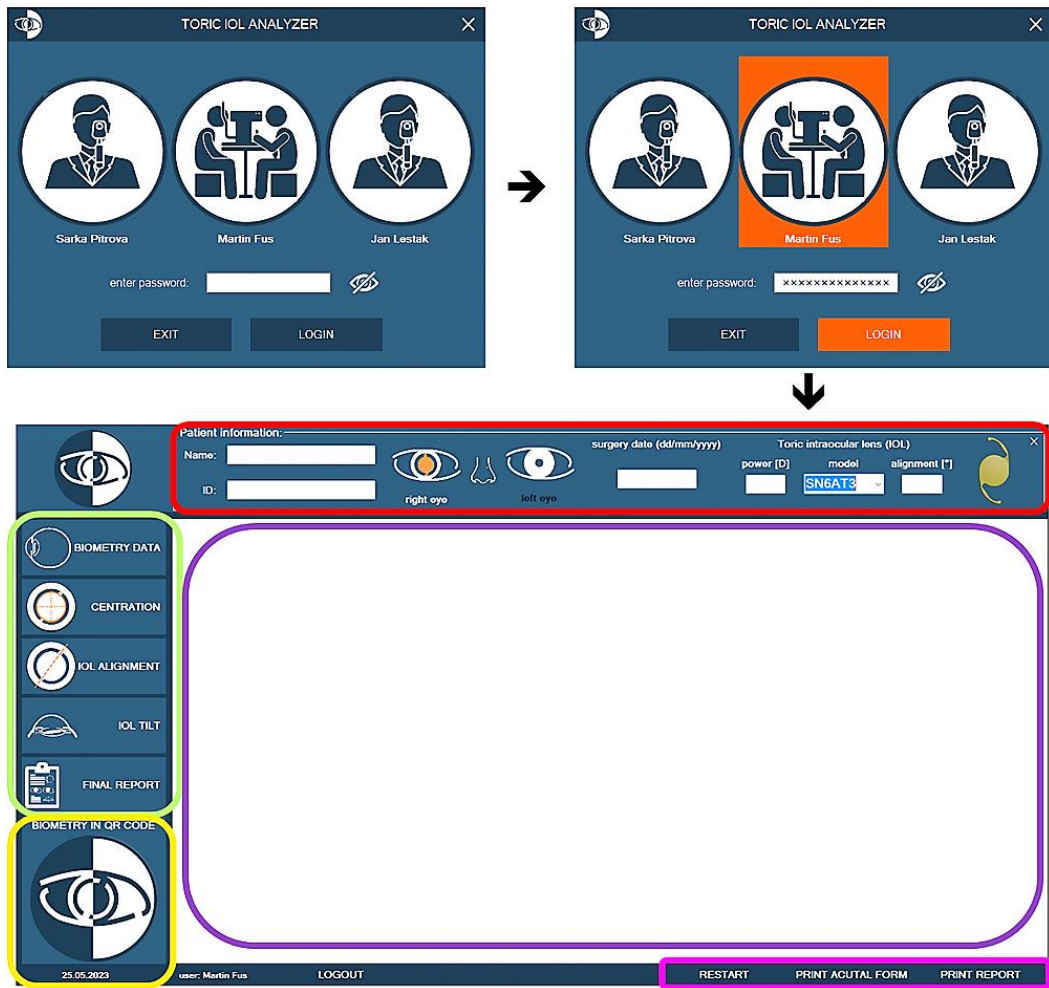
Průměrný předoperační rohovkový astigmatismus $1,84 \pm 1,17$ D byl úspěšně korigován na průměrný pooperační refrakční astigmatismus $0,38 \pm 0,35$ D. Což oproti dosavadní metodice, kde průměrná hodnota byla $0,61 \pm 0,37$ D, prokazatelně poukazuje na zvýšení efektivity korekce astigmatismu novou metodikou (o 37,71 %). 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.

6 Pooperační analýza polohy torické IOL

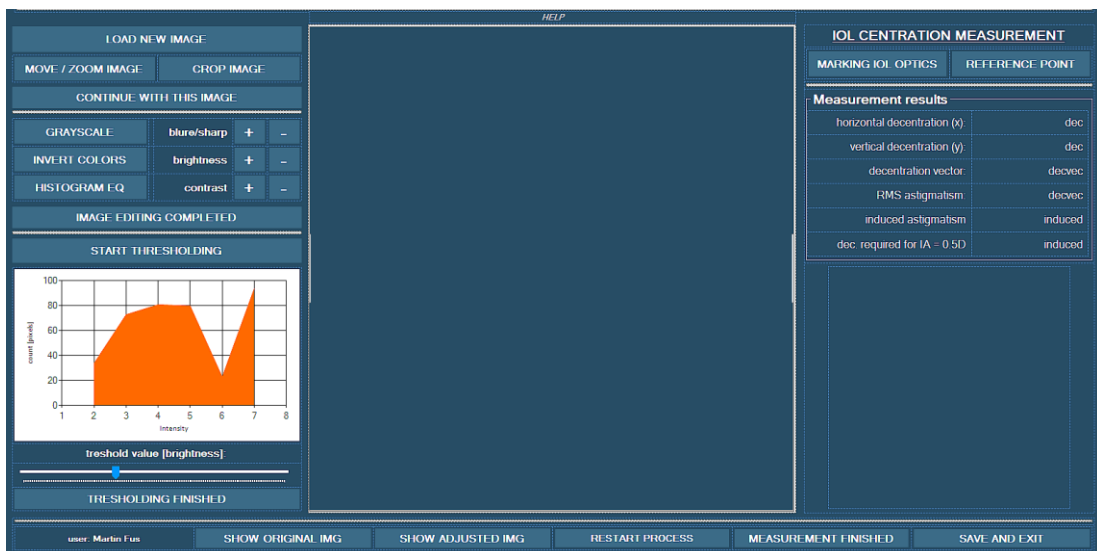
Objektivizace vybraných faktorů vnitřního astigmatismu způsobeného změnou polohy IOL (decentrace, náklon, úhlová poloha a axiální poloha) byla realizována na základě inspirace v experimentálních teoretických studiích, vztahujících se k danému modelu IOL (SN6ATx), případně jeho sférické alternativě SN60WF. Komplexní hodnocení výsledků pooperační diagnostiky vyžaduje přehled předoperačních i pooperačních dat, současně bylo nutné graficky analyzovat snímky k získání informace o aktuálních polohových parametrech IOL. Pro uvedený účel bylo vytvořeno originální softwarové řešení zohledňující požadavky chirurga-školitele ale také potenciál konvenčního diagnostického vybavení klinického pracoviště. Teoretický účinek indukce astigmatické změny byl řešen separátně pro každý faktor zvlášť. Následný efekt výsledné vektorové sumace byl převeden na úroveň 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.

6.1 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 6.1), kde byla pro konkrétní pracoviště Oční kliniky JL vytvořena trojice uživatelů (Sarka Pitrova, Martin Fus, Jan Lestak). 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 (viz obrázek 6.1). Hlavičku formuláře tvoří oblast pro zadání identifikačních údajů pacienta: jméno, identifikační číslo, pravé/levé oko, údaje o implantátu a jeho model. 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, což samozřejmě platí i pro sumární report všech výsledků. Formulář grafické analýzy (obrázek 6.2) umožňuje měření decentrace, náklonu a úhlové polohy IOL, jednotlivé režimy zpřístupňuje volba adekvátního panelu v parentálním formuláři.



Obrázek 6.1: Přihlašovací formulář (horní dvojice obrázků) a rozložení parentálního formuláře (dolní obrázek). Základních informace červeně, panely pro dceřiné formuláře zeleně, zobrazení dceřiného panelu fialově, biometrická data jako QR kód zeleně, ovládací prvky pro tisk/uložení/restartu aktuálního formuláře růžově.



Obrázek 6.2: Formulář pro módy hodnocení obrázků.

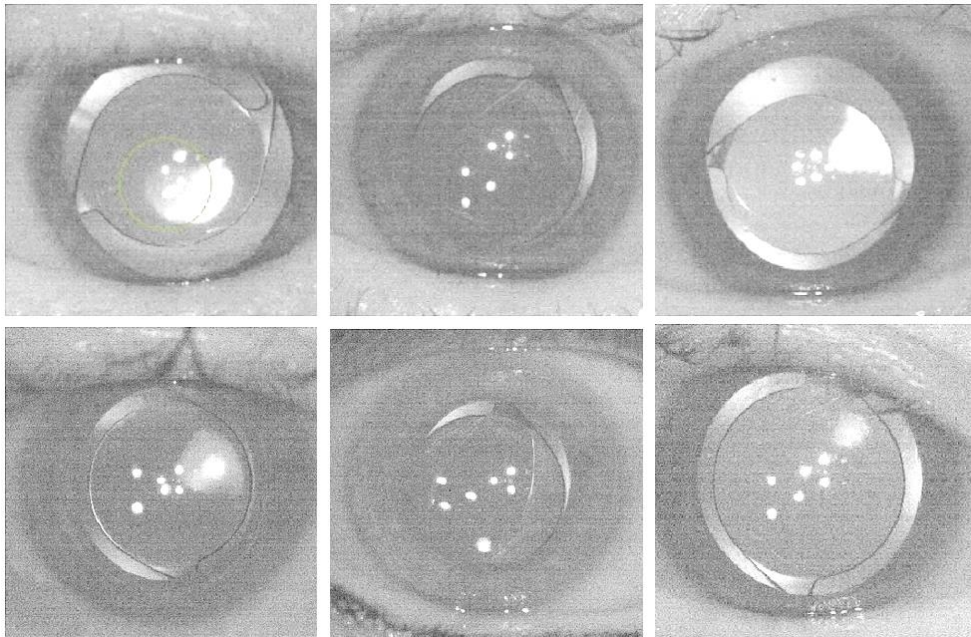
Pro všechny bodové operace byl vstupní obrázek nahrán pomocí dialogového okna a uložen jako bitmapa pozadí adekvátního ovládacího prvku. Vzhledem k různorodosti vstupních snímků bylo zahrnuto několik základních možností editace (přiblížení nebo zvětšení obrázku, případně oříznutí). Všechny prvky jasové transformace byly aplikovány po získání pole bodů reprezentujících jasovou úroveň jednotlivých kanálů barevného prostoru RGB každého pixelu pomocí metody *Bitmap.GetPixel(i,j)*. Po požadované bodové transformaci byla ke změně hodnoty jasu pixelu nebo jeho okolí použita metoda *Bitmap.SetPixel(i,j)*. Mezi možné aplikované transformace obrazu byly zařazeny: konverze na šedo-tónový obraz, vytvoření negativu, prahování, změna jasu nebo kontrastu a ostření nebo rozmazání. Formulář také obsahuje oblast s vykreslením aktuálního šedo-tónového histogramu obrazu. Primárním účelem byla možnost manuální volby prahu pro prahování, díky čemuž jsou kontrastně vizualizovány klíčové části IOL vůči retinálnímu reflexu. Algoritmus ekvalizace histogramu byl aplikován podle [93], kde je vypočtena kumulativní distribuční funkce úrovní jasu v daném obrazu a současně nalezena hodnota jasu s minimální četností (větší než nulovou). Následně je danému pixelu přiřazena nová hodnota jasu, definovaná vztahem:

$$H[g] = \text{round} \left(\frac{H_c[g] - H_{min}}{MN - H_{min}} - (T - 1) \right) \quad (6.1)$$

kde $H[g]$ je nově vypočtená jasová úroveň pixelu g , $H_c[g]$ je vstupní úroveň jasu, M a N jsou rozměry obrazu, H_{min} je jasová úroveň minimálního nenulové hodnoty distribuční funkce jasu obrazu a T je celkový počet úrovní šedi obrazu.

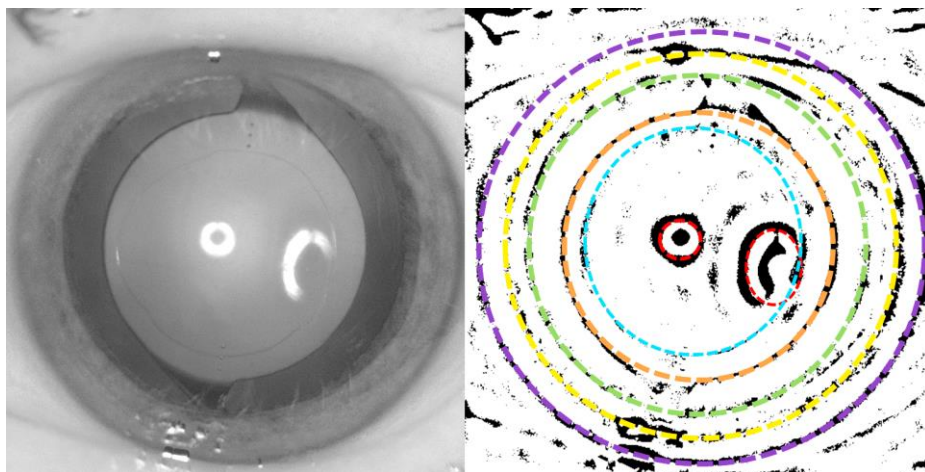
Původní koncepce grafické analýzy spočívala ve snahách identifikovat rotační střed optické části IOL na snímku předního segmentu. Součástí zadání disertační práce bylo využít potenciál snímků pořízených referenční jednotkou navigačního systému Verion. Principem využití referenční jednotky bylo vyvolání retinálního reflexu, při kterém by se kontrastně zobrazily kontury IOL, a to v infračerveném režimu, který je primárně určen pouze pro uživatelský náhled před keratometrickým měřením. V zájmu efektivity by tedy bylo možné získat snímek současně s 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 6.3.



Obrázek 6.3: Variabilita vstupních snímků pořízených v infračerveném režimu referenční jednotky (snímky byly pro lepší přehlednost oříznuty). Vlastní obrázek.

Identifikace obrysu IOL byla kromě uvedených faktorů komplikována vizualizací několika dalších kruhových (někdy neúplných elipsoidních) struktur s podobnou velikostí. Například na snímku z jednotky Visucam500 (obrázek 6.4) lze po aplikaci Fourierovy filtrace (pásmový filtr s 5% filtrací nízkých frekvencí a 63% filtrací vysokých frekvencí), následované manuální úpravou kontrastu pro lepší vizualizaci, identifikovat minimálně 6 eliptických objektů: nežádoucí reflexy od vrcholu rohovky, částečně obrys kapsulorhexe, obrys optické části IOL, obrys zornice, obrys přechodu sphincter pupillae a radiálními svaly pupily, část limbu rohovky.



Obrázek 6.4: Elipsy nebo kružnice identifikovatelné na snímku z jednotky Visucam500 po Fourierově filtraci: fialová = limbus, žlutá = přechod sfinkteru a dilatátoru pupily; zelená = obrys zornice, oranžová = obrys IOL, modrá = obrys kapsulorhexe, červená = obrysy reflexu prvního Purkyňova obrázku. 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. Kružnice odhadující obrys IOL, tedy i její střed, je vykreslena do původního snímku. Výše uvedená metodika byla podrobně představena a publikována. I přes variace uvedeného postupu nesplnila 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 %. Celý proces by bylo reálné doplnit vhodnou neuronovou sítí a hlubokým učením nebo místo kružnice provést rotaci několikero elips. Tyto kroky by však vyžadovaly obrovské množství trénovacích dat a významně vyšší kvalitu vstupního obrazu. [94]

Vzhledem k tomu, že algoritmus selhává u všech snímků bez úplné a kontrastní vizualizace okraje IOL (funguje dobře u ideálních snímků s širokou mydriázou a vynikajícím retinálním reflexem, kterých je bohužel minimum), 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 zdravotnických prostředků) 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:

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

$$S_{IOL(y)} = -\frac{1}{\frac{A_y - B_y}{A_x - B_x}} \times \left(S_{IOL(x)} - \frac{A_x + B_x}{2} \right) + \frac{A_y + B_y}{2} \quad (6.2)$$

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

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.

6.2 Výsledky

6.2.1 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 tříbodové značení (pro využití středu zornice nebo limbu). Decentrace

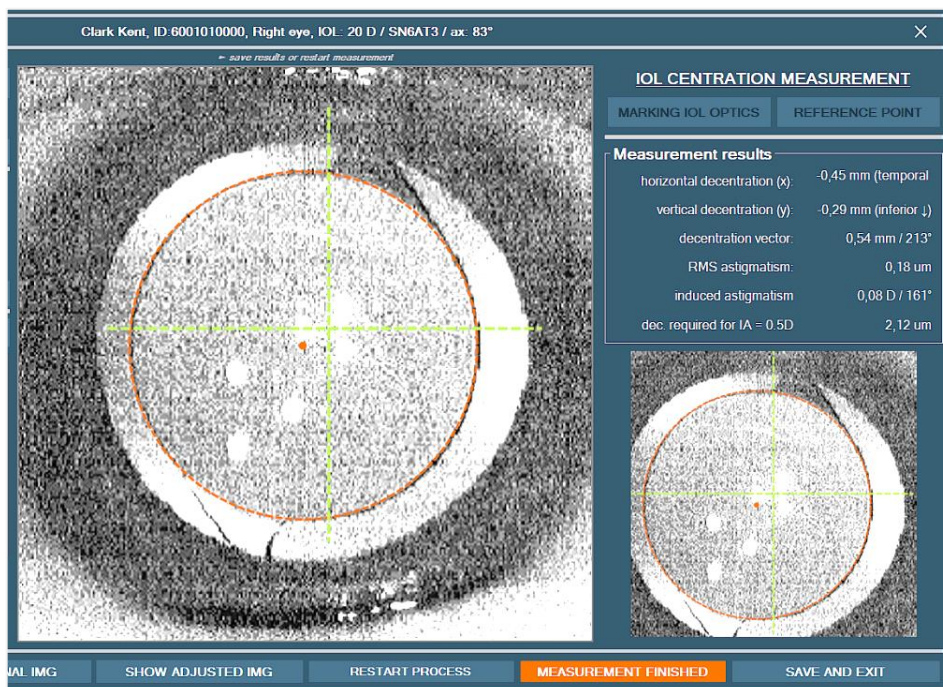
je vyhodnocována v horizontálním a vertikálním směru jako absolutní hodnota rozdílu poloh středů. Hodnoty jsou převedeny na vektor decentrace a zároveň je slovně uvedeno označení anatomického směru decentrace. Při znalosti skutečné hodnoty průměru optické části IOL (v případě modelu SN6ATx je $IOL_d = 6$ mm) lze hodnoty decentrace převést z pixelových hodnot na jednotky délky v milimetrech. Výsledné grafické vyhodnocení (obrázek 6.5) bylo propsáno do příslušného kontrolního panelu parentálního formuláře (obrázek 6.6), včetně grafického znázornění. Postup výpočtu decentrace je dán následujícím souborem vztahů:

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

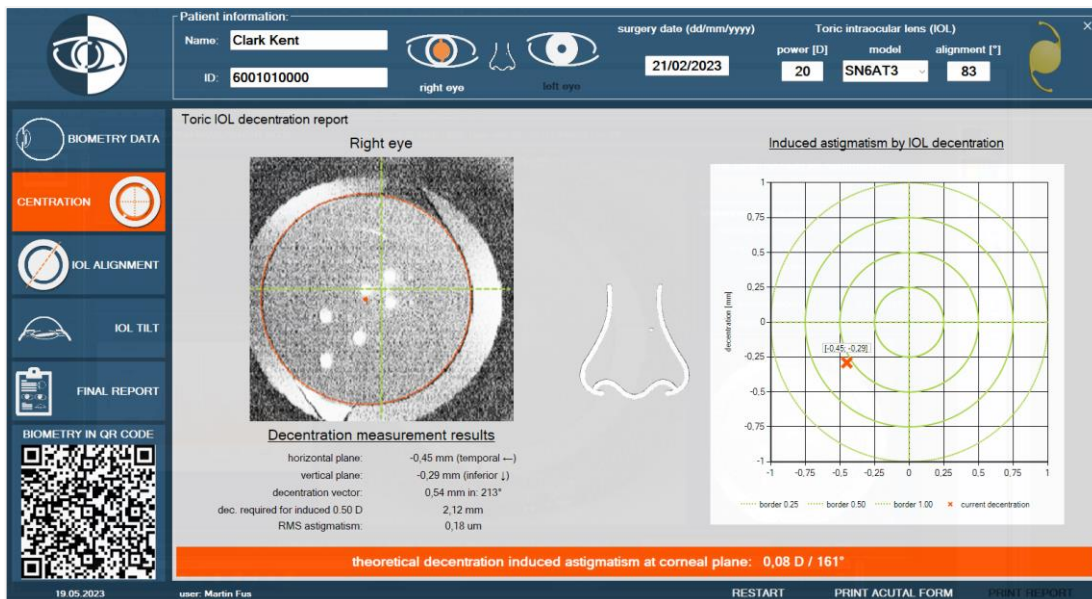
$$\delta_{IOL_v} = \frac{\sqrt{(\delta_{IOL_x}^2 + \delta_{IOL_y}^2)} \times IOL_d}{2 \times r} \quad (6.3)$$

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

kde δ_{IOL_x} [mm] je horizontální a δ_{IOL_y} [mm] vertikální decentrace IOL, δ_{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.

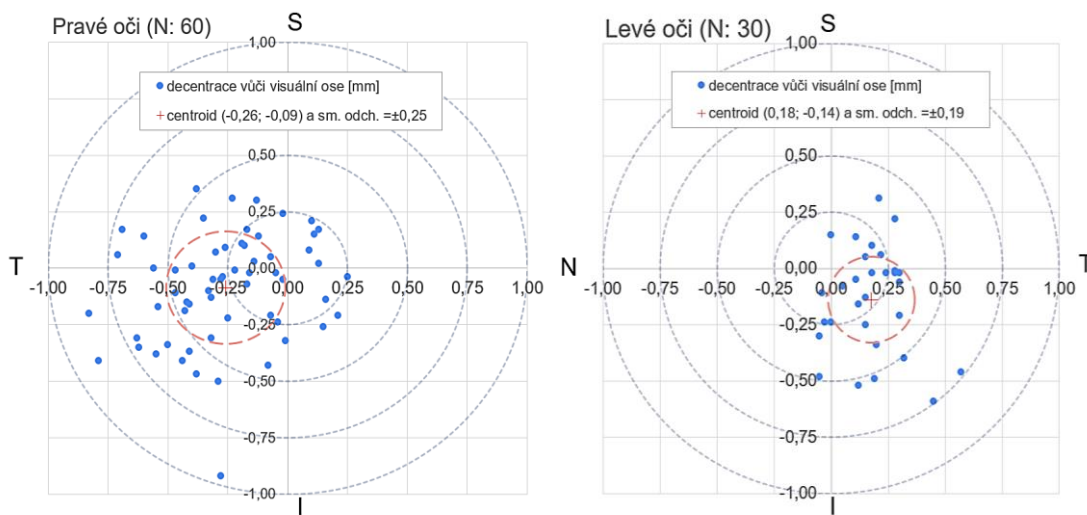


Obrázek 6.5: Formulář měření decentrace (*frm_measurement – mode_centration*).



Obrázek 6.6: Formulář výstupního hodnocení decentrace IOL.

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 visuální 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° . 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 6.1. Vyhodnocením závislosti míry decentrace na biometrických parametrech oka nebyla zjištěna žádná signifikantní a lepší než zanedbatelná závislost.



Graf 6.1: Grafická prezentace vyhodnocení decentrace torické IOL, S – superior, N – nasal, T – temporal a I – inferior.

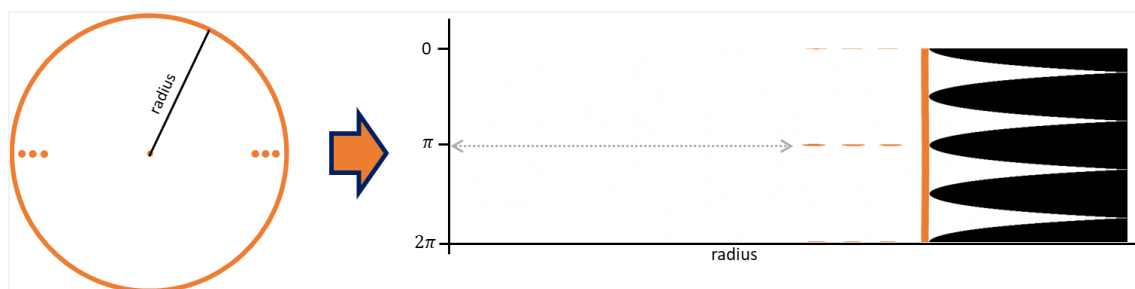
Vliv decentrace IOL na astigmatický účinek v oku není exaktně kalkulován, ale experimentálně a matematicky prokazován pomocí modelů oka a wavefront analýzy, kterou v rámci vlastní pooperační diagnostiky nebylo možné realizovat. Hrubá aproximace hypotetického účinku decentrace IOL byla inspirována dle výsledné lineární regresní analýzy studie [72] pro model IOL SN60WF (21 D), který je sférickou variantou modelu SN6ATx (taktéž asférický design). Získaný *Root mean square astigmatismus* (RMS, uváděný v μm) byl následně využit jako koeficient v Zernikeho polynomech pro primární astigmatismus dle literárního zdroje [95], 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.

6.2.2 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.

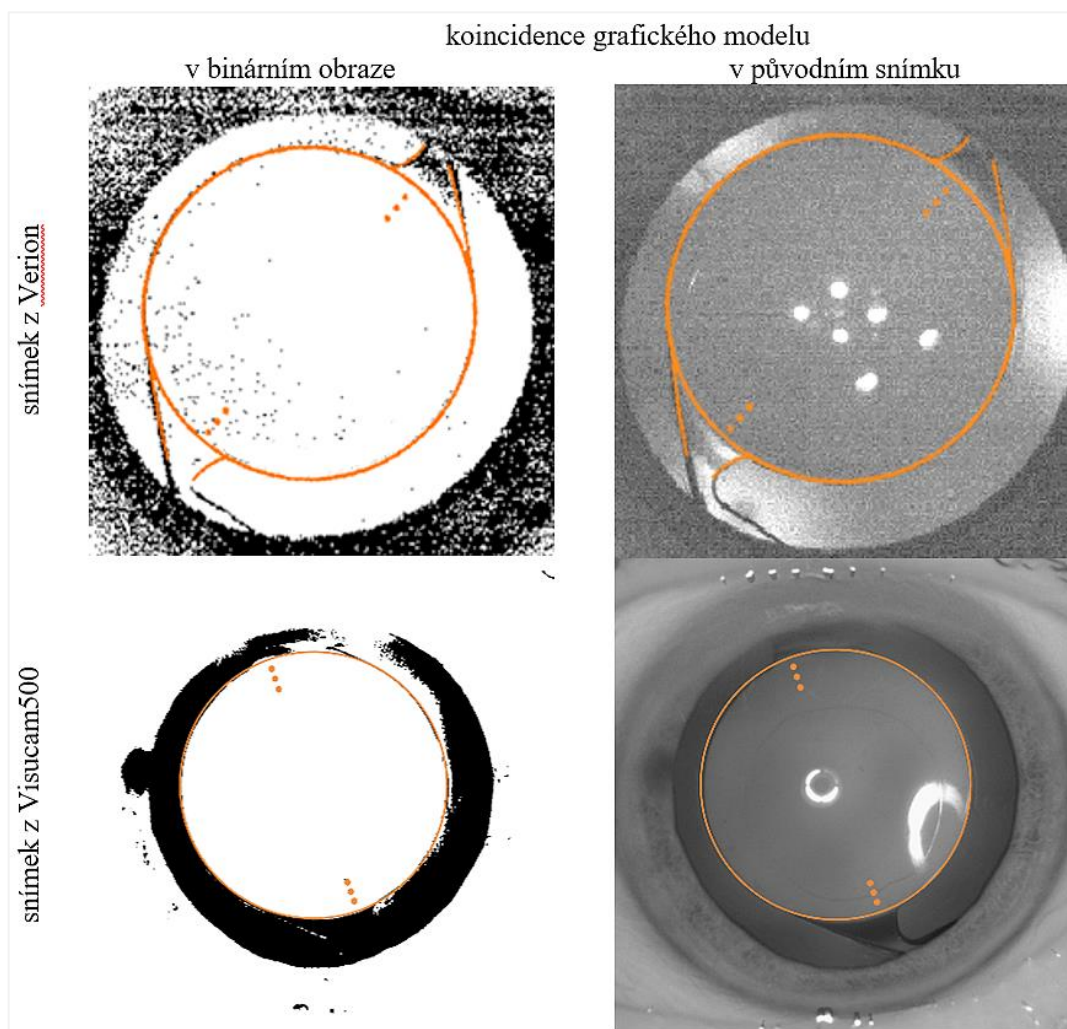
Nadcházející testované možnosti již vyžadovaly znalost rotačního středu optické části IOL, která mohla být využita z předchozího hodnocení decentrace. V případě snímků z Visucam500 byla testována možnost transformace obrazu z kartézských do polárních souřadnic. Se znalostí rotačního středu IOL určíme počátek polární transformace, přičemž ve výsledném obrazu souřadnice x definuje poloměr (vzdálenost od středu) a souřadnice y představuje úhel, tj. každá řada pixelů je rovna 1° . [96] Určením vertikální polohy centračních značek bylo následně možné vyhodnocení úhlové polohy torické IOL (obrázek 6.7). Úspěšnost návrhu významně znesnadňovala neúplná vizualizace IOL (nedostatečná mydriáza) nebo elipsoidní tvar optické části způsobený náklonem.



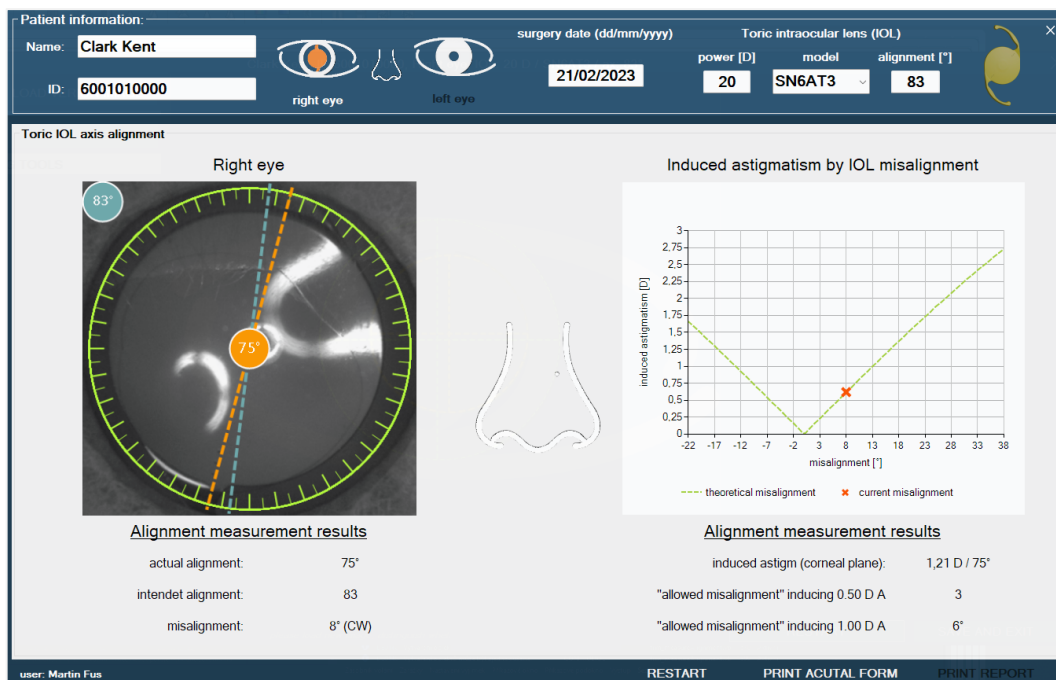
Obrázek 6.7: Testovací varianta určení polohy centračních značek – polární transformace obrazu. Vlastní obrázek.

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 koinkidenci 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 využití 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° . 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 v úrovni jasu 80, která tak byla zvolena defaultní

hodnotou. Po identifikaci rotačního středu (případně použití snímků z hodnocení decentrace), byl promítnut adekvátní grafický model IOL (obrázek 6.8) 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 6.9.



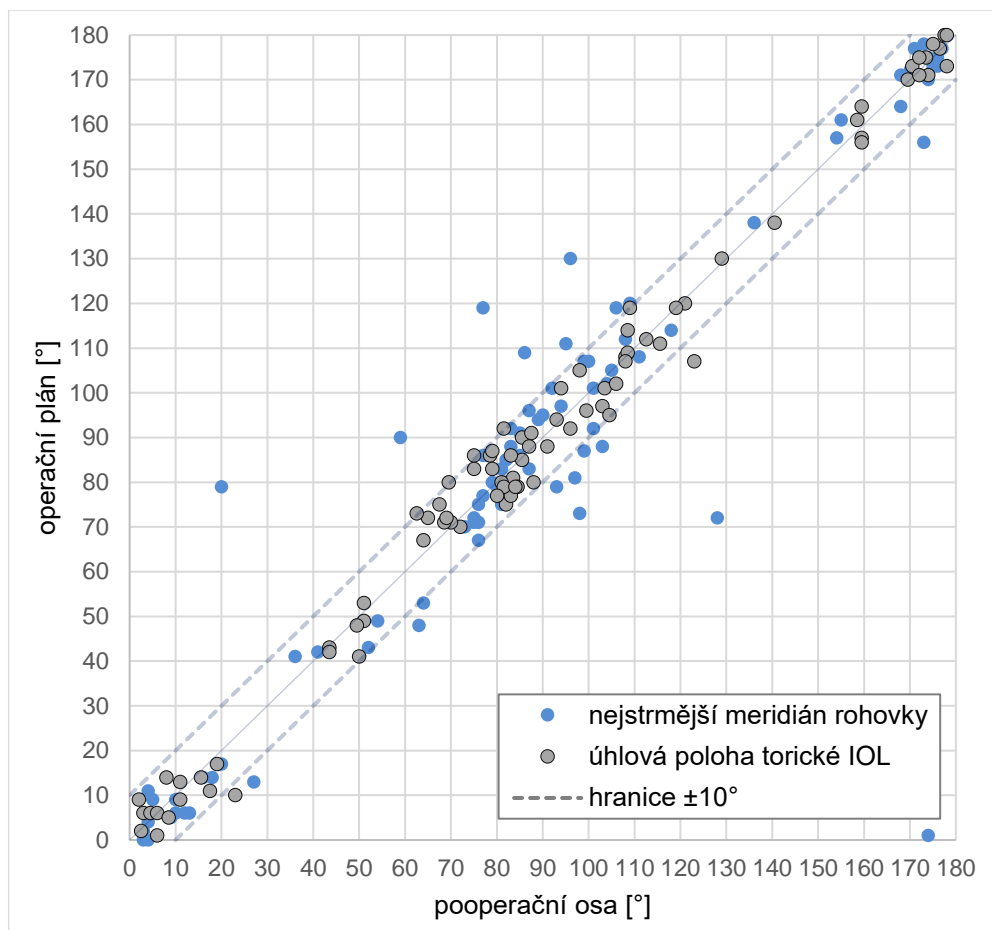
Obrázek 6.8: Identifikace úhlové polohy torické IOL za využití grafických modelů.



Obrázek 6.9: Formulář zobrazení výsledků měření úhlové polohy IOL.

Cílem kalkulačních vzorců parametrů torických IOL je také odhad pooperační polohy strmého meridiánu rohovky. Skutečná pooperační poloha meridiánu byla nižší (ve smyslu posunu meridiánu po směru hodinových ručiček) v 51,11 % případů, vyšší (ve smyslu posunu meridiánu proti směru hodinových ručiček) u 44,44 % očí ve srovnání s předpokladem, přičemž průměrný absolutní rozdíl byl roven $8,22 \pm 10,76^\circ$ (medián = 5°), celkem u 57,78 % očí byl rozdíl do 5° a u 78,89 % očí byl rozdíl do 10° .

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 tedy stanovena jako průměr obou snímků a absolutní hodnota rotace vůči operačnímu plánu se lišila o $4,13 \pm 3,33^\circ$ (medián = $3,00^\circ$, maximální rozdíl 16°), rozdíl ale nebyl statisticky významný ($p = 0,99$). Celkem 46,67 % IOL rotovalo ve směru hodinových ručiček a 50 % proti směru hodinových ručiček vzhledem k plánované ose, pouze u 3,33 % byl operační plán shodný s aktuální polohou. V naprosté většině případů (92,22 %) byla rotace v rozmezí 10° , 70 % očí v rozmezí 5° , z toho 53,33 % do 3° (graf 6.2).



Graf 6.2: Výsledky plánovaného a pooperačně dosaženého nejstrmějšího meridiánu, cílené a pooperační korekční osy torické IOL.

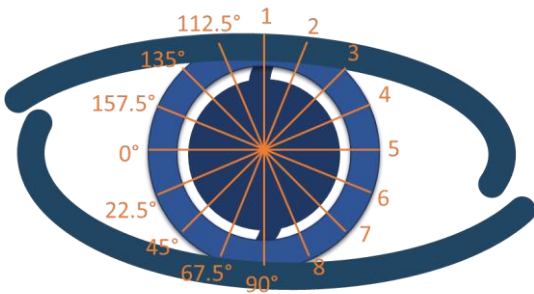
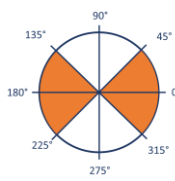
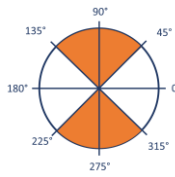
Předpoklad astigmatického účinku vlivem rotace IOL (AI_{rot}) vůči plánované ose byl aproximován dle vektorového počtu dle Alpinse [25]. Protože není znám přesný algoritmus výpočtu celkového astigmatismu rohovky dle BTC, je při kalkulaci očekávaný individuální pooperační rohovkový astigmatismus aproximován 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.

6.2.3 Náklon torické IOL

Pro vizualizaci náklonu IOL v sagitální rovině byly použity snímky z přístroje OCT Avanti s předně-segmentovým modulem. Kritickým faktorem vyšetření byla manuální centrace oblasti skenu. Při pacientově pohledu na fixační světélko byly tomografické skeny vždy centrovány dle visuální osy, která tak vytvářela referenční rovinu. Vyšetření se skládalo z 8 kontinuálně 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. Pro zachování univerzálnosti softwaru byly vybrané meridiány zadávány ručně, pro naši lepší orientaci byla přidána pomůcka v podobě číselného označení meridiánů dle výrobce přístroje – označení bylo nezávislé na lateralitě. 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 vizuální představivost směru náklonu zavedena níže uvedená metodika ošetřená podmínkami, viz. tabulka 6.1.

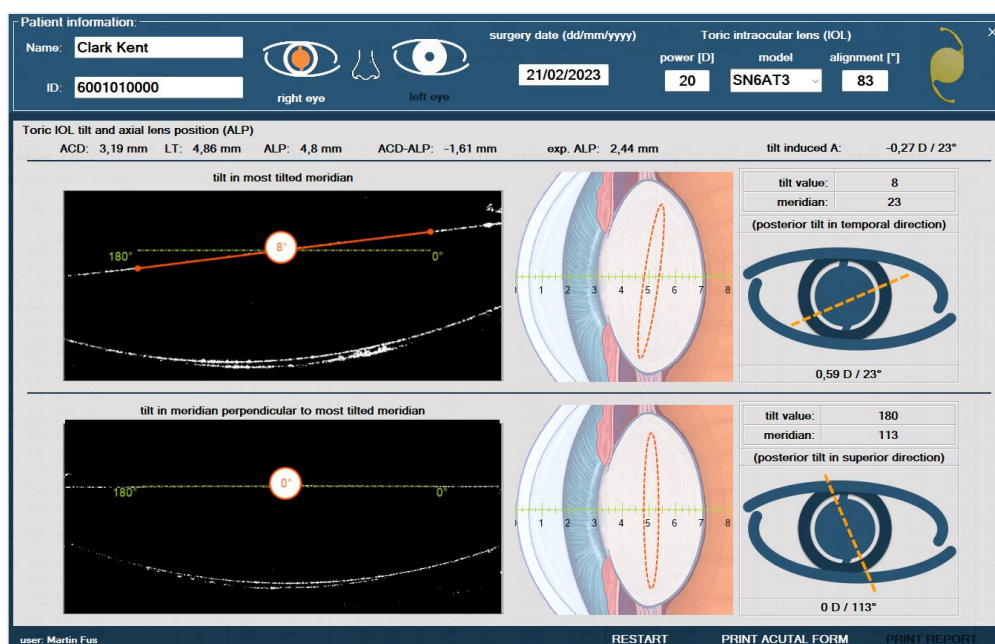
Tabulka 6.1: Orientace, číselné značení a odpovídající perpendikulární meridián skenu na OCT Avanti pro měření náklonu IOL.

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 6.10).



Obrázek 6.10: Výsledek hodnocení náklonu IOL.

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

Odhad teoretické hodnoty astigmatismu indukovaného náklonem (AI_τ) 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:

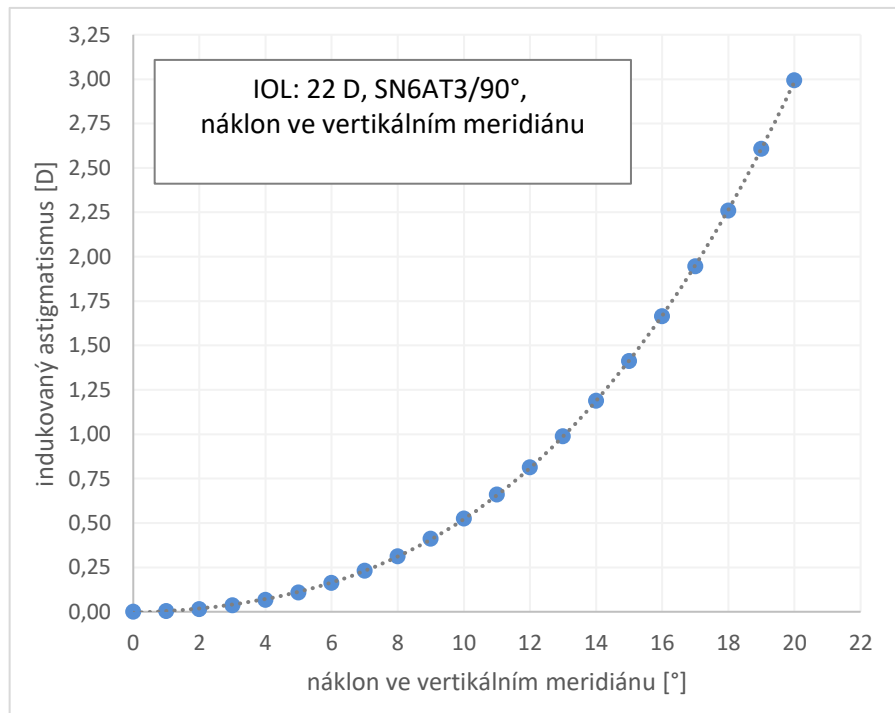
$$AI_{\tau M} = \left((IOL_{pwr} - IOL_{cyl}) + (\phi - M) * \left(\frac{IOL_{cyl}}{45} \right) \right) * \left(\frac{(1 + \sin \tau)^2}{3} * \tan(\tau_{IOL})^2 + 1 \right) \quad (6.4)$$

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

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

kde AI_{τ} [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; τ [°] je náklon IOL; ϕ [°] je aktuální úhlová poloha IOL.

Teoretickou závislost náklonu na indukcii astigmatismu prezentuje graf 6.3, průběh funkce odpovídá teoretickému předpokladu v grafu 2.1. 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 6.3: 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.

6.2.4 Axiální poloha IOL

Parametr ALP byl získán pooperační biometrií přístrojem Lenstar LS900 v pseudofakickém režimu. Výsledná axiální poloha čočky byla měřena v ose pohledu. Průměrná změna předoperační a pooperační hloubky přední komory ($|ALP-ACD|$) byla rovna $1,52 \pm 0,32$ mm (medián = 1,47 mm) a ve všech případech se podle logického očekávání zvýšila. Vzhledem k tomu, že podoba vzorce používaného BTC pro výpočet nebyla zcela zveřejněna (ani hodnota konstant a výpočet pomocných parametrů), nebylo možné zcela exaktně posoudit přesnost predikované ALP torické IOL. Průměrná hodnota rozdílu absolutních hodnot mezi ALP predikovanou vztahy (2.11) a skutečnou hodnotou byla rovna $0,91 \pm 0,77$ mm, přičemž rozdíl hodnot byl statisticky významný ($p < 0,05$).

Pro charakterizaci vztahu mezi parametry předoperační biometrie a pooperační ALP tak byla provedena vícenásobná retrospektivní lineární regresní analýza. Výsledky uvádí tabulka 6.2, kde jsou uvedeny jednotlivé testované koeficienty předoperačních biometrických parametrů včetně průměrného rozdílu kalkulovaného a reálného ALP .

Tabulka 6.2: Vícenásobná regresní analýza pro predikci axiální polohy IOL (ALP_{pred}) dle předoperační biometrie. R_x – jednotlivé kombinace parametrů.

regresní analýza (Rx)	R ₁	R ₂	R ₃	R ₄
proměnné	8	3	2	1
konstanta	0,28	-1,64	-2,10	2,83
AL	-0,02			
ACD	0,82	0,79	0,78	0,58
LT	0,28	0,33		
WtW	0,16	0,12	0,21	
K_{ave}	-0,02			
IOL_{pwr}	0,00			
IOL_{cyl}	0,06			
κ-angle	-0,02			
násobné R	0,78	0,74	0,73	0,63
hodnota spolehlivosti R	0,60	0,55	0,54	0,40
průměr ALP - ALP_{pred} 	0,15	0,16	0,16	0,19
± sm. odch. [mm]	± 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 zahrnovala pouze proměnné s hodnotou vlastního koeficientu na úrovni desetín (R_2). Další variace obsahovaly součet hodnot dvou nejvýznamnějších koeficientů (ACD a LT) a WtW (R_3) nebo tento součet zůstal zcela samostatně (R_4). 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 uvedené v tabulce 4.2. 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:

$$ALP_{pred} = -1,64 + 0,79 \times ACD + 0,33 \times LT + 0,20 \times WtW \quad (6.5)$$

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.

6.3 Reprezentativní příklad aproximace

Pro demonstraci metodiky aproximace vlivu polohových faktorů IOL na výslednou korekci astigmatismu byl vybrán reprezentativní příklad pacienta ze sledovaného souboru: muž ve věku 72 let, operované levé oko s plánem na emetrii do dálky, rohovkový astigmatismus $-1,93$ D v ose 85° , který vyžadoval v subjektivní refrakci korekci $-2,25$ D v ose 170° (kontraosa označující polohu plan cylindru). Dle operačního plánu byl astigmatismus korigován torickou IOL $SN6AT3$ 22 D s implantační osou 81° , další parametry uvádí obrázek 6.11.

Patient information: Name: [redacted] ID: 47 [redacted] surgery date (dd/mm/yyyy) [redacted] Toric intraocular lens (IOL) power [D]: 22 model: SN6AT3 alignment [°]: 81

right eye left eye

BIOMETRY: AL [mm]: 23,3 CCT [μm]: 550 ACD [mm]: 3,2 LT [mm]: 4,7 ALP [mm]: 4,8

KERATOMETRY: preoperative K1 [D]: 43,05 Ax1 [°]: 175 K2 [D]: 44,98 Ax2 [°]: 85 cyl [D]: 1,93 postoperative K1 [D]: 43,3 Ax1 [°]: 7 K2 [D]: 45 Ax2 [°]: 97 cyl [D]: 1,70

SURGERY PLAN: SN6AT3 22 / 81°

REFRACTION: preoperative refraction: sph [D]: 2,0 cyl [D]: -2,25 ax [°]: 170 SE [D]: 0,88 visual acuity [decimal]: 0,5 expected residual refraction: sph [D]: 0,04 cyl [D]: -0,02 ax [°]: 171 SE [D]: 0,03 postoperative achieved refraction: sph [D]: 0,5 cyl [D]: -0,75 ax [°]: 75 SE [D]: 0,12 visual acuity [decimal]: 1,0

KAPPA AND OTHER DATA: iris barycenter (Lenstar900) iris coordinates X [mm]: 0,27 iris coordinates Y [mm]: -0,26 resulted angle Kappa [°]: 3° pupil diameter [mm]: 2,79 WtW [mm]: 12,4

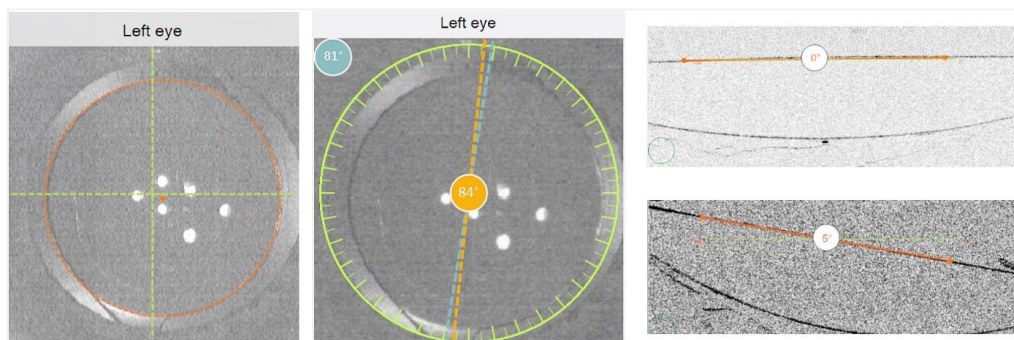
VECTOR ANALYSES: Target induced astigmatism (TIA) [D]: 1,95 / 270° Correction index (CI) [-]: 1,01 Prediction error (PE) [D]: 1,05 Surgically induced corneal astigmatism (SIA) [D]: 0,79 / 144,5° Index of success (IOS) [-]: 0,54

user: Martin Fus LOGOUT RESTART PRINT ACUTAL FORM PRINT REPORT

Obrázek 6.11: Úvodní formulář analýzy pro pacienta KV470319067, anonymizováno.

Dle vektorové analýzy byla reakce rohovky na primární incizi násobně vyšší než plánovaná, indukovaný astigmatismus byl roven $SIA_{cornea} = 0,79$ D. Výsledkem analýzy pooperačních polohových faktorů byl (viz obrázek 6.12):

- posteriorní náklon $\tau = 5^\circ$ v horizontálním meridiánu (perpendikulární meridián $\tau = 0^\circ$) temporálně, vedoucí k indukci $AI_{tilt} = 0,24$ D v úrovni rohovky,
- úhlová poloha $\phi = 84^\circ$ (rotace 3° proti směru hodinových ručiček vůči plánu), navyšující cylindrický účinek o faktor $AI_{rot} = 0,09$ D v rovině rohovky,
- vektor decentrace 0,28 mm v temporálně-inferiorním směru 358° , indukující $AI_{dec} = 0,14$ D v ose 18° v rovině rohovky,
- rozdíl aproximované a reálné ALP = 0,53 mm, indukující sférický posun o 0,32 D.



Obrázek 6.12: Výsledek decentrace, chyby úhlové polohy a náklon torické IOL u reprezentativního příkladu.

Výsledný odhad residuálního astigmatismu byl dle uvedené metodiky realizován vektorovým rozdílem pooperační mohutnosti rohovky (se zohledněním $SIA_{cornea} = 0,79$ D v ose 146°) a vektorové sumace cylindrické složky modelu IOL včetně indukovaných složek jednotlivými polohovými faktory (AI_{IOL}), plus sférickým posunem indukovaným rozdílem predikované a reálné ALP . Výsledný odhad residuálního astigmatismu v úrovni brýlové korekce (vertex distance 12 mm) byl roven $-0,82$ D v ose 72° . Reálná hodnota pooperačního refrakčního astigmatismu byla rovna $-0,75$ D v ose 75° . Chyba magnitudy vektorového odhadu tak byla rovna $0,25$ D.

6.4 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. Tabulka 6.3 prezentuje souhrn hodnocených parametrů a tabulka 6.4 uvádí jejich vztah k předoperačním biometrickým parametrům oka. Statisticky významný, pozitivní, ale slabý vztah byl zjištěn pouze mezi úhlovou polohou a předoperačním WtW ($r = 0,31$; $p < 0,05$) a vektorem decentrace ($r = 0,27$; $p < 0,05$). Náklon v kritickém meridiánu byl slabě, ale signifikantně asociován s IOL_{pwr} ($r = 0,38$; $p < 0,05$), κ -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 6.3: 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>	$0,36 \pm 0,20$	$4,58 \pm 2,09$	$1,27 \pm 1,46$	$4,13 \pm 3,33$
<i>medián</i>	0,30	4,00	1,00	3,00

MTM – nejstrmější meridián, PMTM meridián perpendikulární k nejstrmějšímu

Tabulka 6.4: Pearsonův korelační koeficient r pro polohové faktory IOL.

	<i>úhlová poloha</i>	<i>decentrace</i>	<i>náklon (MTM)</i>
<i>AL</i>	0,13	-0,02	-0,25
<i>ACD</i>	0,21	-0,02	-0,12
<i>LT</i>	-0,09	-0,07	-0,10
<i>WtW</i>	0,31	0,11	0,24
<i>κ-angle</i>	0,05	0,09	0,30
<i>IOL_{pwr}</i>	-0,12	0,02	0,38
<i>SIA_{cornea}</i>	0,18	0,01	0,00
<i>K_{ave}</i>	-0,05	-0,04	-0,21
<i>rohovkový astigm.</i>	0,13	0,18	-0,01
<i>IOL_{cyl}</i>	-0,04	-0,08	-0,16
<i>ALP</i>	0,13	-0,01	-0,26
<i>úhlová poloha</i>	×	0,27	-0,04
<i>vektor decentrace</i>	0,27	×	-0,05
<i>náklon (MTM)</i>	-0,04	-0,05	×

MTM (most tilted meridian) – meridián nejstrmějšího náklonu, signifikantní hodnoty ($p < 0,05$) tučně

Pro všechny oči byla realizována samostatná vektorová sumace všech faktorů astigmatické indukce generované IOL (AI_{IOL}). Konverze AI_{IOL} z roviny IOL na úroveň rohovky byla realizována za inspirace studie, kterou prezentoval Savini [97]. Konstantní převodní faktor ($k_{IOL2cornea}$) udávaný výrobcem (roven 1,46 pro SN6ATx) byl vztažen na individuální biometrická data (dle výsledků regresní analýzy s hodnotou spolehlivosti $R = 98\%$). Nejvýznamnějším faktorem se stala úhlová poloha IOL, kdy průměrná chyba 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:

$$AI_{IOL} = AI_{dec} + AI_{rot} + AI_{tilt} + ALP_{error}$$

$$k_{IOL2cornea} = -0,344 + 0,026 \times K_{ave} + 0,033 \times AL \quad (6.6)$$

$$A_{AR} = A_{cornea} - AI_{IOL} - AI_{IOL}$$

kde AI_{IOL} [D] je výsledný astigmatismus indukovaný decentrací (AI_{dec}), rotací (AI_{rot}) a náklonem (AI_{tilt}) IOL, ALP_{error} [D] je chyba axiální polohy IOL, $k_{IOL2cornea}$ je koeficient účinku na úroveň rohovky, K_{ave} je průměrná keratometrie, AL je axiální délka oka, A_{AR} [D] je aproximovaný residuální a A_{cornea} rohovkový astigmatismus, A_{IOL} je cylindrický účinek IOL. [96]

Následná konverze residuálního refrakčního astigmatismu na úroveň brýlové korekce $VD = 12$ mm (VD – vertex distance) od apexu rohovky, byla realizována pomocí vztahu (pantoskopický náklon případně korekce byl zanedbán):

$$P_{\infty} = \frac{P_{c_plane}}{1 + VD \times P_{c_plane}} \quad (6.7)$$

kde P_{∞} [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. [24]

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 6.13.) lze vytisknout nebo uložit jako obrázek pomocí dialogového formuláře.



Obrázek 6.13: 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 diskrétní 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.

7 Diskuse

Hlavním zjištěním práce je, že optimalizací metodiky intraokulární korekce astigmatismu v průběhu operace senilní katarakty dojde dle výsledků pooperačního hodnocení zrakových funkcí ke snížení pooperačního residuálního astigmatismu o 37,7 %. Za využití vytvořené softwarové aplikace lze aproximovat vliv polohových faktorů torické IOL, což umožňuje individuálně identifikovat primární příčinu a odhad očekávaného residuálního refrakčního astigmatismu s přesností na 0,50 D.

7.1 Vytvoření metodiky operačního plánu včetně jeho zavedení do klinické praxe

Metodika tvorby operačního plánu byla úspěšně definována a realizována. Výsledný koncept konkretizující podobu a limitace vstupních parametrů kalkulace, použité predikční faktory, pravidla volby parametrů implantátu a standardizaci chirurgie zahrnující implantaci IOL byli úspěšně zavedeny do klinické praxe. Optimalizovaná metodika (viz kapitola 4.3) byla zavedena do klinické praxe (Oční klinika JL) a retrospektivně vyhodnocena s dalším návrhem optimalizace. Výsledky poukazují, že úspěšně došlo ke snížení průměrného residuálního refrakčního astigmatismu.

Volba kalkulátoru se opírala o již publikované výsledky, kdy nejspolehlivějších výsledků bylo dosahováno pomocí *Barrett toric calculator*. [86] Aplikace metody kalkulace na vlastní soubor pacientů nepřinesla oproti původní kalkulaci (SRK/T2 a *Holladay calculator*) signifikantně lepší výsledky residuálního astigmatismu, ale snížila směrodatnou odchylku residuální sférické hodnoty a zároveň vyšší četnost subjektivní zrakové ostrosti 0,8 a lepší.

Pro zvýšení efektivity korekce bylo nezbytné zvážit možnosti vstupních dat. Předpokládali jsme, že rozdílný průměr oblasti měření rohovky vyústí v rozdílné výsledky keratometrie. Proto jsme realizovali porovnání výsledných hodnot z přístrojů Lenstar (v centrálním průměru rohovky 2,3 mm a 1,65 mm), Verion (v centrální části rohovky o průměru 2,8 mm) a Orbscan (v centrální části 3 mm), kde jsme rozdíly v měření zaznamenali. Přestože nebyly statisticky signifikantní, byla naše domněnka později potvrzena Changem [98] a mají vliv na residuální refrakční astigmatismus. Dle konziliárního rozhodnutí byla za vstupní hodnotu keratometrie považována výsledná

hodnota z průměru několika měření. Jako potenciální zdroj chyb vstupních dat bylo zohlednění vlivu zadní plochy rohovky. Námi publikované výsledky hodnocení celkového vlivu AP poměru rohovky [89] a následně hypotetická komparace vlivu na výpočet parametrů torické IOL [87] paradoxně potvrdily, že efektivnější je matematická predikce než přímá diagnostika. Tento závěr také potvrdil Fereirra [99] a Reitblat [100].

7.2 Ověření metodiky retrospektivní analýzou

Novou metodikou byla úspěšně snížena průměrná hodnota pooperačního residuálního astigmatismu z hodnot $0,61 \pm 0,37$ D na $0,38 \pm 0,35$ D a chyba predikce pooperačního refrakčního astigmatismu byla rovna $0,40 \pm 0,34$ D. Stejně jako v recenzovaných publikacích bylo potvrzeno, že průměrné chyby predikované zbytkové refrakce pro BTC jsou (pro zbytkový astigmatismus a kumulativní zrakovou ostrost) téměř poloviční oproti alternativním vzorcům (viz výsledky uvedené tabulkou 4.1). Problematická je individuální volba parametrů IOL, kdy hodnota sférického ekvivalentu je vyráběna v krocích po 0,50 D a hodnoty korekčního cylindru lze volit od 0,75 D do 6,00 D v krocích po 0,75 D. Dále byl analyzován vliv vstupních parametrů kalkulace a teoreticky analyzováno chování vzorce dle změny vstupních parametrů, díky čemuž byly definovány maximální přípustné odchylky vstupních parametrů, které by ovlivnily výslednou optickou mohutnost. Vytvořenou metodiku, podobu vstupních dat a volbu parametrů IOL představuje dílčí závěr kapitoly 4.5. U modelu SN6ATx je hodnota sférického ekvivalentu udávána v krocích po 0,50 D a hodnoty korekčního cylindru lze volit od 0,75 D do 6,00 D v krocích po 0,75 D. Operační plán byl téměř vždy vytvářen s jistým kompromisem tak, aby minimalizoval plánovanou zbytkovou refrakci, respektive blížil se k optimální emetropii (první záporná hodnota sférického ekvivalentu), aby bylo dosaženo nejlepší plánované zrakové ostrosti bez nutnosti použití brýlové korekce.

Naprostá většina (94,44 %) očí byla s residuálním refrakčním astigmatismem a chybou jeho predikce (86,67 % očí) do $\leq 0,75$ D. Shodně s porovnávanými publikacemi (konkretizuje tabulka 7.1) byla procentuální četnost pooperační nekorigované zrakové ostrosti 1,0 a lepší zjištěna u 80 % očí. Přestože dokážeme přesně definovat velikost astigmatismu, který bude korigován, možnost plné korekce zůstávala omezená

dle výrobních rozsahů. Operační plán je tak téměř vždy zatížen očekávanou zbytkovou refrakcí. [101–104]

Tabulka 7.1: Komparace pooperačních zrakových funkcí s publikovanými výsledky studií (využívajících BTC a korekci pomocí IOL SN6ATx).

	Clark [101]	Gundersen [102]	Yeu [103]	Yang [104]	dis. Fůs 2024	
IOL model	SN6ATx	SN6ATx/ZCT	SN6ATx	SN6ATx/ZCT	SN6ATx	
počet očí	31	74	44	79	90	
RRA [%]	$\leq 0,25 D$	38,71	33	78	50	50,00
	$\leq 0,50 D$	77,42	77	96	84	84,44
	$\leq 0,75 D$	83,87	89	100	94	94,44
chyba predikce RRA [%]	$\leq 0,25 D$		n/a	48	33	33,33
	$\leq 0,50 D$	n/a	57	81	67	66,67
	$\leq 0,75 D$		80	98	87	86,67
poop. UDVA [%]	$\geq 0,8$			98	97	96,67
	$\geq 1,0$	n/a	n/a	82	80	80,00

RRA – residuální refrakční astigmatismus; UDVA – nekorigovaná zraková ostrost do dálky; n/a – nedostupná data; data disertační práce zvýrazněna modře

Použití nově navržené hodnoty korekčního faktoru IOL $A\text{-constant} = 119,40$ se by navýšilo zvolenou optickou mohutností IOL v průměru přibližně o 0,30 D, což by eliminovalo mírné podkorigování. Vzhledem k variabilitě metodik operačních plánů, operačních technik, modelů IOL nebo počtu sledovaných očí je velmi obtížné provést adekvátní a relevantní srovnání výsledků vektorové analýzy. Přesto lze komparaci s vybranými studiemi, uvedenými tabulkou 7.2, považovat za velmi příznivou. Rozdíl mezi SIA_{total} a TIA , resp. ME , poukazuje na trend mírného podkorigování astigmatismu v souboru dat oproti původnímu operačnímu plánu. [105–110]

Výslednou průměrnou hodnotu námi sledovaného souboru ($SIA_{cornea} = 0,42 D$ v 9°) lze obecně považovat za žádaně nízkou a v rámci intervalu porovnávaných studií (tabulka 3). Hodnota prakticky odpovídá výsledné průměrné absolutní chybě predikce pooperačního astigmatismu. [111–118]

Tabulka 7.2: Komparace vektorových analýz korekce astigmatismu pomocí torické IOL.

autor (počet očí)	IOL model	SIA_{total} [D]	TIA [D]	DV [D]	CI [-]	ME [D]	IOS [-]	prům. RRA [D]
Krall [105] (88)	AT TORBI 709M	2,50 ± 1,21	2,37 ± 1,15	0,46 ± 0,46	1,09 ± 0,20	0,16 ± 0,46	0,22 ± 0,21	0,43 ± 0,48
Kawahara [106] (18)	SN6Atx	1,90 ± 0,99	2,00 ± 0,85	0,87 ± 0,56	0,95 ± n/a	n/a	0,44	0,73 ± 0,55
Bachernegg [107] (30)	Bi-Flex toric	2,39 ± 0,73	2,35 ± 0,66	0,41 ± 0,45	1,02 ± 0,25	n/a	n/a	0,28 ± 0,61
Nováček [108] (35)	Bi-Flex 677T	1,45 ± n/a	1,50 ± n/a	0,17 ± n/a	0,96 ± n/a	-0,12 ± 0,33	n/a	-0,17 ± 0,31
Warwick [109] (85)	T-flex 623T	3,37 ± 1,17	3,24 ± 1,00	1,23 ± 0,94	1,05 ± n/a	0,13 ± 0,77	0,38	1,36 ± 1,13
Alió [110] (12)	AC 646 TLC	4,18 ± 2,66	4,54 ± 2,72	0,47 ± 0,61	0,91 ± 1,23	-0,36 ± 0,54	0,11 ± 0,15	-0,45 ± 0,63
dis. Fůs 2024 (90)	SN6Atx	1,73 ± 1,01	1,86 ± 1,20	0,42 ± 0,33	1,01 ± 0,09	-0,13 ± 0,84	0,27 ± 0,25	0,38 ± 0,35

RRA – residuální refrakční astigmatismus; n/a – nedostupná data; data disertační práce zvýrazněna modře

Tabulka 7.3: Porovnání SIA_{cornea} s vybranými studiemi (pouze manuálně vytvořené korneální incize, hodnocení pomocí konvenčních keratometrů).

autor	počet očí	parametry incize		SIA_{cornea} [D]
		umístění	šíře [mm]	
Yang [111]	30	120°	1,8	0,25 ± 0,10
	30	120°	2,2	0,27 ± 0,10
Nikose [112]	134	Temporal	2,8	0,77 ± 0,62
	122	Superior	2,8	1,29 ± 0,70
Langenbucher [113]	122	Superior	2,5	0,24 ± 0,33
Fernández [114]	90	Superior	2,2	0,12 ± 0,64
Yoon Y [115]	69	Steep axis	2,2	0,41 ± 0,27
Kamiya [116]	200	Temporal	2,8	0,18 ± 0,60
Yoon JH [117]	30	Temporal	3,0	0,64 ± 0,44
	30	Nasal	3,0	0,78 ± 0,64
Kagnici [118]	33	Superior	2,8	0,46 ± n/a
dis. Fůs 2024	90	Superior	2,2	0,42 ± 0,35

data disertační práce zvýrazněna modře

7.3 Pooperační analýza polohy torické IOL

Pro analýzu polohy torické IOL byl úspěšně vytvořen originální software zahrnující hodnocení změny pooperační zrakové ostrosti, hodnotu indukovaného astigmatismu rohovky, grafickou analýzu umožňující definování polohy torické IOL v kapsulárním vaku a aproximaci vlivu na residuální refrakční astigmatismus. Exaktní hodnocení jednotlivých aberací a jeho separaci vnitřního astigmatismu by vyžadovalo využití wavefront analýzy pomocí aberometrie. Vzhledem k tomu, že tato technologie nebyla na klinickém pracovišti dostupná, bylo využito aproximace jednotlivých polohových faktorů a následně jejich sumace odečtená od rohovkového astigmatismu. I přes zachování metodiky předoperačního vyšetření, výpočtu a operace lze u malého procenta pacientů v této skupině nalézt tzv. refrakční překvapení. Kromě metodiky předoperačního vyšetření a kalkulace ovlivňují výsledek zákroku i pooperačně vzniklé faktory související s polohou IOL v kapsulárním vaku. V odborných publikacích neexistuje jednotný přístup k hodnocení a pooperační analýze. V přehledu současného stavu je představen přehled možností a principů metod pro zobrazení polohy IOL v kapsulárním vaku. Žádná publikace však nepředstavuje komplexní řešení, vždy se zaměřuje na maximálně dva polohové parametry. Z tohoto důvodu bylo úkolem této práce ověřit možnosti vlastního návrhu grafické analýzy snímků z dostupných diagnostických přístrojů na pracovišti a jejich pomocí realizovat analýzu vlastních dat. Vzhledem k tomu, že snímky předního segmentu ze systému Verion byly zaznamenávány pouze jako printscreen aktuálního náhledu v infračerveném režimu předcházejícímu vlastnímu vyšetření, stalo se významným limitujícím faktorem jejich rozlišení. Na rozdíl od řešení identifikace oka na snímku, využívajících vyhledávání zornice a limbu, které jsou výrazně kontrastní vůči duhovce nebo sklěře, jsou námi analyzované snímky podmíněny dostatečnou arteficiální mydriázou. Testováno bylo několik variant přístupů, ale žádným z nich nebylo dosaženo požadované účinnosti, protože naprostá většina snímků nedosahovala optimálních podmínek. Ačkoli zvolená hybridní metoda vyžaduje spolupráci uživatele, významnou výhodou je její univerzálnost použití, a to i v případě nekvalitních snímků nebo nekompletního zobrazení IOL. Řešení bylo experimentálně ověřeno prostřednictvím alternativní aplikace, kdy byla modifikovaná verze návrhu použita k hodnocení změn polohy nitrooční čočky indukovaných Nd:YAG kapsulotomií formou bakalářské práce i publikace [119, 120], na kterou navázala odborná publikace metodiky a vlastního softwaru pro hodnocení decentralizace, sklonu a úhlové orientace torických IOL. [121]

Níže jsou vyhodnocované parametry decentrace, náklonu i rotace IOL porovnány s alternativními publikacemi. Přímou konfrontaci komplikují rozdíly v metodice operačního plánu, velikosti a etnicitě populace, variabilitě modelů IOL a samozřejmě i samotné metodice stanovení parametrů. Kromě toho může být přepočítání na konečné hodnoty zatíženo chybou v důsledku rozdílného rozlišení snímků.

Výslednou hodnotu vektoru decentrace našeho souboru (průměrná hodnota $dec_v = 0,36 \pm 0,20$ mm, při průměru $dec_x = 0,26 \pm 0,19$ mm v horizontální a $dec_y = 0,20 \pm 0,19$ mm ve vertikální rovině) byla v rozsahu výsledků porovnávaných s vybranými výsledky jiných autorů: Assia [122] (125 očí, štěrbinová lampa, centrace vůči pupilární ose) $dec_v < 0,50$ mm; Baumeister [123] (21 očí, štěrbinová lampa, pupilární osa) $dec_v = 0,19 \pm 1,46$ mm pro sférické a $dec_v = 0,27 \pm 0,16$ mm pro asférické IOL; de Castro [124] (21 očí, Purkyňův obraz, pupilární osa) horizontální $dec_x = 0,34 \pm 0,19$ mm a vertikální $dec_y = 0,17 \pm 0,23$ mm, ale při použití Scheimpflugova zobrazovacího systému horizontální $dec_x = 0,23 \pm 0,19$ mm s vertikální decentrací $dec_y = 0,19 \pm 0,20$; Wang [66] (39 očí, AS-OCT, pupilární osa) $dec_v = 0,56 \pm 0,31$ mm; Gu [125] (56 očí, AS-OCT, n/a) $dec_v = 0,21 \pm 0,02$ mm; Humbert [126] (19 očí, fotoeditor, zřaková osa) průměrná $dec_v = 0,78$ mm. Námi navrhované řešení umožňuje uživateli libovolně zvolit referenční bod - tj. vztáhnout decentraci k libovolné struktuře nebo části obrazu. Díky znalosti průměru implantátu lze decentraci uvádět v jednotkách délky, pro lepší orientaci uživatele je zvlášť uvedena horizontální a vertikální poloha, která je pak prezentována směrovým vektorem, a další zjednodušení přináší slovní označení v anatomickém popisku. Experimentálně bylo prokázáno, že kritická hodnota decentrace IOL pro výskyt aberací (zejména u asférických designů) ovlivňujících visus je hranice přibližně 0,50 mm [57, 127, 128], přičemž za běžné hodnoty je považována decentrace do 0,30 mm [116].

Náklon byl hodnocen ve vybraných meridiánech největšího náklonu a v kolmém meridiánu z celkem 8 OCT snímků, jeho průměrná hodnota byla rovna $\tau_{IOL} = 4,58 \pm 2,09^\circ$. Kritickým a diskutabilním faktorem je nutnost manuálního zarovnání přístroje a vycentrování zóny pro vytvoření tomografického řezu, a tím zaručení adekvátní referenční roviny. Za nejoptimálnější postup bylo považováno provedení vyšetření a zarovnání skenu tak, aby centrální část skenu procházela osou vidění. Podle literatury je běžná hodnota náklonu kolem 3° v závislosti na anatomickém sklonu lidské čočky a κ -angle. [57–60, 125] Srovnání s alternativními přístupy ztěžuje vyhodnocení meridiánu; ve většině případů nebyl hledán meridián největšího náklonu, nýbrž byl

diskrétně hodnocený náklon v horizontále a vertikále. To zřejmě vysvětluje skutečnost, že výsledná průměrná hodnota náklonu našeho souboru může být vyšší s při komparaci s alternativními studii: Baumeister [123] (21 očí, štěrbinová lampa) průměrný náklon $\tau_{IOL} = 2,89 \pm 1,46^\circ$ (sférická IOL) a $\tau_{IOL} = 2,85 \pm 1,36^\circ$ (asférická); Rosales [129] (21 očí, zobrazovací systém Scheimpflug) $\tau_{IOL} = 1,54^\circ$; de Castro [124] (12 očí, zobrazovací systém Scheimpflug) průměrný náklon $\tau_{IOL} = 0,24^\circ$; Wang [66] (39 očí, AS-OCT) průměrný náklon $\tau_{IOL} = 2,94 \pm 0,99^\circ$; Wendelstein [130] (54 očí, Aspira-aXA IOL - průměr 7 mm, zobrazovací systém Scheimpflug) průměrný náklon $\tau_{IOL} = 1,50^\circ$; Gu [125] (56 očí, AS-OCT, SN60WF) $\tau_{IOL} = 4,75 \pm 1,66^\circ$. Jako nejvýznamnější byla zjištěna souvislost náklonu a optické mohutnosti IOL, kdy přímá úměra tohoto vztahu pravděpodobně souvisí s nárůstem celkového objemu a váhy IOL u vyšší mohutnosti, což zřejmě vede k větší náchylnost k náklonu. Očekávaná souvislost s κ -angle nebyla prokázána. Náklon dále slabě negativně koreloval s fyziologickými parametry AL , ALT a K_{ave} a také slabě pozitivně s WtW .

Rozdíl pooperační úhlové polohy IOL oproti operačnímu plánu nebyl statisticky významný a průměrná rotace činila $4,13 \pm 3,33^\circ$. Rotace IOL dle pozice haptik byla porovnáována s alternativními snímky z přístroje *Visucam*, kde byla rotace vyhodnocována dle polohy označovacích bodů. Rozdíl výsledných hodnot (roven $1,80 \pm 1,61^\circ$) nebyl statisticky významný. Jeho příčinou byla pravděpodobně rozdílná poloha hlavy pacienta při změně vyšetřovací techniky vedoucí k cyklorotaci oka. Metodiku aproximace úhlové polohy dle pozice haptik tak lze považovat za relevantní. Rotace torické IOL oproti operačnímu plánu stále spadá do intervalu kritéria maximální přípustných hodnot (5°), která významně neovlivní vizuální věrnost obrazu [84]. Při porovnání výsledků vybraných a srovnatelných studií (pouze modely IOL *SN6ATx* se stejným rotačně-stabilizačním mechanismem) lze metodiku chirurgie považovat za příznivou a v rámci intervalu komparovaných hodnot – viz tabulka 7.4. [126, 131–139]

Tabulka 7.4: Porovnání průměrné rotace vůči operačnímu plánu.

autor	počet očí	rotace IOL [°]	systém hodnocení
Bauer [131]	53	3,50 ± 1,90	biomikroskopie
Mendicute [132]	30	3,63 ± 3,11	biomikroskopie
Mingo-Botin [133]	20	3,65 ± 2,96	photo editor
Visser [134]	67	3,20 ± 2,80	biomikroskopie
Grohlich [135]	41	4,92 ± 4,10	nespecifikováno
Zhu [136]	75	8,83 ± 5,26	photo editor
Humbert [126]	19	5,68 ± n/a	photo editor
Carey [137]	51	2,55 ± 2,76	biomikroskopie
		2,65 ± 1,98	rohovkový analyzátor
Holland [138]	256	3,80 ± n/a	biomikroskopie
Lee [139]	626	2,72 ± n/a	nespecifikováno
dis. Fůs 2024	90	4,13 ± 3,33	vlastní software

n/a – nedostupná data; data disertační práce zvýrazněna modře

Posouzení *ELP*, respektive *ALP* bylo ztíženo nepublikovanou metodikou výpočtu pomocí *BTC*. Zjednodušený výpočet *ALP* se od skutečných hodnot lišil v průměru o $0,74 \pm 0,24$ mm; k zohlednění této skutečnosti byla použita retrospektivní lineární regresní analýza. Předoperační parametry *ACD*, *LT* a *WtW* byly pro predikci *ALP* dostačující s nesignifikantním rozdílem vůči reálné hodnotě, který činil průměrně $0,16 \pm 0,18$ mm. Z našeho pohledu bylo překvapivé, že koeficient *AL* nebyl pro odhad *ALP* alespoň stejně významný jako ostatní axiální parametry oka.

Důsledek a vliv jednotlivých polohových faktorů IOL byl úspěšně aproximován softwarem na základě dostupných teoretických přístupů, vztahujících se ke sledovanému modelu IOL, případně k jeho sférické alternativě SN60WF. Význam hodnocení samostatných faktorů spočívá zejména při hledání příčiny refrakčního překvapení. Díky tomu by bylo možné odhalit potenciální kritický faktor a zohlednit jej při vytváření plánu reoperace. Po sumaci odhadů vlivu všech sledovaných polohových faktorů a cylindrického účinku samotné IOL, který byl odečten od pooperační keratometrie rohovky, bylo možné realizovat odhad pooperačního residuálního refrakčního astigmatismu. Po převodu na brýlovou korekci byl průměrný vektorový rozdíl aproximace a reálné pooperační hodnoty roven $0,51 \pm 0,33$ D. Což lze při zanedbání aberací vyšších řádů nebo vlivu zadní plochy rohovky považovat za přijatelný odhad na hranici klinicky nerelevantní (vzhledem k individualitě subjektivního vjemu) hodnoty

astigmatismu. Komparativní studie, které aplikovaly uvedenou metodiku nebyly nalezeny. Pro pokročilé hodnocení spolehlivosti pooperační aproximace vlivu polohových faktorů IOL je možným návrhem konfrontace výsledků s výstupem vyšetření aberometrie optického systému oka.

7.4 Realizace návrhu potenciálního využití získaných dat

Získaná data se vyhodnocují primárně numericky, ale právě v případech pooperačního refrakčního překvapení, kdy nalzáme neočekávaně nedostatečnou zrakovou ostrost v důsledku změny polohy IOL oproti operačnímu plánu, je nutná reoperace, která nemusí nutně znamenat explantaci. V závislosti na příčině, lze realizovat "pouze" repozici implantované torické IOL. Prostorovou představitost orientace polohy IOL v kombinaci všech faktorů považujeme za náročnou, proto by chirurgovi mohla být nápomocna virtuální vizualizace. Tato idea byla realizována jako samostatný navazující projekt, respektive jako návrh implementace předoperačních a pooperačních dat k vytvoření desktopové aplikace s možností generace prototypu virtuálního a interaktivního modelu oka – realizováno v rámci projektu studentské grantové soutěže *SGS21/139/OHK4/2T/17, Interaktivní model oka pro vizualizaci polohy intraokulární čočky, řešitel/navrhovatel: Ing. Fůs Martin, spoluřešitel: doc. MUDr. Šárka Pitrová.*

Vytvoření aplikace bylo podmíněno uživatelskou přívětivostí, přestože bylo potřeba zadání značného množství vstupních dat. Jejich přenos a propojení s grafickým softwarem bude možné zjednodušit pomocí sdílené databáze nebo přenosem pomocí QR kódu uvedeného ve výsledném reportu. Po načtení parametrů nebo jejich zadání (viz obrázek 7.1) byl skript schopen transformovat 3D model oka. Ke každému anatomickému parametru jsou přiřazeny "kosti" a "váhy" pro ovládání samotné parametrizace a následně pomocí modifikátorů "*hook & shrinkwrap*" pro změnu celé oční koule bylo dosaženo zachování spojitého tvaru anatomických struktur (například rohovky). Náhled bude interaktivně nastavitelný s implementací funkcí zoom, rotace v prostoru, změna transparence jednotlivých anatomických struktur, úpravy průměru zornice, zobrazení nebo skrytí úhlové stupnice atd (obrázek 7.2). [140]

Tony Stark, 650404

Eye parameters

Right Left

AL 23.73 mm

CCT 542 um

WtW 12.11 mm

pACD 4.42 mm

K1 42.13 D

A1 97 °

K2 43.34 D

A2 177 °

IOL parameters

AcrySof SN6ATx

Sph 22 D Cyl T5

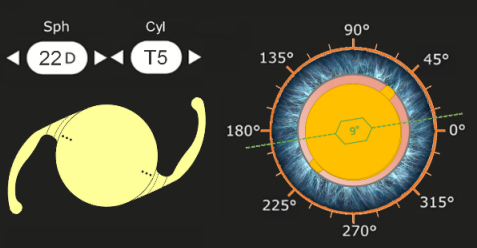
Originally Calculated IOL Axis: 4 °

Current IOL Alignment: 9 °

IOL tilt in critical meridian: 5 ° | 0 °

IOL tilt in perpen. meridian: 0 ° | 90 °

decentration to pupil on axes: X 1.41 mm | Y 45 °

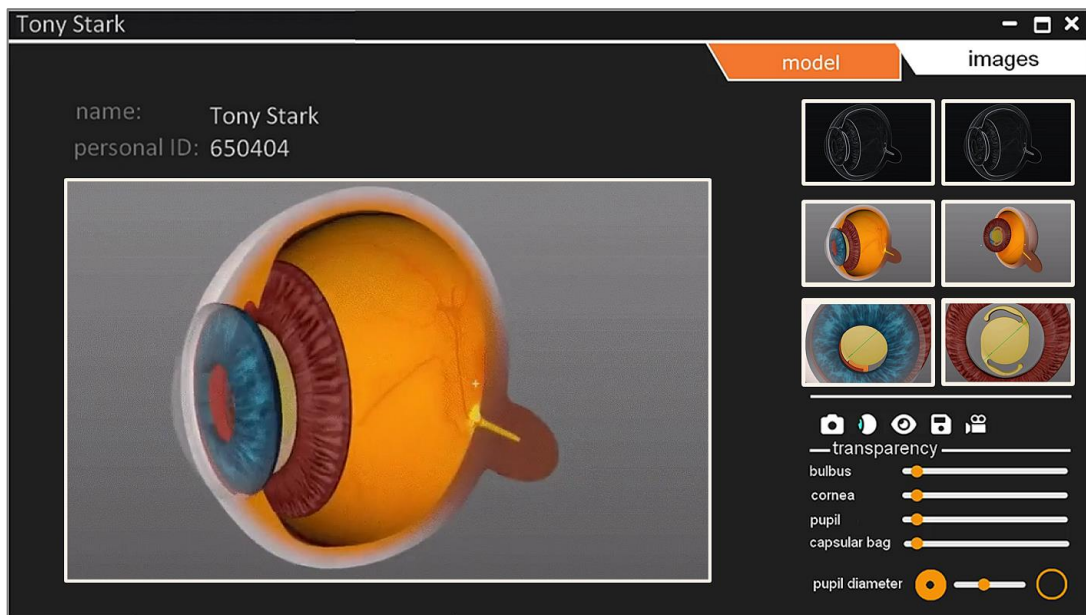


Notes:

- measured 5w postsur.; missalignment 5°;
- VA OD: 1.0 with +0.25 = 0.75/180

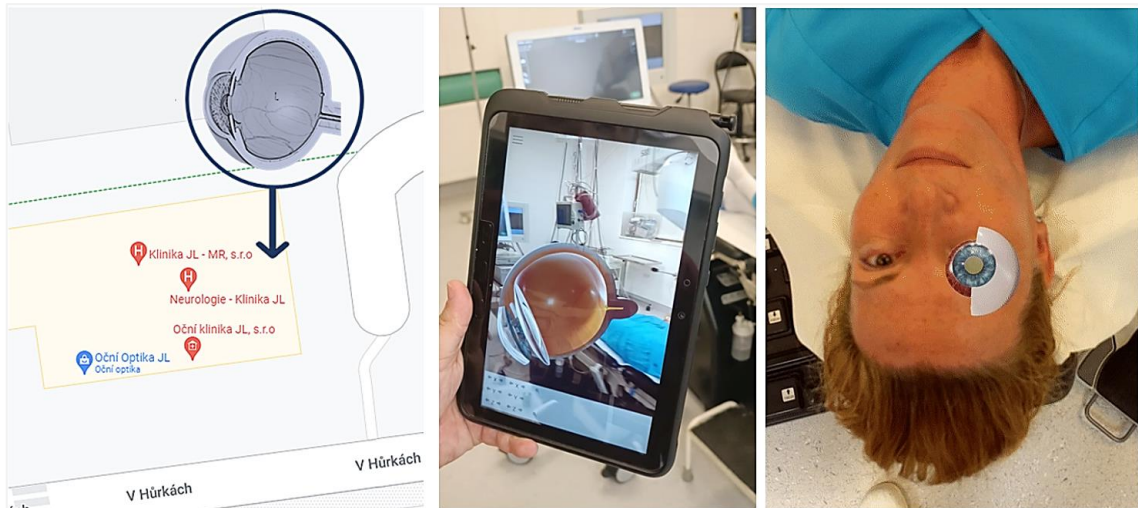
save cancel

Obrázek 7.1: Formulář vstupních dat pro virtuální 3D model oka. [140]



Obrázek 7.2: Pilotní design aplikace pro interaktivní parametrickou modifikaci 3D modelu oka. [140]

Ve spolupráci se *SAGElab FIT ČVUT* byla experimentálně ověřena možnost implementace prototypu oka v rozšířené realitě pomocí individuálně upraveného plug-inu v grafickém enginu Blender. Virtuální prostředí bylo prolno s reálným umístěním operačního sálu pomocí videokamery a pevných souřadnic podle GPS (viz obrázek 7.3). Model bylo experimentálně možné vizualizovat do zorného pole operátora i do koincidenční polohy s operovaným okem, kde může být k dispozici jako vzorové vodítko při repozici torické IOL. [140]



Obrázek 7.3: Rozšířená realita s projekcí virtuálního modelu oka dle GPS lokalizačních dat na operačním sále pracoviště Oční kliniky JL. [140]

7.5 Přínos disertační práce pro biomedicínské inženýrství

Doposud nebyla publikována práce zahrnující komplexní řešení intraokulární korekce astigmatismu a souhrnné hodnocení vlivu pooperačních polohových faktorů torické IOL na residuální refrakční astigmatismus. Disertační práce předkládá výsledky multioborové spolupráce na úrovni oftalmologie, optometrie a biomedicínského inženýrství vytvářející koncepční řešení od prvotní diagnostiky základních parametrů oka až pooperační hodnocení.

Residuální astigmatismus po operaci významně ovlivní zrakovou ostrost a kvalitu života pacienta. Vzhledem ke stoupajícímu trendu dostupnosti chirurgického řešení (a procentuálním zastoupení pacientů s rohovkovým astigmatismem) musí být celý proces maximálně efektivní. Kontext nutné finanční spoluúčasti pacienta (v podobě úhrady implantátu) umocňuje jeho nároky a očekávání nezávislosti na brýlové korekci. Proto byla vytvořena a vyhodnocena metodika předoperační diagnostiky a kalkulace, která:

- a) umožňuje iterativní individualizaci operačního plánu,
- b) umožňuje adjustaci metodiky pro další chirurgy,
- c) prokázala snížení hodnoty pooperačního residuálního astigmatismu u pacientů operovaných na pracovišti Oční kliniky JL.

V souladu s citovanými publikacemi je zřejmé, že i přes zohlednění předoperačních i perioperačních faktorů a za aplikace identické metodiky se vyskytují tzv. refrakční

překvapení vedoucí k nespokojenosti pacienta s výsledkem. U takovýchto případů je nezbytné minimálně zdravotně a ekonomicky zatěžující řešení. Vytvořený koncept pooperační diagnostiky, který prezentuje disertační práce, může mít potenciál a následující uplatnění v oftalmologické praxi pro:

- d) komplexní management pooperační diagnostiky,
- e) důkazní charakter dat prokazující správnost léčebného postupu,
- f) snížení nákladů zdravotní péče u nespokojeného pacienta prostřednictvím redukce počtu návštěv a přístrojového vyšetření – umožní identifikovat konkrétní příčiny refrakčního překvapení běžně dostupnými diagnostickými přístroji, a to při jediné kontrole,
- g) identifikaci konkrétní příčiny residuálního astigmatismu, což může vést v lehčích případech k realizaci repozice korekční osy nebo centrace IOL, namísto doplňujícího laserového refrakčního výkonu, nebo dokonce k výměně IOL, což by představovalo další náklady a potenciálně významná zdravotní rizika vedoucí k dalšímu poklesu zrakové ostrosti.

Konkrétní klinicko-ekonomické dopady problematiky by mohly být vhodným předmětem dalšího samostatného výzkumu. V úvahu přichází komparace nákladové efektivity alternativních řešení korekce astigmatismu z pohledu privátního i státního zdravotnického zařízení, nebo z pohledu pacienta a benefitu jeho „investice“ do prémiových IOL.

8 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 byla úspěšně zvýšena, respektive průměrný residuální refrakční astigmatismus byl nižší 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 navržení aktualizace predikčních faktorů formou personalizace parametru *A-constant* (na 119,4) a parametru *SIA_{cornea}* (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 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] HILL, Warren E. Improving IOL Power Calculation Accuracy...Are We There Yet? In: Richard L. LINDSTROM, ed. *General Session at the 2022 ASCRS Annual Meeting* [online]. Washington DC: ASCRS, nedatováno. Dostupné z: <https://ascrs.org/clinical-education/presentations-on-demand/meetings/2022-ascrs-annual-meeting/sessions/2022-gs-2?videoid=6304994288001>.
- [4] 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.
- [5] 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
- [6] 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
- [7] 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
- [8] 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/archophthamol.2011.178
- [9] 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
- [10] 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.ophtha.2023.10.010
- [11] GUAN, Zhao, Fei YUAN, Yuan-Zhi YUAN a Wei-Ran NIU. Analysis of corneal astigmatism in cataract surgery candidates at a teaching hospital in Shanghai, China. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2012, **38**(11), 1970–1977. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2012.07.025
- [12] LEKHANONT, Kaevalin, Wadakarn WUTHISIRI, Porntip CHATCHAIPUN a Anun VONGTHONGSRI. Prevalence of corneal astigmatism in cataract surgery candidates in Bangkok, Thailand. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2011, **37**(3), 613–615. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2010.12.038
- [13] HOFFMANN, Peter Christian a Werner W. HÜTZ. Analysis of biometry and prevalence data for corneal astigmatism in 23,239 eyes. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2010, **36**(9), 1479–1485. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2010.02.025
- [14] KHAN, Mohammad I. a Mohammed MUHTASEB. Prevalence of corneal astigmatism in patients having routine cataract surgery at a teaching hospital in the United Kingdom. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2011, **37**(10), 1751–1755. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2011.04.026
- [15] MA, Wei, Chengguo ZUO a Weirong CHEN. Prevalence of Corneal Astigmatism in Patients before Cataract Surgery in Western China. *Journal of Ophthalmology* [online]. 2020, **2020**, 1–6. Dostupné z: doi:10.1155/2020/5063789.
- [16] YUAN, Xiaoyong, Hui SONG, Gang PENG, Xia HUA a Xin TANG. Prevalence of Corneal Astigmatism in Patients before Cataract Surgery in Northern China. *Journal of Ophthalmology* [online]. 2014, **2014**, 536412. ISSN 2090-004X. Dostupné z: doi:10.1155/2014/536412
- [17] SHARMA, Anuj, Sonia PHULKE, Anugya AGRAWAL, Isha KAPOOR a Rakesh Kumar BANSAL. Prevalence of Astigmatism in Patients Undergoing Cataract Surgery at a Tertiary Care Center in North India. *Clinical Ophthalmology (Auckland, N.Z.)* [online]. 2021, **15**, 617–622. ISSN 1177-5467. Dostupné z: doi:10.2147/OPHTH.S291467
- [18] YU, Ji-Guo, Jie ZHONG, Zhong-Ming MEI, Fang ZHAO, Na TAO a Yi XIANG. Evaluation of biometry and corneal astigmatism in cataract surgery patients from

- Central China. *BMC ophthalmology* [online]. 2017, **17**(1), 56. ISSN 1471-2415. Dostupné z: doi:10.1186/s12886-017-0450-2
- [19] MOHAMMADI, Mehran, Mohammad NADERAN, Rozhin PAHLEVANI a Ali JAHANRAD. Prevalence of corneal astigmatism before cataract surgery. *International Ophthalmology* [online]. 2016, **36**(6), 807–817. ISSN 1573-2630. Dostupné z: doi:10.1007/s10792-016-0201-z
- [20] ARTAL, Pablo. *Handbook of visual optics*. Boca Raton: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2017. ISBN 9781482237863.
- [21] ROSENFELD, Mark a Nicola LOGAN. *Optometry: Science, Techniques and Clinical Management E-Book*. B.m.: Elsevier Health Sciences, 2016. ISBN 978-0-7020-5189-0.
- [22] VENTURA, Liliane, Fabrice MANNIS, Per G. SÖDERBERG, Gunter C.D. OLIVEIRA, D.E. GROOTE, a JEAN-JACQUES. *Surgical device for supporting corneal suturing* [online]. Dostupné z: doi:10.1117/12.805970.
- [23] PATEL, Sudi a Larysa TUTCHENKO. The refractive index of the human cornea: A review. *Contact Lens & Anterior Eye: The Journal of the British Contact Lens Association* [online]. 2019, **42**(5), 575–580. ISSN 1476-5411. Dostupné z: doi:10.1016/j.clae.2019.04.018
- [24] ALPINS, Noel. *Practical Astigmatism: Planning and Analysis*. B.m.: Slack Incorporated, 2018. ISBN 978-1-61711-995-8.
- [25] ALPINS, N. Astigmatism analysis by the Alpíns 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
- [26] PREUSSNER, Paul-Rolf, Jochen WAHL, Hedro LAHDO a Burkhard D.I.C.K. OLIVER FINDL. Ray tracing for intraocular lens calculation. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online] [online]. 2002, **28**(8), 1412–1419. Dostupné z: doi:10.1016/S0886-3350(01)01346-3.
- [27] HOFFMANN, Peter C., Jochen WAHL, Werner W. HÜTZ a Paul-Rolf PREUSSNER. A ray tracing approach to calculate toric intraocular lenses. *Journal of Refractive Surgery (Thorofare, N.J.: 1995)* [online]. 2013, **29**(6), 402–408. ISSN 1081-597X. Dostupné z: doi:10.3928/1081597X-20130515-04
- [28] NABIL, Karim. OKULIX ray-tracing software versus third generation formulas: compatibility or superiority? *Delta Journal of Ophthalmology* [online]. 2022, **23**, 98. Dostupné z: doi:10.4103/djo.djo_77_21
- [29] LANGENBUCHER, Achim, Nóra SZENTMÁRY, Alan CAYLESS, Johannes WEISENSEE, Jascha WENDELSTEIN a Peter HOFFMANN. The Castrop formula for calculation of toric intraocular lenses. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology = Albrecht Von Graefes Archiv Fur Klinische Und Experimentelle Ophthalmologie* [online]. 2021, **259**(11), 3321–3331. ISSN 1435-702X. Dostupné z: doi:10.1007/s00417-021-05287-w

- [30] IOL Power Selection by Pattern Recognition. *CRSTG / Europe Edition* [online]. [vid. 2024-04-05]. Dostupné z: <https://crstodayeurope.com/articles/new-frontiers-in-iol-prediction-for-improved-refractive-outcomes/iol-power-selection-by-pattern-recognition/>
- [31] XIA, Tina, Christine E. MARTINEZ a Linda M. TSAI. Update on Intraocular Lens Formulas and Calculations. *Asia-Pacific Journal of Ophthalmology* [online]. 2020, **9**(3), 186–193. ISSN 21620989. Dostupné z: doi:10.1097/APO.0000000000000293
- [32] BARRETT, G. D. Intraocular lens calculation formulas for new intraocular lens implants. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 1987, **13**(4), 389–396. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1016/s0886-3350(87)80037-8
- [33] BARRETT, G. D. An improved universal theoretical formula for intraocular lens power prediction. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 1993, **19**(6), 713–720. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1016/s0886-3350(13)80339-2
- [34] ROACH, Linda, Amar AGARWAL, Douglas D. KOCH a William B. TRATTLER. Toric IOL Calculations: Consider the Posterior Cornea. *American Academy of Ophthalmology* [online]. 2014, **2014** [vid. 2024-04-05]. Dostupné z: <https://www.aao.org/eyenet/article/toric-iol-calculations-consider-posterior-cornea>
- [35] GUPTA, A. K. a Krishna VAITHEESWARAN. *Contemporary Perspectives on Ophthalmology, 10e*. B.m.: Elsevier Health Sciences, 2019. ISBN 978-81-312-5356-4.
- [36] LIU, Jiewei, Li WANG, Feiyan CHAI, Yu HAN, Suqin QIAN, Douglas D. KOCH a Mitchell P. WEIKERT. Comparison of intraocular lens power calculation formulas in Chinese eyes with axial myopia. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2019, **45**(6), 725–731. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2019.01.018
- [37] KOCH, Douglas D., Shazia F. ALI, Mitchell P. WEIKERT, Mariko SHIRAYAMA a Richard J.E.N.K.I.N.S. LI WANG. *Contribution of posterior corneal astigmatism to total corneal astigmatism* [online]. 2012. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2012.08.036.
- [38] KOCH, Douglas D., Richard B. JENKINS, Mitchell P. WEIKERT a Elizabeth Y.E.U. LI WANG. *Correcting astigmatism with toric intraocular lenses: Effect of posterior corneal astigmatism* [online]. 2013. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2013.06.027.
- [39] FERRER-BLASCO, Teresa, Robert MONTÉS-MICÓ, Sofia C. PEIXOTO-DE-MATOS, José M. GONZÁLEZ-MÉIJOME a Alejandro CERVIÑO. Prevalence of corneal astigmatism before cataract surgery. *Journal of Cataract and Refractive*

- Surgery* [online]. 2009, **35**(1), 70–75. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2008.09.027
- [40] BREGNHØJ, Jesper F. a Pourang M.A.T.A.J.I. KRISTIAN NAESER. Refractive, anterior corneal and internal astigmatism in the pseudophakic eye. *Acta Ophthalmologica* [online] [online]. 2015, **93**(1), 33–40. Dostupné z: doi:10.1111/aos.12418.
- [41] ABULAFIA, Adi, Douglas D. KOCH, Li WANG, Warren E. HILL, Ehud I. ASSIA, Maria FRANCHINA a Graham D. BARRETT. New regression formula for toric intraocular lens calculations. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2016, **42**(5), 663–671. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2016.02.038
- [42] GOGGIN, Michael, Katherine ZAMORA-ALEJO a Adrian E.S.T.E.R.M.A.N. LOURENS VAN ZYL. Adjustment of Anterior Corneal Astigmatism Values to Incorporate the Likely Effect of Posterior Corneal Curvature for Toric Intraocular Lens Calculation. *Journal of Refractive Surgery* [online] [online]. 2015, **31**(2), 98–102. Dostupné z: doi:10.3928/1081597X-20150122-04.
- [43] GOGGIN, Michael. Toric intraocular lenses: Evidence-based use. *Clinical & Experimental Ophthalmology* [online] [online]. 2022, **50**(5), 481–489. Dostupné z: doi:10.1111/ceo.14106.
- [44] HO, J.D., C.Y. TSAI, R.J. TSAI, L.L. KUO, I.L. TSAI a S.W. LIOU. Validity of the keratometric index: evaluation by the Pentacam rotating Scheimpflug camera. *J Cataract Refract Surg* [online]. 2008, **Jan;34(1):137-45**. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2007.09.033.
- [45] YU, Y.B., Y.N. ZHU, W. WANG, Y.D. ZHANG, Y.H. YU a K. YAO. A comparable study of clinical and optical outcomes after 1.8, 2.0 mm microcoaxial and 3.0 mm coaxial cataract surgery. *International Journal of Ophthalmology* [online] [online]. 2016. Dostupné z: doi:10.18240/ijo.2016.03.13.
- [46] DEWEY, Steven, George BEIKO, Rosa BRAGA-MELE, Donald R. NIXON, Tal RAVIV, Kenneth ROSENTHAL, a ASCRS CATARACT CLINICAL COMMITTEE, INSTRUMENTATION AND IOLS SUBCOMMITTEE. Microincisions in cataract surgery. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2014, **40**(9), 1549–1557. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2014.07.006
- [47] HOLLADAY, Jack T, John R MORAN a Guy M KEZIRIAN. Analysis of aggregate surgically induced refractive change, prediction error, and intraocular astigmatism. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2001, **27**(1), 61–79. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1016/S0886-3350(00)00796-3
- [48] DENOYER, Alexandre, Xavier RICAUD, Charles VAN WENT, Antoine LABBÉ a Christophe BAUDOUIN. Influence of corneal biomechanical properties on surgically induced astigmatism in cataract surgery. *Journal of*

- Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2013, **39**(8), 1204–1210. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2013.02.052
- [49] VERION ALCON. *Reference Unit: VERION Vision Planner. Alcon a Novartis company, 2014.* nedatováno.
- [50] WEBERS, Valentijn S.C., Noel J.C. BAUER, Nienke VISSER, Tos T.J.M. BERENDSCHOT a Frank J.H.M.V.A.N.D.E.N.B.I.G.G.E.L.A.A.R. RUDY M.M.A. NUIJTS. Image-guided system versus manual marking for toric intraocular lens alignment in cataract surgery. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online] [online]. 2017, **43**(6), 781–788. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2017.03.041.
- [51] ELHOFI, Abdel Hamid a Hany Ahmed HELALY. Comparison Between Digital and Manual Marking for Toric Intraocular Lenses: A Randomized Trial. *Medicine* [online]. 2015, **94**(38), e1618. ISSN 0025-7974. Dostupné z: doi:10.1097/MD.0000000000001618
- [52] KOSE, Bulent a Hakika ERDOGAN. Comparison of Toric Intraocular Lens Alignment Using Image-Guided System and Manual Marking Technique. *Beyoglu Eye Journal* [online]. 2020, **5**(2), 108–113. ISSN 2587-0394. Dostupné z: doi:10.14744/bej.2020.40427
- [53] LIN, Hung-Yuan, Yi-Ting FANG, Ya-Jung CHUANG, Justin N. KARLIN, Hsin-Yang CHEN, Szu-Yuan LIN a Pi-Jung L.I.N. MING CHEN. A comparison of three different corneal marking methods used to determine cyclotorsion in the horizontal meridian. *Clinical Ophthalmology* [online] [online]. 2017, **11**, 311–315. Dostupné z: doi:10.2147/OPHTH.S124580.
- [54] FŮS, M. *Stanovení angulární pozice torických intraokulárních čoček: Determining angular position of toric intraocular lens.* Kladno: Fakulta biomedicínského inženýrství, České vysoké učení technické v Praze, 2017. Diplomová práce.
- [55] *Leica Microsystems* [online]. Germany [online]. 26. červenec 2022. Dostupné z: https://downloads.leica-microsystems.com/IOLcompass/Brochure%20or%20Flyer/IOL%20guidance%20brochure_en.pdf
- [56] *ZEISS ophthalmic microscopes* [online]. [vid. 2022-07-26]. Dostupné z: www.zeiss.com/meditec/int/products/surgical-microscopes/ophthalmic-microscopes/callisto-eye.html#overlay-benefits-2050492629.
- [57] ASHENA, Zahra, Sundas MAQSOOD, Syed Naqib AHMED a Mayank A. NANAVATY. Effect of Intraocular Lens Tilt and Decentration on Visual Acuity, Dysphotopsia and Wavefront Aberrations. *Vision (Basel, Switzerland)* [online]. 2020, **4**(3), 41. ISSN 2411-5150. Dostupné z: doi:10.3390/vision4030041
- [58] ALE, J. B. Intraocular lens tilt and decentration: a concern for contemporary IOL designs. *Nepalese journal of ophthalmology: a biannual peer-reviewed academic*

- journal of the Nepal Ophthalmic Society: NEPJOPH* [online]. 2011, **3**(1), 68–77. ISSN 2072-6805. Dostupné z: doi:10.3126/nepjoph.v3i1.4281
- [59] CHEN, Xiaoyun, Xiaoxun GU a Wei WANG. Characteristics and factors associated with intraocular lens tilt and decentration after cataract surgery. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online] [online]. 2020, **46**(8), 1126–1131. Dostupné z: doi:10.1097/j.jcrs.0000000000000219.
- [60] HIRNSCHALL, Nino, Tobias BUEHREN, Ferid BAJRAMOVIC, Michael TROST, Tanja TEUBER a Oliver FINDL. Prediction of postoperative intraocular lens tilt using swept-source optical coherence tomography. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2017, **43**(6), 732–736. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2017.01.026
- [61] MOSQUERA, Samuel Arba, Shwetabh VERMA a Colm MCALINDEN. Centration axis in refractive surgery. *Eye and Vision* [online]. 2015, **2**(1), 4. ISSN 2326-0254. Dostupné z: doi:10.1186/s40662-015-0014-6
- [62] TABERNERO, Juan, Antonio BENITO, Vincent NOURRIT a Pablo ARTAL. Instrument for measuring the misalignments of ocular surfaces. *Optics Express* [online]. 2006, **14**(22), 10945–10956. ISSN 1094-4087. Dostupné z: doi:10.1364/oe.14.010945
- [63] MARCOS, Susana a Kenneth J.I.O.L.power HOFFER, ed. *Special Circumstances: Effect of IOL Tilt on Astigmatism*. USA: Slack Incorporated, 2011. ISBN 978-1-55642-988-0.
- [64] WEIKERT, Mitchell P., Abhinav GOLLA a Li WANG. Astigmatism induced by intraocular lens tilt evaluated via ray tracing. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2018, **44**(6), 745–749. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2018.04.035
- [65] ZHONG, Xiaojian, Erping LONG a Wan CHEN. Comparisons of the in-the-bag stabilities of single-piece and three-piece intraocular lenses for age-related cataract patients: a randomized controlled trial. *BMC Ophthalmology* [online] [online]. 2016, **16**(1). Dostupné z: doi:10.1186/s12886-016-0283-4.
- [66] WANG, Xiaogang, Jing DONG, Xiaoliang WANG a Qiang WU. IOL tilt and decentration estimation from 3 dimensional reconstruction of OCT image. *PLoS One* [online]. 2013, **8**(3), e59109. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0059109
- [67] GRZYBOWSKI, Andrzej a Timo EPPIG. Angle alpha as predictor for improving patient satisfaction with multifocal intraocular lenses? *Graefes Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology* [online]. 2021, **259**(3), 563–565. ISSN 0721-832X, 1435-702X. Dostupné z: doi:10.1007/s00417-020-05053-4
- [68] JÓŹWIK, Agnieszka, Damian SIEDLECKI a Marek ZAJĄC. Evaluation of intraocular lens implant location in the eyeball basing on the Purkinje images [online]. 2012, **8697**. Dostupné z: doi:10.1117/12.2009985

- [69] ARBA MOSQUERA, Samuel, Sara PADRONI, Sai KOLLI a Ioannis ASLANIDES. Optimized Profiles for Astigmatic Refractive Surgery. In: [online]. 2012. ISBN 978-953-51-0230-4. Dostupné z: doi:10.5772/18055
- [70] BÜHREN, Jens. Decentration. In: Ursula a Thomas K.O.H.N.E.N. SCHMIDT-ERFURTH, ed. *Encyclopedia of Ophthalmology* [online] [online]. Berlin, Heidelberg: Springer, 2016, s. 2016-6-8,. ISBN 978-3-642-35951-4. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-642-35951-4_433-4.
- [71] KIM, Min-Ji, Young-Sik YOO a Choun-Ki J.O.O. GEUNYOUNG YOON. Evaluation of optical performance of 4 aspheric toric intraocular lenses using an optical bench system: Influence of pupil size, decentration, and rotation. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online] [online]. 2015, **41**(10), 2274–2282. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2015.10.059.
- [72] 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
- [73] EPPIG, Timo, Katja SCHOLZ, André LÖFFLER, Arthur MESSNER a Achim LANGENBUCHER. Effect of decentration and tilt on the image quality of aspheric intraocular lens designs in a model eye. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2009, **35**(6), 1091–1100. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2009.01.034
- [74] PÉREZ-VIVES, Cari, Teresa FERRER-BLASCO, David MADRID-COSTA, Santiago GARCÍA-LÁZARO a Robert MONTÉS-MICÓ. Optical quality of aspheric toric intraocular lenses at different degrees of decentering. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology = Albrecht Von Graefes Archiv Fur Klinische Und Experimentelle Ophthalmologie* [online]. 2014, **252**(6), 969–975. ISSN 1435-702X. Dostupné z: doi:10.1007/s00417-014-2629-z
- [75] CHEN, Xiao-Yong, Yu-Chen WANG, Tian-Yao ZHAO, Zi-Zhen WANG a Wei WANG. Tilt and decentration with various intraocular lenses: A narrative review. *World Journal of Clinical Cases* [online]. 2022, **10**(12), 3639–3646. ISSN 2307-8960. Dostupné z: doi:10.12998/wjcc.v10.i12.3639
- [76] PHILLIPS, P., J. PÉREZ-EMMANUELLI, H. D. ROSSKOTHEN a C. J. KOESTER. Measurement of intraocular lens decentration and tilt in vivo. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 1988, **14**(2), 129–135. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1016/s0886-3350(88)80086-5
- [77] SHAMMAS, H. John. *Intraocular Lens Power Calculations*. B.m.: SLACK Incorporated, 2004. ISBN 978-1-55642-652-0.
- [78] OLSEN, Thomas. Prediction of the effective postoperative (intraocular lens) anterior chamber depth. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online].

- 2006, **32**(3), 419–424. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2005.12.139
- [79] GATINEL, Damien, Guillaume DEBELLEMANIÈRE, Alain SAAD, Mathieu DUBOIS a Radhika RAMPAT. Determining the Theoretical Effective Lens Position of Thick Intraocular Lenses for Machine Learning-Based IOL Power Calculation and Simulation. *Translational Vision Science & Technology* [online]. 2021, **10**(4), 27. ISSN 2164-2591. Dostupné z: doi:10.1167/tvst.10.4.27
- [80] CHUI, Juanita Noeline a Keith ONG. Improving the prediction of effective lens position for intraocular lens power calculations. *Asian Journal of Ophthalmology* [online]. 2020, **17**(2), 233–242. ISSN 1560-2133. Dostupné z: doi:10.35119/asjoo.v17i2.585
- [81] SHEARD, Richard M., Guy T. SMITH a David L. COOKE. Improving the prediction accuracy of the SRK/T formula: the T2 formula. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2010, **36**(11), 1829–1834. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2010.05.031
- [82] 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.
- [83] KRAMER, Brent A, David R HARDTEN a John P BERDAHL. Rotation Characteristics of Three Toric Monofocal Intraocular Lenses. *Clinical Ophthalmology* [online]. 2020, **Volume 14**, 4379–4384. ISSN 1177-5483. Dostupné z: doi:10.2147/OPHTH.S285818
- [84] TOGNETTO, Daniele, Alberto Armando PERROTTA a Francesco BAUCI. Quality of images with toric intraocular lenses. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* [online] [online]. 2018, **44**(3), 376–381. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2017.10.053.
- [85] STAVENÍKOVÁ, Alice. Vliv kalkulací torických nitroočních čoček na pooperační výsledky: Influence of calculation of toric intraocular lenses on operative results. *Kladno*. 2018.
- [86] 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
- [87] BUŘIČOVÁ, Gabriela. Vliv celkového astigmatismu rohovky na výpočet torické nitrooční čočky (Effects of total corneal astigmatism on toric intraocular lens calculation. *Kladno*. 2020.

- [88] MACHATÁ, Lenka. *Analýza rohovkového anterior-posterior poměru pomocí optické koherentní tomografie: Analysis of Corneal Anterior - Posterior Ratio Using Optical Coherence Tomography*. 2021
- [89] 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
- [90] 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
- [91] 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
- [92] 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>.
- [93] ŠONKA, Milan, Roger BOYLE a HLAVÁČ. *Image Processing, analysis, and machine vision*. 4th vyd. Stamford: Cengage Learning, 2015. ISBN 978-1-133-59360-7.
- [94] 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.
- [95] 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
- [96] 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
- [97] 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
- [98] CHANG, Yin-Hsi, Christy PU, Ken-Kuo LIN, Jiahn-Shing LEE a Chiun-Ho HOU. Prediction of residual astigmatism in cataract surgery at different diameter zones using optical biometry measurement. *Scientific Reports* [online]. 2022, **12**(1), 4305. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-022-08253-6
- [99] FERREIRA, Tiago B., Paulo RIBEIRO, Filomena J. RIBEIRO a João G. O'NEILL. Comparison of Methodologies Using Estimated or Measured Values of Total Corneal Astigmatism for Toric Intraocular Lens Power Calculation. *Journal of Refractive Surgery (Thorofare, N.J.: 1995)* [online]. 2017, **33**(12), 794–800. ISSN 1938-2391. Dostupné z: doi:10.3928/1081597X-20171004-03
- [100] REITBLAT, Olga, Gal HAREL, Rita ZLATKIN, Irit BAHAR a Ruti SELLA. Toric Intraocular Lens Calculations With the Barrett Calculator: A Comparison of the Calculator With and Without the Integrated K Method. *Journal of Refractive Surgery (Thorofare, N.J.: 1995)* [online]. 2022, **38**(9), 565–571. ISSN 1938-2391. Dostupné z: doi:10.3928/1081597X-20220802-03
- [101] CLARK, K. D. Toric intraocular lens outcomes with a new protocol for IOL selection and implantation. *Journal Francais D'ophtalmologie* [online]. 2018, **41**(2), 145–151. ISSN 1773-0597. Dostupné z: doi:10.1016/j.jfo.2017.08.007
- [102] GUNDERSEN, Kjell G. a Richard POTVIN. Clinical outcomes with toric intraocular lenses planned using an optical low coherence reflectometry ocular biometer with a new toric calculator. *Clinical Ophthalmology (Auckland, N.Z.)* [online]. 2016, **10**, 2141–2147. ISSN 1177-5467. Dostupné z: doi:10.2147/OPHTH.S120414
- [103] YEU, Elizabeth, Albert Y CHEUNG a Richard POTVIN. Clinical Outcomes of Toric Intraocular Lenses: Differences in Expected Outcomes When Using a Calculator That Considers Effective Lens Position and the Posterior Cornea vs One That Does Not. *Clinical Ophthalmology* [online]. 2020, **Volume 14**, 815–822. ISSN 1177-5483. Dostupné z: doi:10.2147/OPHTH.S247800
- [104] YANG, Soonwon, Yong-Soo BYUN a Hyun Seung K.I.M. SO-HYANG CHUNG. Comparative Accuracy of Barrett Toric Calculator With and Without Posterior Corneal Astigmatism Measurements and the Kane Toric Formula. *American Journal of Ophthalmology* [online] [online]. 2021, **231**, 48–57. Dostupné z: doi:10.1016/j.ajo.2021.05.028.
- [105] KRALL, Eva M., Eva M. ARLT, Melchior HOHENSINN, Sarah MOUSSA, Gerlinde JELL, Jorge L. ALIÓ, Ana B. PLAZA-PUCHE, Lucia BASCARAN, Javier MENDICUTE, Günther GRABNER a Alois K. DEXL. Vector analysis of astigmatism correction after toric intraocular lens implantation. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2015, **41**(4), 790–799. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2014.07.038

- [106] KAWAHARA, Atsushi a Yoshinori TAKAYANAGI. Vector analysis investigation of toric intraocular lens with no deviation from the intended axis. *Clinical Ophthalmology* [online]. 2016, **Volume 10**, 2199–2203. ISSN 1177-5483. Dostupné z: doi:10.2147/OPHTH.S119755
- [107] BACHERNEGG, Alexander, Theresa RÜCKL, Clemens STROHMAIER, Gerlinde JELL, Günther GRABNER a Alois K. DEXL. Vector Analysis, Rotational Stability, and Visual Outcome After Implantation of a New Aspheric Toric IOL. *Journal of Refractive Surgery (Thorofare, N.J.: 1995)* [online]. 2015, **31(8)**, 513–520. ISSN 1081-597X. Dostupné z: doi:10.3928/1081597X-20150727-01
- [108] NOVÁČEK, Ladislav Viktor, Marie NĚMCOVÁ, Kateřina TYX, Kristýna LAHODOVÁ, Leoš REJMONT, Pavel ROZSÍVAL a Pavel STUDENÝ. Evaluation of Astigmatism-Correcting Efficiency and Rotational Stability after Cataract Surgery with a Double-Loop Haptic Toric Intraocular Lens: A 1-Year Follow-Up. *Biomedicine Hub* [online]. 2021, **6(1)**, 30–41. ISSN 2296-6870. Dostupné z: doi:10.1159/000513894
- [109] WARWICK, Alasdair, Alastair PORTEOUS a Valerie P. J. SAW. Visual and autorefractive outcomes following toric intraocular lens insertion without calculation of posterior corneal astigmatism in the UK National Health Service. *Eye* [online]. 2020, **34(11)**, 2082–2088. ISSN 0950-222X, 1476-5454. Dostupné z: doi:10.1038/s41433-020-0779-2
- [110] ALIÓ, Jorge L., Ma Cecilia C. AGDEPPA, Vanessa C. PONGO a Bassam EL KADY. Microincision cataract surgery with toric intraocular lens implantation for correcting moderate and high astigmatism: pilot study. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2010, **36(1)**, 44–52. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2009.07.043
- [111] YANG, Jun, Xiu WANG, Hong ZHANG, Yi PANG a Rui-Hua WEI. Clinical evaluation of surgery-induced astigmatism in cataract surgery using 2.2 mm or 1.8 mm clear corneal micro-incisions. *International Journal of Ophthalmology* [online]. 2017, **10(1)**, 68–71. ISSN 2222-3959. Dostupné z: doi:10.18240/ijo.2017.01.11
- [112] NIKOSE, Archana Sunil, Dhrubojyoti SAHA, Pradnya Mukesh LADDHA a Mayuri PATIL. Surgically induced astigmatism after phacoemulsification by temporal clear corneal and superior clear corneal approach: a comparison. *Clinical Ophthalmology (Auckland, N.Z.)* [online]. 2018, **12**, 65–70. ISSN 1177-5467. Dostupné z: doi:10.2147/OPHTH.S149709
- [113] LANGENBUCHER, Achim, Nóra SZENTMÁRY, Alan CAYLESS, Marina CASAZA, Johannes WEISENSEE, Peter HOFFMANN a Jascha WENDELSTEIN. Surgically Induced Astigmatism after Cataract Surgery - A Vector Analysis. *Current Eye Research* [online]. 2022, **47(9)**, 1279–1287. ISSN 1460-2202. Dostupné z: doi:10.1080/02713683.2022.2052108

- [114] FERNÁNDEZ, Joaquín, Manuel RODRÍGUEZ-VALLEJO, Carlos ROCHA-DE-LOSSADA, Elisa HUESO a David PIÑERO. Toric Intraocular Lens Calculation Considering Anterior Surgically Induced Astigmatism and Posterior Corneal Astigmatism. *Current Eye Research* [online]. 2022, **47**(1), 25–31. ISSN 1460-2202. Dostupné z: doi:10.1080/02713683.2021.1948064
- [115] YOON, Young-chae a Minji H.A. WOONG-JOO WHANG. Comparison of surgically induced astigmatism between anterior and total cornea in 2.2 mm steep meridian incision cataract surgery. *BMC Ophthalmology* [online] [online]. 2021, **21**(1). Dostupné z: doi:10.1186/s12886-021-02131-x.
- [116] KAMIYA, Kazutaka, Kei IJIMA, Wakako ANDO a Nobuyuki SHOJI. Comparison of Mean and Centroid of Surgically Induced Astigmatism After Standard Cataract Surgery. *Frontiers in Medicine* [online]. 2021, **8**, 670337. ISSN 2296-858X. Dostupné z: doi:10.3389/fmed.2021.670337
- [117] YOON, Je Hwan, Kyun-Hyung KIM, Jong Yeon LEE a Dong Heun NAM. Surgically induced astigmatism after 3.0 mm temporal and nasal clear corneal incisions in bilateral cataract surgery. *Indian Journal of Ophthalmology* [online]. 2013, **61**(11), 645–648. ISSN 1998-3689. Dostupné z: doi:10.4103/0301-4738.119341
- [118] KAĞNICI, Derya, Tolga KOCATURK, Harun CAKMAK a Sema ORUC. Surgically Induced Corneal Astigmatism Following Cataract Surgery. *Open Journal of Ophthalmology* [online]. 2015, **05**, 47–53. Dostupné z: doi:10.4236/ojoph.2015.52008
- [119] KRÁLÍČKOVÁ, Michaela. *Změny polohy nitrooční čočky indukované Nd:YAG kapsulotomií*. 2020.
- [120] FUS, Martin, Sarka PITROVA, Klara MARESOVA a Jan LESTAK. Changes of intraocular lens position induced by Nd:YAG capsulotomy. *Biomedical Papers of the Medical Faculty of the University Palacky, Olomouc, Czechoslovakia* [online]. 2022, **166**(2), 211–216. ISSN 1804-7521. Dostupné z: doi:10.5507/bp.2021.014
- [121] FUS, Martin a Sarka PITROVA. Evaluation of Decentration, Tilt and Angular Orientation of Toric Intraocular Lens. *Clinical Ophthalmology (Auckland, N.Z.)* [online]. 2021, **15**, 4755–4761. ISSN 1177-5467. Dostupné z: doi:10.2147/OPHTH.S346968
- [122] ASSIA, Ehud I, John Xh WONG a Yoram SHOCHOT. The Effect on Post-Operative Intraocular Lens Centration by Manual Intraoperative Centration versus Auto-Centration. *Clinical Ophthalmology* [online]. 2020, **Volume 14**, 3475–3480. ISSN 1177-5483. Dostupné z: doi:10.2147/OPHTH.S254152
- [123] BAUMEISTER, Martin, Jens BÜHREN a Thomas KOHNEN. Tilt and decentration of spherical and aspheric intraocular lenses: effect on higher-order

- aberrations. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2009, **35**(6), 1006–1012. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2009.01.023
- [124] DE CASTRO, Alberto, Patricia ROSALES a Susana MARCOS. Tilt and decentration of intraocular lenses in vivo from Purkinje and Scheimpflug imaging: Validation study. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2007, **33**(3), 418–429. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2006.10.054
- [125] GU, Xiaoxun, Xiaoyun CHEN a Guangyao YANG. Determinants of intraocular lens tilt and decentration after cataract surgery. *Annals of Translational Medicine [online]* [online]. 2020, **8**(15), 921–921. Dostupné z: doi:10.21037/atm-20-1008.
- [126] HUMBERT, G., J. COLIN a D. TOUBOUL. AcrySof® Toric (SN60T) intraocular lens implantation: refractive predictability and aberrometric impact of decentration]. *Journal Francais D’ophthalmologie* [online]. 2013, **36**(4), 352–361. ISSN 1773-0597. Dostupné z: doi:10.1016/j.jfo.2012.10.006
- [127] LAWU, Tjundewo, Koichiro MUKAI, Hiroyuki MATSUSHIMA a Tadashi SENOO. Effects of decentration and tilt on the optical performance of 6 aspheric intraocular lens designs in a model eye. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2019, **45**(5), 662–668. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2018.10.049
- [128] PÉREZ-GRACIA, Jesús, Alejandra VAREA, Jorge ARES, Juan A. VALLÉS a Laura REMÓN. Evaluation of the optical performance for aspheric intraocular lenses in relation with tilt and decenter errors. *PloS One* [online]. 2020, **15**(5), e0232546. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0232546
- [129] ROSALES, Patricia, Alberto DE CASTRO, Ignacio JIMÉNEZ-ALFARO a Susana MARCOS. Intraocular lens alignment from purkinje and Scheimpflug imaging. *Clinical & Experimental Optometry* [online]. 2010, **93**(6), 400–408. ISSN 1444-0938. Dostupné z: doi:10.1111/j.1444-0938.2010.00514.x
- [130] WENDELSTEIN, Jascha, Peter LAUBICHLER a Isaak FISCHINGER. Rotational Stability, Tilt and Decentration of a New IOL with a 7.0 mm Optic. *Current Eye Research [online]* [online]. 2021, **46**(11), 1673–1680. Dostupné z: doi:10.1080/02713683.2021.1929329.
- [131] 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 and Refractive Surgery* [online]. 2008, **34**(9), 1483–1488. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2008.05.031
- [132] 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 and Refractive Surgery* [online]. 2008, **34**(4), 601–607. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2007.11.033

- [133] 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 and Refractive Surgery* [online]. 2010, **36**(10), 1700–1708. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2010.04.043
- [134] 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 and Refractive Surgery* [online]. 2011, **37**(8), 1403–1410. ISSN 1873-4502. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2011.03.034
- [135] GROHLICH, M, K MIHÁLTZ, M LASTA, B WEINGESSEL a V VÉCSEI-MARLOVITS. Evaluation of Postoperative Astigmatism Correction and Postoperative Rotational Stability of Two Toric Intraocular Lenses. *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde* [online]. 2017, **234**. Dostupné z: doi:10.1055/s-0043-100656
- [136] ZHU, Xiangjia, Wenwen HE, Keke ZHANG a Yi LU. Factors influencing 1-year rotational stability of AcrySof Toric intraocular lenses. *The British Journal of Ophthalmology* [online]. 2016, **100**(2), 263–268. ISSN 1468-2079. Dostupné z: doi:10.1136/bjophthalmol-2015-306656
- [137] CAREY, Paul J., Antonio LECCISOTTI, Victoria E. MCGILLIGAN, Ed A. GOODALL a Tara C.B. MOORE. Assessment of toric intraocular lens alignment by a refractive power/corneal analyzer system and slitlamp observation. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2010, **36**(2), 222–229. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2009.08.033
- [138] HOLLAND, Edward, Stephen LANE, Jeffrey D. HORN, Paul ERNEST, Robert ARLEO a Kevin M. MILLER. The AcrySof Toric intraocular lens in subjects with cataracts and corneal astigmatism: a randomized, subject-masked, parallel-group, 1-year study. *Ophthalmology* [online]. 2010, **117**(11), 2104–2111. ISSN 1549-4713. Dostupné z: doi:10.1016/j.ophtha.2010.07.033
- [139] LEE, Bryan S. a David F. CHANG. Comparison of the Rotational Stability of Two Toric Intraocular Lenses in 1273 Consecutive Eyes. *Ophthalmology* [online]. 2018, **125**(9), 1325–1331. ISSN 1549-4713. Dostupné z: doi:10.1016/j.ophtha.2018.02.012
- [140] FŮS, M., Š. PITROVÁ, M. HRUŠKA a J. CHLUDIL. Prototype Interactive Eye Model for Visualization of Intraocular Lens Position. In: *Mezinárodní Masarykova konference pro doktorandy a mladé vědecké pracovníky. Hradec Králové: Akademické sdružení MAGNANIMITAS*. 2022, s. 1041–1046. ISBN 978-80-87952-37-5.

Příloha A: Seznam publikací

Seznam publikací autora vztahujících se k tématu disertační práce:

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.
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.
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.
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. 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.

Aktivní účast na konferencích vztahující se k tématu disertační práce:

1. Výroční sjezd České oftalmologické společnosti 2021: Fůs, M., et al. Pooperační poloha a modelace nitrooční torické čočky. Česká oftalmologická společnost ČLS JEP Oční klinika 1. LF UK a VFN v Praze. 2021-09-30.
2. CAiSE22 v Leuven (Belgie): FŮS, M. et al. Proposal for Determining the Angular Position of Artificial Intraocular Lens in the Human Eye.
3. Futurum Ophthalmologicum 2022: Pitrová Š., Fůs M.: Nežádoucí refrakce po implantaci torické nitrooční čočky.
4. Výroční sjezd České oftalmologické společnosti 2023: Fůs M., Pitrová Š.: Aproximace residuálního refrakčního astigmatismu dle polohy torické IOL.

Příloha B: Obsah přiloženého CD

Přiložené CD obsahuje následující položky:

- a) disertační práce (ve formátu pdf),
- b) teze disertační práce (ve formátu pdf),
- c) tabulky obsahující vstupní data (ve formátu pdf),
- d) vytvořený originální software pro pooperační analýzu.