

**ČESKÉ VYSOKÉ  
UČENÍ TECHNICKÉ  
V PRAZE**

**FAKULTA  
BIOMEDICÍNSKÉHO  
INŽENÝRSTVÍ**



**BAKALÁŘSKÁ  
PRÁCE  
2020**

**GABRIELA  
BUŘIČOVÁ**



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**Fakulta biomedicínského inženýrství**

**Katedra přírodovědných oborů**

**Vliv celkového astigmatismu rohovky na výpočet torické nitrooční čočky**

**Effects of total corneal astigmatism on toric intraocular lens calculation**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Optika a optometrie

**Autor projektu bakalářské práce: Gabriela Buřičová**

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Martin Fůs

Konzultant bakalářské práce: doc. MUDr. Šárka Pitrová, CSc., FEBO

---

**Kladno 2020**



# ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Buřičová** Jméno: **Gabriela** Osobní číslo: **474323**  
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**  
Garantující katedra: **Katedra přírodovědných oborů**  
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**  
Studijní obor: **Optika a optometrie**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Vliv celkového astigmatismu rohovky na výpočet torické nitroční čočky**

Název bakalářské práce anglicky:

**Effects of total corneal astigmatism on toric intraocular lens calculation**

Pokyny pro vypracování:

Student vypracuje teoretický přehled problematiky a metod kalkulace torických intraokulárních čoček (TIOL) implantovaných v rámci kataraktové chirurgie pro korekci astigmatismu. Vyhodnotí význam radiu zadní plochy rohovky a definuje principy diagnostiky optické mohutnosti rohovky. V praktické části provede analýzu pooperačních výsledků, u nichž byla kalkulace TIOL provedena standardně pomocí Barrettova kalkulátoru, který aproximuje vliv radiu zadní plochy rohovky. Dále vytvoří alternativní hypotetickou kalkulaci za využití hodnot totální keratometrie, která již přímo zahrnuje reálný vliv zadní plochy rohovky na celkový rohovkový astigmatismus.

Seznam doporučené literatury:

- [1] MOHAMMADI, S.-F., Posterior corneal astigmatism: a review article/p, Clinical Optometry, ročník 11, číslo 1, 2019, 85-96 s., DOI: 10.2147/OPTO.S210721
- [2] HEISSIGEROVÁ, J., Oftalmologie: pro pregraduální i postgraduální přípravu, ed. 1, Praha: Maxdorf, 2018, Jessenius, ISBN 978-80-7345-580-4
- [3] KASCHKE, M., DONNERHACKE, K.-H., RILL, M. S., Optical Devices in Ophthalmology and Optometry: Technology, Design Principles and Clinical Applications, ed. 1, Weinheim: Wiley-VCH Verlag GmbH, 2014, 638 s., ISBN 978-3-527-41068-2
- [4] YOLCU, U. Imaging in Ophthalmology. Editor: DAVEY, P. G., Ophthalmology - Current Clinical and Research Updates, ed. 1, InTech, 2014, DOI: 10.5772/58314, ISBN 978-953-51-1721-6

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

**Ing. Martin Fůs**

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

**doc. MUDr. Šárka Pitrová, CSc.**

Datum zadání bakalářské práce: **10.02.2020**

Platnost zadání bakalářské práce: **19.09.2021**

  
doc. Ing. Lenka Lhotská, CSc.  
podpis vedoucí(ho) katedry

  
prof. MUDr. Ivan Dylevský, DrSc.  
podpis děkana(ky)

## **Název bakalářské práce:** Vliv celkového astigmatismu rohovky na výpočet torické nitrooční čočky

### **Abstrakt:**

Vliv celkového astigmatismu rohovky na výpočet torické nitrooční čočky je často diskutovaným tématem pro všechny odborníky, kterých se dotýká problematika operace katarakty. V teoretické části bakalářské práce byla objasněna problematika rohovkového astigmatismu v návaznosti na anatomické struktury předního segmentu oka a jeho patologie, které na něj mají vliv. Byly popsány diagnostické metody keratometrie, topografie rohovky a biometrie oka. Tedy parametrů oka využívaných pro výpočet optické mohutnosti nitrooční čočky. Dále byla prezentována problematika aktuálních trendů kalkulace torických intraokulárních čoček. Předmětem praktické části je studie, která má za úkol porovnat dvě různé metody kalkulace torické intraokulární čočky. Barrett Toric kalkulátor pomocí svého teoretického modelu oka parametry zadního zakřivení rohovky aproximuje a vektorová (Holladay) kalkulace je do výpočtu přímo zahrnuje pomocí totální keratometrie. Porovnání bylo provedeno pomocí srovnání obou kalkulátorů s výsledky rekalkulace Barrett RX vycházející z reálné pooperační diagnostiky sledovaného souboru pacientů. Stanovená hypotéza, že kalkulace TIOL pomocí nového vzorce Barrett Toric je přesnější než kalkulace Holladay, byla potvrzena.

### **Klíčová slova:**

Zadní plocha rohovky, astigmatismus, AP poměr

**Bachelor's Thesis title:** Effects of total corneal astigmatism on toric intraocular lens calculation

**Abstract:**

The influence of total corneal astigmatism on the calculation of the toric intraocular lens is a frequently discussed topic for all experts with interest in the cataract surgery. The theoretical part of the bachelor's thesis clarified the issue of corneal astigmatism in relation to the anatomical structures of the anterior segment of the eye and its pathology, which affect it. Diagnostic methods of keratometry, corneal topography and eye biometrics have been described. Thus, the parameters of the eye used to calculate the optical power of an intraocular lens. Furthermore, the issue of current trends in the calculation of toric intraocular lenses was presented. The subject of the practical part is a study, which aims to compare two different methods of toric intraocular lens calculation. Using its theoretical model of the eye, the Barrett Toric calculator approximates the parameters of the posterior curvature of the cornea and Holladay's calculation directly includes them in the calculation. The comparison was performed by comparing both calculators with the results of the Barrett RX recalculation, based on the real postoperative diagnosis of the monitored group of patients. The established hypothesis is numerically substantiated and the results were summarized in the discussion.

**Key words:**

Posterior surface cornea, astigmatismus, AP ratio

## **PODĚKOVÁNÍ**

Na tomto místě bych ráda poděkovala Ing. Martinu Fůsovi, pod jehož vedením jsem práci psala a mé konzultantce doc. MUDr. Šárce Pitrové CSc., FEBO, Ing. Janě Svačinkové za cenné rady.

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „*Vliv celkového astigmatismu rohovky na výpočet torické nitrooční čočky*“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V Kladně dne 25.5.2020

.....

podpis

## Obsah

1	Úvod .....	1
2	Rohovka.....	2
2.1	Keratometrie .....	2
2.2	Topografie.....	5
2.2.1	OCULUS Pentacam.....	5
2.2.2	GALILEI G2 .....	6
2.2.3	OCT .....	7
2.2.4	Orbiscan.....	8
2.3	AP poměr .....	8
2.4	Astigmatismus .....	9
2.5	Keratokonus .....	11
3	Biometrie oka a kalkulace intraokulární čočky .....	13
3.1	Optická a ultrazvuková biometrie.....	13
3.2	Kalkulace torické nitrooční čočky .....	15
3.2.1	Holladay a nomogramy .....	16
3.2.2	Barrettův torický kalkulátor.....	18
3.2.3	Rekalkulátor Barrett RX.....	20
3.3	Katarakta a její chirurgické řešení .....	20
4	Úvod praktické části praktické části.....	22
5	Metodika.....	23
5.1	Hypotetická kalkulace TIOL na kalkulátoru Holladay.....	24
5.2	Rekalkulace Barret RX .....	24
5.3	Vzorový postup výpočtu .....	26
6	Výsledky.....	31
6.1	Porovnání výsledků dle Barret kalkulace a Holladay II .....	31
7	Diskuze .....	33



---

8	Závěr.....	35
	Seznam použité literatury .....	36
	Seznam symbolů a zkratek .....	39
	Seznam obrázků.....	41
	Seznam tabulek.....	42
	Příloha č. 2: Data výsledných hodnot.....	45
	Příloha č.3: Data výsledných hodnot.....	46

# 1 Úvod

Operace katarakty je v současné době nejčastější chirurgický zákrok u pacientů nad 65 let prováděný v západních zemích Evropy. V rozvojových zemích je stále jednou z nejčastějších příčin praktické slepoty. Úkolem zákroku je výměna zkalené nitrooční čočky a její náhrada čočkou umělou (IOL) tak, aby pooperační refrakce pacienta vedla k jeho plné spokojenosti. Toho lze dosáhnout přesnou předoperační diagnostikou, optimálním výpočtem implantované IOL a ideálním provedením zákroku operátorem. Pro pacienty s astigmatismem je vhodné při operaci použít torickou nitrooční čočku (TIOL), která eliminuje tuto vadu. Důležitým zjišťovaným faktorem předoperační diagnostiky jsou keratometrická data. Vzhledem k historicky technickým obtížím s měřením hodnot zakřivení zadní plochy rohovky se optická mohutnost rohovky počítala s předpovídanou hodnotou zadního radiu pomocí zavedené hodnoty AP poměru (arterio-posteriorální poměr). Ten byl stanoven pomocí Gullstandova schematického modelu oka. To vedlo k nepřesnostem v kalkulaci IOL a TIOL u pacientů s nestandardním AP poměrem. Vývoj nových kalkulátorů a jejich nomogramů usiluje o eliminaci takto vzniklých chyb.

Předmětem studie je porovnání výsledků dvou kalkulačních metod. V prvním případě byl pro výpočet TIOL použit standardní postup. Biometrická data byla získána z přístroje Lenstar LS900 a kalkulace vypočtena pomocí Barrettova Torického kalkulátoru. Podle této standardní metody byly provedeny všechny operační zákroky. Dále bude hypoteticky spočítána nová kalkulace u stejných pacientů se zohledněním zadního radiu rohovky dle totální keratometrie diagnostikované rohovkovým topografem Orbscan II. Následně bude provedeno pooperační zjištění visu a úhlové polohy TIOL. Pro teoretické určení ideální TIOL bude provedena rekalkulace dle reziduální refrakce s využitím Barrett RX formule. Úkolem je porovnat přesnost standardní a hypotetické kalkulace a určit lepší variantu.

## 2 Rohovka

Rohovka je optické médium, které se z největší části podílí na celkové optické mohutnosti oka. Tu nám definuje její zakřivení, tloušťka a index lomu. Je pokryta 4-7  $\mu\text{m}$  vrstvou slzného filmu. Slzný film svým složením vyrovnává fyziologické nestejnomybnosti rohovky, tím snižuje rozptyl světla a zlepšuje její optické vlastnosti. Údaje pro výpočet optické mohutnosti rohovky získáme pomocí speciálních přístrojů ke zjišťování keratometrických a pachymetrických dat. Vzhledem k historicky technicky omezeným možnostem měření zadní plochy rohovky se pro odhad posteriálního radiu používá arterio-posteriální poměr (AP poměr) vycházející z Gullstrandova schematického modelu oka. Tvarové nedokonalosti přední a zadní plochy rohovky způsobují oční vadu-astigmatismus, popřípadě patologický keratokonus. Zjištění míry astigmatismu je důležité při volbě typu transplantované nitrooční čočky při chirurgickém řešení katarakty. [1, 2, 3, 4]

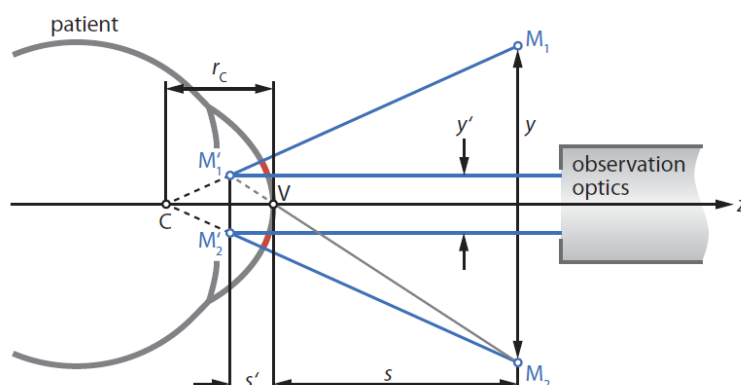
Rohovka se skládá z pěti vrstev. Vícevrstevný nekeratizující epitel rohovky je 50  $\mu\text{m}$  silná bariera chránící oko před vysokomolekulárními toxickými substancemi. Bowmanova membrána o tloušťce 8-14  $\mu\text{m}$  odděluje epitel rohovky od stromatu, které zaujímá cca 90 % (500  $\mu\text{m}$ ) z celkové tloušťky rohovky a skládá se z pravidelně uspořádaných lamel. Každá lamela o tloušťce 2  $\mu\text{m}$  je tvořena kolagenními vlákny o rozměrech 25-35 nm s 20-50 nm rozestupem. Zesílená vrstva stromatu nad Descemetovou membránou se nazývá Duova vrstva. Descemetova membrána se nachází pod stromatem a je bazální vrstvou pro endotelové buňky. Vrstva endotelových buněk o tloušťce 5  $\mu\text{m}$  je hexagonálního charakteru a připomíná medovou plástev. Endotel plní výživovou funkci pro vrchní vrstvy rohovky a zajišťuje odčerpávání přebytečné tekutiny ze stromatu, a tím udržuje optimální dehydrataci rohovky (78 %) pro její transparentnost. [1, 2]

### 2.1 Keratometrie

Keratometrie je metoda pro měření přední plochy rohovky keratometrem (oftalmometrem) nejčastěji v její centrální části. Ke zjištění hodnot z periferie je nutné přidat topometr. Jedná se o bezkontaktní vyšetření, jehož hodnoty jsou důležité v kontaktologii pro aplikaci kontaktních čoček a v diagnostice před chirurgickým zákrokem katarakty. [2, 6]

Obecným principem keratometrů, který je znázorněn na obrázku 2.1, je promítání alespoň dvou testových značek na přední plochu rohovky. Na základě zjištění polohy jejich obrazů a znalostí

velikosti vzdálenosti od rohovky (úhlu, který svírají s optickou osou přístroje) může být zjištěn poloměr křivosti přední plochy rohovky ( $r_c$ ).



**Obrázek 2.1:** Princip měření na keratometru;  $M_1$ ,  $M_2$  testovací značky a jejich obrazy  $M_1'$ ,  $M_2'$ ;  $y$  vzdálenost testovacích značek a jejich obrazů  $y'$ ;  $s$  vzdálenost testovacích zn. od rohovky,  $s'$  vzdálenost obrazů od rohovky;  $C$  střed křivosti rohovky;  $R_C$  poloměr zakřivení rohovky [2]

Pro výpočet poloměru křivosti je použit vztah pro příčné zvětšení a zobrazovací rovnici pro tenkou čočku v paraxiálním prostoru,

$$\frac{y'}{y} = \frac{s'}{s} \qquad r_c = \frac{2sy'}{y}$$

kde  $y$  [mm] je vzdálenost mezi testovými značkami,  $y'$  [mm] je vzdálenost mezi jejich obrazy,  $s$ ,  $s'$  [mm] jsou vzdálenosti rovin testovacích značek a jejich obrazů,  $r_c$  [mm] je poloměr přední plochy rohovky.

V praxi je důležité udržovat během měření pevnou vzdálenost oka od rohovky. Pokud jsou keratometry zkonstruované tak, že testovací značky jsou umístěny v ohniskové rovině kolimátorové optiky, jsou měření na vzdálenosti rohovky od značek nezávislé. Pak platí:

$$r_c = C \cdot y$$

$C$  [-]      přístrojová konstanta

K eliminaci mimovolných očních pohybů se používá zdvojnásobovací soustava.

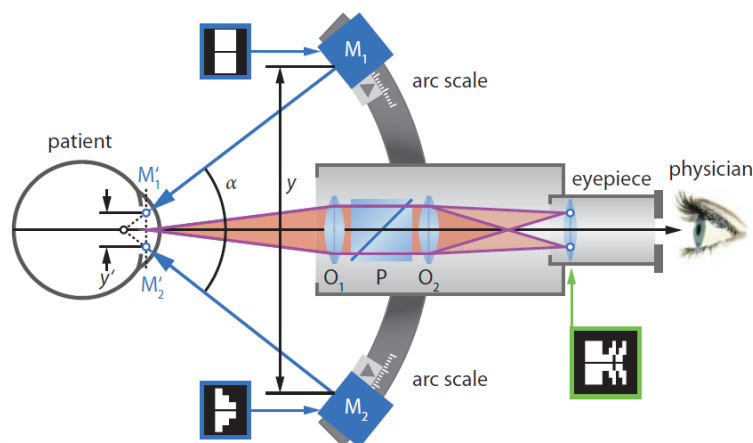
Podle druhu použité zdvojevací soustavy se rozlišují keratometry:

- Helmholtzův keratometr – zdvojevací soustava se skládá ze dvou planparalelních destiček, která se mohou vůči sobě natáčet.
- Litmanův keratometr je modifikací Helmholtzova keratometru, používá ke zdvojení obrazu prizma. Je považován za zlatý standart v keratometrech.
- Javalův keratometr (obr. 2.2) využívá Vollastonova hranolu. Testovací značky jsou umístěné na obloukovém ramenu a mohou se vůči sobě pohybovat tak, aby byla zachována vždy stejná vzdálenost od středu oblouku. Posunováním značek vůči sobě se dosahuje jejich uvedení do koincidence, a pak lze odečíst hodnotu naměřeného zakřivení.
- Suttclifův keratometr separuje obrazy pomocí Scheirenových destiček.

Značky na keratometru jsou uvedeny do koincidence a odečtena hodnota zakřivení prvního meridiánu. Po pootočení o  $90^\circ$  a opětovném zarovnání testových značek lze získat hodnotu zakřivení pro druhý meridián. Pouze u Suttclifova typu je možné obě hodnoty odečíst při jediném zarovnání testových značek díky využití principu ortogonálních rovin. Pro výpočet optické mohutnosti se používá keratometrický index 1,3375 [6, 5],

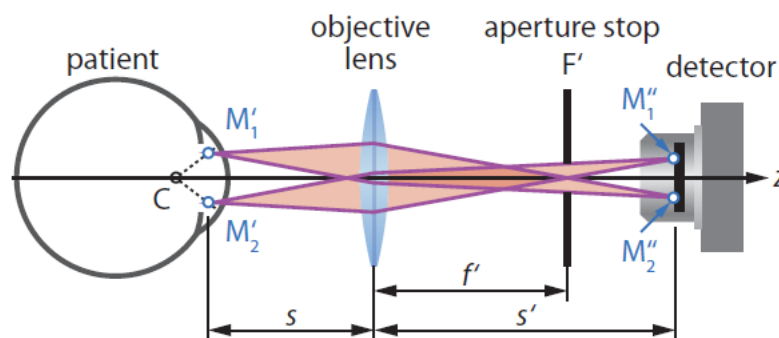
$$D = 1,3375 - \frac{\Delta n}{r}$$

kde  $r$  [m] je poloměr křivosti,  $D$  [D] je optická mohutnost,  $n$  [-] je index lomu, pro vzduch rovno 1



**Obrázek 2.2:** Princip Javal-Schiötzova keratometru [2]

Optoelektronický keratometr (obr. 2.3) je moderní keratometr, který používá jako testové značky infračervené LED diody uspořádané do kruhu okolo optické osy přístroje. Dva protější páry diod jsou promítány do meridionální roviny a určují poloměr křivosti, ostatní testové značky pak astigmatismus. Přístroje s větším množstvím diod jsou přesnější (až 16 diod). Optoelektrické keratometry jsou pro svou nenáročnost součástí autokeratorefraktometrů nebo biometrů. Není potřeba uvádět značky do koincidence, a protože měření probíhá v krátkém časovém úseku, je eliminován vliv očních pohybů. [6]



Obrázek 2.3: Optoelektronický keratometr [2]

## 2.2 Topografie

Ke zjištění tvaru rohovky celé přední plochy se používá topograf. Topograf s Placidovými kruhy je speciální typ topografu, který využívá ke zjišťování tvaru rohovky analýzu odrazu kružnic Placidova disku. Pomocí deformace odražených kruhů je zjišťován tvar rohovky a ten se zachytí na kameru. [2]

Dalším typem rohovkového topografu je přístroj, který pomocí velkého množství optických řezů skenovaných na rohovku, dokáže jejich analýzou rekonstruovat tvar rohovky. Moderní zařízení určují tvar rohovky promítáním mřížky na oko s fluoresceinem. Tato metoda se nazývá rasterologie. [2, 6]

### 2.2.1 OCULUS Pentacam

Základním opticko-mechanickým systémem přístroje Pentacam Oculus je rotační Scheimpflugova kamera. Radiální uspořádání Scheimpflugova zobrazení vede k maximální hustotě měřených bodů v centru rotace korespondujícím s centrem rohovky. Modré LED světlo (o vlnové délce 475 nm) je používáno pro štěrbinové osvětlení, a Scheimpflugovy obrázky jsou získány CCD kamerou. [2]

Celý přední segment oka je změřen za necelé 2 sekundy až v 25 000 bodech automatickým skenovacím programem a nahrán sekvenčním způsobem. Během jedné sekvence může být pořízeno až 100 snímků. Mimovolní pohyby pacientova oka během snímkování jsou nahrávány 2. kamerou a následně srovnány s axiální pozicí pořízených snímků k daným referenčním bodům. [6]

Jelikož fotografie v řezu jsou zachyceny v šikmém úhlu, jsou lehce zkreslené. K dalšímu zkreslení obrázků struktury vnitřního oka dochází vlivem lomu světla na hranicích ploch rohovky a čočky. K opravě těchto zkreslení lze použitím radiálních paprsků stanovit skutečné pozice všech klíčových okrajových bodů v segmentu předního oka. Zpracovaná sada dat je finálně zpracována k vytvoření 3D modelu, což je možné použít k vytvoření různých druhů tomografických obrázků, elevačních map a biometrických parametrů. [2]

Různé úrovně jasu struktur oka přinášejí dodatečné informace o jejich specifických rozptylových vlastnostech. Densitometrická analýza dovolí stanovení opacity čočky v případě šedého zákalu. Vícenásobné Scheimpflugovy obrázky zachycené kamerou v pevné pozici snižují množství šumu.

Oculus Pentacam umožňuje srovnávat snímky, získat virtuální model předního segmentu, analyzovat pokročilost katarakty a určit přesněji parametry budoucí implantované nitrooční čočky, screening glaukomu a progresi keratokonu. Přístroj se využívá k předoperačním i pooperačním vyšetřením v refrakční chirurgie. [2, 6]

### **2.2.2 GALILEI G2**

Tento Ziemer Galilei Duální Scheimpflugův analyzátor se odlišuje od OCULUS Pentacam ve dvou bodech:

1. Obrázky jsou zachyceny současně dvěma rotačními Sch. systémy
2. Je dodatečně integrován systém Placidových kruhů.

Dva opticky identické Sch. kanály jsou symetricky uspořádány do mechanické a optické osy přístroje. Osvětlení šterbinové lampy používá modré LED světlo (vlnové délky 470 nm). [2]

Měření pachymetrie není ovlivněno možnou decentrací z optické rotační osy vzhledem k vrcholu rohovky. Doba měření je díky rotaci kamery pouze o 180° zkrácena. Obraz elevačních map a přesnost dat je kvalitnější, což umožňuje získání přesnějších údajů pro výpočet a implantaci fakické nitrooční čočky. [6]

### 2.2.3 OCT

Optická koherentní tomografie (OCT) je relativně nová lékařská zobrazovací metoda s rozlišením v  $\mu\text{m}$  a s hloubkou průniku do tkáně do 5 mm. Metoda je proto schopna vytvořit obrázky průřezu nehomogenní a rozptylující tkáně ve vysokém rozlišení. OCT je analogické s ultrazvukovým zobrazováním. Podobně jako akustická ozvěna na ultrazvuku, jsou pomocí OCT získávány zpětně odražené nebo rozptýlené signály ozvěny pro různé vrstvy tkáně s intenzitou měřenou v časovém zpoždění. Toto měření zpětně rozptýlených světelných výnosů se nazývá A-scan. Při skenování optického paprsku přes tkáň je signál vykreslen jako funkce hloubky (směr „z“) a příčné polohy (směr „x“), výsledkem je dvojrozměrný (2 D) průřez (B-scan) tkání. 3D zobrazení je získáno složením B-skenů různých příčných pozic (směr „y“). [2]

OCT zajišťuje bezkontaktní a neinvazivní měření s relativně vysokou hloubkou průniku do biologické tkáně. Úroveň světla je relativně nízká a není potřeba žádné speciální přípravy vzorku jako např. u biopsie.

OCT dovoluje rychlý sled zobrazení až po možnosti měření v reálném čase, dovoluje integrované strukturální a účelné měření. Např. Doppler, polarizační a spektroskopická měření mohou být prováděna současně. [2]

Pro tento účel je vybaveno moduly pro konkrétní požadavky na diagnostiku:

- Dopplerovská tomografie umožňuje sledovat průtok krve pomocí monitorování frekvence pohybu erytrocytů.
- OCT s vysokým rozlišením 1 až 3  $\mu\text{m}$  s využitím femtosekundových, nastavitelných vlnových délek schopných laserových zdrojů.
- OCT schopné detekovat polarizaci s využitím dvojlomu, dichroismem nebo optické rotace.
- Spektroskopické OCT pro získání kvantitativních objemových dat o absorpci a odrazivosti tkáně umožňuje hodnotit například metabolické procesy. Pomocí širokopásmových světelných zdrojů, nebo zdrojů s proměnnými vlnovými délkami analyzuje odražené světlo vzhledem k absorpci nebo jiným spektroskopickým vlastnostem tkáně. [6]

OCT, jako zobrazovací metoda v oftalmologii, byla původně vyvinuta pro zobrazení sítnice. Používaná vlnová délka 830 nm je pro diagnostiku předního segmentu nevhodná pro vznikající vysoký rozptyl, doporučená vlnová délka pro zobrazování předního segmentu s OCT je 1050 nebo 1300 nm. [2]



### 2.2.4 Orbscan

Patří mezi slit-scanning projekční přístroje. Struktura tkáně oka je promítána úzkým svazkem paprsků v daných sekvencích. Obraz vzniká na základě rozdílného rozptylu světla jednotlivých očních struktur a je prostorový. Obraz je zachycen kamerou a vyhodnocen. Paprsky jsou z boku promítány na povrch rohovky v úzkých světelných svazcích o rozměrech 3x12 mm pod úhlem 45° ve směru optické osy přístroje. Kamera, která snímá tyto paprsky v opačném směru, je umístěna v otvoru Placidova kotouče. Na apexu rohovky jsou pozorovány reflexy, které tvoří obraz ve tvaru písmene S. Ohyb světelného paprsku refrakčními médii definuje geometrii očních struktur. Orbscan (obr. 2.4) umožňuje získat keratometrická data, topografii rohovky, pachymetrii, pupilometrii, změřit úhel kappa, a nezávisle zobrazit přední a zadní plochu, velikost a tvar komorového úhlu pro výpočet IOL. Výstupem jsou přehledné barevné mapy. [6]



Obrázek 2.4: ORBSCAN [6]

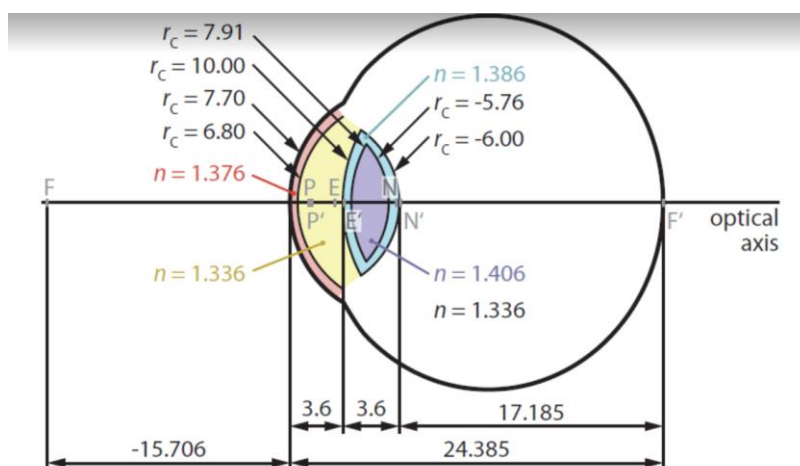
### 2.3 AP poměr

AP poměr je poměr zakřivení přední a zadní plochy rohovky vypočítaný podle Gullstrandova schematického modelu oka (obr. 2.5), kde je poloměr přední plochy rohovky stanoven na 7,7 mm a poloměr zadní plochy 6,8 mm, viz tabulka č. 2.1. Vzhledem k tomu, že historicky bylo lépe měřitelné zakřivení přední plochy, byl používán a dodnes se používá pro výpočet optické mohutnosti rohovky ( $7,7/6,8=1,3$ ) s keratometrickým indexem  $n = 1,3375$ , ten však neodpovídá oku s patologiemi, nebo oku po refrakčních zákrocích na rohovce. [7, 8]

Tato hodnota je pak používána i pro výpočet transplantované IOL při operaci katarakty. Vzhledem k opakujícím se chybám v přesném určení hodnoty dioptrické mohutnosti IOL byl zkoumán vliv skutečného AP poměru na tento výpočet. Podle studie z japonského Nagana z roku 2018 bylo zjištěno, že AP poměr v normální japonské populaci je  $1,19 \pm 0,20$  mm (v rozsahu 1,11 – 1,26 mm) a neodpovídá používanému Gullstrandově poměru. [7]

**Tabulka 2.1:** Tabulka anatomických rozměrů rohovky dle Gullstranda [2]

Radius přední plochy	7,7
Radius zadní plochy	6,8
Index lomu	1,376



**Obrázek 2.5:** Gullstrandův schematický model oka [2]

## 2.4 Astigmatismus

Astigmatismus je asférická vada oka, kdy paprsky dopadající do oka vytvářejí dvě ohniska v různých rovinách. Vzdálenost mezi nimi se nazývá fokální interval a jeho velikost určuje velikost vady. Nejčastěji vzniká nepravidelným zakřivením rohovky – rohovkový astigmatismus, nebo na čočce – čočkový astigmatismus. Čočková složka astigmatismu bývá nižší.

Dělení podle ohnisek:

- a) Jednoduchý astigmatismus
  - myopický – fokály (ohniska) vznikají před sítnicí a na sítnici
  - hypermetropický – paprsky se lámou tak, že je jedno ohnisko na sítnici a druhé za sítnicí
- b) Astigmatismus složený (compositus)
  - Myopický-oba paprsky fokusují před sítnicí
  - Hypermetropický-oba paprsky fokusují za sítnicí
  - Smíšený (mixtus)- světlo se láme tak, že jeden paprsek tvoří ohnisko před sítnicí a druhý za sítnicí

Dělení podle pravidelnosti:

- a) Pravidelný astigmatismus je takový astigmatismus, kdy jej můžeme korigovat cylindrickou nebo sférocylindrickou čočkou a jsme tak schopni docílit jediné fokusace na sítnici. Tento typ můžeme ještě rozdělit na:
  - Astigmatismus podle pravidla: meridián s nejvyšší lomivostí je měřen ve vertikálním směru ( $90 \pm 15^\circ$ )
  - Astigmatismus proti pravidlu: meridián s nejvyšší lomivostí je měřen v horizontálním směru ( $180 \pm 15^\circ$ )
  - Šikmý astigmatismus – osa nejstrmějšího meridiánu se nalézá mezi  $15^\circ$  a  $75^\circ$  nebo  $105^\circ$  a  $165^\circ$ .

U pravidelného astigmatismu jsou hodnoty nejstrmějšího a nejploššího meridiánu vůči sobě posunuté o  $90^\circ$  [2].

- b) Nepravidelný astigmatismus neumožňuje jeho korekci pomocí brýlových čoček. Lze ji obtížně dosáhnout pomocí individuálních tvrdých kontaktních čoček, popřípadě chirurgickým zákrokem za pomoci excimerového laseru. [2]

Dělení podle místa vzniku:

- Rohovkový
- Čočkový
- Celkový (totální)

### a) Rohovkový astigmatismus

Celkový rohovkový astigmatismus je dán součtem astigmatismů vzniklých na přední a zadní ploše rohovky. Plocha vykazující astigmatismus má tvar toroidu. Rohovka je optická část oka, zaujímající 2/3 jeho optické mohutnosti. Je hlavním původcem astigmatismu celého optického systému oka [9].

První zjišťování astigmatismu se provádělo na Gulstrandově schematickém modelu oka, který předpokládá poloměr křivosti na přední ploše v horizontálním meridiánu 7,7 mm a vertikálním o 10 % nižší (6,93 mm). Z toho vyplývá, že ve vertikálním meridiánu se dosahuje vyšší lámavosti, a to způsobuje astigmatismus na přední ploše – astigmatismus podle pravidla je roven 5,2 D oproti astigmatismu na zadní ploše, který je proti pravidlu 0,65 D. Při zanedbání tloušťky rohovky je totální astigmatismus 4,77 D podle pravidla. Tyto poznatky odpovídající průměrné populaci ukazují, že astigmatismus na zadní ploše rohovky je o 10 % nižší než astigmatismus přední plochy, na který připadá přibližně 88 % z totálního astigmatismu, na zadní pak 10-12 % [9].

b) Čočkový astigmatismus vzniká nesfericitou povrchu čočky, je méně častý. Je složkou celkového astigmatismu, který zjišťujeme vyšetřením vizu.

## 2.5 Keratokonus

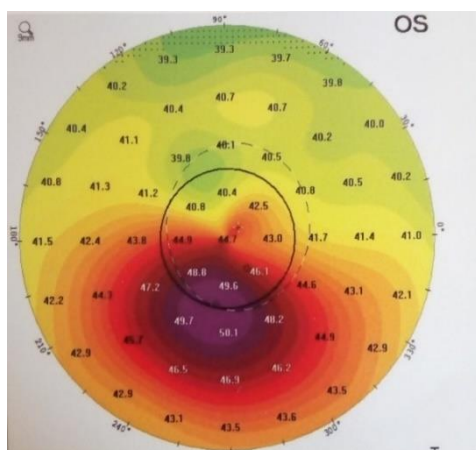
Keratokonus je obvykle oboustranná degenerativní porucha rohovky, při které dochází ke strukturálním změnám ve vrstvách rohovky, k jejímu ztenčení a výraznému kónickému vyklenutí (obr. 2.6 a obr. 2.7). Vzniká nepravidelný astigmatismus, jehož následkem je pokles vizu pacienta a častá vyšší citlivost na světlo. Nejčastěji bývá diagnostikován mezi 15 a 30 lety, ale i dříve. S přibývajícím věkem klesá a po 50. roce je vzácný. U dětských pacientů bývá progrese onemocnění výrazně rychlejší s trvalým poklesem vizu o dva až tři řádky. To si vyžaduje včasnou diagnostiku a stabilizaci onemocnění. Příčina je multifaktoriální, uplatňují se genetické faktory i vlivy prostředí. Často bývá spojován s Downovým syndromem. Až 30 % pacientů trpí nějakým projevem atopie. [1, 2]

Příznakem je asymetrický pokles vizu, monokulární diplopie, mhouření očí. Korekce brýlemi je obtížná díky nepravidelnému astigmatismu. Pozorujeme vyklenutí a ztenčení rohovky s typickým maximem paracentrálně v dolní oblasti. Mohou vznikat epitelová depozita iontů železa obvykle při bázi konu, tzv. Fleischerův prsteneček. Typické jsou Vogtovy strie-šedé

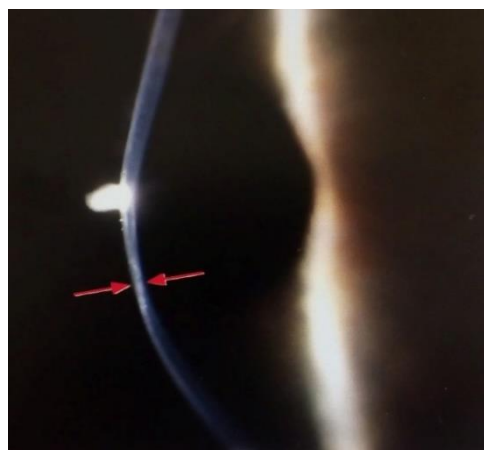
vertikální linie v apexu konu. Můžeme pozorovat vyklenutí dolního víčka při pohledu dolů (Monsunův příznak). V pozdním stádiu onemocnění může dojít k ruptuře Descemetovy membrány a akutnímu rozvoji hydropsu rohovky.

Léčba keratokonu v ranném stádiu se provádí korekcí brýlovými čočkami, měkkými kontaktními čočkami a RPG čočkami. Důležitý je monitoring onemocnění. Pozdější stádia se neobejdou bez chirurgického zásahu. Dnes se nejčastěji používá stabilizace rohovky CCL, CXL (corneal cross-linking) pomocí riboflavinu, nebo implantace korneálního prstence do rohovkového stromatu, popřípadě hluboká přední lamelární keratoplastika, eventuálně perforující keratoplastika. [1]

Vzácnou formou je keratoglobus, kde strukturální změny ve vrstvách rohovky způsobují sférické vyboulení sahající až k okraji rohovky. Projevuje se již od narození. [2]



**Obrázek 2.6:** Typická topografie rohovky u keratokonu



**Obrázek 2.7:** Ektázie u keratokonu

## 3 Biometrie oka a kalkulace intraokulární čočky

Nejčastějším onemocněním u nás, které vyžaduje chirurgický zákrok po dosažení 65 let věku, je katarakta. Jedná se o oční onemocnění, při kterém na podkladě metabolických změn dochází ke ztrátě transparentnosti oční čočky, a tím ke zhoršení vizu. Řešením je odstranění zkalené čočky a následná implantace umělé nitrooční čočky (NOČ, IOL). K určení správných parametrů vkládané IOL slouží biometrie oka. Na základě takto získaných dat lze pomocí kalkulačních vzorců zjistit požadovanou optickou mohutnost IOL. Případný pooperační refrakční deficit je důvodem k neustálému zlepšování techniky měření, zdokonalování vzorců a techniky provedení samotného chirurgického výkonu.

### 3.1 Optická a ultrazvuková biometrie

Přístroj Lenstar LS900 (obr 3.1) vychází z principu běžné optické biometrie, kde je měřena tloušťka a vzdálenost jednotlivých optických rozhraní. Měření je bezkontaktní a provádí se podél optické osy oka pomocí infračerveného paprsku. Děličem svazku je docíleno dvou paprsků, které urazí při průchodu optickými médii různou dráhu. Při jejich opětovném spojení dochází k interferenci. Lze pozorovat jejich interferenční maxima a minima, a tak získat údaje o jejich tloušťce a poloze. [6, 10].

Pro Barrett kalkulaci lze pomocí přístroje Lenstar získat hodnoty: axiální délka oka (AL), hloubka přední komory (ACD), tloušťka čočky (LT), průměr rohovky (WTW) a keratometrická data.



**Obrázek 3.1:** LENSTAR LS900 [11]

Jeho vylepšení spočívá v tom, že každý provedený A-scan se skládá z 16 jednotlivých skenování, a tím dochází k eliminaci jednotlivých vznikajících šumů. Takto pracuje v běžném režimu. Pokud má pacient kataraktu v pokročilém stádiu a zakalení je v takové výši, že ani po třech měřeních není dosaženo očekávaných výsledků, přejde přístroj automaticky do režimu DCM mód (Dence Cataract Measurment Mode). DCM pro konečný výstup z měření využívá výsledky z kontrol jednotlivých měření (například 5x16 skenování). DCM používá základní technologii jako standartní algoritmus, ale z více dat. Výsledkem je větší míra průniku do tkáně a možnost změřit touto metodou více než 50 % dříve nezměřitelných případů. [11]

Ultrazvuková biometrie je analogická k optické. Je to kontaktní metoda, oko je v anestezii a pacient v leže fixuje na určený bod. Do oka jsou vysílány ultrazvukové signály o frekvenci 5-20 MHz. Přístroj pracuje ve dvou módech A a B. Častěji používaný mód A poskytuje A-scan očních struktur na základě odrazu demonstrovaného vychýlením amplitudy. Určí tak polohu optického rozhraní. Mód B poskytuje dvourozměrný obraz vyšetřované oblasti a je využíván ke zjišťování stavu očních struktur, například u krvácení a amocií sítnice. Nevýhodou ultrazvukové biometrie je možné uchýlení od optické osy oka a vliv vyšetřujícího při přiložení na oko pacienta. Výhodou je pak možnost měřit biometrii i u pokročilých katarakt. [1, 14]

Biometrické měření před operací je nezbytné pro získání vstupních dat ke kalkulaci IOL, TIOL. Mezi tato data patří axiální délka oka (AL), hloubka přední komory (ACD), tloušťka čočky (LT), průměr rohovky (WTW).

### 3.2 Kalkulace torické nitrooční čočky

V současné době se u nás pro výpočet torické intraokulární čočky (TIOL) preferují dvě metody. Ta první vychází z principů regresivních vzorců pro výpočet IOL 3. a 4. generace a je doplněna o nové nomogramy a vektorové kalkulace, které zohledňují astigmatismus navozený operátorem (SIA) během chirurgického výkonu. Novější, v principu odlišný, je Barrettův kalkulátor, který díky své konstrukci nepotřebuje další doplňující výpočty a podle provedených srovnávacích studií dosahuje přesnějších výsledků. [12]

Tyto studie se zabývají porovnáváním jednotlivých torických kalkulátorů a jejich technickými vylepšeními. Posují předpovězený pooperační refrakční stav oka jednotlivých výpočtu TIOL těmito kalkulátory na datech pacientů po operaci katarakty. [12]

Izraelsko-australská studie z roku 2016 se zabývá výsledky s a bez použití nového regresivního vzorce Abulafia-Koch u kalkulátoru firmy Alcon a kalkulátoru Holladay ve srovnání s kalkulátorem Barrett. Data byla použita od 78 pacientů (78 očí). Pomocí úpravy Abulafia-Koch bylo dosaženo u kalkulátoru Alcon snížení předpovídané astigmatické chyby z 0,55 D na 0,05 D a u kalkulátoru Holladay z 0,54 D na 0,05 D. Zároveň nebyly zjištěny žádné významné rozdíly v porovnání takto vylepšených kalkulátorů s Barrettovým kalkulátorem. [12]

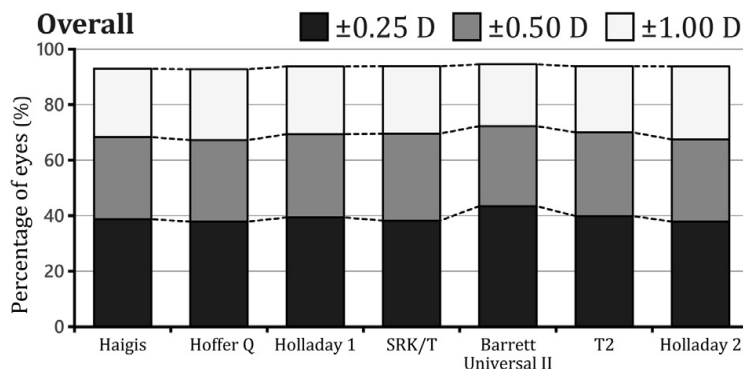
Tento výsledek podpořila i portugalská studie z téhož roku provedená na 86 respondentech. Porovnávala kalkulátory: Alcon s použitím vzorce Baylor, Abulafia-Koch s a bez nich, Holladay a Holladay s nomogramem Baylor a koeficientem úpravy Goggin a kalkulátor Barrett. Torický kalkulátor Barrett a nový kalkulátor Alcon vykazovaly nejnižší predikci astigmatické chyby. Nejlepších výsledků dosáhly kalkulátory s použitím nomogramu Abulafia-Koch. [13]

K obdobným závěrům dospěla i australská studie, která porovnávala sedm vzorců:

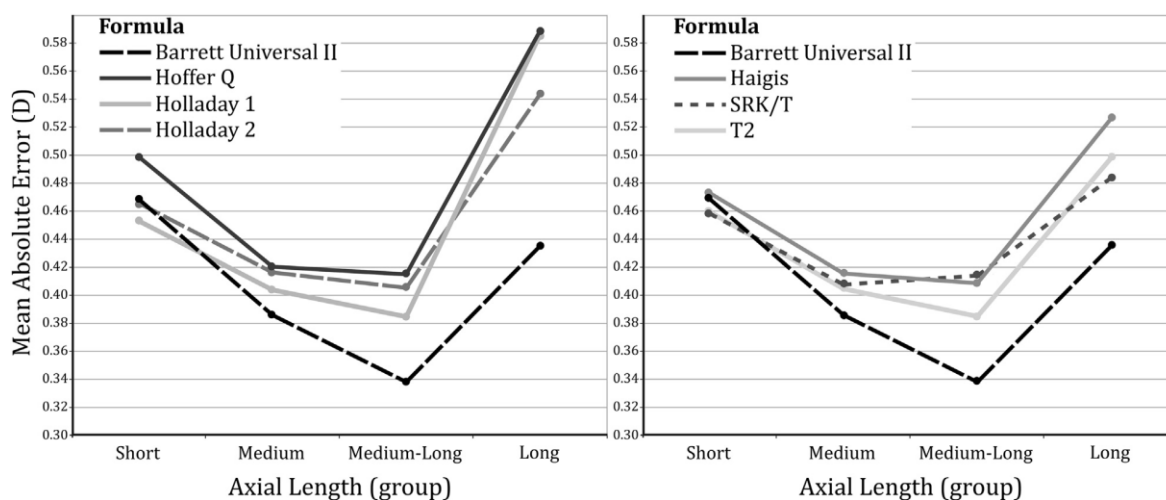
Barrett Universal II, Haigis, Hoffer Q, Holladay I, Holladay II, SRK/T, SRK/2 T.

Biometrie byla prováděna na přístroji IOL Master s využitím optimalizovaných konstantních čoček na 3241 pacientech, kteří prodělali operaci katarakty před pěti lety. Byly použity výsledky od 35 operátorů. Pro každý vzorec byly vypočteny optimalizované IOL, stanovil se předpokládaný refrakční stav oka a to bylo porovnáváno se skutečností. Pacienti byli rozděleni do čtyř skupin podle axiální délky oka ( $\leq 22$ ,  $22 > 24,5$ ,  $24,5 \geq 26$ ,  $\geq 26$ ) mm. Ve skupině krátkých očí nebyl žádný statisticky významný rozdíl mezi použitými vzorci, v ostatních třech skupinách měl Barrett Universal II kalkulátor nejlepší výsledky (obr. 3.2 a obr.3.3). [14]





Obrázek 3.2: Procentuální vyjádření předpovězené chyby o 0,25D,0,5D a 1,0D [14]



Obrázek 3.3: Střední absolutní chyba znázorněná k axiální délce oka (AL) znázorněna pro přehlednost ve dvou grafech [14]

### 3.2.1 Holladay a nomogramy

Pokud jsou použity pro výpočet torické IOL vzorce typu Holladay, které dokáží určit hodnoty pro implantovanou sférickou IOL, je nutné pro zohlednění astigmatismu využít vektorové kalkulace a nomogramy. Vektorová kalkulace s použitím vzorců, kde  $M$  je rozdíl strmého a ploššího meridiánu a  $J_0, J_{45}$  jednotlivé vektory astigmatismu,

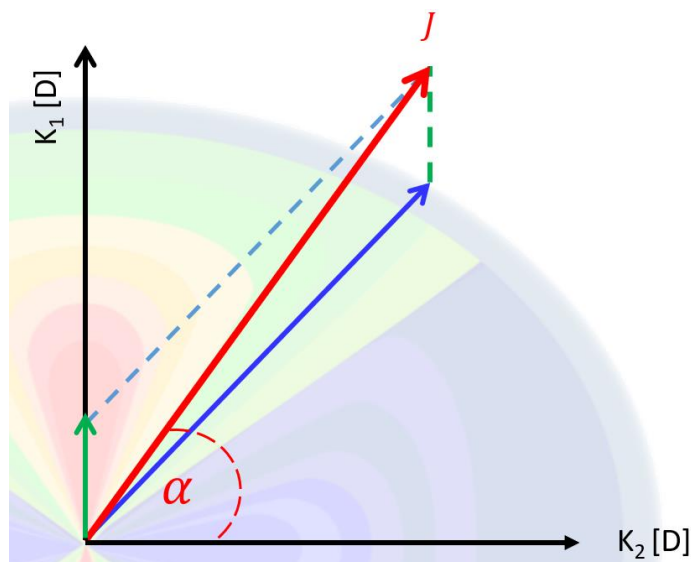
$$J_0 = M \cdot \cos(2\theta)$$

$$J_{45} = M \cdot \sin(2\theta)$$

$$J = \sqrt{\Delta J_0^2 + \Delta J_{45}^2}$$

$$\alpha = \arctg\left(\frac{J - \Delta J_0}{\Delta J_{45}}\right)$$

se provádí dvakrát za sebou. Nejdříve pro získání dílčího vektoru daného meridiány pravidelného astigmatismu a po druhé pro získání výsledného vektoru ze složky spočítaného dílčího vektoru a vektoru SIA operátora, jak je znázorněno na obrázku 3.4. [15]



**Obrázek 3.4:** Znáznornění vektorových kalkulací

Nevýhodou této metody je používání pro výpočet předpokládané konstanty  $T_x/1,46$ , která nezohledňuje pooperační usazení TIOL. Dalšími slabinami je vstup pouze keratometrických hodnot přední plochy rohovky, SIA anterior a předpoklad, že pacient má AP poměr shodný s průměrnou populací. Problematický je i předpoklad identické strmé osy astigmatismu pro přední i zadní plochu rohovky. K výsledku pro výpočet TIOL je nutné ještě připočíst hodnoty získané použitím nomogramu (Baylorův, Abulfalia-Koch, Gogginův), který provede zohlednění efektu způsobeného rohovkovým posteriálním astigmatismem, délkou oka a hloubkou přední komory. [15, 16, 17]

Abulfalia-Koch nomogram dosahuje optimalizace cestou lineární regrese. Gogginův nomogram se využívá pro kalkulace TIOL s astigmatismem do cylindru 2 D viz tabulka 3.1, protože podle svých studií je použití nomogramu u vyšších cylindrů nevýznamné. A koeficient pro přepočet astigmatismu přední plochy upravuje pomocí odlišného koeficientu pro astigmatismus podle pravidla (WTR) a pro astigmatismus proti pravidlu (ATR). [17]

**Tabulka 3.1:** Nastavení hodnoty předního rohovkového astigmatismu s přihlédnutím k efektu tvořeným zadním rádiem.[17]

	Koeficient nastavení	Astigmatismus cor. index
WTR astigmatismus podle pravidla	0,75	1,34
ATR astigmatismus proti pravidlu	1,41	0,71

Baylorův nomogram (tab. 3.2) umožňuje tento přepočít i pro vyšší hodnoty astigmatismu a určit tak implantovaný cylindr (CPL formula – corneal cylinder plane).

**Tabulka 3.2:** Baylorův nomogram [16]

MODEL	HODNOTA CYL (D)		
	CPL	WTR	ATR
T2	0,68	≤1,69	≤0,39
T3	1,03	1,70-2,19	0,40-0,79
T4	1,55	2,20-2,69	0,80-1,29
T5	2,06	2,70-3,19	1,30-1,79
T6	2,57	3,20-3,69	1,80-2,29
T7	3,08	3,70-4,19	2,30-2,79
T8	3,60	4,20-4,69	2,80-3,29
T9	4,11	4,70-5,19	3,30-3,79

### 3.2.2 Barrettův torický kalkulátor

Autorem je australský profesor Graham Barrett. Kalkulátor slouží jako pomocný nástroj lékařů při výběru vhodné nitrooční čočky pro její implantaci. Používá se při předoperačním diagnostickém vyšetření katarakty. Je dostupný v pěti formulích:

Barrett Universal II Formula

Barrett True K Formula

Barrett True K Toric Formula

Barrett Toric Calculator

Barrett RX Formula [18]

Barrett Universal II je vzorec založený na Gaussových principech, na sledování paprsků a použití teoretického modelu, který umožňuje předpovědět odhadovanou polohu čočky (ELP Astimated Lens position) a zakřivení zadní plochy rohovky. Vstupními údaji je AL, keratometrie, optická ACD, tloušťka čočky (LT) a WTW. Pracuje na odlišných principech než dříve používané regresivní metody a dosahuje přesnějších výsledků. Díky tomu nemusí brát v úvahu dlouhou axiální délku oka u vysokých myopických pacientů, a proto není potřeba provádět úpravu pomocí dalších korekčních faktorů. Barrett Universal II (obr. 3.5) je základem pro Barrett Totic Calkulátor, kterým určuje hodnoty TIOL u očí s požadovanou korekcí astigmatismu. Dokáže předpovědět zakřivení zadní plochy rohovky, které není u jednotlivých pacientů shodné. To umožňuje Barrettův teoretický model, který bere v úvahu zákonitosti zadního rohovkového astigmatismu včetně protisměrné orientace asigmatických os přední a zadní plochy u většiny pacientů. Teoretický model je zcela odlišný od regresivních metod, které využívají jiné kalkulátory. Pro pacienty, kteří v minulosti prodělali refrakční zákroky na rohovce pro korekci myopie, hypermetropie nebo astigmatismu, slouží Barrettova modifikace kalkulátoru Barrett True K nebo Barrett True K Toric u astigmatických pacientů. K rekalkulaci je určena Barrett RX Formula. [19]

The screenshot displays the Verion Vision Planner software interface, which is used for calculating intraocular lens (IOL) power and astigmatism correction. The interface is divided into several sections:

- 1 Preoperative Measurements:** A table showing input data for the calculation.
 

K1	K2	Flat	Cyl	Units
42.11	43.47	101	-1.36	0 mm
AL	ACD	LT	WTW	RX
23.45	3.65	n/a	11.92	n/a -n/a @ n/a° 12.0
- 2 Planner Requirements:** Shows the selected formula (Barrett) and the target refraction (SEQ 0).
- 3 Spherical Correction Planner:** A table comparing different formulas for spherical correction.
 

Formula	SN60WF Std Phaco	SN6ATx Std Phaco	SN60Tx Std Phaco	SND1Tx Std Phaco
Barrett	23.00   -0.09	21.50   +0.53	22.00   +0.54	22.50   +0.19
Holladay 2	23.50   -0.34	22.00   +0.17	22.50   +0.19	23.00   -0.17
Haigis	23.50   -0.16	22.50   -0.19	23.00   -0.17	23.50   -0.53
Holladay 1	23.00   -0.20	23.00   0.56	23.50   -0.53	24.00   -0.89
SRK/T	23.00   -0.24	23.50   -0.93	24.00   -0.89	
- 4 Astigmatism Correction Planner:** Shows the selected astigmatism correction method (T5) and the resulting values.
 

T3	T4	T5	T6
-1.12	-0.61	-0.10	-0.41
- 5 Surgery Plan:** Displays the final surgical plan, including the IOL model (SN6AT5 23 D), cylinder (3 D @ 4°), and the planned date (Jul 06, 2017). It also shows an eye diagram with astigmatism axes and a table of expected outcomes.
 

Expected Outcomes
Sph   -0.04 D   Cyl   -0.10 D   @   94°   SIA   0.49 D

Obrázek 3.5: Barrett universal II [20]

Všeobecně jsou kalkulátory s předpovězenou hodnotou zadního zakřivení konstruovány tak, že mají v sobě zabudované korekce přibližných keratometrických hodnot, takže jakékoliv ruční jemné doladění vede ke zkresleným výsledkům. Výsledky Barrettova kalkulátoru toto neprokazují, jsou relevantní s typem s předpokládanou hodnotou pro zadní plochu a u očí s patologií nebo nestandardním AP poměrem zpřesňují výpočet IOL a TIOL. [21]

### 3.2.3 Rekalkulátor Barrett RX

Barrett RX Formula se používá pro pacienty, kteří již prodělali operaci katarakty a vzhledem k vzniklému pooperačnímu refrakčnímu překvapení se uvažuje o jejich reoperaci. Tento kalkulátor ve svém výpočtu zohlední výsledky předoperační i pooperační diagnostiky a residuální refrakční deficit. V tabulce 3.3 jsou uvedeny hodnoty potřebné pro rekalkulaci. [19, 22]

**Tabulka 3.3:** hodnoty pro Barrett RX

Optická mohutnost implantované IOL	Pooperační refrakce
Keratometrická data plochého meridiánu	Keratometrická data strmého meridiánu
Axiální délka oka (AL)	Lens Thickness (LT)
ACD-hloubka komora změřena opt. metodou	Cílová refrakce
Incize SIA	Lokace incizí
Lens Factor implantované IOL	Lens Factor měněné IOL
WTW	A konstanta a osobní konstanta

[22]

## 3.3 Katarakta a její chirurgické řešení

Katarakta je oční onemocnění, které je ve světovém měřítku nejčastější příčinou slepoty ve vyspělých zemích. Vznikají zákaly v oční čočce a tím dochází ke změnám její optické mohutnosti. Transparentnost čočky je podmíněna striktním uspořádáním a chemickým složením proteinových vláken (tzv. crystaliny). Při porušení této přísně organizované struktury nastává šedý zákal. Pacienti s kataraktou jsou citliví na světlo, mají změněné vnímání barev a zhoršenou kontrastní citlivost. [2]

Konzervativní přístup léčby nedosahuje uspokojivých výsledků. Experimentálně jsou aplikovány inhibitory aldózo – reduktázy za účelem zpomalení procesu přeměny glukózy na

sorbitol, což je podstatou vzniku katarakty. V současné době je efektivní léčba omezena na chirurgický výkon. Tento zákrok má za sebou daleký historický vývoj, ale zlatým standardem v rozvinutých zemích je chirurgický výkon pomocí fakoemulzifikace. Vyznačuje se malými vstupními řezy v oblasti čiré části rohovky. Hlavní řez, kterým se provádí fakoemulzifikace i implantace IOL nebo TIOL, je 2,4 až 2,0 mm velký a dva pomocné incizní řezy jen 1,3 mm. Ke stabilizaci přední komory a ochraně endotelu při operaci se používá viskoelastický materiál. Po otevření předního pouzdra se rozmělní (fakoemulzifikuje) zkalené jádro čočky ultrazvukovou sondou a takto vzniklá hmota se následně odstraní. Hlavním řezem se pak implantuje sbalená měkká IOL, nebo TIOL, která se ve zbylém vyčištěném čočkovém pouzdře rozvine a stabilizuje. Inovací této metody je použití femtosekundového laseru pro vytvoření přesných rohovkových řezů, kapsulorhexe a fragmentace zkaleného jádra čočky. Výhodou tohoto postupu je snížení působení ultrazvukové energie a přesnější, reprodukovatelné řezy. Je dobře použitelná k odstranění měkkých i velmi tvrdých jader čočky. Obě tyto metody lze použít v refrakční nitrooční chirurgii.

## 4 Úvod praktické části praktické části

Při operaci katarakty u astigmatických pacientů se kromě výměny zkalené nitrooční čočky za umělou IOL provádí současně korekce astigmatismu. Uspokojivých pooperačních refrakčních výsledků lze dosáhnout přesnou diagnostikou a výběrem vhodné metody kalkulace TIOL. V teoretické části práce byly prezentovány metody kalkulace TIOL zohledňující vliv zakřivení zadní plochy rohovky na totální keratometrii.

Principem praktické části bylo provedení srovnání dvou odlišných metod výpočtu TIOL. Srovnávány byly reálné výsledky Barrett Toric kalkulátoru a hodnoty hypotetické alternativní vektorové kalkulace (dle Holladaye), která byla využívána v první generaci výpočtů. V rámci pooperační diagnostiky byla provedena rekalkulace pomocí Barrett RX kalkulátoru, dle kterého jsme podle pooperačních výsledků určili potenciální nejvhodnější model čočky pro každé oko.

Úkolem praktické části bylo realizovat uvedené kalkulace a prostřednictvím statistické analýzy ověřit následující hypotézu:

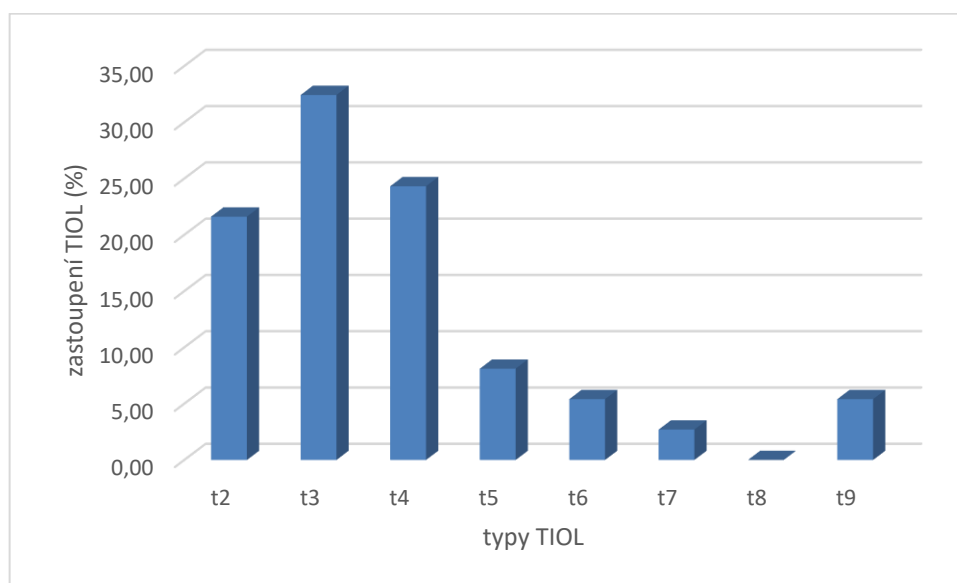
„Pro korekci astigmatismu TIOL dosáhneme lepších pooperačních výsledků s kalkulační metou aproximující vliv zadní plochy optické mohutnosti rohovky v porovnání s alternativní metodou kalkulace za dosazení celkové (totální) mohutnosti rohovky.“

## 5 Metodika

Studie zahrnuje 37 očí 35 pacientů, z toho bylo 18 žen a 17 mužů. Věkový průměr pacientů činil  $60,11 \pm 5,78$  let, nejstaršímu probandovi bylo 77 let a nejmladšímu 50 let. Následující metodika byla shodná pro všechny uvedené případy. Všechna získaná data pocházejí ze zdravotní dokumentace pacientů, kteří se v období od srpna 2019 do března 2020 podrobili očnímu chirurgickému výkonu za účelem odstranění katarakty. Operace byly provedeny jedním operátorem, Doc. MUDr. Šárkou Pitrovou, CSc., FEBO, na Oční klinice JL FBMI ČVUT v Praze.

Všem pacientům, kteří podstoupili operaci katarakty a jsou součástí sledovaného souboru, bylo provedeno kompletní oftalmologické vyšetření, jehož součástí bylo zjištění stávající refrakce. Po konzultaci s pacientem byla stanovena požadovaná pooperační refrakce oka.

Volba parametrů TIOL modelu SN6ATx probíhala na základě výsledků výpočtů TIOL kalkulátorem Barrett Toric, kterým lze kalkulovat sférický ekvivalent, předpokládaný pooperační astigmatismus rohovky podle SIA, hodnotu korekčního cylindru i osu implantace. Výpočet zahrnoval tato vstupní data: AL, ACD, WTW, LT z biometru Lenstar LS900 a keratometrické hodnoty dle průměrných výsledků měření na Lenstaru a referenčním modulu Verion. Použitá hodnota A-konstanty byla rovna 119,26. Vzhledem ke skutečnosti, že tento typ kalkulace je poměrně nový a dosud chráněný patentem, nejsou zatím přístupné přesné metody kalkulace. Procentuální zastoupení implantovaných modelů TIOL v našem souboru je znázorněno v grafu na obrázku č. 5.1.



**Obrázek 5.1:** Graf procentuálního zastoupení implantovaných modelů TIOL



U všech sledovaných případů byla operace provedena klasickou metodou fakoemulzifikace bez asistence femtosekundového laseru manuálně vedenými řezy. Primární řez o velikosti 2,2 mm v ose 90° a paracentézy v osách 180° a 30° šíře 1,1 mm sloužící k bimanuální technice operace. Po vstupu do očního bulbu je do přední komory aplikován viskoelastický materiál zajišťující stabilizaci přední komory a ochranu rohovkového endotelu. Chirurg v dalším kroku provádí tzv. kontinuální kurvilineární kapsulorhexi k otevření předního pouzdra čočky. Použití ultrazvukové sondy umožní rozmělnění tvrdého jádra čočky a odstranění čočkových hmot je provedeno irigací a aspirací. Implantace TIOL se provede pomocí jednorázového aplikátoru.

## 5.1 Hypotetická kalkulace TIOL na kalkulátoru Holladay

Při použití vektorového kalkulátoru je nezbytné nejprve stanovit optimální sférický ekvivalent čočky SN6ATx, v našem případě byl zvolen konvenčně využívaný vzorec SRK/T2 s A-konstantou 119,26 na základě průměrné hodnoty keratometrie a axiální délky oka.

Vstupní data totální keratometrie zohledňující zadní radius rohovky byla pro vektorovou kalkulaci TIOL získána topografem Orbscan II. Prvním krokem je určení očekávaného rohovkového pooperačního astigmatismu, který je ovlivněn SIA, astigmatismem indukovaným operátorem při incizních nářezech. Volená hodnota cylindrické korekce odpovídá nejnižšímu rozdílu očekávaného pooperačního rohovkového astigmatismu a vypočítanému účinku torického modelu čočky v úrovni rohovky, který získáme dělením jeho hodnoty konstantou 1,46. [23]

Konkrétní postup kalkulace je objasněn v kapitole 5.3.

## 5.2 Rekalkulace Barret RX

Pro porovnání výsledků použitých typů kalkulace TIOL Holladay a Barrett Toric bylo nutné stanovit ideální hodnoty, ke kterým se komparace sledovaných hodnot bude vztahovat. Z dostupných nejvyužívanějších rekalkulátorů byl zvolen Barrett RX, protože například rekalkulátor Berdahl neumožňuje kalkulaci TIOL nízkých cylindrů (t2). Pacientů s takto nízkým astigmatismem bylo ve sledovaném souboru 13,5 %.

Rekalkulátor Barrett RX požaduje ke svému výpočtu předoperační hodnoty AL, ACD, LT, WTW, předoperační i pooperační keratometrii, hodnotu indukovaného SIA, hodnoty implantované TIOL a residuální refrakci viz obr. 5.2.

## Barrett Rx Formula - Outcome Analysis

K Index 1.3375 ● K Index 1.332 ● +ve Cyl ● -ve Cyl ● ELP ● IOL ●

Patient Data Rx Exchange IOL Rx Piggy Back IOL Formula Guide


  Right (OD) ● Left (OS) ● Optional: K1  K2 
 Enter Data and Calculate
 Doctor Name  Patient Name  Patient ID 

 Power IOL (Implanted)  Toric  Axis  Post Op Refraction: Sphere  Cyl  Axis 

 Lens Factor IOL (Implanted)  (-2.0~5.0) or A Constant  (112~125) Personal Constar 

 Lens Factor IOL (Exchange)  (-2.0~5.0) or A Constant  (112~125) Personal Constar 

 Flat K (Post Op)  (Pre Op)  (30~60 D)

 Flat Axis (Post Op)  (Pre Op)  (0~180 deg.)

 Steep K (Post Op)  (Pre Op)  (30~60 D)

 Steep Axis (Post Op)  (Pre Op)  (0~180 deg.)

 Axial Length  (12~38 mm)

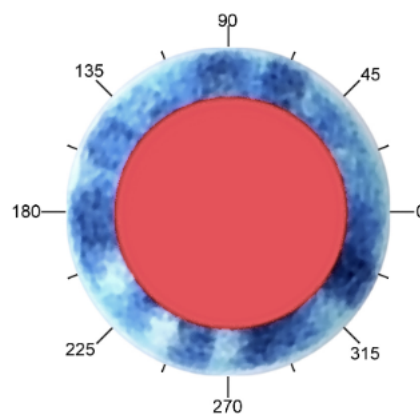
 Optical ACD  (0.0~6.0 mm)

 Target Refraction  0

 Incision SIA  0 (0.0~2.0 D)

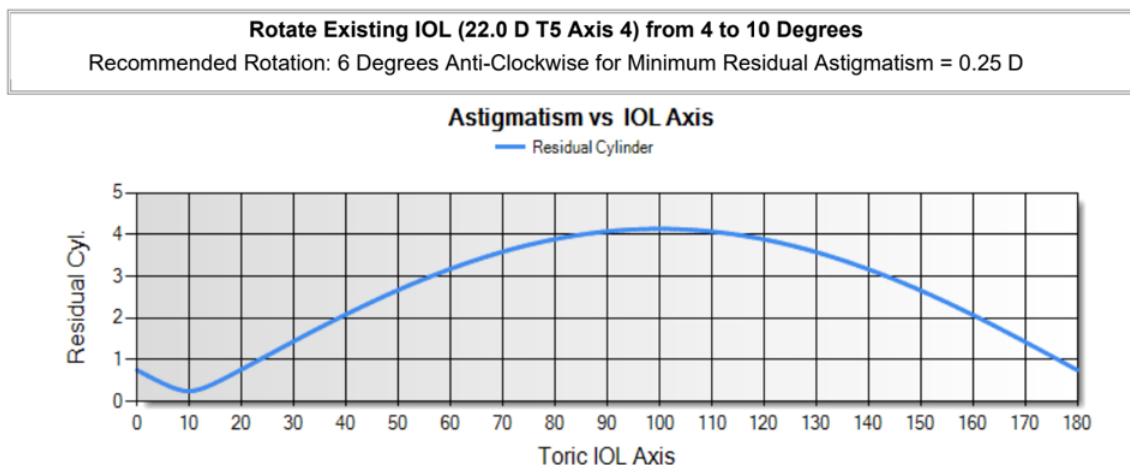
 Incision Location  0 (0~360 degrees)

 Lens Thickness  (2.0~8.0 mm)

 WTW  (8~14 mm)


**Obrázek 5.2:** Barrett RX – úvodní formulář rekalkulace.

Pokud výsledky operace nejsou shledány uspokojivými, nabízí Barrett RX dvě možnosti revize. První je výměna TIOL dle nově spočítané kalkule a druhá je možnost dodatečné rotace stávající TIOL ve směru nově spočítané ideální osy cylindru. Změna cylindru rotací TIOL je patrná v grafu výsledné kalkule na obrázek č. 5.3.



**Obrázek 5.3:** ukázková rekalkulace Barrett RX

Získaná data hodnot sféry, cylindru a osy astigmatismu byly porovnány s daty předpokládané residuální refrakce obou posuzovaných kalkulací a rozdíly těchto hodnot byly statisticky vyhodnoceny.

### 5.3 Vzorový postup výpočtu

Pro názornost je zde uveden vzorový příklad použité metodiky kalkulace pacienta s identifikačním číslem: M530627ste. Veškeré vstupní hodnoty uvádí tabulka 5.1.

**Tabulka 5.1:** Vstupní hodnoty vzorové kalkulace pro F505320nov

data LENSTAR								data ORBSCAN II			
AL (mm)	ACD (mm)	LT (mm)	WTW (mm)	K1 (D)	AX1 (°)	K2 (D)	AX2 (°)	oK1 (D)	oAX1 (°)	oK2 (D)	oAX2 (°)
23,73	3,03	4,00	12,11	42,13	97	43,34	7	42,5	102	43,6	12

Na základě těchto údajů byly vypočteny hodnoty pro implantovanou TIOL kalkulátorem Barrett Toric, požadovaný refrakční deficit po konzultaci s pacientkou byl stanoven na pooperační emetrii. Výsledné parametry TIOL a očekávaná residuální refrakce je uvedena v tabulce č. 5.2.

**Tabulka 5.2:** Výpočet dle Barrett toric

parametry TIOL			očekávaná residuální refrakce		
SQ	Tx	AX	SPH	CYL	AX
22,0	T5	4	-0,02	-0,24	4

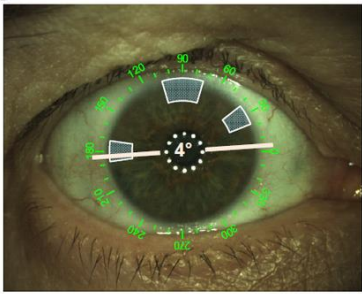
Ukázka operačního plánu pacientky je znázorněna na výstupní tabulce Barrett Toric kalkulátoru na obr. 5.4.

**(RIGHT EYE)**

**Pre-Op**      **14/10/2019**

R1/K1: 8.01 mm / 42.13 dpt @97°  
 R2/K2: 7.79 mm / 43.34 dpt @7°  
 R/K: 7.90 mm / 42.73 dpt  
 Cyl: -1.21D @97°  
 AL: 23.73 mm      LT: 4.0  
 ACD: 3.03 mm      WTW: 12.07 mm  
 Rx: N/A  
 Post-Refractive: No Post-Refractive  
 Pre-Refractive RX: N/A

**OS Surgical Plan**



Primary: 2.2mm @90°      Sec1: 1.1mm @180°  
 Sec2: 1.1mm @30°

Barrett      Target SEQ: +0.00      SIA: 0.20D

**SN6AT5 3D @4°**

**SN6ATx 22.00D**  
 MFG LF(2.06)

IOL(D)	Ref(D)	Lens	Res. Astigm.
21.00	0.56	SN6AT2	-1.13D x 94°
21.50	0.22	SN6AT3	-0.79D x 94°
<b>22.00</b>	<b>-0.14</b>	SN6AT4	-0.27D x 94°
22.50	-0.50	<b>SN6AT5</b>	<b>-0.24D x 4°</b>
23.00	-0.86	SN6AT6	-0.75D x 4°
		SN6AT7	-1.26D x 4°

ExpectedRx: -0.02D -0.24D x 4°

**Obrázek 5.4:** operační plán M530627ste

**Vzorový výpočet M 530627ste**

Ke kalkulaci sférického ekvivalentu TIOL byl použit vzorec SRK/T2 s výslednou hodnotou sférického ekvivalentu 21 D. Vhodný model TIOL dle totální keratometrie zahrnující vliv zadní plochy rohovky byl kalkulován následovně:

Rozdíl strmého a plochého meridiánu rohovky ( $M_K$ ) a hodnoty průměrného SIA ( $M_{SIA}$ ) operátora při vstupním řezu  $90^\circ$  a indukci 0,2 D.

$$M_K = (oK_2 - oK_1)$$

$$M_{SIA} = (K_2 - K_1)$$

$$M_K = (43,6 - 42,5)$$

$$M_{SIA} = (-0,2 - 0)$$

$$M_K = 1,1 \text{ D}$$

$$M_{SIA} = -0,2 \text{ D}$$

Výpočet vektorů  $J_0, J_{45}$  pro cylindrickou dekompozici.  $J_{K0}$  a  $J_{K45}$  keratometrická data rohovky,  $J_{SIA0}$  a  $J_{SIA45}$  pro astigmatismus indukovaný operátorem a jejich rozdílů (4).

$$J_{oK0} = M_K \cdot \cos(2\theta)$$

$$J_{SIA0} = M_{SIA} \cdot \cos(2\theta)$$

$$J_{oK0} = 1,1 \cdot \cos(24)$$

$$J_{SIA0} = -0,2 \cdot \cos(360)$$

$$J_{oK0} = 1,005 \text{ D}$$

$$J_{SIA0} = -0,2 \text{ D}$$

$$J_{oK45} = M_K \cdot \sin(2\theta)$$

$$J_{SIA45} = M_{SIA} \cdot \sin(2\theta)$$

$$J_{oK45} = 1,1 \cdot \sin(24)$$

$$J_{SIA45} = -0,2 \cdot \sin(360) = 0 \text{ D}$$

$$J_{oK45} = 0,447 \text{ D}$$

$$J_{SIA45} = 0 \text{ D}$$

$$\Delta J_0 = J_{ok0} - J_{SIA0} = 1,205 \text{ D}$$

$$\Delta J_{45} = J_{ok45} - J_{SIA45} = 0,447 \text{ D}$$

Výpočet výsledné pooperační cylindrické hodnoty rohovky (6)

$$J = \sqrt{\Delta J_0^2 + \Delta J_{45}^2}$$

$$J = \sqrt{(1,205)^2 + (0,447)^2}$$

$$J = 1,285 \text{ D}$$

Výpočet osy cylindru (7)

$$\alpha = \arctg\left(\frac{J - \Delta J_0}{\Delta J_{45}}\right)$$

$$\alpha = \arctg\left(\frac{1,285 - 1,205}{0,447}\right)$$

$$\alpha \doteq 10^\circ$$

Finálním krokem je volba nejnižšího rozdílu předpokládaného astigmatismu rohovky a přepočtené cylindrické korekční hodnoty vhodného modelu čočky na úroveň rohovky dle konstanty průměrné hloubky uložení čočky. V tomto případě nejnižšímu reziduálnímu cylindru (R) odpovídá model SN6AT4:

$$CYL = \left(\frac{TIOL(t4)}{1,46}\right) = \left(\frac{2,25}{1,46}\right) = 1,54$$

$$R = J - TIOL\ CYL = -0,256 \text{ D}$$

Dle alternativní kalkulace Holladay bychom volili model SN6AT4 TIOL s hodnotou sférického ekvivalentu 21,5 D, s implantací v ose 10°. Pacientovi byla dle Barretta implantována TIOL SN6AT5 se sférickým ekvivalentem 22 D v ose 4°. Po operaci byla provedena kontrolní refrakce pacienta. Byl zjištěn uspokojivý vizus 1,0 s korekcí +0,25 sférické hodnoty a cylindru -0,5 v ose 157°. Tuto korekci však pacient subjektivně nevyžadoval.

Dle pooperačních výsledků byla rekalkulací Barrett RX doporučena nejvhodnější TIOL SN6AT5 s optickou mohutností 22 D a implantací v ose 9°. Zvolená kalkulace dle Barretta byla

tedy optimální volbou, Parametry čočky se od optimální varianty lišily pouze v implantační ose (o  $5^\circ$ ), kdežto alternativním výpočtem bylo dosaženo rozdílu oproti rekalkulátoru  $-0,5$  D ve sféře,  $-0,5$  D v cylindru ale jen  $1^\circ$  rozdílu v implantační ose.

## 6 Výsledky

Porovnání rozdílů residuální refrakce ve sféře, cylindru a ose je uvedeno v tabulce č. 6.1. Průměrný rozdíl absolutních hodnot navrhovaných modelů obou kalkulací je 0,70 D ve sféře, 0,48 D v cylindru, axiálně 8,86°. Přestože dosažené výsledky byly víc než uspokojivé, pro názornost jsem provedla rekalkulaci všech výpočtů pomocí Barretova RX rekalkulátoru. Výsledkem této rekalkulace je nejen zjištění optimální implantované TIOL a její pozice, ale i získání hodnoty, s kterou byly porovnávány dosažené residuální refrakce obou posuzovaných kalkulátorů.

### 6.1 Porovnání výsledků dle Barret kalkulace a Holladay II

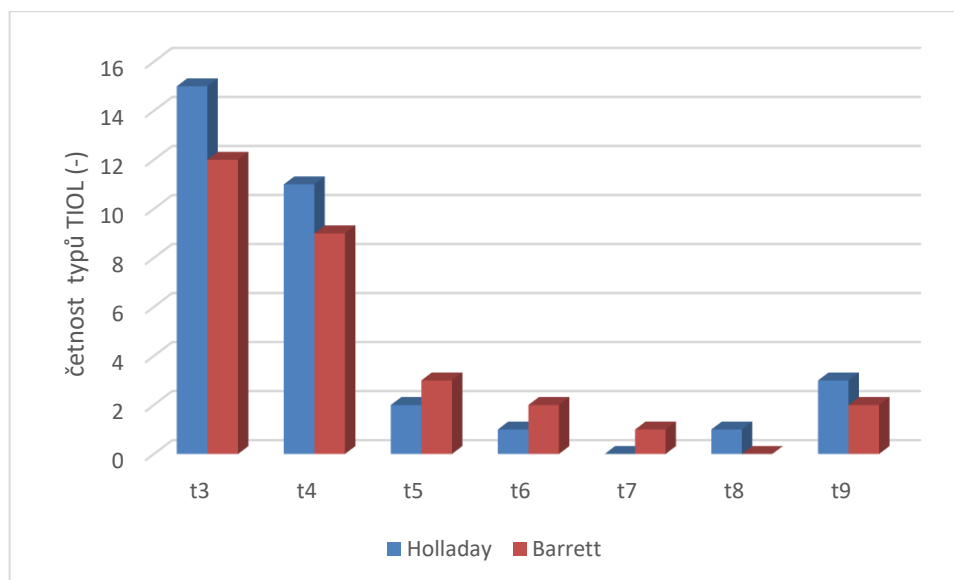
Porovnání hodnot rozdílů a absolutních hodnot rozdílů residuální refrakce jednotlivých kalkulátorů a rekalkulátoru Barrett RX ve sféře, cylindru a ose je uvedeno v tabulce 6.1.

**Tabulka 6.1:** Porovnání Barrett a Holladay

	Rozdíl Barrett a Barrett RX							Rozdíl Barrett a Holladay						
	SPH		CYL		AX		rot	SPH		CYL		AX		rot
	ABS	ABS	ABS	ABS	ABS	ABS	ABS	ABS	ABS	ABS	ABS	ABS	ABS	
Prům.	0,19	0,3	0,08	0,16	0,14	5,97	3,92	-0,11	0,7	0,17	0,62	4,23	13,07	10,60
Smoch	0,5	0,45	0,3	0,26	8,6	6,1	5,47	0,94	0,63	0,72	0,4	16,5	10,73	8,88



Porovnání volby TIOL dle kalkulace Holladay a Barrett Toric kalkulátorů je znázorněno v grafu na obrázku 6.1.



**Obrázek 6.1:** graf komparace TIOL Holladay a Barrett

Pro určení signifikace rozdílů jednotlivých výpočtů od výsledku rekalkulace byl aplikován dvouvýběrový T-test s rovností rozptylů pro všechny parametry TIOL. Výsledné hodnoty (*p*-value) na 5% hladině významnosti mezi rozdíly výpočtů jsou prezentovány tabulkou 6.2.

**Tabulka 6.2:** Hodnoty *p* (value) rozdílů obou výpočetních metodik vůči rekalkulaci

	<i>p</i> (-)	Potvrzení rozdílnosti souborů
SPH	0,002	rozdílné
CYL	<0,001	rozdílné
AX	0,001	rozdílné
JEN ROTACE	<0,001	rozdílné

## 7 Diskuze

Na hladině významnosti 5 % byl zjištěn signifikantní rozdíl mezi metodikou kalkulace TIOL pomocí Holladay a Barrett Toric. Různost obou souborů potvrzuje pro všechny sledované parametry hodnota  $p < 0,05$ .

Výsledky porovnání kalkulátorů Holladay a Barrett Toric ukazují jednoznačně na Barrettovu přesnější kalkulaci. Průměrná odchylka rozdílů kalkulace (v absolutní hodnotě) Barrett Toric a rekalkulace Barrett RX pro hodnotu sféry je  $0,30 \pm 0,45$  D, pro cylindr  $0,16 \pm 0,26$  D a pro hodnotu osy cylindru  $5,97 \pm 6,10^\circ$  oproti průměrnému rozdílu Holladay kalkulátoru a rekalkulace Barrett RX, kdy hodnota rozdílu ve sféře je  $0,70 \pm 0,63$  D, v cylindru  $0,62 \pm 0,40$  D o v ose  $13,07^\circ \pm 10,73^\circ$ . Ke snížení hodnoty zbytkového cylindru pouhou rotací je při použití Barrett kalkulátoru nutná změna polohy v průměru absolutních hodnot o  $3,92 \pm 5,47^\circ$ , kdežto u Holladay kalkulace je třeba pootočit implantovanou TOIL o  $10,60 \pm 8,88^\circ$ . Pro posuzování rozdílů ve výpočtech kalkulátorů byly porovnávány jednotlivé výsledky v absolutní hodnotě, aby nedocházelo ke zkreslení statistického hodnocení. Přestože výsledky naší studie dávají přednost kalkulaci Barrett Toric, neznamená to, že by kalkulátor Holladay byl pro výpočet TIOL nevhodný. Vzniklé rozdíly, například v cylindru o 0,5 D oproti ideální kalkulaci Barrett RX, jsou rozhodně kvalitním výsledkem kalkulace ověřené metodiky kalkulace.

Výsledky naší studie potvrzuje i práce, kterou uveřejnil v červnu 2019 v časopise *EYE* Janusze Skrzypecky a kol. Předmětem studie bylo 30 očí, které se podrobily operaci katarakty, biometrická data byla získána z přístroje Pentacam. Cílem bylo porovnání výsledků Barrettova kalkulátoru s a bez zohlednění měření zadní plochy rohovky. Bylo prokázáno, že rozdíl mezi výsledky je statisticky nevýznamný, pokud se nejedná o pacienty s patologií rohovky, pacienty po refrakčním zákroku na rohovce nebo o pacienty, kteří mají předoperační rohovkový astigmatismus vyšší 1,0 až 1,5D. [xyz21]

Náš sledovaný soubor 37 očí od 35 pacientů se nijak nevymyká běžné populaci. Naměřené biometrické hodnoty byly průměrné bez výraznějších extrémů například v axiální délce oka nebo hloubce přední komory. Studie by mohla dosahovat relevantnějších výsledků, pokud by byl soubor pacientů širší a různorodější. Bohužel někteří pacienti, kteří se také v daném časovém období podrobili operačnímu zákroku, nestihli z důvodu koronavirové krize absolvovat všechna pooperační kontrolní měření, a tak nemohli být do souboru zahrnuti. Protože zjištěné hodnoty astigmatismu nebyly vysoké (třetí nejčastěji implantovaný model TIOL byl SN6AT2), bylo nutné této skutečnosti přizpůsobit výběr rekalkulátoru. Barrett RX

umožňuje i kalkulaci cylindrických hodnot do 1,69 D astigmatismu podle pravidla a 0,39 D proti pravidlu, a proto mu byly dána přednost před rekalkulátorem Berdahl, který tuto možnost nemá.

Je nutné konstatovat, že jsme se soustředili pouze na výsledné keratometrické hodnoty a pooperační úhlovou polohu implantované čočky. Nelze opomenout možnost vlivu konečné pozice TIOL v oku a její náklon na úspěšný výsledek operace, ale tento faktor jsme do studie nezahrnuli.

Dalším aspektem, který by mohl zkreslit výsledek studie, jsou rozdílné metody biometrie k získávání vstupních dat posuzovaných metod.

## 8 Závěr

V praktické části bakalářské práce byla provedena kalkulace TIOL pomocí dvou odlišných metod a následná komparace vypočtených hodnot. Na základě signifikantních výsledků lze prohlásit, že metoda kalkulace Barrett Toric, která empiricky nezjišťuje zadní zakřivení rohovky, ale pomocí unikátního teoretického modelu jej aproximuje, dosahuje přesnější korekce astigmatismu než kalkulace Holladay. Tím byla potvrzena hypotéza – „Pro korekci astigmatismu TIOL dosáhneme lepších pooperačních výsledků s kalkulační metodou aproximující vliv zadní plochy optické mohutnosti rohovky v porovnání s alternativní metodou kalkulace za dosazení celkové (totální) mohutnosti rohovky.“

Na základě provedené studie bylo paradoxně zjištěno, že kalkulace Barrett Toric s aproximací zadního zakřivení rohovky dosahuje lepších výsledků při výpočtech implantované TIOL než vektorová kalkulace Holladay, která kalkuluje s reálnou totální keratometrií zahrnující zadní plochu rohovky. Předpokladem je, že má pacient standartní parametry oka bez patologií nebo je po laserové úpravě rohovky. Pak by bylo vhodné použít Barrettem doporučenou formuli Barrett True K Toric Formula. To nebylo předmětem této studie, ale možná vhodným námětem k dalšímu studiu této problematiky.

## Seznam použité literatury

- [1] HEISSIGEROVÁ, Jarmila. *Oftalmologie: pro pregraduální i postgraduální přípravu*. Praha: Maxdorf, [2018]. Jessenius. ISBN 9788073455804.
- [2] KASCHKE, Michael, Karl-Heinz DONNERHACKE a Michael Stefan RILL. *Optical devices in ophthalmology and optometry: technology, design principles, and clinical applications*. Weinheim: Wiley-VCH, c2014. ISBN 9783527410682.
- [3] KUCHYNKA, Pavel. *Oční lékařství. 2., přepracované a doplněné vydání*. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 9788024750798.
- [4] ROZSÍVAL, Pavel. *Oční lékařství*. Praha: Galén, c2006. ISBN 8072624040.
- [5] *Trendy soudobé oftalmologie*. Praha: Galén, 2000. ISBN 8072624059.
- [6] BENEŠ, Pavel. *Přístroje pro optometrii a oftalmologii*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2015. ISBN 9788070135778.
- [7] HASEGAWA, Asato, Takashi KOJIMA, Mana YAMAMOTO, Yukihiro KATO, Akeno TAMAOKI a Kazuo ICHIKAWA. Impact of the anterior-posterior corneal radius ratio on intraocular lens power calculation errors. *Clinical Ophthalmology* [online]. 2018, 12, 1549-1558 [cit. 2019-11-19]. DOI: 10.2147/OPHTH.S161464. ISSN 1177-5483. Dostupné z: <https://www.dovepress.com/impact-of-the-anterior-posterior-corneal-radius-ratio-on-intraocular-l-peer-reviewed-article-OPHTH>
- [8] TANG, Maolong, Alex CHEN, Yan LI a David HUANG. Corneal power measurement with Fourier-domain optical coherence tomography. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* [online]. 2010, 36(12), 2115-2122 [cit. 2019-11-19]. DOI: 10.1016/j.jcrs.2010.07.018. ISSN 08863350. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335010013805>
- [9] MOHAMMADI, Seyed-Farzad, Masoud KHORRAMI-NEJAD a Moein HAMIDIRAD. Posterior corneal astigmatism: a review article. *Clinical Optometry* [online]. 2019, 11, 85-96 [cit. 2019-11-19]. DOI: 10.2147/OPTO.S210721. ISSN 1179-2752. Dostupné z: <https://www.dovepress.com/posterior-corneal-astigmatism-a-review-article-peer-reviewed-article-OPTO>
- [10] EFRON, Nathan, ed. *Contact lens practice*. Third edition. Edinburgh: Elsevier, 2018. ISBN 978-0-7020-6660-3.

- [11] Lenstar LS 900 [online]. [cit. 2019-12-18]. Dostupné z: <sup>TM</sup><https://www.doctor-hill.com/physicians/docs/Lenstar-User-Manual.pdf>
- [12] 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 & Refractive Surgery* [online]. 2016, 42(5), 663-671 [cit. 2019-11-20]. DOI: 10.1016/j.jcrs.2016.02.038. ISSN 08863350. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335016300633>
- [13] 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 & Refractive Surgery* [online]. 2017, 43(3), 340-347 [cit. 2019-11-20]. DOI: 10.1016/j.jcrs.2016.12.031. ISSN 08863350. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335017301098>
- [14] KANE, Jack X., Anton VAN HEERDEN, Alp ATIK a Constantinos PETSOGLOU. Intraocular lens power formula accuracy: Comparison of 7 formulas. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* [online]. 2016, 42(10), 1490-1500 [cit. 2019-11-20]. DOI: 10.1016/j.jcrs.2016.07.021. ISSN 08863350. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335016303066>
- [15] 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 & Refractive Surgery* [online]. 2016, 42(5), 663-671 [cit. 2019-12-13]. DOI: 10.1016/j.jcrs.2016.02.038. ISSN 08863350. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335016300633>
- [16] KOCH, Douglas D., Richard B. JENKINS, Mitchell P. WEIKERT, Elizabeth YEU a Li WANG. Correcting astigmatism with toric intraocular lenses: Effect of posterior corneal astigmatism. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* [online]. 2013, 39(12), 1803-1809 [cit. 2019-12-09]. DOI: 10.1016/j.jcrs.2013.06.027. ISSN 08863350. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335013012868>
- [17] GOGGIN, Michael, Katherine ZAMORA-ALEJO, Adrian ESTERMAN a 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]. 2015, 31(2), 98-102 [cit. 2019-12-09]. DOI:

- 10.3928/1081597X-20150122-04. ISSN 1081-597X. Dostupné z:  
<http://www.healio.com/doiresolver?doi=10.3928/1081597X-20150122-04>
- [18] Asia-Pacific Association of Cataract and Refractive Surgeons [online]. [cit.2019-12-18]. Dostupné z: <http://assort.com/assort-toric-iol-calculator> <https://www.apacrs.org/disclaimer.asp?info=3>
- [19] The Barrett IOL Calculation Suite and the Aladdin Biometer [online]. [cit. 2019-12-16]. Dostupné z: [https://www.topconmedical.eu/files/EU\\_Downloads/Products/Aladdin/The\\_Barrett\\_IOL\\_Calculation\\_article\\_Barrett\\_MD\\_1117.pdf](https://www.topconmedical.eu/files/EU_Downloads/Products/Aladdin/The_Barrett_IOL_Calculation_article_Barrett_MD_1117.pdf)
- [20] ASSORT Toric IOL Calculator. ASSORT [online]. [cit. 2019-12-18]. Dostupné z: <http://assort.com/assort-toric-iol-calculator>
- [21] SKRZYPECKI, Janusz, Menka SANGHVI PATEL a Leejee H. SUH. Performance of the Barrett Toric Calculator with and without measurements of posterior corneal curvature. *Eye* [online]. 2019, 33(11), 1762-1767 [cit. 2019-11-19]. DOI: 10.1038/s41433-019-0489-9. ISSN 0950-222X. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/s41433-019-0489-9>
- [22] Barrett Rx Formula-outcome[online]. [cit.2020-12-18]. Dostupné z:[http://calc.apacrs.org/barrett\\_rx105/](http://calc.apacrs.org/barrett_rx105/)
- [23] ALPINS, Noel. Astigmatism analysis by the Alpíns method. *Journal of Cataract*. 2001, 27(1), 31-49. DOI: 10.1016/S0886-3350(00)00798-7. ISSN 08863350. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335000007987>

## Seznam symbolů a zkratk

### Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
$D$	D	Optická mohutnost
$r_c$	mm	Poloměr přední plochy
$C$	-	Přístrojová konstanta
$y$	mm	Vzdálenost mezi testovými značkami
$r$	m	Poloměr

### Seznam zkratk

Zkratka	Význam
IOL	Intraocular Lens
TIOL	Torická Intraocular Lens
NOČ	Nitrooční čočka
AP ratio	Arterio-posteriální poměr
CCD	Angl. Charge-coupled device
RPG	Plynopropustné čočky
DCM	Dence Cataract Measurment
AL	Axiální délka bulbu
SF	Surgeon Factor
HVID	Horizontal Visible Iris Diametr
SRK	Sanders, Retzlaff, Kraff
K	Katarakta
FAG	Fluorescenční angiografie
PCA	Posterior Corneal Astigmatism
Ksim	Simulovaná keratometrie
SIA	Surgical Induced Astigmatism-chirurgicky indukovaný astigmatismus
ATR	Astigmatismus proti pravidlu
WTR	Astigmatismus podle pravidla
ACD	Anterior chambre depth-hloubka přední komory
ELP	Estimated lens position-odhadovaná poloha čočky



---

WTW	White to white-od bílého k bílému (rozměr rohovky)
CPL	Corneal Cylinder Plane

---

## Seznam obrázků

<b>Obrázek 2.1:</b> Princip měření na keratometru; M1, M2 testovací značky a jejich obrazy M1', M2'; y vzdálenost testovacích značek a jejich obrazu s jejich obrazů y'; s vzdálenost testovacích zn. od rohovky, s' vzdálenost obrazů od rohovky; C střed křivosti rohovky; RC poloměr zakřivení rohovky [2] .....	3
<b>Obrázek 2.2:</b> Princip Javal-Schiotzova keratometru [2] .....	4
<b>Obrázek 2.3:</b> Optoelektronický keratometr [2] .....	5
<b>Obrázek 2.4:</b> ORBSCAN [6] .....	8
<b>Obrázek 2.5:</b> Gullstrandův schematický model oka [2].....	9
<b>Obrázek 2.6:</b> Typická topografie rohovky u keratokonu .....	12
<b>Obrázek 2.7:</b> Ektázie u keratokonu .....	12
<b>Obrázek 3.1:</b> LENSTAR LS900 [11].....	14
<b>Obrázek 3.2:</b> Procentuální vyjádření předpovězené chyby o 0,25D,0,5D a 1,0D [14].....	16
<b>Obrázek 3.3:</b> Střední absolutní chyba znázorněná k axiální délce oka (AL) znázorněna pro přehlednost ve dvou grafech [14] .....	16
<b>Obrázek 3.4:</b> Znázornění vektorových kalkulací .....	17
<b>Obrázek 3.5:</b> Barrett universal II [20] .....	19
<b>Obrázek 5.1:</b> Graf procentuálního zastoupení implantovaných modelů TIOL.....	23
<b>Obrázek 5.2:</b> Barrett RX – úvodní formulář rekalkulace.....	25
<b>Obrázek 5.3:</b> ukázková rekalkulace Barrett RX.....	26
<b>Obrázek 5.4:</b> operační plán M530627ste .....	27
<b>Obrázek 6.1:</b> graf komparace TIOL Holladay a Barrett .....	32

## Seznam tabulek

<b>Tabulka 2.1:</b> Tabulka anatomických rozměrů rohovky dle Gullstranda [2] .....	9
<b>Tabulka 3.1:</b> Nastavení hodnoty předního rohovkového astigmatismu s přihlédnutím k efektu tvořeným zadním rádiem.[17] .....	18
<b>Tabulka 3.2:</b> Baylorův nomogram [16] .....	18
<b>Tabulka 3.3:</b> hodnoty pro Barrett RX .....	20
<b>Tabulka 5.1:</b> Vstupní hodnoty vzorové kalkulace pro F505320nov .....	26
<b>Tabulka 5.2:</b> Výpočet dle Barrett toric.....	27
<b>Tabulka 6.1:</b> Porovnání Barrett a Holladay .....	31
<b>Tabulka 6.2:</b> Hodnoty p (value) rozdílů obou výpočetních metodik vůči rekalkulaci .....	32

## Příloha č.1: vstupní data pro kalkulace

počet očí: 37	Lenstar before surgery				Input data				implantaed IOL Barrett				planovany ref. deficit			ORBSCAN			
ID	AL	AC D	LT	WT W	K1	Ax 1	K2	Ax 2	SQ	CY L		AX	sph	cyl	ax	K1	Ax 1	K2	Ax 2
M451201alb	23,5 1	2,88	5,1 1	12,3 2	41,9 3	171	43,3 9	81	23, 0	t2	0,6 8	72	-0,23	-0,01	162	42, 6	173	43, 7	83
F530901cer	24,3 7	3,32	4,6 5	12,2 7	41,1 5	12	43,4 2	102	20, 5	t4	1,5 4	10 8	-0,01	-0,07	108	42, 2	12	44, 6	102
F445721fer	23,4 4	2,89	4,7 6	11,7 8	44,2 2	157	45,2 1	67	20, 5	t2	0,6 8	43	-0,12	-0,01	43	43, 9	160	45 70	
F705101haj	23,4 9	3,07	4,2 6	11,7 5	43,6 9	170	45,2 7	80	20, 5	t2	0,6 8	71	0,01	-0,15	161	44, 1	175	45, 5	85
M500131hej	24,8 7	3,91	4,1 8	11,7 8	40,9 7	113	42 23	23	20, 0	t4	1,5 4	14	-0,19	-0,07	14	40, 2	117	41, 3	27
M571019hla	23,5 1	3,32	4,0 2	11,7 3	44,5 2	1	45,8 6	91	19, 5	t2	0,6 8	92	0,12	-0,13		45, 1	180	46, 2	90
M540918hof	22,6 9	2,72	4,5 4	11,9 4	41,8 7	4	46,1 94	94	23, 5	t7	3,0 8	94	0,18	-0,2	94	42, 3	6	46, 5	96
F475621hru	23,5 6	2,84	4,9 9	11,1 8	45,1 9	105	46,3 4	15	18, 5	t5	2,0 5	9	0,16	-0,24	9	46, 9	95	47, 8	5
F505222hun	22,7 7	3,18	4,9 2	11,9 3	44,6 1	167	46,2 2	77	22, 0	t3	1,0 3	67	0,19	-0,08	67	44, 4	177	45, 8	87
F475809cho	24,8 2	3,19	4,8 6	12,7 7	40,9 7	176	42,7 5	86	20, 0	t3	1,0 3	83	-0,24	-0,01	83	41, 5	178	43, 4	88
M550326kar	24,4 1	3,49	4,1 3	12,4 9	40,9 3	124	41,3 6	34	22, 0	t3	1,0 3	13	-0,16	-0,16	13	41	137	41, 6	47
M470319kar	23,2 6	3,16	4,6 7	12,4 2	43,0 5	175	44,9 8	85	22, 0	t3	1,0 3	81	0,04	-0,02	171	44, 3	178	46, 3	88
M430918koh	25,6 3	3,19	4,7 9	12,0 8	41,2 4	154	42,8 2	64	17, 0	t3	1,0 3	53	-0,04	-0,18	143	41, 6	160	42, 7	70
F525526kol	23,1 6	2,7	4,7 5	12,0 3	42,5 3	171	44,0 4	81	23, 0	t2	0,6 8	72	-0,04	-0,06	162	42, 5	173	44 83	
F475130kou	22,3 3	3,13	4,2 6	11,7 11,7	45,9	175	47,5 9	85	21, 5	t2	0,6 8	80	0,08	-0,14	170	46, 6	179	48, 3	89
M440903kra	23,5 2	2,63	5,5 2	12,3 5	40,7 1	12	46,1 8	102	22, 0	t9	4,1 1	10 5	-0,19	-0,02	15	40, 4	15	46 105	
F585403kra	23,1 7	3,21	4,4 4	12,0 4	44,5 7	11	46,2 7	101	20, 5	t3	1,0 3	10 9	0,08	-0,05	109	45	13	46, 6	103
M540218kro	24,5 7	3,38	3,8 9	12,0 4	41,9	107	42,6 9	17	19, 5	t4	1,5 4	9	0,16	-0,2	9	42, 7	104	43, 7	14
M540218kro	24,7 2	3,31	4,0 5	11,9 9	41,9 4	75	42,6 9	165	19, 0	t4	1,5 4	17 3	0,18	-0,23	173	42, 4	78	43, 4	168
F505619mic	23,2 9	3,26	4,1 5	11,8 9	42,7 2	12	43,6 102		23, 0	t2	0,6 8	13 0	0,01	-0,37	130	42, 8	18	43, 7	108
F615428mul	24,1 7	2,97	4,3 1	12 12	40,6 5	158	41,7 5	68	22, 0	t2	0,6 8	48	0	0	0	40, 1	167	41, 2	77
F505320nov	22,5 3	2,7	4,7 8	11,9 1	42,7	1	45,8 3	91	24, 0	t5	2,0 5	91	0,07	-0,15	92	43, 6	2	46, 5	92
F505320nov	23,0 4	2,89	4,4 4	11,8 7	42,3 5	5	46,0 8	95	22, 5	t6	2,5 7	97	-0,13	-0,08	97	43, 5	9	47, 2	99
M431013pan	22,2 6	2,86	4,9 2	12,6 7	43,3 6	17	45,0 2	107	25, 0	t3	1,0 3	11 9	0,02	-0,05	119	43, 2	18	44, 8	108
M460809pir	23,9 6	3,14	4,3 6	12,4 9	40,5 6	98	42,3 6	8	22, 5	t6	2,5 7	6	0,16	-0,26	6	40, 4	101	41, 8	11
F675114rep	25,1 6	3,19	3,9 3,9	11,8 8	44,6 4	146	46,0 9	56	17, 0	t3	1,0 3	42	-2,26	-0,25	132	45, 1	151	46, 5	61
M520305roc	23,4	2,97	5,4 9	11,6 2	42,9 2	14	47,9 5	104	20, 0	t9	4,1 1	10 7	-0,11	-0,14	107	43	11	47, 9	101
M500126slu	24,1 2	3,24	4,5 9	12,5 7	42,0 3	3	43,9 4	93	20, 5	t3	1,0 3	95	-0,09	0	5	42, 7	3	44, 5	93
F645213sov	23,5 9	3,45	4,4 4	12,6 7	43,5	178	45,9 9	88	23, 5	t4	1,5 4	87	-2,4	-0,04	87	43, 3	173	45, 6	83
F535715sta	22,5 2	2,9	4,9 4	12,3 4	44,2 3	174	45,1 8	84	23, 5	t3	1,0 3	79	-0,15	-0,02	169	44	176	45, 8	86
M440211sta	25,8 5	3,41	4,7 8	12,3 2	41,8 6	109	42,8 2	19	16, 0	t4	1,5 4	11	-0,07	-0,06	11	42, 1	113	42, 9	23
M530627ste	23,7 3	3,03	4 4	12,1 1	42,1 3	97	43,3 4	7	22, 0	t5	2,0 5	4	-0,02	-0,24	4	42, 5	102	43, 6	12
M490430stu	23,3 7	3,22	4,1 2	12,1 3	42,5 5	81	43,4 7	171	23, 0	t4	1,5 4	17 5	-0,26	-0,01	175	43, 1	84	44, 1	174
F465530tol	21,6 6	2,78	4,4 7	12,2 1	42,0 1	84	42,9 5	174	29, 5	t4	1,5 4	17 7	0,3	-0,03	87	43, 2	102	44, 1	12
F535304ton	23,4 1	2,84	4,9 4	11,6 5	44,6 5	42	45,4 1	132	24, 0	t3	1,0 3	6	-2,41	-0,1	156	45, 4	42	46 132	

---

M520214van	23,47	3,77	4,09	12,21	43,33	104	43,74	14	22,5	t3	1,03	5	-0,31	-0,02	95	43,3	112	43,8	22
F505522zal	21,91	2,86	4,7	11,96	44,87	73	45,9	163	25,5	t4	1,54	171	-0,31	-0,11	81	44,2	65	45,1	155

## Příloha č. 2: Data výsledných hodnot

počet očí: 37	Holladay IOL							bcva	residual refraction			B exchange			zb. předpokl. refrakce			B IOL rotation		
	SQ	CYL	Tx		A x	Ex. Res.			sph	cyl	ax	CQ	C Y L	A x	SPH	CYL	Ax	ideal ax	residual	
M451201alb	22,00	0,907	t3	1,03	81	-0,02	-2	1,0	-0,25	0	0	23,5	t2	0,68	66	-0,17	0,15	156	72	0
F530901cer	19,50	2,219	t5	2,05	103	-0,13	1	1,0	0,25	-0,25	20	20,5	t4	1,54	110	0,07	0,09	110	108	0,24
F445721fer	21,00	0,955	t3	1,03	66	-0,13	-4	1,2	0	0	0	20,5	t2	0,68	35	-0,02	0,04	35	43	0
F705101haj	20,50	1,204	t3	1,03	84	-0,15	-1	1,0	0	-0,25	165	20,5	t2	0,68	68	-0,17	0,09	68	72	0,24
M500131hej	21,50	1,228	t3	1,03	23	-0,11	-4	1,0	1,25	-0,75	65	21,5	t5	2,05	3	-0,1	0,05	93	3,00	0,29
M571019hla	19,50	0,900	t3	1,03	90	-0,15	0	1,0	0,25	0	0	20	t2	0,68	93	-0,16	0,02	3	92,00	0
M540918hof	23,50	4,005	t9	4,11	96	-0,03	0	1,0	0	0	0	23,5	t6	2,57	94	-0,18	0,35	94	94,00	0
F475621hru	17,00	1,098	t3	1,03	4	0,14	-1	0,8	-0,25	-0,5	116	18	t4	1,54	5	-0,17	0,27	5	6,00	0,44
F505222hun	22,50	1,201	t3	1,03	87	-0,11	0	0,8	0	0	0	22	t3	1,03	63	-0,06	0,13	153	67,00	0
F475809cho	19,50	1,701	t4	1,54	88	0,06	0	1,0	0,25	-0,25	17	22	t3	1,03	87	0,11	0,02	177	87,00	0,18
M550326kar	21,50	0,619	t2	0,68	38	-0,01	-9	1,0	0,5	-0,25	30	22,5	t3	1,03	7	0,05	0	97	9,00	0,19
M470319kar	20,50	1,801	t4	1,54	88	-0,01	0	1,0	0,5	-0,75	75	22	t2	0,68	71	0,03	0,18	96	71	0,73
M430918koh	18,50	0,955	t3	1,03	66	0,13	-4	0,8	0,25	-0,5	175	17	t3	1,03	59	-0,09	0,19	59	63	0,29
F525526kol	23,00	1,307	t4	1,54	82	0,00	-1	1,5	0	-0,25	140	23,5	T 2	0,68	62	0,01	0,07	61	67	0,19
F475130kou	21,50	1,500	t4	1,54	89	-0,06	0	1,0	0	0	0	21,5	T 2	0,68	76	-0,09	0,18	166	80	0
M440903kra	22,00	5,428	t9	4,11	106	0,05	1	0,8	1,25	-1,25	62	23	t9	4,11	114	-0,07	0,05	24	113	0,09
F585403kra	20,00	1,423	t4	1,54	105	0,15	2	1,0	0,25	-0,25	5	20,5	t3	1,03	109	0,09	0,06	109	106	0,22
M540218kro	19,00	1,180	t3	1,03	12	0,10	-2	1,2	0	0	0	19,5	t4	1,54	8	-0,09	0,19	8	9	0
M540218kro	19,00	1,186	t3	1,03	170	0,16	2	1,2	0	0	0	19	t4	1,54	174	-0,1	0,19	174	173	0
F505619mic	22,50	0,747	t2	0,68	113	0,05	5	1,0	0,5	-0,25	123	23,5	t2	0,68	145	-0,05	0,21	55	133	0,23
F615428mul	22,50	0,924	t3	1,03	74	0,08	-3	1,0	0,25	0	0	22,5	t2	0,68	40	-0,1	0,01	40	48	0
F505320nov	23,50	2,701	t6	2,57	92	-0,16	0	1,0	0,25	-0,25	81	24	t4	1,54	93	0,06	0,12	92	92	0,23
F505320nov	21,00	3,510	t8	3,6	100	0,15	1	1,0	0	0	0	22,5	t5	2,05	98	-0,17	0,35	98	97	0
M431013pan	25,50	1,443	t4	1,54	110	-0,16	2	0,9	0	-0,5	105	24,5	t2	0,68	137	0,11	0,05	47	129	0,39
M460809pir	23,00	1,587	t4	1,54	10	-0,16	-1	0,8	0,5	-1	130	22,5	t7	3,08	13	-0,06	0,12	13	14	0,49
F675114rep	19,50	1,305	t4	1,54	57	-2,61	-4	1,0	-2,75	-0,25	99	16,5	t3	1,03	32	-2,51	0,21	32	36	0,13
M520305roc	20,00	4,715	t9	4,11	101	-0,01	0	1,0	0	-0,5	120	19,5	t7	3,08	106	0,01	0,43	106	105	0,43
M500126slu	19,50	1,601	t4	1,54	93	0,07	0	1,0	0,25	-0,5	119	20,5	t2	0,68	79	-0,04	0,08	169	82	0,24
F645213sov	24,00	2,106	t5	2,05	82	-2,49	-1		-1,25	-1,5	56	24	t4	1,54	117	-2,43	0,15	27	114	0,02
F535715sta	23,50	1,602	t4	1,54	86	-0,05	0		0	0	0	23,5	t2	0,68	77	-0,09	0,17	77	79	0
M440211sta	18,00	0,950	t3	1,03	19	0,00	-4	1,5	0,25	-0,25	51	16	t4	1,54	6	0,04	0,17	6	6	0,02
M530627ste	21,50	1,285	t4	1,54	10	-0,08	-2	1,0	0,25	-0,5	157	22	t5	2,05	9	-0,03	0,06	99	10	0,25
M490430stu	22,00	1,196	t3	1,03	175	-0,04	1	0,8	0	0	0	23	t4	1,54	176	-0,1	0,19	176	175	0
F465530tol	28,00	1,086	t3	1,03	10	-0,15	-2	1,0	0,5	-0,25	116	30	t4	1,54	0	-0,15	0,34	180	0	0,14
F535304ton	23,50	0,612	t2	0,68	141	-2,63	9	1,0	-2,5	0	0	24,5	t3	1,03	159	-2,94	0,15	159	156	0
M520214van	21,50	0,659	t2	0,68	16	0,11	-6	1,2	0	0	0	22,5	t3	1,03	4	-0,1	0,19	4	5	0
F505522zal	26,00	1,040	t3	1,03	159	-0,10	4	0,8	0,25	-0,5	75	25,5	t5	2,05	174	-0,06	0,12	170	173	0,46

## Přílohač.3: Data výsledných hodnot

počet očí: 37	Rozdíl implantováno (Barrett) a Brx							Rozdíl Holladay a Brx						
ID	SPH		CYL		Ax		jen rot	SPH		CYL		Ax		jen rot
		ABS		ABS		ABS			ABS		ABS		ABS	
M451201alb	0,5	0,5	0	0	6	6	0	-1,00	1,00	0,4	0,35	15	15	-9
F530901cer	0,0	0	0	0	-2	2	0	-1,00	1,00	0,5	0,51	-7	7	5
F445721fer	0,0	0	0	0	8	8	0	0,50	0,50	0,4	0,35	31	31	-23
F705101haj	0,0	0	0	0	3	3	1	0,00	0,00	0,4	0,35	16	16	-12
M500131hej	1,5	1,5	-0,5	0,51	11	11	-11,0	1,50	1,50	-1	1,02	20	20	-20,22
M571019hla	0,5	0,5	0	0	-1	1	0,00	0,00	0,00	0,4	0,35	-3	3	2,00
M540918hof	0,0	0	0,51	0,51	0	0	0,00	0,00	0,00	1,5	1,54	2	2	-2,30
F475621hru	-0,5	0,5	0,51	0,51	4	4	-3,00	-1,50	1,50	-0,5	0,51	-1	1	1,91
F505222hun	0,0	0	0	0	4	4	0,00	0,50	0,50	0	0	24	24	-19,50
F475809cho	2,0	2	0	0	-4	4	4,00	-0,50	0,50	0,5	0,51	1	1	-0,76
M550326kar	0,5	0,5	0	0	6	6	-4,00	-0,50	0,50	-0,4	0,35	31	31	-28,60
M470319kar	0,0	0	0,35	0,35	10	10	-10	-1,50	1,50	0,9	0,86	17	17	-17
M430918koh	0,0	0	0	0	-6	6	10	1,50	1,50	0	0	7	7	-3
F525526kol	0,5	0,5	0	0	10	10	-5	0,00	0,00	0,9	0,86	20	20	-15
F475130kou	0,0	0	0	0	4	4	0	0,00	0,00	0,9	0,86	13	13	-9
M440903kra	1,0	1	0	0	-9	9	8	0,00	0,00	0	0	-8	8	7
F585403kra	0,0	0	0	0	0	0	-3	-0,50	0,50	0,5	0,51	-4	4	1
M540218kro	0,0	0	0	0	1	1	0	-0,50	0,50	-0,5	0,51	4	4	-3
M540218kro	0,0	0	0	0	-1	1	0	0,00	0,00	-0,5	0,51	-4	4	3
F505619mic	0,5	0,5	0	0	-15	15	3	-0,50	0,50	0	0	-32	32	20
F615428mul	0,5	0,5	0	0	8	8	0	0,50	0,50	0,4	0,35	34	34	-26
F505320nov	0,0	0	0,51	0,51	-2	2	1	-0,50	0,50	1	1,03	-1	1	0
F505320nov	0,0	0	0,52	0,52	-1	1	0	-1,50	1,50	1,6	1,55	2	2	-3
M431013pan	-0,5	0,5	0,35	0,35	-18	18	10	0,50	0,50	0,9	0,86	-27	27	19
M460809pir	0,0	0	-0,5	0,51	-7	7	8	0,50	0,50	-1,5	1,54	-3	3	4
F675114rep	-0,5	0,5	0	0	10	10	-6	2,50	2,50	0,5	0,51	25	25	-21
M520305roc	-0,5	0,5	1,03	1,03	1	1	-2	0,00	0,00	1	1,03	-5	5	4
M500126slu	0,0	0	0,35	0,35	16	16	-13	-1,00	1,00	0,9	0,86	14	14	-11
F645213sov	0,5	0,5	0	0	-30	30	27	0,50	0,50	0,5	0,51	-35	35	32
F535715sta	0,0	0	0,35	0,35	2	2	0	0,00	0,00	0,9	0,86	9	9	-7
M440211sta	0,0	0	0	0	5	5	-5	2,00	2,00	-0,5	0,51	13	13	-13
M530627ste	0,0	0	0	0	-5	5	6	-0,50	0,50	-0,5	0,51	1	1	0
M490430stu	0,0	0	0	0	-1	1	0	-1,00	1,00	-0,5	0,51	-1	1	0
F465530tol	0,5	0,5	0	0	3	3	3	-1,50	1,50	-0,5	0,51	10	10	-10
F535304ton	0,5	0,5	0	0	-3	3	0	-0,50	0,50	-0,4	0,35	-18	18	15
M520214van	0,0	0	0	0	1	1	0	-1,00	1,00	-0,4	0,35	12	12	-11
F505522zal	0,0	0	-0,5	0,51	-3	3	2	0,50	0,50	-1	1,02	-15	15	14