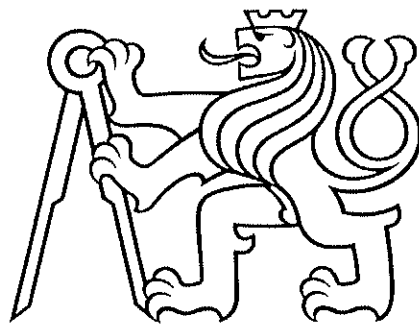


**ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE**

**FAKULTA
BIOMEDICÍNSKÉHO
INŽENÝRSTVÍ**



**BAKALÁŘSKÁ
PRÁCE**

2018

**ALICE
STAVENÍKOVÁ**



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

**Fakulta biomedicínského inženýrství
Katedra přírodovědných oborů**

Vliv kalkulací torických nitroočních čoček na pooperační výsledky

Influence of calculation of toric intraocular lenses on postoperative results

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Optika a optometrie

Autor bakalářské práce: Alice Staveníková

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

Konzultant bakalářské práce: Ing. Martin Fůs

Kladno 2018

Katedra přírodovědných oborů

Akademický rok: 2017/2018

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

Student: **Alice Staveníková**
Obor: Optika a optometrie
Téma: **Vliv kalkulací torických nitroočních čoček na pooperační výsledky**
Téma anglicky: Influence of calculation of toric intraocular lenses on postoperative results


Zásady pro vypracování:

Je dán jeden typ torické nitrooční čočky, jejíž implantace do oka – ve smyslu její dioptrické síly a pozice v oku – je určena na základě dvou rozdílných kalkulačních vzorců, které se liší tím, že jeden zohledňuje při výpočtu hloubku přední komory a axiální délku oka. V rámci experimentu bude provedeno srovnání těchto dvou typů kalkulačních vzorců u jednoho typu nitrooční torické čočky s ohledem na dosažené pooperační výsledky zrakových funkcí.

Seznam odborné literatury:

- [1] VLKOVÁ, E., VLK, F., PITROVÁ, Š., Lexikon očního lékařství: výkladový ilustrovaný slovník, ed. 1, Brno: František Vlk, 2008, 607 s., ISBN 978-802-3989-069
- [2] FŮS, M., Stanovení angulární pozice torických intraokulárních čoček, ČVUT v Praze, FBMI, Diplomová práce, 2017
- [3] HORNOVÁ, J., Oční propedeutika, ed. 1, Praha: Grada, 2011, ISBN 978-80-247-4087-4

Zadání platné do: 20.09.2019
Vedoucí: doc. MUDr. Šárka Pitrová, CSc.
Konzultant: Ing. Tomáš Funda, Ing. Martin Fůs


.....
vedoucí katedry / pracoviště


.....
děkan

V Kladně dne 19.02.2018

Název bakalářské práce:

Vliv kalkulací torických nitroočních čoček na pooperační výsledky

Abstrakt:

Cílem bakalářské práce bylo porovnání dvou typů kalkulačních vzorců pro výpočet dioptrické síly a polohy jednoho typu torické nitrooční čočky (TIOI.) z hlediska optimalizace pooperačních výsledků. V teoretické části je práce zaměřena na rešerši všech základních a pro problematiku důležitých pojmů, jakými jsou refrakční vada astigmatismus, anatomie a fyziologie oční čočky, její patologické stavy včetně katarakty a v neposlední řadě jsou popsány typy nitroočních čoček. Poslední kapitola teoretické části je věnována tématu kalkulačních vzorců, na dva z nich je zaměřena experimentální část práce.

Implantace torické nitrooční čočky do oka – ve smyslu její dioptrické síly a pozice v oku – je určena na základě dvou rozdílných kalkulačních vzorců, které se liší tím, že jeden zohledňuje při výpočtu hloubku přední komory a axiální délku oka (Barrett), druhý pouze axiální délku oka (Holladay). V rámci experimentu bylo provedeno srovnání těchto dvou typů kalkulačních vzorců u jednoho typu nitrooční torické čočky. Pooperační výsledky byly hodnoceny z hlediska reziduálního astigmatismu, rotační stability TIOI. a objektivní a subjektivní refrakce.

Stanovená hypotéza, že při použití Barrettova kalkulátoru je dosaženo přesnějších pooperačních výsledků s ohledem na preciznější předoperační výpočet parametrů torické nitrooční čočky, byla potvrzena pouze u jednoho z hodnocených hledisek. Tím byla pooperační subjektivní refrakce, která vycházela lépe ve prospěch Barretta. Výsledky studie potvrdily, že Barrettův torický kalkulátor má skupinu operovaných očí s nejlepším nekorigovaným visem $VA = 1,0$ o 10,26 % větší, než bylo dosaženo u Holladay kalkulátoru. Výsledky hodnocení reziduálního astigmatismu a rotační stability byly o něco přesnější u skupiny kalkulované dle Holladay, rozdíly však nebyly statisticky významné.

Klíčová slova: astigmatismus, katarakta, chirurgie katarakty, torické nitrooční čočky, kalkulační vzorce

Bachelor's Thesis title:

Influence of calculation of toric intraocular lenses on postoperative results

Abstract:

The aim of the bachelor thesis was to compare two types of calculation formulas for calculation of dioptric force and position of one type of toric intraocular lens (TIOL) in terms of optimization of postoperative results. In the theoretical part, the thesis focuses on the research of all basic and important concepts such as the refractive defect astigmatism, anatomy and physiology of the eye lens, its pathological conditions including cataract, and last but not least, the types of intraocular lenses are described. The last chapter of the theoretical part is devoted to the topic of calculation formulas, experimental part of the thesis is focused on two specific types.

Implantation of the toric intraocular lens into the eye – in terms of its dioptric force and position in the eye – is determined on the basis of two different calculation formulas that differ by taking one into account when calculating the depth of the anterior chamber and the axial length of the eye (Barrett), the second determines only the axial length of the eye (Holladay). In the experiment, a comparison of these two types of calculation formulas was performed in one type of intraocular toric lens, the postoperative results were evaluated for residual astigmatism, TIOL rotational stability and objective and subjective refraction.

The established hypothesis – when using Barrett's calculator, more accurate postoperative results are obtained with a view to a more precise preoperative calculation of the toric parameters of the intraocular lens – it was confirmed only in one of the evaluated aspects, and that was postoperative subjective refraction, which came to Barrett's favor. Our results confirmed that the Barrett Toric Calculator has a group of operating eyes with the best uncorrected VA = 1.0 of 10.26% greater than that achieved with the Holladay Calculator. Results of residual astigmatism and rotation stability were slightly more accurate in the Holladay group, but the differences were not statistically significant.

Key words: astigmatism, cataract, cataract surgery, toric intraocular lenses, calculation formula

PODĚKOVÁNÍ

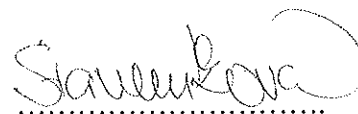
Na tomto místě bych ráda poděkovala Doc MUDr. Šárce Pítrové, CSc., FEBO, za vedení mé práce, poskytnutí prostorů pro realizaci experimentální části, a také za doplnění nových znalostí. Dále bych ráda poděkovala Ing. Martinu Fůsovi za cenné rady a pomoc při zpracovávání statistických údajů.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Vliv kalkulací torických nitroočních čoček na pooperační výsledky“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V Kladně dne 18. 5. 2018



podpis

Obsah

1	Úvod.....	1
1.1	Přehled současného stavu	1
1.2	Cíle práce	2
2	Refrakční stav oka	3
2.1	Optická prostředí	3
2.2	Klasifikace refrakčních vad	4
3	Astigmatismus	5
3.1	Charakteristika z hlediska optometrie	5
3.2	Charakteristika z hlediska geometrické optiky	5
3.3	Klasifikace	5
3.4	Korekce.....	7
4	Čočka	8
4.1	Anatomie a fyziologie čočky	8
4.2	Akomodace	8
4.2.1	Poruchy akomodace	10
4.2.2	Presbyopie.....	11
4.3	Patologie čočky	12
5	Katarakta	14
5.1	Charakteristika	14
5.2	Rizikové faktory vzniku	14
5.3	Diagnóza a předoperační vyšetření	15
5.3.1	Keratometrie	16
5.3.2	Biometrie	18
5.4	Chirurgická léčba	20
5.4.1	Moderní techniky operace	20
5.5	Nitrooční čočky	22
5.5.1	Torické nitrooční čočky.....	23
6	Kalkulační vzorce	25
6.1	Mechanismus výpočtů	25
6.2	Typy kalkulačních vzorců.....	25

6.2.1	Vzorce první generace	25
6.2.2	Vzorce druhé generace	26
6.2.3	Vzorce třetí generace	26
6.2.4	Vzorce dnešní generace	26
7	Experimentální část	27
7.1	Metodika výzkumu	27
7.1.1	Průběh předoperačního vyšetření	27
7.1.2	Kalkulace	29
7.1.3	Operace	31
7.1.4	Pooperační postupy	33
7.2	Soubor pacientů	33
7.3	Analýza dat	35
8	Diskuze	39
9	Závěr	41
	Seznam použité literatury	42
	Seznam symbolů a zkratk	45
	Seznam obrázků	46
	Seznam tabulek	46
	Seznam grafů	46
	Příloha A: Soubor dat pro kalkulátor HOLLADAY	A
	Příloha B: Soubor dat pro kalkulátor BARRETT	B
	Příloha C: Obsah přiloženého CD	C

1 Úvod

Katarakta se řadí k multifaktoriálním onemocněním a její chirurgické odstraňování je jediným způsobem, jak ji léčit. Přitom úspěšnost operace je vysoká, pohybuje se okolo 96 až 97 % v případě, že oko netrpí žádným jiným očním onemocněním. Použití prvních nitroočních čoček, které nahrazovaly odstraněnou čočku s kataraktou, se uskutečnilo roku 1949 v Londýně. Tento zákrok provedl anglický oftalmolog sir Nicholas Harold Lloyd Ridley, který jako první použil materiál PMMA. V této době nebyly prováděny operace katarakty pod operačním mikroskopem, technika zákroku a samotné umístění čočky v oku nebyly optimální, a proto byly výkony provázeny komplikacemi. Z těchto důvodů nenašly mezi oftalmochirurgy mnoho příznivců. Jejich rozšíření po světě nastalo až v 80. letech minulého století především zásluhou nové operační metody odstraňující kataraktu pomocí ultrazvuku – fakoemulzifikací a použitím operačních mikroskopů. Začala tak éra mikrochirurgie a operace katarakty se stala v ekonomicky vyspělých zemích nejrozšířenějším a nejúspěšnějším operačním zákrokem vůbec. [1,2,3]

1.1 Přehled současného stavu

Současná nitrooční čočka je implantátem zhotoveným z hydrofobních nebo hydrofilních materiálů s výbornými optickými vlastnostmi a perfektní biokompatibilitou. Ve většině případů je primárně implantována do oka z důvodu pokročilého stádia katarakty, sekundárně při afakickém stavu oka – po operaci či traumatu, nebo při korekci refrakčních vad bez přítomnosti katarakty. Pokud je oko postiženo kromě katarakty i astigmatismem, a standardní forma korekce monofokální nitrooční čočkou by nebyla dostatečná, lze v takových případech použít při operaci čočku torickou, která koriguje deficit nepravidelného zakřivení oka. Její parametry jsou vypočítány pomocí kalkulačních vzorců před operací. I při použití správné kalkulace nemusí být refrakční vada vždy zcela odstraněna, v některých případech lze počítat s její nevelkou zbytkovou hodnotou. Oko se s ní může vyrovnat, pokud však ne, je nutné ji řešit brýlovou korekcí či následným refrakčním zákrokem. [1, 2, 3]

1.2 Cíle práce

Cílem bakalářské práce je porovnání dvou typů kalkulačních vzorců pro výpočet dioptrické síly a polohy jednoho typu torické nitrooční čočky (TIOL) z hlediska optimalizace pooperačních výsledků. Pro výpočet dioptrické síly a polohy umístění torické intraokulární čočky byl zvolen nový moderní Barrettův torický kalkulátor a klasický kalkulátor Holladay. Barrettův torický kalkulátor do svých výpočtů zahrnuje více parametrů (délka přední komory, zadní plocha rohovky, Baylorův nomogram), což vede k předpokladu, že tato vyspělejší metodika výpočtů by měla být přesnější. K dosažení daného cíle bylo v rámci experimentu provedeno:

1. Porovnání dvou různě konstruovaných kalkulačních vzorců, které pracují na základě odlišných principů výpočtů (vektorový mechanismus versus princip nomogramů).
2. Zhodnocení pooperační zrakové funkce jednotlivých skupin probandů a provedeno jejich vzájemné porovnání.
3. Stanovení, který ze vzorců má lepší vliv na pooperační výsledky.

2 Refrakční stav oka

Lidské oko je smyslový orgán, který přijímá většinu informací z vnějšího prostředí. Je vyvinuto tak, aby zpracovávalo optické podněty, a to elektromagnetické světelné záření v rozmezí přibližných vlnových délek od 400 do 760 nm. [5]

2.1 Optická prostředí

Vyskytují se zde charakteristická refrakční média a jejich rozhraní, jimiž prochází světelný paprsek na své cestě k sítnici. Mezi tato média patří přední plocha rohovky, zadní plocha rohovky, komorová voda, přední plocha čočky, hmota čočky, zadní plocha čočky a sklivec. Jednotlivá rozhraní oka mění charakter pronikajícího světelného paprsku. Největší vliv na refrakci oka má rohovka s čočkou. Spolu s jejich předními a zadními lámavými plochami udávají směr paprsku. [2, 6]

V tabulce 2.1 jsou demonstrovány parametry indexu lomu a poloměru zakřivení modelového oka podle A. Gullstranda, který popsal typické hodnoty normálního prostředí oka a vytvořil jeden podrobný model. Objevují se zde plusové hodnoty, které značí směr procházejícího paprsku (tedy zleva doprava) a minusové hodnoty, které značí jeho protisměr. [6]

Tabulka 2.1 Přehled průměrných parametrů dospělého neakomodovaného oka [1,6,7]

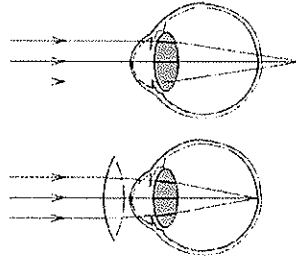
	Rozměry (mm)	Poloměr zakřivení R (mm)	Optická mohutnost φ (D)	Tloušťka t (mm)	Index lomu n (-)
Rohovka	↓ 11 ↔ 12	-	42,51	0,5	1,376
přední plocha	-	7,70	+47,24	-	-
zadní plocha	-	6,80	-4,73	-	-
Přední komora	3-4	-	-	-	1,336
Čočka	9	8,00	15,66	3,6	1,386
přední plocha	-	10,00	+6,13	-	-
jádro	-	-	-	2,4	1,406
zadní plocha	-	-6,00	+9,53	-	-
Sklivec	-	-	-	17,1	1,336

2.2 Klasifikace refrakčních vad

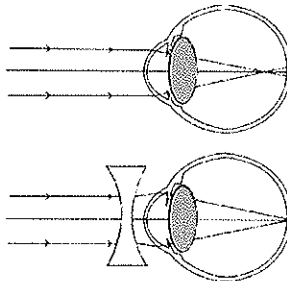
Aby paralelní paprsky světla procházející optickou soustavou oka dopadaly přesně na sítnici, musí zde panovat rovnováha mezi lomivostí optického systému (cca 58 D) a délkou oka (24 mm). Tento ideální stav je nazýván emetropie. Bohužel ne vždy je tento správný poměr dodržen a dochází tak k situacím, kdy světelné paprsky nedopadají na místo nejostřejšího vidění na sítnici, nýbrž před ní nebo za ní. S tímto stavem se setkáváme u tří základních dioptrických vad, kterými jsou myopie, hypermetropie a astigmatismus. Souhrnně jsou tyto stavy nazývány ametropie. [3, 7, 8]

Stav ametropie je ovlivněn zejména refrakčním stavem a axiální délkou oka. S každým 1 mm rozdílu v axiální délce oka se jeho refrakční stav změní o celkem 3 D. Myopii (krátkozrakost) zapříčiňuje příliš dlouhé nebo lomivé oko a za hypermetropii (dalekozrakost) může příliš krátké oko nebo jeho malá lomivost. [1, 8, 9]

Hypermetropie a myopie jsou vady sférické, tudíž je korigujeme sférickými čočkami s rotačně symetrickou plochou. Můžeme je také zařadit do kategorie zvané aberace nižších řádů, kam patří vady, které je možné korigovat optickými pomůckami, jako jsou brýle či kontaktní čočky (obr. 2.1, 2.2). [3, 10]



Obrázek 2.1 Hypermetropie + korekční spojná čočka [8]



Obrázek 2.2 Myopie + korekční rozptylná čočka [8]

3 Astigmatismus

3.1 Charakteristika z hlediska optometrie

Astigmatismus je refrakční vada zapříčiněná nepravidelným zakřivením rohovky či nesprávnou polohou čočky v oku. Dochází pak ke změně tvaru oka, protože rohovka není sférická (kulová), ale má eliptický tvar. S nepatrně špatným zakřivením oka se setkáme skoro vždy, konkrétně se astigmatismus dle [11] vyskytuje až u 85 % populace. Ne u všech případů je však nutná korekce, protože je hodnota nepravidelného zakřivení oka tak malá, že nemá vliv na vidění. Jedná se totiž o fyziologický astigmatismus, kdy je lomivost rohovky dle [1] ve vertikálním řezu až o 0,5 D větší než v horizontálním řezu. Většinou tato skutečnost jen poukazuje na to, že žádné oko není dokonale sféricky kulaté ani pravidelně zakřivené. Astigmatismus se povětšinou nevyskytuje samostatně, ale je přidružen k další refrakční vadě, jako je hypermetropie nebo myopie. [1, 3, 11]

3.2 Charakteristika z hlediska geometrické optiky

Astigmatické zobrazení je tzv. nebodové zobrazení, jelikož při průchodu paprsku optickou soustavou se bod nezobrazí jako bod, nýbrž jako dvě úsečky. K astigmatismu dochází při zobrazení předmětu, který leží mimo optickou osu, úzkým svazkem paprsků. Z předmětového bodu ležícího mimo optickou osu vychází úzký svazek monochromatického světla, který je tvořen několika paprsky, z nichž jeden je hlavním paprskem. Při protnutí obrazové roviny je hlavní paprsek proložen dvěma rovinami, z nichž každá protíná jiný bod procházejícího paprsku, a jsou na sebe navzájem kolmé. Lámanost v obou rovinách se tedy liší a při průchodu světla čočkou se vytvoří dvě různá obrazová místa. Vzdálenosti těchto dvou míst můžeme nazvat tzv. astigmatickým rozdílem nebo jednoduše astigmatismus. V obrazových místech se mění body v úsečky, tzv. fokály. Zde již nemluvíme o stigmatickém (bodovém), ale o astigmatickém (nebodovém) zobrazení. Oblast, kde se vzniklý obraz nedeformuje, nazýváme kroužek nejmenšího rozptylu. [10]

3.3 Klasifikace

Astigmatismus je vadou zpravidla vrozenou, během života se může objevit pouze následkem refrakční operace, úrazu nebo onemocnění rohovky. Celkový astigmatismus je dán rozdílem hodnot čočkového a rohovkového astigmatismu. Primárně je astigmatismus klasifikován na pravidelný (regularis) a nepravidelný (irregularis). [2, 3]

- Pravidelný astigmatismus má vzájemně kolmé osy (90°) o maximální a minimální lomivosti a lze ho plně korigovat optickými pomůckami.
- Nepravidelný astigmatismus má asymetrické postavení os (jiné než 90°), obvykle v důsledku úrazu či onemocnění keratokonem. Lze ho plně korigovat pouze tvrdými kontaktními čočkami, operativně nebo jinou alternativní metodou.

Dále se pravidelný astigmatismus rozděluje podle pozice hlavních fokálních linií ležících v oblasti sítnice (obr. 3.1). [2, 1]

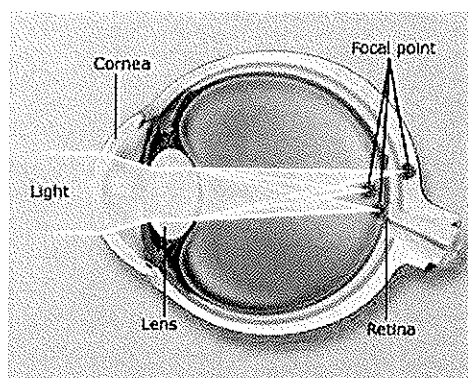
- **Jednoduchý** (simplex) – jedna fokála je na sítnici, druhá před/za
- **Složený** (compositus) – obě fokály jsou před/ za sítnicí
- **Smíšený** (mixtus) – jedna fokála je před a druhá za sítnicí

Dalším typem rozdělení pravidelného astigmatismu je dle lomivosti hlavních os. [2, 1]

- **Přímý** (podle pravidla) má vyšší lomivost ve vertikálním směru osy (90° a 270°).
- **Nepřímý** (proti pravidlu) má vyšší lomivost v horizontálním směru osy (0° a 180°).

Astigmatismus se také rozděluje podobně, jako ostatní refrakční vady. [12]

- **Curvturní** – dle poloměru křivosti (vrozený, pooperační, traumatický)
- **Indexový** – dle indexu lomu očních médií (čočka při kataraktě)



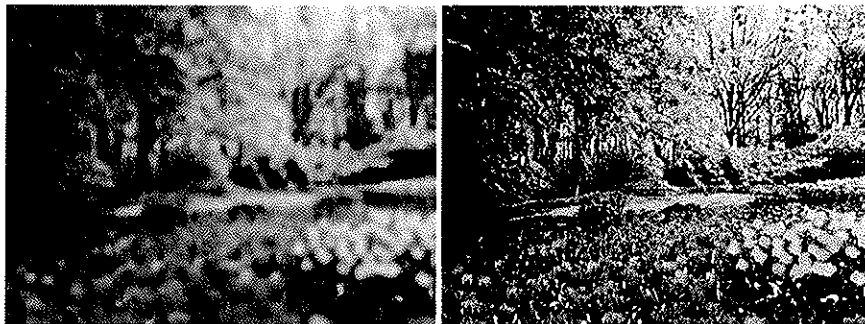
Obrázek 3.1 Promítnuté fokály v oblasti sítnice u astigmatického oka [19]

Dalším typem astigmatismu je tzv. **reziduální** neboli zbytkový, který zůstává po operačním odstranění rohovkového astigmatismu. Pokud je zbytková vada vyšší a brání pacientovi v ostrém vidění, je předepsána reziduální korekce. [3]

3.4 Korekce

Astigmatismus je korigován asférickými čočkami, tedy plochami rotačně asymetrickými. Korekci volíme tak, aby nám dvě navzájem kolmé roviny a body na nich ležící splynuly v jeden. V ideálním případě by sjednocení mělo nastat v místě obrazové roviny nebo alespoň v její blízkosti. Pokud se nám toto vhodnou korekcí podaří zajistit, hodnota astigmatismu bude posunuta na minimum. [10]

Není-li zajištěna korekce astigmatismu, obraz zobrazovaného předmětu vznikne v průsečíku 2 fokál. Jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole, tzv. fyziologický astigmatismus není nutno korigovat, pokud ho nedoprovází obtíže. Vyšší hodnoty lze korigovat sférocylickou, torickou, nebo i čistě sférickou čočkou, při dodržení sférického ekvivalentu – toho je využito i u korekce astigmatismu kontaktními čočkami (hodnoty cylindrické složky od 0,75 D). Pokud jde o vyšší hodnoty astigmatismu, které se nedaří vykorigovat brýlovými čočkami, lze přejít k refrakční chirurgii či implantaci TIOL, která by měla vykompenzovat jak sférickou, tak cylindrickou složku ametropie. [1]



Obrázek 3.2 Rozdíl astigmatického a stigmatického vjemu [20]

Astigmatická korekce je ve většině případů pro oko nepatrně rušivá, než si na ni zcela navykne, zejména pak tomu je u vyšších hodnot astigmatismu a astigmatismu šikmých os. Často je tomu tak při pohledech do periferie korekční čočky a pohledech v nesprávné ose, kdy dochází k vadnému optickému zobrazování. Proto platí podmínka bodového zobrazení: optická osa čočky musí procházet středem rotace oka (13 mm od povrchu rohovky), které je korigováno – dosáhneme toho centrací a inklinací brýlového středu. Pokud je tato podmínka dodržena, astigmatismus je dostatečně vykorigován (obr. 3.2). V opačném případě dochází ke zhoršeným hodnotám zrakové ostrosti při pohledu přes korekční čočku. [10]

4 Čočka

4.1 Anatomie a fyziologie čočky

Čočka (*lens crystallina*) je transparentní, nehomogenní, mnohvrstevná, bikonvexní hmota, uložena v oku mezi duhovkou a sklivcem. V tomto prostoru je zavěšena pomocí jemných zonulárních fibril (*zonula Zinii*). Tato vlákna vyběhají z řasnatého tělesa – výběžek cévnatky, který volně visí mezi rohovkou a bělimou. Vlákna jsou s čočkou spojena v její rovníkové oblasti (ekvátoru) a jsou zakotvena hluboko v jádře. Směrem z centra do periferie se u čočky snižuje jak zakřivení, tak i index lomu. [2, 5, 13]

Skládá se ze čtyř částí. První strukturou je pouzdro (*capsula lentis*), elastická membrána, obalující a chránící celý obvod čočky. Tloušťka obalu není jednotná po celé jeho ploše, nýbrž se směrem k zadní části postupně ztenčuje. V přední části je povrch obalený více vrstvami, na zadním pólu čočky je nejtenčí. Přední část čočky je vybavená větším množstvím hmoty a postupně s věkem se tuhé pouzdro čočky v přední části zvětšuje, naproti tomu zadní část se ztenčuje. Další částí čočky je jednovrstevný epitel (*epitelium lentis*), který se nachází pouze na předním povrchu pouzdra. Buňky epitelu jsou v jeho centru ploché až kubické oproti periférii, kde jsou buňky naopak cylindrické a mají jako jediné schopnost dělit se. Posledními komponenty čočky jsou kůra a jádro, skládající se z plochých vláken čočky, které mají tvar šestibokého hranolu a vytváří tak trojrozměrnou strukturu. Kůra neboli kortex čočky je tvořena nejmladšími vlákny, proto je měkčí než jádro. [6, 9, 13, 14].

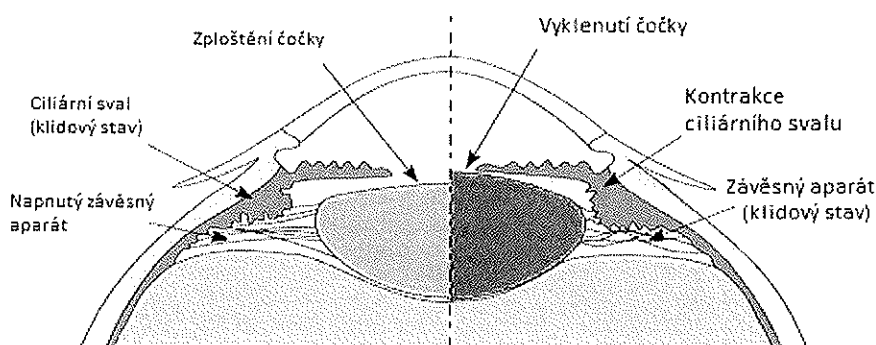
Čočka je tvořena z 65 % vodou, tím je dána její průhlednost. Zbytek intracelulárního prostoru, tedy 35 %, vyplňují bílkoviny a ionty, které zastupuje zejména sodík (Na) a draslík (K). Čočka je avaskulární, tudíž přívod živin a kyslíku je zajišťován z komorové tekutiny. Intracelulární uskupení čočky se během života mění, stejně tak dochází ke změně její velikosti a hmotnosti, která při narození činí cca 90 mg a do dospělého věku nabývá do cca 225 mg. [1, 13, 14]

4.2 Akomodace

Struktura zdravé dospělé čočky je měkká a pružná, řasnaté těleso proto může díky svému jemnému svalstvu s čočkou pohybovat – natahovat ji nebo smršťovat. Tímto mechanismem má oko možnost měnit svojí optickou mohutnost, jednoduše řečeno je schopné

vidět předměty o různé vzdálenosti vždy ostře. Tato hlavní funkce čočky se nazývá akomodace. S její pomocí je v oku zajištěno, že se předměty, nacházející se v různých vzdálenostech, zobrazují vždy na sítnici. [3, 5]

Mechanismu ostření na různé vzdálenosti je dosaženo hlavně díky hladkému svalstvu v řasnatém tělesu (aktivní složka akomodace), také záleží na intaktnosti závěsného aparátu a pružnosti samotné hmoty čočky (pasivní složka akomodace). Patrnou spoluúčast má zde i sklívec. Při pohledu do dálky je ciliární sval v klidovém režimu a zároveň dochází ke stahu zonulárních vláken, čočka se tak oploští. Naopak je tomu při pohledu do blízka, kdy se řasnaté těleso stáhne, přičemž zonulární vlákna jsou v klidovém „nařaseném“ režimu, čočka se tedy vyklene dopředu, a tím zvýší svoji celkovou lomivost, viz obrázek 4.1. [3, 5]



AKOMODACE ZDRAVÉHO OKA

Obrázek 4.1 Mechanismus při akomodaci oka do dálky a do blízka [15]

Dle modelu oka (A. Gullstrand) je celková optická mohutnost oka v neakomodovaném stavu 58,64 D a v akomodovaném stavu může dosahovat až 70,57 D. [6]

U emetropického oka v neakomodovaném stavu se bod na optické ose oka zobrazí na sítnici ostře. Tento bod se nazývá daleký nebo vzdálený (punctum remotum) a v případě emetropa se nachází v nekonečnu. Naopak nejbližší bod, na který je oko schopné zaostřit – ve stavu maximální akomodace – nazýváme blízký (punctum proximum). Rozdílem vzdáleností blízkého a dalekého bodu nám vzniká hodnota akomodační šíře, která určuje, jak moc je čočka schopna měnit svoji optickou mohutnost na základě akomodačních schopností, kterými disponuje. Jednotkou akomodační šíře je dioptrie. [1]

4.2.1 Poruchy akomodace

Akomodační poruchy mohou vznikat následkem refrakční vady, různých onemocnění, infekcí nebo podáním léků. Je zde důležitá včasná diagnóza a následná terapie. Anomálie doprovází celá řada obtíží a příznaků, jako jsou astenopické obtíže, rozostřené vidění, neschopnost přeastřovat mezi vzdáleností na blízko a na dálku, nereálný vjem obrazu, aj. Až na výjimky se vyšetřuje v cykloplegii, tedy při stavu vyřazené akomodace. Terapie spočívá hlavně ve stanovení správné korekce, omezení dlouhodobé práce do blízka a důležitým faktorem je také dobrý zdravotní stav. Některé poruchy nelze však řešit jinou cestou než operací. [2, 1]

Exces akomodace

Exces akomodace znamená nadměrnou akomodaci. Nastává při dlouhodobé práci na blízko v kombinaci s nesprávnou korekcí refrakční vady či špatnými světelnými podmínkami. Hlavními příznaky jsou astenopické obtíže, myopizace oka, přílišná konvergence nebo zhoršené vidění. Na uvolnění se podává lék atropin pro navození mydriázy. [2, 1]

Spasmus akomodace

Spasmus akomodace se rozumí křeč. Zároveň s touto poruchou vzniká tzv. pseudomyopie, tedy uměle navozená myopie, kdy je problém nekorigovaná nebo podkorigovaná hypermetropie či presbyopie (až +10 D). Může se také objevit při iridocyklitidě, intoxikaci nebo po požití léků k navození miózy. Typickým vedlejším účinkem spasmu akomodace je makropsie (předměty se zdají větší, než je tomu ve skutečnosti). Celkově se spasmus řadí mezi méně časté poruchy. [2, 1]

Insuficience akomodace

Insuficience akomodace značí nedostatečnou akomodaci. U mladých lidí se jedná o známku předčasné presbyopie. U emetropů okolo 40 let je to známka nastupující presbyopie. Za nedostatečnost má zodpovědnost složka ciliárního svalu, která nepracuje naplno. Dochází zde k nerovnováze akomodace s konvergencí, a to může mít za následek konvergenční exces. Insuficience většinou bez vedlejších příznaků doprovází vysokou myopii. [2, 1]

Paralýza akomodace

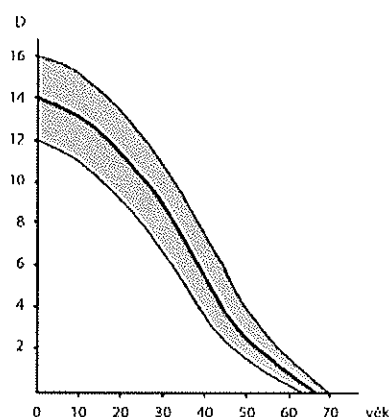
Paralýza neboli obrna akomodace má za následek mydriázu. Můžeme se s ní setkat při různých onemocněních (chřipka, diabetes, záškrť), při poruchách nervového charakteru, úrazu oka nebo při podání cykloplegik či mydriatik. Zde je charakteristickým příznakem mikropsie (předměty se zdají být menší, než reálně jsou). Pokud obtíže přetrvávají, je předepsána

presbyopická korekce, stenopeické kontaktní čočky (malý otvor pouze v místě zornice napomáhá snížení mydriázy) nebo se v krajním případě přistupuje k plastice duhovky. [2, 1]

4.2.2 Presbyopie

Postupem času čočka roste, má stále nové vrstvy a ztrácí na své průhlednosti, pružnosti a kvalitě vlivem stárnutí jejích struktur. Stárnutí se též projevuje progresivním tvrdnutím čočky směrem z jejího centra do periferie. To vede k omezení její funkčnosti, zejména pak k neschopnosti akomodace. [9]

Po narození je naše schopnost akomodace nejvyšší, přibližně 30 D. Vývojem a růstem tato schopnost postupně klesá (přibližně o 0,25 D), ve 20 letech máme schopnost akomodace ≥ 10 D a po 65. roce života se blížíme k nulovým hodnotám (obr. 4.2). [1]



Obrázek 4.2 Diagram poklesu akomodační šíře v průběhu života [9]

Vlivem stárnutí čočky nastupuje okolo 35. až 40. roku života fyziologicky nevratný stav zmenšování akomodační šíře, tzv. presbyopie, známá také pod názvem „vetchozrakost“. Presbyopie nastupuje dříve či později takřka u každého jedince, nezávisle na charakteru jeho současného refrakčního stavu. Většinou se začíná projevovat astenopickými obtížemi a rozmazaným viděním do blízka, protože blízký bod se od oka vzdaluje. Korigujeme ji spojnými čočkami, jejichž dioptrická hodnota se přičítá k hodnotě ametropie na dálku. Tato přídavná korekce je nazývána adice neboli přídavek do blízka. Adice se měří zpravidla binokulárně na vzdálenost cca 33 cm (tuto vzdálenost lze upravit dle speciálních požadavků práce do blízka). Hodnoty adice se pohybují mezi +0,75 D (40 let) až +3,5 D (70 let a více). [1, 2, 11]

Projevy „vetchozrakosti“ se liší dle druhu refrakční vady. Myopové a emetropové přichází do stádia presbyopie statisticky později než lidé s hypermetropickou vadou. U

myopických jedinců s hodnotami -4 D a více, nemusí být presbyopický stav pocíťován, a to kvůli stále vzdálenosti jejich blízkého bodu vzdálenému 20 cm před okem. [1]

4.3 Patologie čočky

Mezi patologické stavy čočky, které se mohou vlivem nesprávného fetálního vývoje objevit, patří například: Coloboma lentis (vrozené chybění části čočky), Microphakia (abnormálně malá čočka), Lenticonus (vrozená deformace čočky), Ectopia lentis (vrozená změna pozice čočky). [2,3]

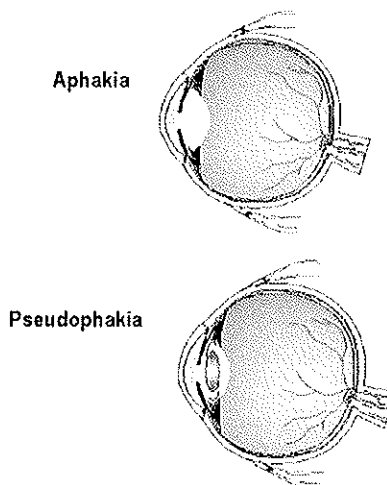
Luxace či subluxace čočky je změna polohy čočky v oku následkem traumatu, může být částečná (parciální) nebo úplná (totální). Při luxaci je porušena stavba závěsného aparátu a tím dochází k posunu čočky dopředu (do přední komory) nebo dozadu (do sklivce). Je-li poloha čočky vychýlena dopředu, dochází k myopii. Pokud je vychýlena směrem dozadu, dochází k hypermetropii. Pokud nejsou závěsná vlákna porušena úplně a čočka je uvolněná jen částečně, jedná se o subluxaci. [2, 3]

Afakie se rozumí oko, postrádající celkově tkáň čočky. Dochází k ní většinou při operaci katarakty, také může vzniknout následkem úrazu nebo vrozené vady. Původně emetropické oko se tak stává okem silně hypermetropickým. Při průchodu rovnoběžných paprsků takto pozměněnou strukturou oka dochází k vytvoření ohniska až 31 mm za rohovkou, tedy o 18 mm dál, než u fyziologicky fakického oka. [2]

Afakie má více možností korekce. Jednou z nich je neinvazivní metoda v podobě tzv. afakických brýlí, jejichž dioptrická hodnota musí být cca $+10$ D, aby vykorigovala deficit chybějící oční čočky. Při jednostranné afakii je zde riziko rozdílné velikosti sítnicových obrazů mezi pravým a levým okem, a to až 33 %. To je špatně akceptovatelné zejména z hlediska orientace v prostoru – jednoduchého binokulárního vidění. Často se tedy v případě jednostranné afakie dává přednost korekci pomocí kontaktních čoček, kde tento rozdíl činí pouhých 10 %, což pohodlí binokulárního vidění nijak neohrožuje, a navíc není omezeno zorné pole, protože kontaktní čočka je přiložená přímo na rohovku. Tento způsob korekce však ne vždy zcela řeší situaci, jelikož u brýlových skel či kontaktních čoček je nevyřešená otázka akomodace, kterou oko bez čočky není schopné uskutečnit. Je tedy potřeba mít navíc korekci i do blízka, a to v hodnotách cca $+3$ až $+4$ D. [1, 2, 3]

Běžně se tedy v situaci, kdy nevyhovují ani brýlová skla ani kontaktní čočky přistupuje k chirurgické metodě, kterou je sekundární implantace nitrooční čočky. Tímto

zárokem je vyřešen problém zorného pole, vysoké hypermetropie i aniseikonie (rozdíl sítnicových obrazů činí pouhá 4 %). Stav oka po vložení nitrooční čočky nazýváme artefakie nebo také pseudoafakie (obr. 4.3). V některých případech je po operaci možné navodit uměle akomodaci, tzv. pseudoakomodaci, tento stav však dosud nebyl zcela vědecky dokázán. Na trhu však existují druhy nitroočních čoček, tzv. akomodující. Jejich mechanismus funguje tak, že se při pohledu do blízka čočka díky kontrahujícímu svalu řasnatého tělesa posune dopředu, čímž se změní celková optická mohutnost oka. [1, 2, 3]



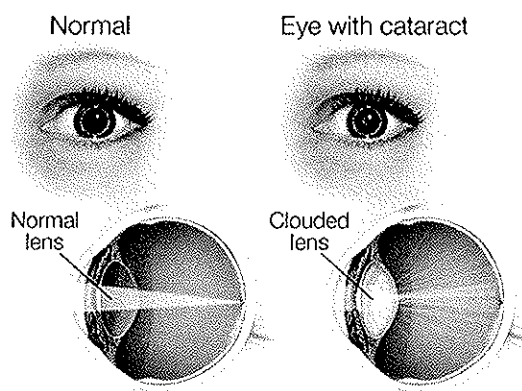
Obrázek 4.3 Afakické a pseudoafakické oko s již implantovanou nitrooční čočkou [22]

Vrozená afakie (aphakia congenitalis) je způsobena poruchami v průběhu vývoje tkání, ze kterých se tyto nitrooční struktury později tvoří. Ze stejného důvodu může dojít také k tzv. aniridii, při které chybí částečně nebo celkově tkáň duhovky. Obě tyto poruchy jsou však velice vzácné. [16]

5 Katarakta

5.1 Charakteristika

Katarakta (šedý zákal) označuje patofyziologickou změnu oční čočky následkem jejího stáří. Pro čočku to znamená zhoršené optické vlastnosti, zapříčiněné biochemickými změnami jejího intracelulárního prostoru: tvorba pigmentace vlivem změny povahy čočkových proteinů, nižší koncentrace draslíku a vyšší koncentrace sodíku, vyšší obsah vody, zvětšuje se průměr a celková hmotnost, snižování pružnosti, tuhnutí jádra, rozptyl světla. Oko má tudíž zhoršené podmínky pro vidění, nedokáže akomodovat a má problémy s adaptací při nepříznivých světelných podmínkách (viz obr. 5.1). [1,3]



Obrázek 5.1 Porovnání vzhledu a funkce zdravé a zakalené čočky [17]

U každé oční čočky je s postupným dozráváním více než pravděpodobné zakalení, patří to k jejímu fyziologickému vývoji. Věk úplného dozrání a zkalení čočky se může individuálně lišit. Dle [1] je pravděpodobnost fyziologického zakalení čočky až 50 % v populaci ve věku 65 let. Kolem 75. roku života se tato pravděpodobnost zvyšuje na 70 %. Přesto se pak otázka terapie řeší v různých případech dle konkrétních potřeb.

5.2 Rizikové faktory vzniku

Udává se, že některé změny či zdravotní návyky mohou přivodit či urychlit progresi zakalení čočky. Mezi takové faktory se řadí UV záření, kouření cigaret, onemocnění diabetes mellitus nebo léky kortikosteroidy. [1, 11]

UV záření je nebezpečným faktorem nejen pro lidskou pokožku, ale také pro oční tkáň. Dlouhodobou expozicí na slunci bez ochranných pomůcek na oči roste riziko zárodku katarakty. Čím mladší jedinec, tím by si měl zrak před sluncem chránit, a to slunečními

brýlemi, které odfiltrují 100 % UV-A i UV-B záření. Také působení ionizujícího nebo infračerveného záření dává za vznik kataraktě, proto jsou některá povolání (např. skláři) v tomto směru více ohrožována. [1]

Je také prokázáno, že u kuřáků je dvojnásobně větší incidence zakalení čočky než u nekuřáků, protože obsah látek v cigaretách zabraňuje procesu oxidace čočky. U silných kuřáků se riziko vzniku může až ztrojnásobit. [1, 12]

Multifaktoriální onemocnění v podobě diabetes mellitus je jednou z nejčastějších příčin předčasného vzniku šedého zákalu, kvůli zvýšené koncentraci glukózy v krvi. Katarakta zapříčiněná diabetem se často nazývá tzv. katarakta metabolická. Může vzniknout i u mladých pacientů s tímto onemocněním a také je zde vyšší riziko dřívějšího nástupu presbyopie. [1, 6]

Mezi poslední příznaky zhoršování kvality čočky patří dlouhodobá indikace kortikosteroidů, a to v jakékoliv formě podání: perorálně, intravenózně, lokálně nebo inhalačně. [1]

Dle studií existuje jistá prevence vzniku (mimo slunečních brýlí a omezení kouření a kortikoidů) v podobě stravy obsahující vitaminy C a E, riboflavin, karoten, thiamin či železo. [1]

5.3 Diagnóza a předoperační vyšetření

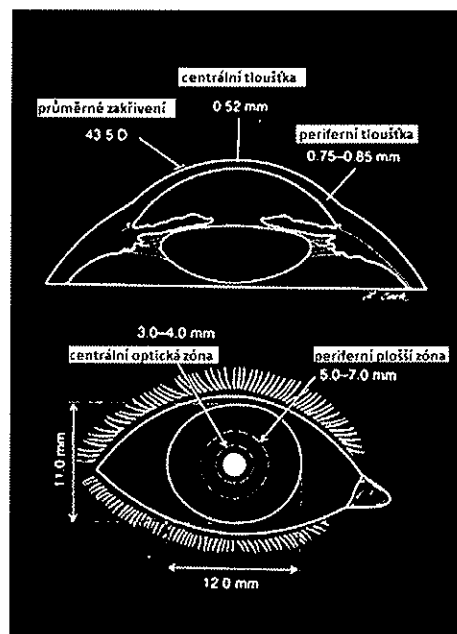
Anamnéza podobně jako i v jiných případech tvoří až 50 % diagnózy. Staví se na ní veškerý další průběh vyšetření a samotného zákroku, je tedy důležité mít o pacientovi a jeho zdravotním stavu podrobný přehled. K anamnéze patří tedy veškeré nacionále, vstupní data pacienta a jeho chorobopis. Dále je důležité vyšetření očních adnex, jako je postavení očních víček a bulbů, motilita bulbů, stav slzných cest či spojivky. Vyšetření stavu rohovky, spojivky, přední komory, duhovky, čočky a celkového fyziologického stavu oka se provádí optickým biomikroskopem se štěrbinovou lampou. Vyšetření očního pozadí provádíme přímou či nepřímou oftalmoskopií. Dále je potřeba změřit samotné refrakční hodnoty, aby se zjistila zraková ostrost pacienta a naplánovala nejvhodnější pooperační refrakce. Měření nitroočního tlaku by se nemělo podceňovat a hlídá se tak po celou dobu – před operací, během operace i po operaci. Jeho nestabilita může způsobit pozdější komplikace. [6, 12, 1]

Stěžejní předoperační soubor vyšetření tvoří keratometrie a biometrie. Z těchto dat je poté možné určit dioptrickou hodnotu implantované nitrooční čočky. Součástí biometrie je

měření hloubky přední komory a axiální délky bulbu. V neposlední řadě pomáhá při vyšetření i aberometrie. [6]

5.3.1 Keratometrie

Keratometrie se řadí mezi oftalmologické bezkontaktní metody, pomocí které je měřeno zakřivení rohovky. Tato hodnota je měřena přístrojem nazývaným keratometr, který je také mnohdy známý pod synonymem oftalmometr. Keratometr je jedním z prvních přístrojů, který se pro toto měření začal využívat a v současnosti existuje jak v mechanické, tak automatizované podobě. Stanovuje poloměry křivosti přední plochy rohovky, zejména v okolí jejího centra (2–4 mm) a stanovuje tak hodnoty nejstrmějšího a nejploššího meridiánu rohovky (obr. 5.2). Naměřená data jsou potřebná zejména k aplikaci správných kontaktních čoček nebo slouží jako ukazatel hodnot zakřivení v předoperačním stádiu refrakční či kataraktové chirurgie. Pokud potřebujeme znát i hodnoty poloměrů křivosti periferie, musí se změřit rohovka celkově a vyšetření se tak rozšířit o tzv. rohovkovou topografii. [23, 24]



Obrázek 5.2 Rozměry rohovky (přeloženo dle předlohy zdroje) [25]

Mechanické keratometry

Při měření pomocí manuálního keratometru je využíváno testových značek, které jsou promítány světelným zdrojem na rohovku. Pokud si povrch rohovky představíme jako vypuklé zrcadlo, které má cca 2-4% odrazivost, promítaná testová značka se tím pádem jeví jako přímý, neskutečný a zmenšený obraz, protože reálný obraz se nachází až za povrchem

rohovky – tento jev je nazýván I. Purkyňův obrázek. Princip všech mechanicky ovládaných keratometrů je tedy stavěn na těchto zdvojených značkách, u kterých záleží na jejich vzájemné poloze a také na konstantní vzdálenosti od měřené plochy rohovky. [23, 24]

Na rohovku je promítána daná dvojice značek. Jejich následné odrazení je sledováno zvětšovací pozorovací soustavou, ve které jsou pozorované značky dále zdvojeny, aby se předešlo rozostřenému obrazu vlivem mimovolných pohybů oka. Značky je možné mechanicky posunovat a tím se nastaví do navzájem souběžného postavení. Vyšetřující ovlivňuje vzájemnou polohu promítaných značek jednoduše, a to otočnými prvky přístroje. Pakliže jsou značky v tzv. koincidenci, vyšetřující na vyobrazené stupnici odečte hodnotu poloměru zakřivení v milimetrech, hodnotu optické mohutnosti rohovky v dioptriích a hodnotu osy daného meridiánu ve stupních. Výsledné dioptrické hodnoty jsou poté vypočteny z naměřených poloměrů zakřivení díky koincidenci promítaných značek. Započítává se zde i index lomu rohovky. [23, 26]

Vybrané druhy manuálních keratometrů [24]:

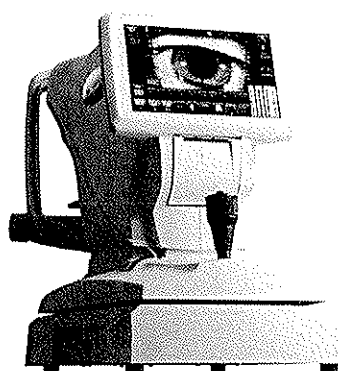
- Helmolzův keratometr je nejstarší druh, u kterého je soustava zdvojených značek zkonstruována dvěma planoparalelními destičkami. Těmito destičkami lze navzájem vertikálně pohybovat. Značky jsou pevné, zdvojení obrazu variabilní.
- Litmannův typ keratometru má v sobě zabudované prizma, které tak zastává roli částečného děliče paprsků a dvojí tak testové značky. Jde o obměněný typ helmholzovy soustavy, testové značky jsou ve formě dutého a plného kříže. Testové značky jsou variabilně pohyblivé, zdvojení obrazu je konstantní.
- Javallův keratometr ke zdvojení promítaných značek ve formě zeleného obdélníku a červené stupňovité pyramidy používá tzv. Wollastonův hranol (polarizační hranol).
- U Suttclifova keratometru plní funkci rozdvoující soustavy tzv. Scheinerovy destičky. Testové značky jsou zde v podobě kružnic.

Optoelektronické keratometry

Optoelektronické keratometry jsou v dnešní době konstruovány tak, aby byly jednodušší na ovládání pro vyšetřujícího jedince. Nejsou zde žádné manuální kolimátory na nastavení koincidence či děliče paprsku na zdvojení značek, jako u starších manuálních keratometrů. Funkci testových značek zde zastává několik párů LED diod uspořádaných v kruhu. Vlnové délky těchto LED diod se pohybují na hladinách podobným infračervenému záření (IR). Rohovka zde opět slouží, jako odrazová plocha, kde některé promítané diody měří její

poloměry křivosti a jiné mají za úkol měřit hodnotu astigmatismu. Toto měření je poměrně rychlé. [24]

V současnosti máme na trhu celou řadu keratometrů a to i digitálně automatizované, u kterých je potřeba jen přednastavit správná vzdálenost od rohovky. Měření pak probíhá bez jakékoliv mechanického zásahu vyšetřujícího a zdlouhavého nastavování. Modernizované přístroje jsou proto mnohdy k dispozici i v kombinaci právě s refraktometrem (obr. 5.3) či tonometrem. [23]



Obrázek 5.3 Auto-refraktokeratometr Topcon KR-800S [27]

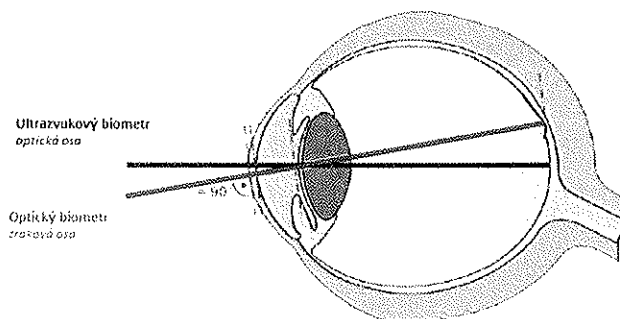
5.3.2 Biometrie

Biometrie se řadí mezi metody vyšetřování zadního segmentu oka a má za cíl změřit celkovou předozadní délku bulbu. Tato vyšetřovací metoda je důležitá pro jakýkoliv oční chirurgický zákrok. Bývá vstupním parametrem v případě výpočtu a následné implantaci IOL (operace katarakty nebo operativní korekce refrakce), aby byla IOL vložena do správné vzdálenosti oproti ostatním optickým rozhraním. Biometrie umí naměřit i další důležitý parametr, a tím je přední hloubka komory, kdy se jedná o vzdálenost mezi zadní plochou rohovky a přední plochou čočky. [23, 24]

Ultrazvuková biometrie je měřena pomocí ultrazvuku, který je pro měření v očním lékařství využíván velice často. Obecný název pro měření ultrazvukem je ultrasonografie (USG), pomocí které jsou vyšetřována opticky nedostupná místa, zejména tedy zadní segment oka při špatné transparentnosti segmentu předního. Vyšetřuje se pomocí tzv. akustického biometru, jehož princip spočívá ve vysílání krátkých pulzů a následném přijímání signálu který se vrátí. Oko je na základě šíření těchto vln, rozděleno na pět tzv. akustických rozhraní, kterými prostupuje. Mezi tato rozhraní se řadí: rohovka/komorová voda; komorová

voda/čočka; čočka/sklivec; sklivec/sítnice; bělima/retro-bulbární tkáň. Ultrazvukové pulzy prostupují jednotlivými tkáněmi oka, kde se na každém rozhraní částečně odrazí zpět k sondě a částečně prostupují dále. Odražený signál se během cesty zpět mění na elektrický, a tak je možné ho pozorovat na monitoru přístroje. Tato metoda však vyžaduje přímý kontakt s okem, jinak není možné parametry naměřit. Při vyšetření USG rozlišujeme zobrazení A a zobrazení B. K biometrii oka se využívá jednorozměrné zobrazení A. Nejčastější rozmezí ultrazvukové frekvence při vyšetření USG je 8 až 12 MHz. [6, 23, 24,]

Optická biometrie postupně měří podél zrakové osy tloušťku všech optických médií od vrcholu přední plochy rohovky až po pigmentovou vrstvu epitelu sítnice. Dalo by se tedy říci, že měří přesněji nežli ultrazvukový biometr, jelikož zde záleží na správné fixaci oka. Rozdíl mezi oběma metodami měření je vidět na obrázku 5.4. Optický biometr pracuje na principu parciální nízkokoherentní interferometrie a využívá k tomu infračerveného laserového paprsku o vlnové délce 780 nm a koherentní délce 160 μm . Tento paprsek se dělí na další dva, které se liší délkou optické dráhy. K laserové interferenci poté dochází, pokud je rozdíl jejich optické dráhy jednotlivých paprsků menší než koherentní délka. Jedná se tedy o tzv. skládání vln při jejich setkání v prostoru. Díky tomuto jevu se při postupně vzniklém interferenčním obrazci dá zrekonstruovat plocha měřené tkáně. Měřená optická délka bulbu je tedy poté přepočítána na délku geometrickou. [6, 23, 24]



Obrázek 5.4 Osy biometrického měření – dosah ultrazvuku a optické interferometrie (upraveno dle předlohy zdroje) [29]

Mezi hlavní výhody optické biometrie patří bezkontaktnost při vyšetření, poměrně snadná ovladatelnost pro vyšetřujícího, rychlost a přesnost. Měření se provede s několikanásobným opakováním a tím se pooperační výsledky stávají co nejpřesnější. Další výhodou je univerzálnost – optickým biometrem lze dále měřit hloubku přední komory, horizontální šíři skléry (WtW metoda) nebo zakřivení rohovky. [6, 24]

Před samotnou operací se ještě udělá celkové rutinní vyšetření u praktického lékaře na základě požadavků anesteziologa (jako je krevní obraz nebo EKG). Cílem je zajistit dobrý zdravotní stav pacienta před operací. [6]

5.4 Chirurgická léčba

Jedinou možností léčby katarakty je chirurgický zákrok, který zakalenou čočku vyjme z oka ven. Ve spojení s jejím odhalením a následnou léčbou jsou důležité dva faktory, a to stav vidění a stádium „zralosti“. Podmínky se nepatrně liší dle situace, většinou se však přistupuje k zákroku při poklesu zrakové ostrosti na cca 20/50 (0,4) a méně, nebo pokud už má čočka charakteristickou zralou strukturu a barvu. [9,11]

V dnešní době má chirurgická léčba katarakty své přesně dané postupy. Operace jsou prováděny z drtivé většiny ambulantně, a pokud nedojde ke komplikacím, netrvají obvykle déle než 20 minut. Výkon je podstupován v lokální anestezii, aby mohl pacient komunikovat a spolupracovat s očním chirurgem. V současnosti je také zavedena aplikace viskoelastického materiálu, který má chránit vnitřní struktury oka (zejména endotel rohovky) před poškozením a zabraňuje tak komplikacím během operace. Po zákroku by měl být tento materiál z oka opět pečlivě odstraněn. [3, 6, 11]

5.4.1 Moderní techniky operace

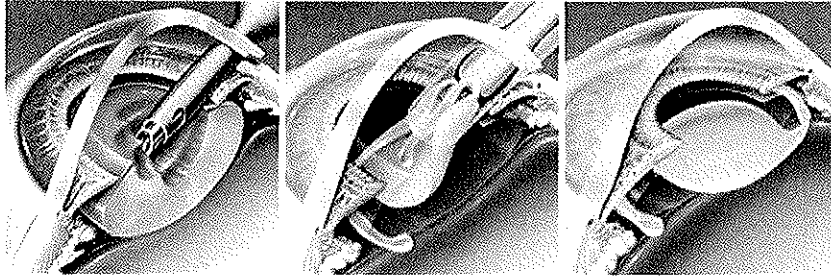
Fakoemulzifikace je prakticky odvětvím techniky extrakapsulární extrakce a je považována za průlomovou techniku.

Incize (paracentéza) znamená řez rohovkou, který je při operaci katarakty proveden. Jeho tunelový průměr je jen tak široký, jako instrument, který je při zákroku používán. Šířka incize se během let stále snižovala a dnešní průměrné řezy jsou většinou 3,2 mm široké a méně. Rapidně se díky tomu snížily komplikace jak při operaci (krvácení do pření komory), tak i po operaci – díky technice bez šití nevzniká indukovaný astigmatismus. [3, 11]

Po vytvoření incize je důležité, aby se přední komora naplnila ochranným viskoelastickým materiálem. Následně se otevře přední pouzdro technikou přední cirkulární kapsulorhexe a hyddrodisekcí se uvolní v pouzdře jádro pro jeho snažší fakofragmentaci. [1, 3]

Důležitým prvkem při zákroku je ultrazvukový fakoemulzifikátor, tedy nízkofrekvenční ultrazvuková sonda, která po provedení malého řezu do rohovky pronikne do oční komory, svým vibračním působením (40 000krát za sekundu) zkalené jádro čočky emulzifikuje. Postupně pak všechny fragmenty odsaje z oka ven na principu podtlaku v

sondě. Zbytky hmot se odstraní tzv. aspirací/irigací. Následně je aplikována nitrooční čočka pomocí aplikátoru, ve kterém je nitrooční čočka poskládaná nebo srolovaná. Tento způsob aplikace lze provádět pouze s měkkými IOL, které se zavádějí do pouzdra naplněného viskoelastickým materiálem, po implantaci se čočka v pouzdře rozvine do původního stavu. (viz obrázek 5.5) [3, 11]



Obrázek 5.5 Schéma operační techniky fakoemulzifikace [18]

Výhodou fakoemulzifikace je, že nezanechává velký řez na rohovce, nekrvácí a tím pádem se lépe hojí. Nevýhodou stále zůstává velké množství energie a tepla, které je ultrazvukem vydáváno. Musí se také předem individuálně určit, jestli je tato metoda vhodná. [3, 11]

FLACS (femtosekundovým laserem asistovaná operace katarakty) je chirurgická metoda, kdy jsou pomocí laseru prováděny některé fáze operace katarakty: incize, otevření předního pouzdra a rozdělení jádra. Výhodou, oproti fakoemulzifikaci je, že laser neuvolňuje tepelnou energii a nedochází tak k zahřívání oční tkáně. Metoda zajišťuje přesnost provedení důležitých fází operace a následně lze použít nižší energii ultrazvuku při odstraňování zbytků čočky. Tato metoda je ve srovnání s fakoemulzifikací považována za efektivnější a přesnější. V souvislosti s metodou FLACS lze hovořit o prvním stupni robotizace operace katarakty. [3]

Navigační systémy

Navigační systémy slouží jako pomocný prvek při plánování postupů chirurgie katarakty a implantace IOL. Navigační systém se využívá i na Klinice JL v Praze, a to konkrétně navigační předoperační systém: VERION™ Image Guided System. Před samotnou operací se zejména TIOL totiž musí uvést do správné polohy a k tomu dopomůže právě navigace pro přesné chirurgické plánování a postupy. Je kompatibilní s IOL značky Alcon, tudíž se využívá pro implantaci TIOL stejného druhu.

Systém je navržen tak, aby pomohl přesnému plánování a postupu při operaci, kontroloval přesnost předoperačního vyšetření i následné kataraktové chirurgie. Mezi jeho

předoperační kompetence patří: vyšetření dynamické keratometrie, stanovení průměru a pozice duhovkového limbu i horizontálního průměru (WtW), průměr zornice (pupilometrie), pozice rohovkového reflexu a také určení excentricity zrakové osy. [28]

Virtuální technologie započala novou éru v kataraktové chirurgii. Obrazově řízený navigační systém je vyvinut tak, aby ulehčil celý proces před i během operace. Skládá se z několika přístrojových jednotek, mezi ty hlavní patří referenční jednotka (reference unit), software zhotovující operační plán (vision planner) a digitální značkovač (digital marker), jehož obraz lze promítat do operačního mikroskopu. [21]

Přístrojové jednotky mezi sebou spolupracují a za pomoci vlastního softwaru dávají dohromady naměřená data. Referenční jednotka (reference unit) zrealizuje snímek oka, převede ho do počítače se softwarem zhotovujícím operační plán (vision planner) a sestaví kalkulační hodnoty pro TIOL. Data z referenční jednotky se převedou do digitálního značkovače (digital marker), jehož obraz lze promítat do operačního mikroskopu. Chirurg se tak na operovaném oku orientuje podle promítaných přesných značek v reálném čase chirurgického zákroku. Promítání zahrnuje všechny možné druhy navigace, jako jsou navigace pro incizi, pro centraci kapsulorhexe a u TIOL pro správné natočení os astigmatismu. [30]

5.5 Nitrooční čočky

Nitrooční čočky, nazývané také intraokulární čočky (IOL), jsou implantáty zhotovené většinou z polymerních materiálů, sloužící jako náhrada lidské čočky, ať už z důvodu korekce vyšší refrakční vady, odstranění katarakty nebo při chybění vlastní čočky (afakie). [3]

Pokud se IOL implantuje do oka, kde zaujímá místo bezprostředně po vyjmutí čočky vlastní, nazývá se **afakická**. Pokud se do oblasti oční komory indikuje IOL a vsune se před „starou“ čočku bez jejího vyjmutí, nazývá se čočka **fakická**. Fakická čočka je používána v případech vysokých ametropií, kdy má plnit funkci nápomocné korekce a vyrušit nebo alespoň omezit brýlovou korekci při zachování akomodace čočky vlastní. Jedním z důvodů tohoto řešení je kontraindikace laserového odstranění vady, kvůli příliš tenké rohovce. [1, 3]

Dále jsou čočky klasifikovány – podobně jako kontaktní čočky – dle materiálu: **Tvrdé IOL** jsou zpravidla konstruovány z polymethylmetakrylátu (PMMA). Používaly se spíše v začátcích implantologie, ale ani dnes nejsou výjimkou. Při implantaci se ale musí počítat s větším zavedením operačního řezu, a to v přibližné šířce 5–6 mm. [1, 3]

Měkké IOL obsahují silikonové a akrylátové (hydrofilní i hydrofobní) látky. Při operaci je jednodušší jejich zavádění do oka, protože šířka řezu okolo 2,2 mm by měla být dostačující. Jejich materiály jsou pro lidské oko optimální variantou také z hlediska vyšší biokompatibility. [1, 3]

Indikovaná pozice čočky v oku je také dělícím faktorem, rozlišujeme **předněkomorové** a **zadněkomorové IOL**. Předněkomorové, také nazývány prepupilární, jsou nejčastěji přichyceny na duhovku nebo do komorového úhlu. Zadněkomorové, zvané též retropupilární, jsou aplikovány do pouzdra lens cristallina nebo do sulcus ciliaris. [3]

Na trhu se vyskytují všechny typy, které jsou známé i ve formě brýlové korekce či kontaktních čoček:

Jednoohniskové mají nejjednodušší stavbu. Korigují sférickou složku refrakce, jako je tomu u brýlové korekce a nazývají se čočkami monofokálními.

Víceohniskové jsou možné v bifokální, trifokální nebo multifokální formě. Používají se zejména v případech presbyopie. Mechanismus optického systému multifokální čočky je propracovaný tak, že oko je schopno vidět jak blízké, tak i vzdálené předměty díky odděleným částem na blízko a na dálku. Bifokální i multifokální čočky výborně fungují z hlediska navození akomodace (díky optickým částem na dálku a na blízko), mají však určité nedostatky v oblasti vidění – pacienti mají občas pocity fotopsie, pocit nestálosti IOL v oku, jsou citlivější na oslnění nebo mají zhoršenou hodnotu kontrastní citlivosti oka. Proto se přistupuje i k alternativnímu řešení, kterým je tzv. umělá difrakční čočka. [3]

Akomodační nitrooční čočky jsou speciálním a také asi nejmladším typem vůbec. Jde o novou technologii, kdy haptická část IOL spolupracuje s ciliárním svalstvem. Posouvá se dopředu či dozadu v závislosti na jeho klidovém či kontrahovaném stavu a demonstruje tak akomodační mechanismus. Akomodační IOL řeší tedy i stav presbyopie. [3]

Jelikož lidská oční čočka je přirozeně vybavena jistou ochranou před UV zářením, aby byla chráněna sítnice a ostatní oční média, tak je materiál IOL vyroben tak, aby měl alespoň nepatrný ochranný UV filtr. [3]

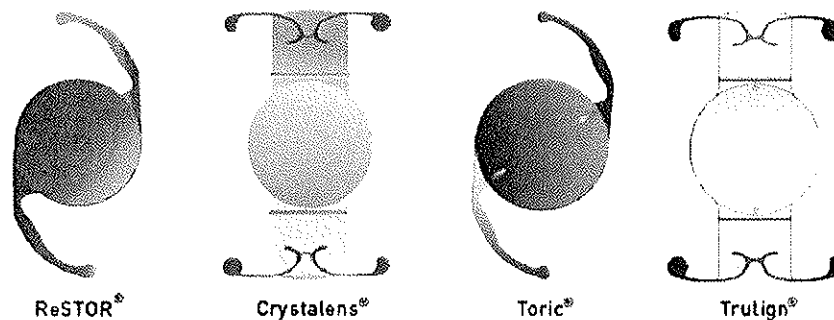
5.5.1 Torické nitrooční čočky

Torické nitrooční čočky (TIOL) jsou používány jak v oblasti chirurgie katarakty, tak i v refrakční chirurgii. Zajišťují možnost korekce astigmatismu, a tím nabízí pacientům optimální zrakovou ostrost bez optických pomůcek. Důležitá indikace pro korekci je

přítomnost astigmatismu pravidelného, pokud se totiž jedná o nepravidelný astigmatismus (např. keratokonus), nelze s dostatečnou přesností zajistit predikovanou pooperační refrakci. Hlavním faktorem efektivity TIOL obecně je její pozice při implantaci do oka, čímž se rozumí její natočení do správné osy astigmatismu. Toho je docíleno jednak správným designem a materiálem čoček, kterými jsou silikon či akryl, a jednak správným výpočtem jejich dioptrické síly a polohy před operací. [31]

Torický design čoček koriguje nepravidelnosti meridiánů oka, zejména pravidelný astigmatismus vyšších hodnot. Jsou vyráběny z kvalitního materiálu zvaného collamer, který je speciálně určen jak pro účely TIOL, tak i například pro výrobu implantátu duhovky při aniridii. [3]

Všechny TIOL pojí jedno – mají haptickou a optickou část, odlišuje je pouze design, který má každá čočka individuálně dle jejího účelu korekce. Haptická část slouží ke správnému a trvalému uchycení v oku a optická část má funkci hlavní – korekční nahrazující tak funkci předchozí nefunkční čočky (obr. 5.6). TIOL se také mohou vyrábět z jednoho (single-piece) či více druhů (multi-piece) materiálů haptické či optické části. [6]



Obrázek 5.6 Jednotlivé typy IOL: multifokální, akomodační, torická, akomodační + torická [32]

6 Kalkulační vzorce

Pro volbu vyhovující IOL, která splní všechny předpoklady ke zlepšení vidění, jsou potřeba přesně změřené hodnoty oka. K tomu slouží mechanismus matematického kalkulačního vzorce, který by měl pomoci se správným výpočtem konečné hodnoty implantované IOL, která následně zapříčiní emetropizaci operovaného oka. Potřebné údaje pro kalkulaci jsou refrakční stav oka, biometrie a keratometrie. [6, 12]

6.1 Mechanismus výpočtů

Dalo by se říci, že základem výpočtu vzorců jsou tyto pojmy z geometrické optiky: vergence, dioptrie, refrakce a index lomu. Vzorce totiž pracují stále se stejnými hodnotami, jen záleží na druhu vzorce, který buď zahrnuje všechny hodnoty, nebo jen vybrané. Mezi ty patří index lomu komorové vody a sklivce, délka oka, hloubka přední komory a optická mohutnost rohovky. Některé hodnoty se dají změřit, jiné vypočítat pomocí modelů oka. Důležité je, že tyto hodnoty tvoří zjednodušený základní vzorec pro výpočet správné nitrooční čočky. [6]

6.2 Typy kalkulačních vzorců

Existuje několik generací vzorců, které se postupem času vyvíjely a zdokonalovaly až dodnes. Zde je stručný průběh jejich vývoje.

6.2.1 Vzorce první generace

Původní vzorce první svého druhu, mají teoretickou a regresní složku. Teoretické modely vzorců jsou starší a řídí se hodnotami a rovnicemi zjednodušeného modelu oka. Jak už však název napovídá, model je pouze teoretický a tím pádem ne zcela přesný. Navíc tato složka nepočítá s délkou přední komory, protože údajně není důležitá a neovlivňuje tak celkovou hodnotu délky bulbu. [6]

Proto byla tato složka obměněna a byl vyvinut vzorec regresní. Název má stejnojmenný po analýze, která statisticky zkoumá vztahy jevů o více proměnných. Tato metoda určuje správnou hodnotu dioptrické mohutnosti na principu tzv. předpovídání. Než se tedy dojde ke správnému výsledku, analýza porovná možnosti s předchozími výsledky a upraví dle podmínek vztahy ve vzorci. Díky této metodě je výpočet o něco přesnější. Mezi regresní vzorce první generace se řadí například Sandersův-Retzlaffů-Kraffův (SRK). [6]

6.2.2 Vzorce druhé generace

Tyto vzorce vychází pouze ze zkušeností a experimentů, je to tzv. empirický model. Jejich základem nejsou vzorce, ale spíše snaha o zjednodušení a zvětšení efektivity výsledků. Zcela se zde vynechává hodnota hloubky přední komory a důležitou konstantou zůstává axiální délka oka. Modifikace vzorce SRK → SRK II. Ve druhé generaci se také nově personalizuje charakter – dle operační techniky chirurga, používaného druhu IOL nebo typu operace je přistupováno k výsledným hodnotám dané čočky (tzv. Surgery factor) [6]

6.2.3 Vzorce třetí generace

Tato generace samozřejmě kombinuje to nejlepší z obou předchozích, je tedy nejvíce přesná. Má část teoretických rovnic a část empirických hodnot. Zde je brán ohled jak na hloubku přední komory, celkovou délku oka, a navíc na rohovkové zakřivení. Zástupci této generace vzorců jsou Holladay, Hoffer Q, Haigis a také opět upravená verze první generace SRK/T. Dále sem patří výpočet Holladay 2, který je určen pro hypermetropické oči a je zde počítáno s rozměrem rohovky, hloubkou přední komory, tloušťkou čočky a také hodnotou refrakčního stavu před a po zákroku (předpokládaná hodnota). Opět je zde možnost personalizace vzorce dle podmínek při operaci. [6]

6.2.4 Vzorce dnešní generace

Současné výpočetní vzorce povětšinou disponují softwarem, který obsahuje všechny předchozí generace a jejich modifikace. Mohou například pomoci na základě různých parametrů – délka oka (tabulka 6.1) či rohovková centrální mohutnost – najít nejadekvátnější typ vzorce, který lze pro výpočet použít. [6]

Tabulka 6.1 Adekvátní typy vzorců pro výpočet IOL – stanovení dle axiální délky [6]

Axiální délka oka [mm]		Typ vzorce
Krátká	20,00 – 21,99	Haigis, Holladay 2, Hoffer Q
Průměrná	22,00 – 25,99	Holladay 1, SRK/T, Hoffer Q
Středně dlouhá	26,00 – 28,00	Holladay 2, SRK/T
Dlouhá	28,00 – 30,00	Holladay 1, Holladay 2

Mezi vzorce současné generace patří i Barrettův kalkulátor, jehož metoda kalkulace bude interpretována v následujících kapitolách společně s o generaci starším kalkulátorem typu Holladay.

7 Experimentální část

Experimentální část se zabývá porovnáváním pooperačních výsledků chirurgie katarakty s jedním typem torické nitrooční čočky, jejíž parametry byly před operací určeny pomocí dvou odlišných typů kalkulačních vzorců. Jedná se o použití staršího kalkulátoru – AcrySof® IQ Toric Astigmatismus IOL kalkulátor, který byl dříve na klinice používán a druhý typ kalkulátoru – Barrettův torický kalkulátor, který byl nedávno zaveden a nahradil tak kalkulátor stávající.

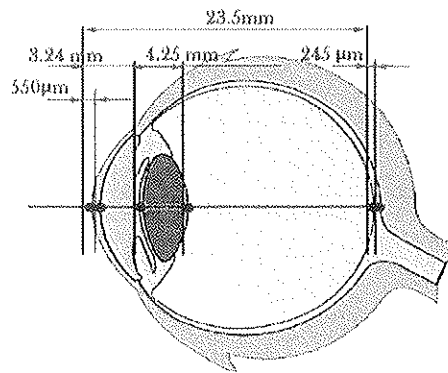
Hypotéza: Při použití Barrettova kalkulátoru je dosaženo přesnějších pooperačních výsledků s ohledem na preciznější předoperační výpočet parametrů torické nitrooční čočky. Pooperační výsledky byly hodnoceny z hlediska reziduálního astigmatismu, rotační stability TIOL a objektivní a subjektivní refrakce. Pro ověření této hypotézy byla zvolena komparace výsledků obou kalkulátorů nezávisle na sobě – byly sledovány dvě odlišné skupiny probandů, kteří podstoupili chirurgii katarakty s implantací TIOL o předem vykalkulované hodnotě. Na základě shromážděných dat a výpočtů se vyhodnotilo, zdali více zpřesňuje pooperační výsledky konvenční typ Holladay kalkulátoru nebo alternativní Barrett.

7.1 Metodika výzkumu

Všechny údaje naměřených a vypočtených hodnot, které jsou v práci uvedené, jsou čerpány z pracoviště Oční kliniky JL, FBMI ČVUT v Praze. Zde je využíváno při operacích nitroočních čoček od firmy Alcon, konkrétně při implantaci torických nitroočních čoček se využívá typ IQ TORIC SN6ATx. Veškerá vyšetření a samotné zákroky byly provedeny doc. MUDr. Šárkou Pitrovou, CSc, FEBO za asistence Ing. Martina Fůse.

7.1.1 Průběh předoperačního vyšetření

Před operací byly od každého pacienta zjištěny nacionále, zdokumentovala se sociální, rodinná, oční a celková anamnéza. Komplexní oční vyšetření probíhalo na přístrojové úrovni za účelem rychlosti, efektivnosti, a v rámci možností co nejvyšší přesnosti. Stěžejními změřenými hodnotami, které poté sloužily pro výpočet jako referenční, byly poloměry zakřivení plochého a strmého meridiánu (keratometrie), axiální délka oka a hloubka přední komory (biometrie oka – obr. 7.1), výše astigmatismu a působení jeho osy (refrakce oka).



Obrázek 7.1 Biometrické rozměry oka při vyšetření [29]

Keratometrie byla vyšetřována za pomoci kompaktního ručního autokeratometru NIDEK KM-500 (obr. 7.2), který naměřené hodnoty infračerveným přenosem následně odešle do připojené tiskárny, která je vytiskne. Biometrie byla měřena prostřednictvím optického biometru Tomey OA-1000, který dovede změřit hloubku přední komory a zároveň axiální délku oka. Dále byla pomocí obrazového naváděcího systému VERION přeměřena keratometrická data a stanoven nadcházející předoperační plán.



Obrázek 7.2 Ruční keratometr Nidek KM-500 [33]

Předoperační zraková ostrost se za běžných podmínek stanovuje, ale není mu v situaci diagnostikované katarakty přikládán velký důraz, jelikož cílem je právě visus pooperační. V rámci výzkumu se po operaci hodnotila zejména zraková ostrost bez korekce a zraková ostrost s následně předloženou korekcí.

Zbylou práci poté prakticky odvede kalkulátor, který potřebuje ke své správné funkci naměřená data, pomocí kterých vygeneruje nejvhodnější typ TIOL.

7.1.2 Kalkulace

Kalkulace byla na klinice JL prováděna do minulého roku torickým AcrySof® IQ Toric Astigmatism IOL kalkulátorem – typ Holladay, nyní je již prováděna torickým kalkulátorem Barrett. Na následujících řádcích jsou stručně vysvětleny jejich odlišné principy výpočtů.

Kalkulátor Holladay

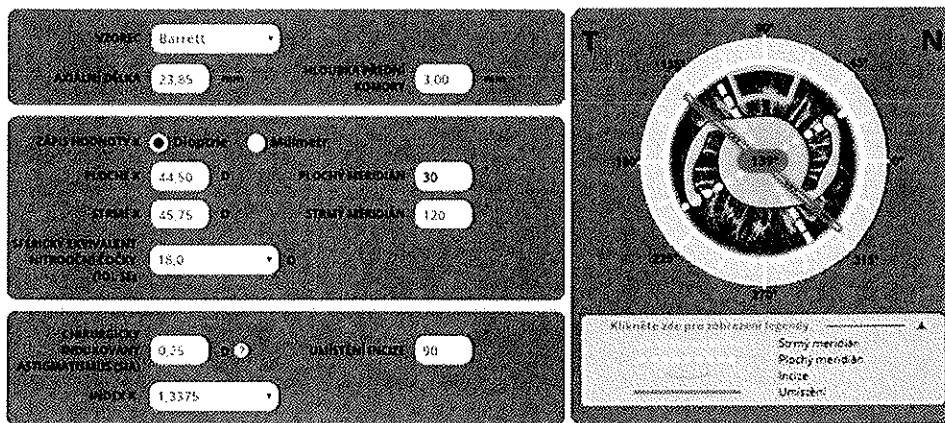
Konvenční technika kalkulace a volby optimální korekční hodnoty cylindru torické čočky je založena na vektorovém počtu. Optimální hodnota je kalkulována jako výsledný vektor chirurgicky indukovaného astigmatismu (SIA) a předoperační hodnoty astigmatismu. Směr tohoto výsledného vektoru určuje očekávanou nejstřednější osu, tedy osu implantační. Pro techniku výpočtu dle Holladaye je tedy prakticky postačující znalost hodnot keratometrie rohovky a indukovaného astigmatismu operátéra.

Barrettův torický kalkulátor

Přesná technika kalkulace TIOl dle Barretta nebyla dosud publikována. Pro minimalizaci chyb výpočtu a snížení očekávaného reziduálního astigmatismu, kalkuluje s více vstupními parametry než konvenční Holladay. Jako proměnné jsou brány v úvahu všechny zadávané parametry: keratometrie, hloubka přední komory, axiální délka oka, optimální sférický ekvivalent TIOl a v neposlední řadě indukovaný astigmatismus. Technika kalkulace využívá zejména nomogramy. Díky Baylorovu nomogramu zohledňujícího typ astigmatismu (podle/proti pravidlu) a hloubky přední komory aproximuje konvenčně neměřené zakřivení zadní plochy rohovky, které dle současných poznatků snižuje hodnotu korneálního astigmatismu. Dle hloubky komory, axiální délky oka, sférickému ekvivalentu a výrobním parametrům TIOl dokáže aproximovat také její axiální polohu v pouzdře. Kalkulátor je tedy prezentován jako komplexnější a s lepšími pooperačními výsledky.

Všechny výpočty nitroočních čoček byly u obou skupin vygenerovány pomocí online kalkulátoru [34], jehož vizualizace je k vidění na obrázku 7.3. V úvodu souboru je vyhrazený prostor pro zápis údajů o jménech operátéra a pacienta, dále se z výčtu vybere správný typ implantované nitrooční čočky – AcrySof® (IQ Toric SN6ATx), která bude při operaci využita a vybere se možnost, zda se jedná o pravé nebo levé oko. Důležitá vstupní data jsou zapisována v podobě jednotek milimetrů [mm], dioptrií [D] a stupňů [°]. Nejprve se zde zapisuje axiální délka oka a hloubka přední komory [mm] (u starších typů kalkulátorů se

ACD neudává). Dále se zadávají do systému keratometrická data [D nebo mm] - nejplošší k_1 a nejstrmější meridián k_2 – společně s jejich navzájem kolnými osami [°]. Dalším parametrem zadávaným do souboru dat je sférický ekvivalent (SE) nitrooční čočky [D], která má být dle operačního plánu implantována. V poslední části se zapisují individuální faktory pro operaci, jakým je velikost [D] a poloha incize [°] chirurgicky indukovaného astigmatismu (SIA). Nakonec je zadán tzv. K-index, jehož hodnota 1,337 je výchozí. Kalkulátory typu Holladay počítají se zadní plochou rohovky. Moderní Barrett tuto hodnotu již statisticky aproximuje. Kalkulátor se všemi těmito zapsanými hodnotami může dále pracovat a vyhodnotí a nabídne několik možností, včetně nejvhodnějšího typu TIOL, kterého by mohlo být při chirurgii využito.



Obrázek 7.3 Vzor vygenerované hodnoty pro TIOL pomocí Alcon online kalkulátoru (Barrett) [34]

Kalkulátor má také přednastavený „povolený“ rozsah jednotlivých hodnot, které lze zadávat – nachází se v sestavené tabulce 7.1. Pokud se tedy stane, že je vyplněn obsah mimo stanovené rozmezí, software jej vyhodnotí jako chybu a dokud není hodnota přepsána, jedná se o kontraindikaci následné kalkulace.

Tabulka 7.1 Škála jednotlivých hodnot zadávaných do kalkulátoru [34]

Data	Rozmezí hodnot		
	[D]	[mm]	[°]
AL	-	14-38	-
ACD	-	1-6	-
K_1 + osa	30-55	5-12	0-180
K_2 + osa	30-55	5-12	0-180
Dioptrická síla IOL	6-34	-	-

Podmínka zápisu pro plochy meridián: $K_2 \geq K_1 \wedge K_1 \pm 90$

7.1.3 Operace

Součástí předoperační přípravy pacienta v předsáli je aplikace anestetika a mydriatika do spojivkového vaku několikrát v průběhu asi půl hodiny. Samotná operace byla prováděna metodou fakoemulzifikace (viz kapitola 5.5.1). Přesné umístění vstupních řezů na začátku operace je znázorněno v tabulce č. 7.2. Dále operace probíhá dle standardních postupů, které jsou uvedeny v kapitole 5.5 Chirurgická léčba.

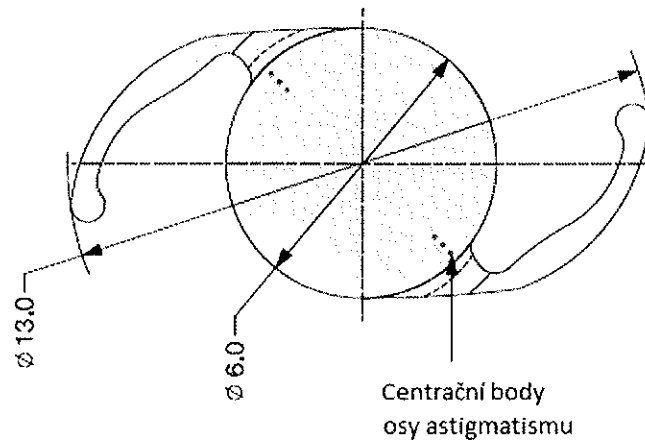
Tabulka 7.2 Hodnoty a polohy vstupních řezů [21]

Vstupní incize	2,2 mm / osa 90°
1. paracentéza	1,1 mm / osa 180°
2. paracentéza	1,1 mm / osa 0°
SIA Holladay kalkulátor	0,50 D / osa 90°
SIA Barrett kalkulátor	0,25 D / osa 90°

Pozn.: Osové parametry jsou zadány z pohledu operovaného oka pacienta

Velkým přínosem pro bezpečný a efektivní průběh celého zákroku je již zmiňovaný systém obrazové navigace VERION, který je na klinice požíván 3 roky. Využívá se zde nejen k úkonům před a během operace, ale také zásluhou Ing. Martina Fůse [21] byl vyvinut vlastní software pro využití navigačního systému i k pooperační diagnostice.

Pro všechny implantace zde bylo využito identického druhu TIOL, kterým je zadněkomorová bikonvexní nitrooční čočka AcrySof® IQ Toric IOL. Je vyrobena z materiálu s vysokým indexem lomu a disponuje absorbcí UV záření (označení „IQ“) a také krátkých vlnových délek viditelného spektra – tato schopnost má aproximovat vlastnosti vlastní lidské čočky. Je tzv. single-piece designu a je vyrobena z měkkého polymerního materiálu (akryl), který lze složit do úzkého aplikátoru, což umožňuje provést menší řez pro vstup implantátu. Konkrétně se zde jedná o modelovou řadu SN6ATx (univerzální „x“ značí cylindrickou hodnotu korekce daného modelu). Celková velikost čočky má v průměru 13 mm, optická část je v průměru 6 mm – rozměry jsou demonstrovány na obr. 7.4. V okolí vlastních haptik je SN6ATx označena centračními body detekující osy astigmatismu. Tyto body jsou určeny k lepší orientaci při vkládání TIOL do správné osy účinku v operovaném oku. [35]



Obrázek 7.4 Rozměry TIOL typu SN6ATx (upraveno dle předlohy zdroje) [35]

Očekávaný zbytkový pooperační astigmatismus: Pokud je cíl operace emetropie, není možné vždy vadu zcela vykorigovat se stoprocentní přesností, a tak po operaci zůstávají nepatrné zbytkové refrakční hodnoty, které však nemají většinou vliv na výslednou zrakovou ostrost.

Této stoprocentní korekci brání fakt, že každé oko je individuálně vyvinuté a vlivem fyziologicky vrozené nerovnosti může disponovat jakoukoliv hodnotou astigmatismu. Tím pádem nemusí souhlasit se zvolenou hodnotou vybrané nitrooční čočky. Všechny TIOL se vyrábí ve (dle výrobce 35) stanoveném rozpětí sférických hodnot (po 0,50 D) a cylindrických hodnot (po 0,75 D), např. jsou k dispozici jen TIOL v hodnotách 20,00 D; 20,50 D; 21,00 D; 21,50 D. Pokud tedy oko nemá standardní referenční hodnoty refrakční vady, kalkulátor navrhne nejbližší preferovanou možnost korekční TIOL, a to v některých případech zapříčiní stav přetočení astigmatismu o 90°. Doporučené modely TIOL jsou uvedeny v tabulce 7.3.

Tabulka 7.3 Jednotlivé modely SN6ATx a jejich dioptrický rozsah [21, 35]

Typ	Korekční cylindr [D]		Rohovkový astigmatismus
	TIOL	Rohovky	
SN6AT2	1,00	0,68	do 0,75
SN6AT3	1,50	1,03	0,75–1,50
SN6AT4	2,25	1,55	1,50–2,00
SN6AT5	3,00	2,06	2,00–2,50
SN6AT6	3,75	2,57	2,50–3,00
SN6AT7	4,50	3,08	3,00–3,50
SN6AT8	5,25	3,60	3,50–4,00
SN6AT9	6,00	4,11	4,00 a více

7.1.4 Pooperační postupy

Kontrola operovaného oka se provádí hned druhý den po operaci. Úplné zhojení proběhne většinou do 1 měsíce, poté se může přikročit k hodnocení konečné zrakové ostrosti. Používá se objektivní měření auto-refraktokeratometrem a poté i subjektivní na projekčních optotypech. Zraková ostrost je jedna z nejzásadnějších hodnot, které jsou po operaci sledovány. Bývá velice individuální a nemusí být vždy podmíněna objektivně naměřenými hodnotami, které by v některých případech vyžadovaly dokorigování. Pro pacienta je zpravidla rozhodující vyhovující subjektivní zraková ostrost, která nevyžaduje dodatečnou korekci a je pro pacienta dostačující. Optotyp, tzv. soubor Snellenových znaků, nám pomůže ke správnému určení hodnoty zrakové ostrosti – ať už se jedná o naturální či korigovanou, a to jak před operací, tak i pooperačně. Zraková ostrost nám demonstruje schopnost rozlišovat detaily předmětů, jedná se tedy úroveň vnímání lidského oka. Většinou se hodnota zrakové ostrosti značí v desetinných číslech (1,0), či zlomcích (6/6). Předoperační hodnoty zrakové ostrosti při kataraktě nebývají lepší než 0,5 (6/12). Operace by tuto skutečnost měla posunout do standardních hodnot, cca 1,0 (6/6). [24]

Dalším důležitým pooperačním postupem je určení polohy implantované TIOL v oku. Pooperační decentrace TIOL může mít významný vliv na výrazné snížení pooperační zrakové ostrosti a stát se příčinou nespokojenosti pacienta. Toto vyšetření lze provádět v dostatečné mydriáze jednak na šterbinové lampě se zabudovaným osovým měřítkem nebo díky programu, navrženým Ing. M. Fúsem [21]. Za pomoci snímků pořízených pomocí systému VERION se stanoví pooperační úhlová poloha TIOL a její vliv na refrakční stav. Tato metodika slouží ke kompletní pooperační diagnostice.

7.2 Soubor pacientů

Předmětem zkoumání byly 2 skupiny operovaných očí u probandů, které lze hodnotit na stejné hladině významnosti. Podobnost je ve většině faktorech, jedná se o stejný počet operovaných očí přibližně stejného věku, adekvátních podmínek při vyšetření, operaci i konečném pooperačním hodnocení. Vyšetřované skupiny operovaných očí pacientů se prakticky liší pouze metodou předoperační kalkulace pro jejich TIOL, tudíž jejich vzájemná komparace je brána s ohledem na tuto odlišnost.

Dohromady se jedná o 78 operovaných očí u 49 pacientů s diagnostikovanou kataraktou, následným naplánovaným a uskutečněným chirurgickým zákrokem, kde byla implantována torická nitrooční čočka. Pro účely studie bylo potřeba vybrat pacienty bez

větších komplikací. Ze souboru museli tak být vyřazeni jedinci s dalšími patologickými nálezy kromě katarakty (glaukom, amblyopie, VPMD, keratokonus), s neobvyklým předoperačním výsledkem biometrie. Rovněž jedinci, u kterých byla prováděna chirurgická metoda FLACS nebo jedinci s pooperačními komplikacemi. Vyřazeni byli mimo jiné také pacienti, jejichž pooperační rotace TIOL by mohla eventuálně zapříčinit indukci astigmatismu většího, nežli 0,25 D. Tato hodnota stanovuje horní hranici celosvětové standardizované průměrné hodnoty rotace od plánované osy astigmatismu.

V tabulce 7.4 jsou prezentována veškerá základní demografická data o pacientech přijatých do studie. Byly zkoumány dvě početně podobné skupiny, u kterých byl vyšetřen, vykalkulován a odoperován identický počet očí.

Tabulka 7.4 Poměr demografických dat pro obě skupiny pacientů

	Holladay	Barrett
Ženy	18	10
Muži	7	14
Celkem	25	24
Celkový počet očí	39	39
Poměr OL/OP	17/22	19/20

Věk pacientů byl určen dle termínu operace, souhrnná data jsou uvedena v tabulce 7.5. Celkově nebyli operováni pacienti mladší než 40 let a starší 80 let. Pro skupinu Holladay byl celkový průměrný věk pacientů $65,88 \pm 7,26$ let. U skupiny Barrett činil průměrný věk celkem $66,50 \pm 10,60$ let. Rozložení věkového průměru u jednotlivých pohlaví v souboru dat pro obě skupiny jsou k nalezení v tabulce 7.5.

Tabulka 7.5 Četnost věku u obou skupin

Věk [roky]	Holladay	Barrett
40-50	1	4
51-60	5	1
61-70	10	8
71-80	9	11

Tabulka 7.6 Věkový průměr + jejich směrodatné odchylky u jednotlivých pohlaví obou skupin

	Holladay		Barrett	
	Věkový průměr	Směrodatná odchylka	Věkový průměr	Směrodatná odchylka
Muži	65,77	7,69	66,55	10,46
Ženy	66,13	7,31	65,91	10,43
Celkově	65,88	7,26	66,50	10,60

Časové rozmezí, ve kterém byly veškeré operace prováděny, trvalo od června 2016 do května 2018, dohromady tedy 23 měsíců. V roce 2017 byl Holladay kalkulátor nahrazen Barrettem. Časový poměr práce jednotlivých kalkulátorů je poměrně vyrovnaný, na celkový záměr práce by tudíž neměl mít jakýkoliv vliv.

7.3 Analýza dat

Soubor pacientů byl celkově sestaven tak, aby byl zastoupen fyziologickými normami a parametry. V tabulce 7.7 jsou znázorněny průměrné hodnoty předoperačního vyšetření.

Tabulka 7.7 Přehled průměrných parametrů oka při vyšetřování obou skupin

	Holladay	Barrett
$K_1 + K_2$	43,18	43,44
Osa astigmatismu	94,15	89,26
Axiální délka oka	23,00	23,65
Hloubka přední komory	-	3,3

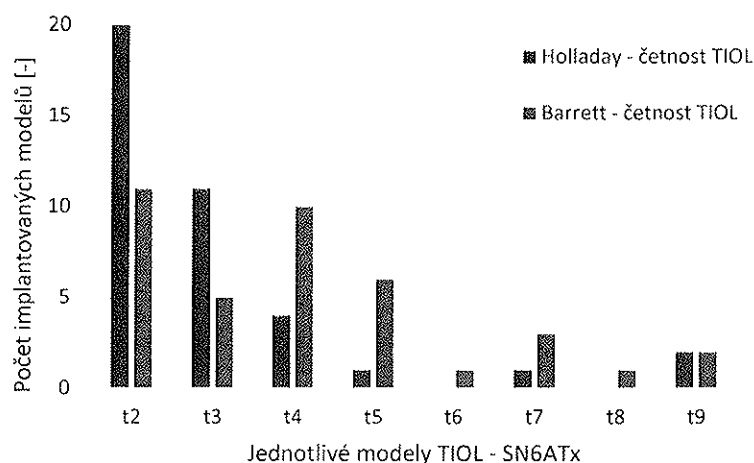
Průměrná hodnota předoperačního rohovkového astigmatismu byla u skupiny Holladay rovna 1,54 D. U skupiny Barrett měli pacienti před operací průměrný rohovkový astigmatismus roven 2,01 D. Nejčastěji implantovanou nitrooční čočkou byla TIOL s hodnotou SE=24 D (Holladay) a SE=18 D (Barrett)

V celém souboru bylo celkově implantováno 8 typů TIOL řady SN6ATx, a to v početním zastoupení: T2 (31 očí), T3 (16 očí), T4 (14 očí), T5 (7 očí), T6 (1 oko), T7 (4 očí), T8 (1 oko) a T9 (4 očí). V tabulce 7.8 lze vidět, že u staršího kalkulátoru bylo nejvyšší zastoupení implantovaných TIOL u typu T2 a T3, které korigují astigmatismus do hodnoty 1,50 D. Zato novější kalkulátor kalkuloval často i ve vyšším počtu typ T4 a T5, tedy hodnoty cylindrické korekce až do 3,00 D. U skupiny Holladay bylo dokonce nulové zastoupení

korekčních modelů čoček typu T6 a T8. U nejnižšího možného modelu T2 byla četnost nejvyšší, a to u obou skupin. Identické pro obě skupiny bylo zastoupení korekce astigmatismu u nejvyšší hodnoty T9 s korekcí až 6,00 D. Četnost implantovaných modelů u obou skupin je souhrnně vyobrazena v tabulce 7.8 a v grafu 7.1.

Tabulka 7.8 Četnosti implantovaných modelů TIOL SN6ATx u obou skupin

Typ SN6ATx	Korekční hodnota cylindru [D]	Holladay		Barrett	
		Četnost	Poměr [%]	Četnost	Poměr [%]
T2	1,00	20	51,88	11	28,21
T3	1,50	11	28,21	5	12,82
T4	2,25	4	10,26	10	25,64
T5	3,00	1	2,56	6	15,38
T6	3,75	0	0	1	2,56
T7	4,50	1	2,56	3	7,69
T8	5,25	0	0	1	2,56
T9	6,00	2	5,13	2	5,13

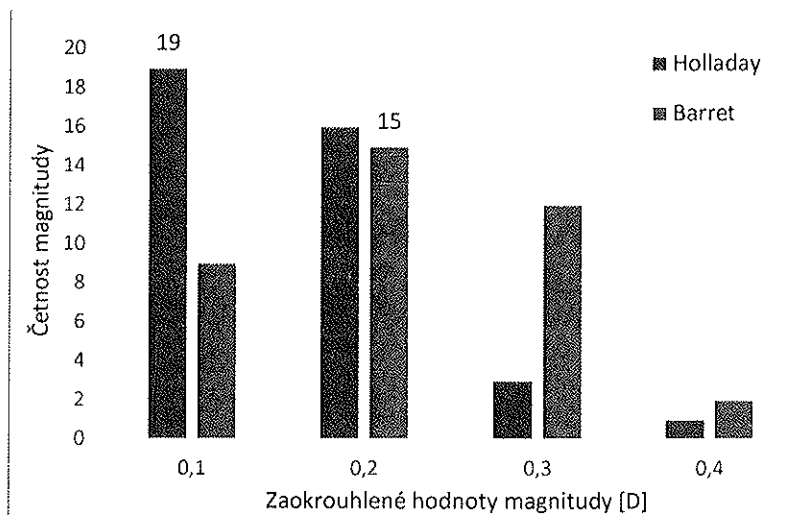


Graf 7.1 Četnost jednotlivých modelů torických nitroočních čoček – porovnání obou skupin

V tabulce 7.9 jsou výsledky k porovnání magnitudy reziduálního astigmatismu vypočítané pomocí online kalkulatoru. Jsou zde k porovnání obě skupiny. Zároveň byl pro porovnání vytvořen graf 7.2 s uvedením četnosti magnitudy obou skupin. Při porovnávání magnitudy mezi oběma skupinami musela být vyřazena jedna hodnota ze souboru, konkrétně bylo vyřazeno OP probanda KJ50M ze skupiny Barrett, jelikož jeho magnituda byla vyhodnocena 2,34 D, což by poté znehodnotilo celkovou analýzu. Porovnávalo se zde tedy počet 39 ku 38 operovaných očí.

Tabulka 7.9 Porovnání magnitudy reziduálního astigmatismu u obou skupin

	Holladay	Barrett
	Magnituda reziduálního astigmatismu [D]	
Průměr + sd	0,11 ± 0,08	0,16±0,08
Maximum	0,37	0,34
Minimum	0	0,01
Modus	0,11	0,23
Medián	0,11	0,16

**Graf 7.2** Poměr četnosti magnitudy reziduálního astigmatismu mezi oběma skupinami

V tabulce 7.10 jsou výsledky k porovnání pooperační rotace TIOL u obou skupin. Jsou zde k nalezení maximální a minimální rozdíl v rotaci osy, modus neboli nejčetnější hodnota ve sledovaném souboru a medián neboli střední hodnota ve sledovaném souboru.

Tabulka 7.10 Porovnání pooperační rotace TIOL u obou skupin

	Holladay	Barrett
	Rotace osy TIOL [°]	
Průměr + sd	0,03 ± 6,62	1,97 ± 10,90
Maximum	13	21
Minimum	-13	-27
Modus	0	-1
Medián	0	1,5

Pozn. Všechny výsledné hodnoty jsou absolutními hodnotami daných výsledků

Pooperační objektivní refrakce souboru: průměrné absolutní hodnoty z ARK u skupiny Holladay vycházely následně: sférická složka 0,52±0,70 D a cylindrická složka 0,61 ± 0,37 D.

Absolutní hodnota sférického ekvivalentu pak vyšla celkově 0,05 D. Skupina Barrett měla o něco málo vyšší průměrné absolutní hodnoty z ARK: sférická složka $0,51 \pm 0,77$ D a cylindrická složka $0,71 \pm 0,45$ D. Celková absolutní hodnota průměrného SE činila 0,08.

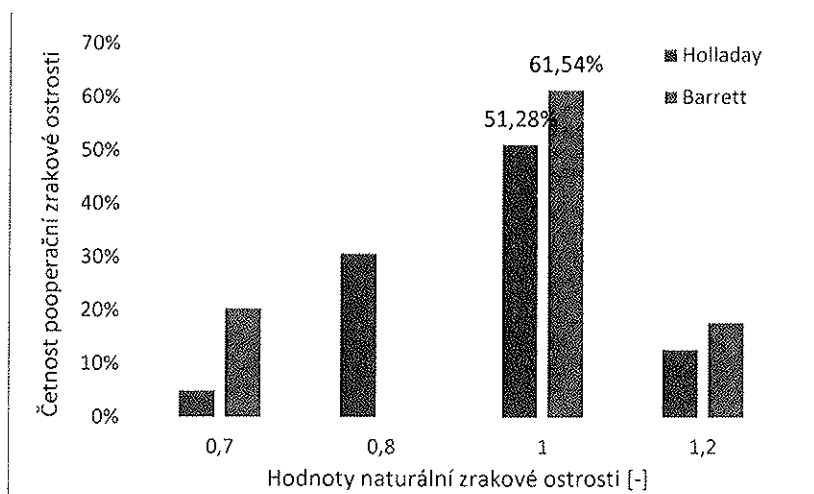
Tabulka 7.11 Přehled pooperační objektivní refrakce (ARK)

[D]	Holladay	Barrett
Sférická složka + sd	$0,52 \pm 0,70$	$0,51 \pm 0,77$
Cylindrická složka + sd	$0,61 \pm 0,37$	$0,71 \pm 0,45$
Sférický ekvivalent	0,05	0,08

Pozn. Všechny výsledky jsou uvedené ve formě absolutní hodnoty průměru

Cílem pooperačního vyšetření zrakové ostrosti bylo určení, zda je třeba případnou zbytkovou pooperační refrakci upravovat dodatečnou korekcí. Ve většině případů je však další korekce pro pacienta takřka zbytečná, jelikož nově měřená zraková ostrost je natolik dobrá oproti předešlému patologickému stavu, že na ni pacient reaguje kladně a na základě svých subjektivních pocitů tak nemá potřebu nosit další korekci. Případy, kdy je vyžadována dodatečná korekce, bývají ojedinělé. Graf 7.3 byl vytvořen pro znázornění nekorigované pooperační zrakové ostrosti vyšetřované po 4 týdnech od operace.

Graf 7.3 Porovnání pooperační naturální zrakové ostrosti



Pooperační zraková ostrost bez korekce je pro tento soubor dat hlavním ukazatelem přesnosti daného kalkulátoru, jelikož visus s korekcí se u probandů znatelně neliší. Graf nám potvrzuje, že Barrettův kalkulátor má nejvýše dosažené pooperační výsledky zrakové ostrosti ($VA=1,0$) až o 10,26 % více zastoupené, než je tomu u Holladay kalkulátoru.

8 Diskuze

Předmětem experimentální práce bylo porovnat z několika úhlů pohledu dvě skupiny probandů, kteří byli pro kataraktu vyšetřeni a následně odoperováni dle standartních postupů. Implantoval se jim jeden typ IOL vykalkulovaný buď kalkulátorem dle Holladaye nebo Barretta. Vyšetřovací, kalkulační, operační a pooperační vyšetření probíhala běžnou metodikou, výjimka však potvrzuje pravidlo, a proto se u některých dílčích kroků muselo postupovat dle dané situace. Například při kalkulaci vybrat jiný typ TIOL, než ten kalkulátorem stanovený, nebo při operaci TIOL vykalkulované Barrettovým kalkulátorem se aplikoval řez SIA o hodnotě 0,50 D namísto stanovené hodnoty 0,25 D.

Prvním parametrem pro měření byla magnituda reziduálního astigmatismu. Jeho hodnoty jsou uvedeny v tabulce 7.9. Vyřazením jednoho probanda s nadprůměrnou magnitudou byla tato dvě hodnocení vyrovnaná. U skupiny Holladay vycházela po výpočtu na kalkulátoru velikost magnitudy v průměru $0,11 \pm 0,08$ D. U Barretta vycházely hodnoty o poznání vyšší, a to $0,16 \pm 0,08$ D. Z hlediska maximální hodnoty byl Barretův kalkulátor úspěšnější. Kalkulace hodnot TIOL čoček pro operované oči u Holladay kalkulátoru vyšla s menší zbytkovou vadou. Nejvyšší četnost magnitudy se u Holladay skupiny objevila u 19 očí (49%) v hodnotách $\leq 0,1$ D. Barrett měl nejvyšší četnost až u hodnot $\leq 0,2$ D a to v počtu očí 15 (39%). Z hlediska maximálních hodnot měl ale Barretův kalkulátor maximum v 0,34 D a Holladay až v 0,37 D.

Druhým parametrem pro měření byla rotační stabilita TIOL. Průměrná pooperační absolutní hodnota rotace implantované čočky u Holladay kalkulátoru se pohybovala v hodnotách $0,03^\circ \pm 6,62^\circ$. Dvě nejčastější hodnoty rotace byly 0° (15 % očí) a 1° do záporného směru stabilizačního mechanismu TIOL (10 % očí). U Barretova kalkulátoru byl zaznamenán větší rozptyl hodnot rotace. Průměrná absolutní hodnota rotace implantované čočky byla ve výši $1,97^\circ \pm 10,90^\circ$. Nejčastější hodnota vychýlení osy bylo 0° do záporného směru stabilizačního mechanismu TIOL (8 % očí). Zde má tedy hodnoty přesnější kalkulátor Holladay, a to ve výši $1,94^\circ$ pooperační rotace.

Pooperační objektivní refrakce. Průměrné absolutní zbytkové refrakční hodnoty z ARK u skupiny Holladay vycházely následovně: sférická složka $0,52 \pm 0,70$ D a cylindrická složka $0,61 \pm 0,37$ D. Absolutní hodnota sférického ekvivalentu pak vyšla celkově 0,05 D. Skupina Barrett měla o něco málo vyšší průměrné absolutní hodnoty z ARK: sférická složka $0,51 \pm 0,77$ D a cylindrická složka $0,71 \pm 0,45$ D. Celková absolutní hodnota průměrného SE

činila 0,08. Z objektivního pohledu měření tedy měl Holladay vyšší úspěšnost, signifikantně se však hodnoty nelišily.

Pooperační subjektivní refrakce. Ze subjektivního hlediska měření naturální zrakové ostrosti je Barrettův kalkulátor oproti kalkulátoru Holladay přesnější. Obě skupiny měly nejvýše dosažené pooperační výsledky zrakové ostrosti o maximální hodnotě 1,0. Skupina Holladay měla 51,28% četnost této hodnoty, skupina Barrett měla však o celých 10,26 % více, a to konkrétně 61,24 %. Z tohoto hlediska komparace může být potvrzena úvodem stanovená hypotéza o vyšší přesnosti torického kalkulátoru Barrett.

Hypotéza: Při použití Barrettova kalkulátoru je dosaženo přesnějších pooperačních výsledků s ohledem na preciznější předoperační výpočet parametrů torické nitrooční čočky. Pooperační výsledky byly hodnoceny z hlediska reziduálního astigmatismu, rotační stability TIOL a objektivní a subjektivní refrakce. Stanovená hypotéza byla potvrzena pouze z jednoho hlediska, a tou byla pooperační subjektivní refrakce, která vycházela lépe ve prospěch Barreta. Přesto, že výsledky reziduálního astigmatismu a rotační stability TIOL byly o něco lepší ve prospěch Holladay, tento fakt významně neovlivnil subjektivní pooperační refrakci.

U kalkulátoru Barrett je určitou výhodou, že je modernizovaný a zahrnuje do svých výpočtů hloubku přední komory a má tak více zdrojů k čerpání pro výpočet. Proto bylo obecně předpokládáno, že na základě této modernější metodiky, budou výsledky výrazně lepší. Klasický kalkulátor Holladay je však stále často využíván pro své přesné výpočty dlouhodobě ověřené, a tak není až takovým překvapením, že jeho výsledky se zde z několika hledisek projeví jako přesnější. Má své výhody i nevýhody. Zde se prokázalo, že má stále své významné místo mezi kalkulačními vzorci pro výpočet torických nitroočních čoček.

9 Závěr

Cílem bakalářské práce bylo porovnání dvou typů kalkulačních vzorců pro výpočet dioptrické síly a polohy jednoho typu torické nitrooční čočky (TIOL) z hlediska optimalizace pooperačních výsledků. V teoretické části je práce zaměřena na rešerši všech základních a pro problematiku důležitých pojmů, jakými jsou refrakční vada astigmatismus, anatomie a fyziologie oční čočky, její patologické stavy včetně katarakty, a v neposlední řadě jsou popsány typy nitroočních čoček. Poslední kapitola teoretické části je věnována tématu kalkulačních vzorců, na dva z nich je zaměřena experimentální část práce.

Implantace torické nitrooční čočky do oka – ve smyslu její dioptrické síly a pozice v oku – je určena na základě dvou rozdílných kalkulačních vzorců, které se liší tím, že jeden zohledňuje při výpočtu hloubku přední komory a axiální délku oka (Barrett), druhý pouze axiální délku oka (Holladay). V rámci experimentu bylo provedeno srovnání těchto dvou typů kalkulačních vzorců u jednoho typu nitrooční torické čočky, pooperační výsledky byly hodnoceny z hlediska reziduálního astigmatismu, rotační stability TIOL a objektivní a subjektivní refrakce.

Stanovená hypotéza, že při použití Barrettova kalkulátoru je dosaženo přesnějších pooperačních výsledků s ohledem na preciznější předoperační výpočet parametrů torické nitrooční čočky byla potvrzena pouze u jednoho z hodnocených hledisek, a tím byla pooperační subjektivní refrakce, která vycházela lépe ve prospěch Barretta. Naše výsledky potvrdily, že Barrettův kalkulátor má skupinu operovaných očí s nejlepším nekorigovaným visem $VA = 1,0$ o 10,26 % větší, než bylo dosaženo u Holladay kalkulátoru. Výsledky hodnocení reziduálního astigmatismu a rotační stability byly o něco přesnější u skupiny kalkulované dle Holladay, rozdíly však nebyly statisticky významné.

Všechna potřebná data k vypracování experimentální části mé bakalářské práce, které jsou přiloženy v příloze na CD disku, byly naměřeny na pracovišti Privátní oční kliniky JL v Praze 5 - Nové Butovice pod dohledem doc. MUDr. Šárky Pitrové, CSc., FEBO.

Seznam použité literatury

- [1] ROZSÍVAL, Pavel. *Oční lékařství*. Praha: Galén, c2006. ISBN 80-7262-404-0.
- [2] ANTON, Milan. *Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody*. Vyd. 3., přeprac. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2004. ISBN 80-7013-402-x.
- [3] VLKOVÁ, Eva, Šárka PITROVÁ a František VLK. *Lexikon očního lékařství: výkladový ilustrovaný slovník*. Brno: František Vlk, 2008. ISBN 978-80-239-8906-9.
- [4] VOKURKA, Martin a Jan HUGO. *Praktický slovník medicíny*. 7., rozš. vyd. Praha: Maxdorf, c2004. ISBN 80-7345-009-7.
- [5] NAŇKA, Ondřej a Miloslava ELIŠKOVÁ. *Přehled anatomie*. Třetí, doplněné a přepracované vydání. Praha: Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-206-0.
- [6] KUCHYNKA, P. a kol., *Oční lékařství, ed. 1*, Praha: Grada Publishing, 2007, 812 s., ISBN 978-80-247-1163-8
- [7] TSCHERNING, Marius Hans Erik a Carl WEILAND. *Physiologic optics; dioptrics of the eye, functions of the retina, ocular movements and binocular vision*. Philadelphia: The Keystone, 1900
- [8] *Refrakční vady*. WikiSkripta [online]. 2017 [cit. 2017-11-4]. ISSN 1804-6517. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Refrak%C4%8Dn%C3%AD_vady&oldid=393834.
- [9] HORNOVÁ, Jara. *Oční propedeutika*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-4087-4. (str. 40–43)
- [10] JEXO VÁ, Soňa. *Geometrická optika*. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2010. ISBN 9788070135211.
- [11] LEITMAN, Mark W. *Manual for eye examination and diagnosis*. Seventh edition. New Brunswick: Blackwell publishing, 2007. ISBN 978-1-4051-6822-9.
- [12] LEŠTÁK, Ján. *Oftalmologie pro obor optika a optometrie: (soubor přednášek)*. Praha: České vysoké učení technické, 2011. ISBN 978-80-01-04956-3.
- [13] LÜLLMANN-RAUCH, Renate. *Histologie*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3729-4.
- [14] ROSENFELD, M., LOGAN, N. *Optometry: Science, Techniques and Clinical Management*. 2ND edition, St. Louis: Elsevier, 2009. ISBN 978-0-7506-8778-2

- [15] PETRASH, J. Mark. *Aging and Age-Related Diseases of the Ocular Lens and Vitreous Body. Investigative Ophthalmology & Visual Science*[online]. 2013, 54(14), ORSF54- [cit. 2018-01-03]. DOI: 10.1167/iovs.13-12940. ISSN 1552-5783.
Dostupné z: <http://iovs.arvojournals.org/article.aspx?doi=10.1167/iovs.13-12940> a <https://www.cocky-kontaktni.cz/slovník/akomodace.html>
- [16] SADLER, T. W. *Langmanova lékařská embryologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-2640-3.
- [17] dostupné z: <https://www.dcourier.com/news/2016/jun/01/faces-looking-blurry-seeing-halos-night-could-be-c/>
- [18] dostupné z: <http://www.oculex.sk/katarakta-sivy-zakal>
- [19] dostupné z: <http://medilinks.blogspot.cz/2012/01/photos-for-astigmatism.html>
- [20] dostupné z: <https://icrcat.com/enfermedades-oculares/astigmatismo/>
- [21] FŮS, M., *Stanovení angulární pozice torických intraokulárních čoček*, ČVUT v Praze, FBMI, Diplomová práce, 2017
- [22] dostupné z: <http://medilinks.blogspot.cz/2012/01/photos-for-aphakia.html>
- [23] HLOŽÁNEK, Martin a Blanka BRŮNOVÁ. *Přístrojová technika v oftalmologii*. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, 2006. ISBN 80-902160-9-9.
- [24] BENEŠ, Pavel. *Přístroje pro optometrii a oftalmologii*. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2015. ISBN 978-80-7013-577-8.
- [25] dostupné z: <http://player.slideplayer.cz/9/2519471/data/images/img1.jpg>
- [26] BENJAMIN, William J. a Irvin M. BORISH. *Borish's clinical refraction*. 2nd ed. St. Louis Mo.: Butterworth Heinemann/Elsevier, c2006. ISBN 0750675241.
- [27] dostupné z: <http://www.topcon-medical.pl/pl/products/298-kr-800s-autorefraktometr.html>
- [28] *VERION Digital MarkerM with Microscope Integrated Display*. Alcon a Novartis company, 2014. User Manual–Software version2.5.1]
- [29] dostupné z: <https://www.slideshare.net/meikocat/optical-biometry-measurements-for-future-iols>

- [30] video dostupné z: <https://www.myalcon.com/products/surgical/verion-guided-system/resource-library.shtml>
- [31] *Accuracy of toric intraocular lens implantation in cataract and refractive surgery*: Amer.Soc.Surg. Journal of Cataract and Refractive Surgery. Elsevier, Denville, 2011, (Volume 37), Pp. 1394–1402. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2011.02.024>. ISSN 0886-3350.
- [32] dostupné z: <https://www.eyehelthnepal.com/2018/01/intra-ocular-lens.html>
- [33] dostupné z: http://www.opticalequipmentcenter.com/store/p42/NIDEK_KM500_Hand_Held_Automated_Keratometer.html
- [34] dostupné z: <https://www.myalcon-toriccalc.com///calculator>
- [35] Alcon laboratories, NOVARTIS COMPANY. PRODUCT INFORMATION: *ACRYSOF IQ TORIC*: AstigmatismIOL. United Kingdom, 2014. Dostupné z: ecatalog.alcon.com/iol_dfu/40-500-143_us_en.pdf
- [35] *Effects of posterior corneal astigmatism on the accuracy of AcrySof toric intraocular lens astigmatism correction*. International Journal of Ophthalmology [online]. 2016, - [cit. 2018-05-16]. DOI: 10.18240/ijo.2016.09.07. ISSN 22223959. Dostupné z: http://www.ijo.cn/gjyken/ch/reader/view_abstract.aspx?file_no=20160907&flag=1

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
L	Metr	Metrická délka
R	Milimetr	Poloměr zakřivení
φ	Dioptrie	Optická mohutnost [ff]
T	Milimetr	Tloušťka
n	-	Index lomu
μm	-	Mikrometr

Seznam zkratek

Zkratka	Význam	Originální překlad
PMMA	Polymethylmethakrylát	-
D	Dioptrie	-
UV	Ultrafialové záření	Ultraviolet
IOL	Intraokulární čočka / Nitrooční čočka	Intraocular lens
TIOL	Torická intraokulární čočka	Toric intraocular lens
NOT	Nitrooční tlak	-
FLACS	Femtosekundovým laserem asistovaná operace katarakty	Femtosecond laser-assisted cataract surgery
ARK	Auto-refraktokeratometr	-
IR	Infračervené záření	Infrared radiation
LED	Světlo emitující dioda	Light-Emitting Diode
USG	Ultrasonografie	-
EKG	Elektrokardiografie	-
WtW	Horizontální průměr duhovky limbus-limbus	White to White
SIA	Chirurgicky indukovaný astigmatismus	Surgically Induced Astigmatism
AL	Axialní délka	Axial Length
ACD	Hloubka přední komory	Anterior Chamber Depth
K-index	Keratometrický index	-
VA	Zraková ostrost (visus)	Visual Acuity
sd	Směrodatná odchylka	Standard deviation

Seznam obrázků

Obrázek 2.1 Hypermetropie + korekční spojná čočka	4
Obrázek 2.2 Myopie + korekční rozptylná čočka	4
Obrázek 3.1 Promítnuté fokály v oblasti sítnice u astigmatického oka.....	6
Obrázek 3.2 Rozdíl astigmatického a stigmatického vjemu.....	7
Obrázek 4.1 Mechanismus při akomodaci oka do dálky a do blízka	9
Obrázek 4.2 Diagram poklesu akomodační šíře v průběhu života	11
Obrázek 4.3 Afakické a pseudoafakické oko s již implantovanou nitrooční čočkou.....	13
Obrázek 5.1 Porovnání vzhledu a funkce zdravé a zakalené čočky	14
Obrázek 5.2 Rozměry rohovky (přeloženo dle předlohy zdroje)	16
Obrázek 5.3 Auto-refraktokeratometr Topcon KR-800S	18
Obrázek 5.4 Osy biometrického měření – dosah ultrazvuku a optické interferometrie (upraveno dle předlohy zdroje)	19
Obrázek 5.5 Schéma operační techniky fakoemulzifikace.....	21
Obrázek 5.6 Jednotlivé typy IOL: multifokální, akomodační, torická, akomodační + torická	24
Obrázek 7.1 Biometrické rozměry oka při vyšetření.....	28
Obrázek 7.2 Ruční keratometr Nidek KM-500	28
Obrázek 7.3 Vzor vygenerované hodnoty pro TIOL pomocí Alcon online kalkulátoru (Barrett)	30
Obrázek 7.4 Rozměry TIOL typu SN6ATx (upraveno dle předlohy zdroje).....	32

Seznam tabulek

Tabulka 2.1 Přehled průměrných parametrů dospělého neakomodovaného oka	3
Tabulka 6.1 Adekvátní typy vzorců pro výpočet IOL – stanovení dle axiální délky.....	26
Tabulka 7.1 Škála jednotlivých hodnot zadávaných do kalkulátoru	30
Tabulka 7.2 Hodnoty a polohy vstupních řezů.....	31
Tabulka 7.3 Jednotlivé modely SN6ATx a jejich dioptrický rozsah.....	32
Tabulka 7.4 Poměr demografických dat pro obě skupiny pacientů.....	34
Tabulka 7.5 Četnost věku u obou skupin	34
Tabulka 7.6 Věkový průměr + jejich směrodatné odchylky u jednotlivých pohlaví obou skupin	35
Tabulka 7.7 Přehled průměrných parametrů oka při vyšetřování obou skupin.....	35
Tabulka 7.8 Četnosti implantovaných modelů TIOL SN6ATx u obou skupin.....	36
Tabulka 7.9 Porovnání magnitudy reziduálního astigmatismu u obou skupin.....	37
Tabulka 7.10 Porovnání pooperační rotace TIOL u obou skupin	37
Tabulka 7.11 Přehled pooperační objektivní refrakce (ARK).....	38

Seznam grafů

Graf 7.1 Četnost jednotlivých modelů torických nitroočních čoček – porovnání obou skupin	36
Graf 7.2 Poměr četnosti magnitudy reziduálního astigmatismu mezi oběma skupinami.....	37
Graf 7.3 Porovnání pooperační naturální zrakové ostrosti.....	38

Príloha A: Soubor dat pro kalkulátor HOLLADAY

Kód	Přidoperační data M/F měsíc/rok	věk k datu operace	Pooperační kategorie				Přidoperační refstos													
			K1 ar06	K2 ar05	AL impR	ROL impR	ARX v/6 nat	SE	epH cpj	refrance cpj	visus ax									
S456M	OP M	10/2016	60	42	12	43	102	22,89	24	72	112	0,25	-0,75	151	1	-0,25	0	-0,5	150	1
S456F	OP F	10/2016	57	42,25	18	43,25	108	22,43	25	72	121	0,5	-0,25	99	1	0,125	0	0	0	1
L436M	OP M	09/2016	73	41,5	166	42,5	76	24,17	20,5	72	95	0	-0,25	101	1	-0,125	0	0	0	1
R635F	OP F	10/2016	61	41,5	1	43	91	24,26	20,5	73	91	1	-0,5	28	1	0,25	0	0	0	1
SPE6M	OP M	11/2016	46	44,25	2	45,5	92	23,39	20	72	93	2,5	-1,25	89	1,2	0,625	0	0	0	1,2
T451F	OP F	11/2016	65	43,5	176	44,75	86	23,48	20,5	72	93	0,75	-0,5	73	1,2	0,125	0	0	0	1,2
Z465F	OP F	01/2017	72	42,5	154	44,5	74	21,94	26	74	85	0,75	-0,5	127	1	0,125	0	0	0	1
DE51F	OP F	06/2016	65	41,5	5	42,75	95	23,35	23	72	98	0,25	-0,75	119	1	-0,235	0	0	0	1
SJ47F	OP F	02/2017	70	40,75	17	42	107	23,35	24	75	72	0,25	-0,5	99	0,8	-0,125	0	-0,5	100	1
BH42F	OP F	02/2017	75	42,5	3	43,5	93	23,84	20,5	72	98	0	0	0	1,2	0	0	0	0	1,2
JD63F	OP F	03/2017	54	39,25	41	44	131	22,46	26	81	164	2	-1	86	0,6	0,5	1,5	-1	90	1
FM45F	OP F	03/2017	72	40,5	89	41,75	179	22,77	23,5	74	173	1,5	-0,75	104	1	0,375	0	0	0	1
S441F	OP F	06/2016	75	44	162	45	72	22,14	23,5	72	98	0,25	0	0	1	0,125	0	0	0	1
H459F	OP F	01/2017	58	43,75	22	45	112	23,39	21	83	123	0,75	-0,75	175	1	0	0	0	0	1
MM51F	OP F	03/2017	66	44	13	45,5	103	22,35	22,5	83	105	1,25	-1	126	0,7	-0,75	0	-0,75	140	0,8
PP48F	OP F	05/2017	68	43,5	164	45	74	22,67	23	82	67	1	-0,75	61	0,8	0,125	0	0	0	0,8
SV46M	OP M	05/2017	71	43,5	12	44,5	102	23,09	21,5	74	112	0,75	-0,75	166	1	0	0	-1,25	145	1
HMS4F	OP F	05/2017	63	42,5	194	43,5	84	23,28	21,5	73	92	1,75	-1,75	74	1	0	0	-0,75	75	1
PM62M	OP M	07/2017	55	40,75	9	41,75	99	23,35	24,5	72	96	1	-1	97	1	0	0	0	0	1
H465M	OP M	09/2017	71	43,25	176	44,25	88	23,04	22	72	96	0,25	-0,25	118	0,8	0	0	0	0	0,8
PJ46F	OP F	09/2017	71	43,25	159	44,5	69	22,05	25,5	72	99	-0,25	-0,5	55	0,8	-0,375	0	0	0	0,8
GA40M	OP M	10/2017	77	44,5	1	46	91	23,41	19,5	83	91	-0,25	-1	114	0,8	-0,625	0	0	0	0,8
JE48F	OP F	10/2017	69	44,5	157	46	67	23,24	19,5	82	58	-0,5	-0,5	158	0,8	-0,5	0	0	0	0,8
KV53F	OP F	10/2017	64	41,25	177	43,5	87	21,82	25	72	100	0	-0,25	137	1	-0,125	0	0	0	1
SD56F	OP F	11/2017	67	41,25	156	44,75	66	22,93	21,5	72	98	0,25	-0,5	109	1,2	-0,125	0	0	0	1,2

Příloha B: Soubor dat pro kalkulátor BARRETT

Kód	Předoperační data oto M/F	věk termín operace k datu operace	Předoperační testy										Poperační refrakce								
			K1	axis	K2	axis	AL	ACD	IOL	Impz	HMOD	IAX	Sph	Cyl	ARK	SQ	vis dat	Sph	Cyl	ax	visus
HE39F	OL F	11/2017	78	44,5	30	45,75	120	23,85	3,00	18	15	135	1,75	-1,25	143	0,25	1	0	0	0	1
J463F	OP F	11/2017	54	41,5	8	43,5	95	23,14	3,40	23	17	103	0,75	-0,5	4	0,125	1	0	0	0	1
	OL			41,5	14	43	104	23,12	3,51	23,5	12	125	0,75	-1	8	-0,125	1	0	0	0	1
SA44M	OL M	11/2017	73	42	58	43,25	138	24,32	3,30	19,5	14	153	1	-0,5	177	0,25	0,8	0,5	0	0	0,8
SK64M	OP M	11/2017	63	42,5	12	43,5	102	24,03	4,40	20	12	121	0,75	-0,75	138	0	0,5	-0,5	138	1	1
	OL			42,25	175	43,5	85	24,06	4,35	20	17	77	0,25	-0,5	96	-0,125	1	0	0	0	1
TK40M	OP M	12/2017	77	42,5	97	45	7	24,33	3,40	18	17	5	0	0	0	0	0	0	0	0	1,2
	OL			42,5	84	44,75	174	24,11	3,31	19	17	175	0	0	0	0	0	0	0	0	1
ME47F	OP F	12/2017	70	42,5	152	44,5	62	22,16	3,40	25,5	14	90	0,75	-1,25	123	-0,25	0	-0,75	123	1	1
	OL			42,75	41	44,5	131	22,38	3,50	24,5	14	144	0,5	-0,25	60	0,125	1	0	0	0	1
MO43M	OP M	01/2018	75	41,25	3	42,5	93	25,03	3,40	18	12	97	1	-0,25	89	1	1,2	0	0	0	1,2
	OL			41,25	173	43,5	83	24,8	3,40	18	14	75	2,75	-0,75	109	1	1	0	0	0	1
QJ46M	OP M	01/2018	72	41,5	96	43,5	6	23,82	1	21	15	5	0,5	-0,5	133	0	1,2	0	0	0	1,2
J40M	OP M	01/2018	78	41,25	106	44,75	19	23,7	2,60	21	19	19	10	0,75	-0,75	172	0	-1	-1	15	0,8
	OL			42,75	27	45,25	117	24,67	2,65	20	15	125	-1,75	-0,25	122	-1	0,8	-2	-0,5	130	0,9
SN52F	OL F	01/2018	66	45	78	46,5	168	24,62	2,90	14,5	15	172	0,25	-0,75	12	-0,25	-1	-0,75	40	0,9	1
DA69M	OP M	02/2018	49	43,25	172	45,75	82	21,16	3,40	26	14	77	1	-1	141	0	1	0	0	0	1
	OL			42,75	6	45,75	96	21,16	3,40	26	14	99	1,25	-0,25	178	0,5	0,8	0	0	0	0,8
K450M	OP M	02/2018	68	39	67	45	177	24,97	4,07	16	19	177	1	-1,5	66	-0,25	1	0	-0,5	90	1
	OL			41	68	42,25	178	24,67	4,07	16,5	15	179	1	-1	169	0	1	0	-0,5	180	1
Z48M	OP M	03/2018	73	42,5	6	44	56	24,32	3,00	18,5	12	102	0,25	-0,75	144	-0,25	1	0	-0,5	145	1
	OL			42	1	44	91	24,14	2,93	19,5	13	92	0,5	-1	164	-0,25	1	0	0	0	1
VG71F	OP F	2018	47	41,5	14	43	104	24,09	3,50	20,5	12	116	0	-0,75	161	-0,375	1,2	0	0	0	1,2
	OL			41,5	165	43	75	24,05	3,19	20,5	12	62	-1,25	-1,25	170	-1,25	1,2	0	0	0	1,2
KP43M	OP M	2018	75	43	11	45,5	101	23,83	3,50	19	14	106	0,5	-0,25	26	0,125	1,0	0	0	0	1,2
	OL			43,5	0	44,75	90	24,14	3,50	18,5	12	96	0,5	-1	161	-0,25	1	0	0	0	1,2
VA53M	OP M	03/2018	65	42,5	94	45,25	4	23,25	2,67	21,5	15	3	0	-0,25	23	-0,125	1	0	0	0	1
	OL			42,25	82	45	172	23,15	2,27	21,5	17	174	0,5	-1	161	-0,25	1	0	0	0	1
DRT4M	OP M	11/2017	43	40,25	174	43	84	25,39	3,80	18	15	82	0,25	0	0	0,125	1	1	-0,5	15	1,2
	OL			40,5	171	42,75	87	24,94	3,70	19,5	14	96	-0,5	-0,25	8	-0,375	1,2	0	0	0	1
VK52F	OP F	03/2018	66	42,5	19	44	109	22,8	2,90	23,5	13	124	-0,5	-0,25	8	-0,375	1,2	0	-0,5	115	1,2
	OL			43	164	44	74	22,84	3,00	23	12	47	0,25	-0,75	53	-0,25	1	0	-0,5	75	1,2
LJ54F	OL F	03/2018	64	44	149	45,5	59	23,22	3,50	20,5	13	43	1,75	-1,75	18	0	1	0	0	0	1
BR47F	OP F	03/2018	71	44	55	44,68	145	23,04	3,00	22	13	165	0,25	-0,5	79	-0,125	1,0	0	0	0	1
	OL			45	78	46	168	22,33	3,10	22,5	14	174	0,25	-1	174	-0,375	1	0	0	0	1
KB49M	OP M	04/2018	59	43	15	45,75	105	23,21	3,65	21	14	96	1	-1,25	120	-0,125	1,2	0,5	-0,75	135	1,2
RP71F	OP F	2018	47	43,75	169	44,75	75	22,64	3,35	23	12	59	0	0	0	0	0,8	-0,5	-0,25	145	1
	OL			42,25	174	45,25	84	23,46	2,35	21	12	81	0,75	-1,25	122	-0,25	0,8	0	0	0	0,8
VK58M	OP M	04/2018	80	44,25	32	47	122	22,83	3,12	21	15	139	1,25	-1,25	134	0	1	0	0	0	1

Příloha C: Obsah příloženého CD

- 1) Abstrakt v českém jazyce
- 2) Klíčová slova v českém jazyce
- 3) Abstrakt v anglickém jazyce
- 4) Klíčová slova v anglickém jazyce
- 5) Naskenované zadání bakalářské práce
- 6) Kompletní bakalářská práce