

**ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE**

**FAKULTA
BIOMEDICÍNSKÉHO
INŽENÝRSTVÍ**



**BAKALÁŘSKÁ
PRÁCE**

2020

**SOŇA
POLÁČKOVÁ**



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta biomedicínského inženýrství

Katedra přírodovědných oborů

**Vliv výsledku první operace na výpočet optické mohutnosti nitrooční čočky
při operaci katarakty druhého oka**

**Influence of the result of the first operation on the calculation of the optical
power of the intraocular lens for the second eye cataract surgery**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Optika a optometrie

Autor bakalářské práce: Soňa Poláčková

Vedoucí bakalářské práce: MUDr. Jiří Cendelín, CSc.

Kladno 2020



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Poláčková** Jméno: **Soňa** Osobní číslo: **419095**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra přírodovědných oborů**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Optika a optometrie**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Vliv výsledku první operace na výpočet optické mohutnosti nitrooční čočky při operaci katarakty druhého oka

Název bakalářské práce anglicky:

Influence of the result of the first operation on the calculation of the optical power of the intraocular lens for the second eye cataract surgery

Pokyny pro vypracování:

V teoretickém úvodu bude podán přehled faktorů ovlivňujících pooperační refrakci. Budou shrnuty poznatky, jak minimalizovat vliv uvedených faktorů. V praktické části bude u vybraných pacientů s refrakční odchylkou po operaci katarakty prvního oka zjištěna s odstupem refrakce obou očí a zhodnocen vliv parametrů, které při výpočtu hodnoty nitrooční čočky při druhé operaci mohly vést k optimalizaci výsledku.

Seznam doporučené literatury:

- [1] NORRBY, S., Sources of error in intraocular lens power calculation, J Cataract Refract Surg., ročník 34, číslo 3, 2008, 368-376 s.
- [2] ROESSLER, G., et al., Influence of the prediction error of the first eye undergoing cataract surgery on the refractive outcome of the fellow eye, Clinical Ophthalmology, ročník 2014, číslo 8, 2014, 2177-2181 s., DOI: 10.2147/OPHTH.S69255
- [3] CHOI, Y., et al., Influence of corneal power on intraocular lens power of the second eye in the SRK/T formula in bilateral cataract surgery, BMC Ophthalmology, ročník 17, číslo 1, 2017, DOI: 10.1186/s12886-017-0664-3

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

MUDr. Jiří Cendelín, CSc.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **10.02.2020**
Platnost zadání bakalářské práce: **19.09.2021**

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

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

Název bakalářské práce: Vliv výsledku první operace na výpočet optické mohutnosti nitrooční čočky při operaci katarakty druhého oka

Abstrakt:

Úvod práce je věnován metodám výpočtu hodnoty nitrooční čočky a příčinám refrakčního překvapení, které mohou po implantaci nitrooční čočky nastat.

Experimentální část práce je pak zaměřena na posouzení vlivu refrakční odchylky prvního oka časné po operaci na výběr optimální hodnoty nitrooční čočky do druhého oka. Jsou posuzovány výpočty podle vzorců SRK-T a Haigis. Je posuzována možnost zpřesnění predikce pomocí výsledků na předně segmentovém OCT Casia 2. Soubor pacientů tvořilo 9 mužů a 15 žen, u kterých se po operaci katarakty objevilo refrakční překvapení na obou očích.

Z výsledků vyplývá, že plusová refrakční odchylka prvního oka podle obou použitých vzorců by neměla být zohledňována při výpočtu nitrooční čočky do druhého oka, naopak minusová refrakční odchylka by zohledněna být měla.

Klíčová slova:

Biometrie, refrakční překvapení, vzorce IOL, IOL , IOL Master, Casia

Bachelor's Thesis title: Influence of the result of the first operation on the calculation of the optical power of the intraocular lens for the second eye cataract surgery

Abstract:

The introduction of the work is devoted to the methods of calculating the value of the intraocular lens and the causes of the refractory surprise which may occur after implantation of the intraocular lens.

The experimental part of the thesis is then focused on assessing the impact of the refractive deviation of the first eye early after surgery on the selection of the optimal value of the intraocular lens into the second eye. Calculations are assessed according to the SRK-T and Haigis formulas. The possibility of refining the prediction using the results on the first segment oct Casia 2 is assessed. The patient group is consisted of 9 men and 15 women who had refractive surprises in both eyes after cataract surgery. The results showed that the plus refractive deviation of the first eye according to the two formulas should not be taken into account for the calculation of the intraocular lens of the second eye, on the contrary, the minus refractive deviation should be taken into account.

Key words:

Cataract, refractive surgery, calculation IOL, IOL, IOL Master, Casia

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych ráda poděkovala MUDr. Jiřímu Cendelínovi CSc. za jeho cenné rady a vedení bakalářské práce. Dále bych chtěla poděkovat personálu oční kliniky OFTA v Plzni za jejich vstřícnost. A v neposlední řadě bych ráda poděkovala svým blízkým za jejich podporu.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „*Vliv výsledku první operace na výpočet optické mohutnosti nitrooční čočky při operaci katarakty druhého oka*“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V Kladně dne 28.5.2020

.....

podpis

Obsah

1	Úvod	1
1.1	Cíle práce	1
1.1.1	Hypotézy.....	2
2	Biometrie oka	3
2.1	Ultrazvuková biometrie	3
2.2	Optická biometrie	4
2.2.1	IOL Master	5
2.2.2	AL-scan optical biometr	7
2.2.3	Aladdin Biometr	7
2.2.4	Lenstar LS 900	8
3	Optické přístroje používané ke zjištění parametrů oka	9
3.1	Přístroje založené na optickém řezu	9
3.1.1	Pentacam.....	9
3.1.2	Orbscan.....	11
3.2	Keratometrie	11
3.3	Rohovková topografie.....	12
3.4	Přístroje založené na OCT	12
3.4.1	Casie	13
4	Vzorce pro výpočet nitroočních čoček	15
4.1	Vzorce 1. generace.....	15
4.2	Vzorce 2. generace.....	17
4.2.1	SRK vzorec.....	17
4.3	Vzorce 3. generace.....	19
4.3.1	Holladay 1	19
4.3.2	SRK/T.....	19
4.3.3	Hoffer Q.....	20
4.4	Vzorce 4. generace.....	20
4.5	Výpočty založené na Ray-tracingu	22
4.5.1	Okulix	22
4.5.2	PhacoOptics	22
5	Faktory ovlivňující pooperační refrakci	24
5.1	Refrakční překvapení.....	24

5.1.1	Přesnost a chyby při měření.....	24
5.1.2	Implantace chybné nitrooční čočky.....	25
5.1.3	Změna polohy čočky	25
5.1.4	Změny rohovky	26
5.1.5	Změny sítnice	26
6	Experimentální část	27
6.1	Soubor pacientů	27
6.2	Předoperační vyšetření.....	27
6.3	Průběh operace.....	28
6.4	Poperační vyšetření.....	30
6.5	Zpracování výsledků.....	30
7	Výsledky a diskuze.....	32
8	Závěr.....	37
	Seznam použité literatury	38
	Seznam symbolů a zkratk	42
	Seznam obrázků.....	43
	Seznam tabulek.....	44
	Seznam grafů	45
	Příloha A: tabulka s výpočty	46

1 Úvod

Hlavní indikací pro implantaci nitrooční čočky je operace katarakty nebo méně častý refrakční zákrok. Ve vyspělých zemích se tyto operace dělají běžně a patří mezi nejčastěji prováděné zákroky s minimálním množstvím komplikací, na rozdíl od rozvojových zemí, kde je katarakta jednou z příčin slepoty obyvatelstva. Jednu z prvních operací katarakty provedli již před 4 tisíci lety. Operace spočívala v decentrování oční čočky z optické dráhy oka, tím se oko stalo afakickým. V dnešní době se operace provádí malým řezem rohovky, poté se za pomoci fakoemulzifikace jádro čočky rozbije ultrazvukem a je následně odsáto. Po odsátí čočky je zachováno její nepoškozené pouzdro, do kterého je následně vložena nitrooční čočka.

V práci jsou dále uvedeny možnosti předoperačního vyšetření oka. Jedním z těchto vyšetření je biometrie oka, ta je důležitá kvůli přesným výpočtům axiální délky oka. Pro výpočet nitroočních čoček je to jeden z důležitých parametrů. Dále jsou zde uvedeny všechny generace vzorců pro výpočet nitrooční čočky. Tyto výpočty se v dnešní době nedělají ručním zadáváním parametrů do vzorců, ale kalkulátory jsou zavedeny do přístrojů. Ty si nejen změří všechny potřebné parametry, ale také je hned zadají do vzorců a chirurgovi nabídnou možnosti refrakční mohutnosti nitrooční čočky a i různé druhy těchto čoček.

V případě nepřesně změřené biometrie, nebo pokud nastane při operaci změna v oku, kterou oftalmolog nemůže nepředpokládat, můžeme říct, že nastalo takzvané neočekávané refrakční překvapení. To ale není jediný důvod, kdy může toto překvapení vzniknout. Dalším je předchozí laserová refrakční operace, kdy nastává problém při správném výpočtu nitrooční čočky. Délka oka má ale také velký vliv na toto překvapení. Pokud je oko příliš malé nebo velké, jeho biometrie nemusí být stoprocentně přesně naměřena. Když však tyto chyby v měření vyloučíme a budeme předpokládat, že měření jsou přesná, chyba může vzniknout i v zadávání parametrů do vzorců pro výpočet nitroočních čoček.

1.1 Cíle práce

Cílem práce je zjistit, zda se po operaci katarakty a zjištění refrakčního překvapení na prvním oku, má vzorec pro výpočet IOL na druhé oko změnit nebo ne. Pacienti byli měřeni na přístrojích dostupných na oční klinice Ofta Plzeň. Nakonec bude vyhodnoceno u jakých

pacientů si dát pozor na refrakční překvapení a zda upravit výpočet nitrooční čočky pro druhé oko.

1.1.1 Hypotézy

Předpokládáme, že pokud se objeví faktor, který ovlivňuje výslednou refrakci na jednom oku, měl by to chirurg brát v potaz a upravit výpočet nitrooční čočky pro oko druhé, aby nežádoucí refrakce zůstala pouze na jednom. Toto tvrzení budeme chtít dokázat měřeními očí před operací, nejprve prvního oka a následně i druhého a to buď s upraveným vzorcem nebo se stávajícím vzorcem.

2 Biometrie oka

Mezi nejčastější vyšetření, které se provádí v oftalmologii patří měření axiální délky oka. Slouží v oftalmologii pro diagnostiku přední komory a to hlavně pro biometrické měření v kataraktové a refrakční chirurgii. Než proběhne chirurgický zákrok, ať už refrakční či v případě katarakty, je důležité určit příslušné údaje, které slouží ke správnému vyměření hodnot pro implantovanou nitrooční čočku (IOL). Měřenými parametry jsou: [1,2]

- Axiální délka oka, což je vzdálenost od centra povrchu rohovky a místem nejostřejšího vidění v makule (*fovea centralis*). Pro toto měření se používá optická biometrie a to hlavně interferometrie s parciální koherencí s dvojitým paprskem. [1,2,3,4,5]
- Hloubka přední komory [5]
- Poloměr křivosti přední plochy rohovky [5]

2.1 Ultrazvuková biometrie

Ultrazvuková nebo také akustická biometrie využívá k měření ultrazvukový signál, tím pořizuje obraz od echogeního rozhraní. Ultrazvuk se skládá z mechanických kmitů částic, které procházejí prostředím v rovnovážné klidové formě s frekvencí vyšší než 20 kHz. V oftalmologii se ale častěji využívá frekvence od 8 do 20 MHz. Pro oftalmologii se rozlišuje pět ultrazvukem definovaných rozhraní v oku. Těmito rozhraními jsou: rohovka-komorová voda, komorová voda-čočka, čočka-sklivec, sklivec-sítnice, skléra-retro bulbární tkáň.

oční struktura	rychlost šíření ultrazvuku (m/s)
rohovka	1620
komorová voda, sklivec	1532
čočka	1641
nukleární katarakta	1610
kapsulární opacity	1670
intumescentní katarakta	1590
silikonový olej	1040
IOL silikonová	980–1090
IOL PMMA	2780
IOL akrylátová	2180

Obrázek 2.1: Tabulka rychlost šíření ultrazvuku v jednotlivých očních tkáních [1]

Axiální délku, měřenou pomocí ultrazvukové biometri, měříme od vrcholu rohovky až k vnitřní membráně. Pro měření axiální délky oka využíváme A-scan (Amplitude modulated scan). Jedná se o lineární jedno rozměrový způsob zobrazení rozhraní ve směru vysílaných ultrazvukových vln. Vyšetření můžeme provést dvěma způsoby, kontaktní nebo imerzní metodou. Při kontaktní metodě přiložíme sondu přímo na oční bulbus. Pro imerzní metodu využíváme imerzní předsádku, ta je vyplněna imerzní tekutinou. Principem je, že impulzy se od jednotlivých tkání na obrazovce zobrazí jako vertikální výchylka, ta se nazývá Echo. Interval odchylek odpovídá poměru reálných vzdáleností jednotlivých tkáňových rozhraní.

Ultrazvukové přístroje, které měří axiální délku oka využívají v dnešní době digitalizovaný A-scan a zároveň zahrnují programy pro výpočet nitrooční čočky. Předpokladem správného měření je nutná znalost šíření ultrazvuku v očních tkáních. U starších přístrojů se uplatňuje přepočítání průměrné rychlosti šíření ultrazvuku pro celé oko. U novějších se používá počítačové předzpracování signálu, který určuje celkovou délku oka, pomocí výpočtů jednotlivých vzdáleností. K těmto vzdálenostem se používá určitá rychlost pro jednotlivá oční média. [1,2,3,6]

2.2 Optická biometrie

Metoda měření axiální délky oka, která využívá princip parciální koherentní interference. Koherence je termín, který vyjadřuje fyzikální vlastnosti dvou vlnoploch. Ty mají dočasně stálý fázový nebo se měnící posun. To se děje v každém bodě prostoru. Laserová dioda, která je součástí Michalsonova interferometru emituje infračervené světlo o vlnové délce 780 nm s krátkou koherentní délkou 130 μm . Světlo tohoto typu je rozděleno na dva parciální paprsky o jiné délce optické dráhy. Tyto paprsky infračerveného světla se odrážejí nejen od rohovky, ale i od sítnice. [1,2,5,6]

Interferometrie je lepší a přesnější metodou než ultrazvuk, protože měření probíhá přímo po zrakové ose. Díky tomu můžeme přesně změřit i bulbus u myopických pacientů. Také přesné měření pacientů po výměně sklivce, kdy je sklivec vyjmut a nahrazen silikonovým olejem, je velké plus této metody.

Jediná nevýhoda měření touto metodou je, že světlo, které prochází optickými prostředími je silně pohlcováno neprůhlednými optickými prostředími. Proto optickou biometrii nemůžeme použít u pacientů s intumescentní kataraktou, hemoftalmem nebo se

změnou transparentní rohovky. Optickou biometrií můžeme změřit nejen axiální délku oka, ale i horizontální velikostí skléry, hloubku přední komory a zakřivení rohovky. [1,2,5]

2.2.1 IOL Master

IOL Master je přístroj pro měření biometrie oka a zároveň tyto hodnoty hned ukládá a vkládá do vzorců pro výpočet IOL. Přístroj převádí délku optické dráhy změřenou pomocí ultrazvukové biometrie na geometrickou vzdálenost. IOL Master měří axiální délku bezkontaktně pomocí fixačního paprsku podél celé optické osy. Měření optické osy oka probíhá od vrcholu rohovky k pigmentovému epitelu sítnice. Díky tomu nemusí pacient podstoupit anestezii nebo lokální umrtvení a tím nevzniká riziko traumatu ani infekce, která by po kontaktu přístroje s rohovkou pacienta mohla být rizikem. Vnitřní algoritmus přístroje je kalibrován podle Grieshaberovi biometrické soustavy o vysoké rozlišovací schopnosti 40 MHz. [5,11]

2.2.1.1 IOL Master 500

IOL Master 500 od firmy Zeiss, je přístroj pro měření optické biometrie oka. Díky měření podél optické osy může naměřit i hustší katarakty nebo oči, které jsou vyplněny biologickým materiálem. Přístroj má nově upravenou a optimalizovanou A-konstantu, pro lepší výsledky výpočtů nitroočních čoček. Kalkulátory, které tyto výpočty zprostředkovávají, jsou Holladay1 a 2, Haigis L, SRK[®] II, SRK[®]/T, Hoffer Q. [31]



Obrázek 2.2 : IOL Master 500[31]

2.2.1.2 IOL Master 700

Přístroj IOL Master 700, který je také od firmy Zeiss, umožňuje měření optické biometrie a OCT oka. Biometrie oka je důležitá pro naměření jednotlivých očních parametrů, kterými jsou například axiální délka oka, zakřivení rohovky, hloubka přední komory a další.

OCT slouží k vytvoření obrazu oka v celé jeho délce. Toto detailní zobrazení slouží chirurgovi nejen k větší přesnosti při implantaci IOL, ale také k lepší orientaci v oku. Pomocí OCT může oftalmolog po operaci zjistit, zda není nitrooční čočka decentrována nebo špatně natočena. [19,30]

Dále IOL Master měří zadní plochu rohovky. Ta se zadává do vzorců pro výpočet IOL a tím se výpočty zpřesňují. A to i díky kalkulátoru Barrette Universal II, který zadní plochu rohovky nejen zhodnotí ve výpočtech, ale také umožní její zadání do celkové keratometrie všech vzorců. Výhodou IOL Masteru je menší procento refrakčních překvapení, detekování neobvyklých geometrií v oku a jeho špatnou fixaci. [19,30]



Obrázek 2.3 : IOL Master 700 [19]

2.2.2 AL-scan optical biometr

Přístroj určený pro měření optické biometrie oka, který v sobě ukrývá i ultrazvuková biometrie. Ten přístroji pomáhá měřit oči s velmi hustou kataraktou, kterou by optická biometrie neprošla. Přední segment oka je pozorován pomocí Scheinflugova zobrazování. Parametry měřené přístrojem jsou White to White, axiální délka oka, poloměr zakřivení rohovky, hloubka přední komory, centrální tloušťka rohovky a velikost pupily. Výpočet IOL je dělán automaticky po doměření všech potřebných parametrů. Pro přesnější výpočty je dokalkulována personalizovaná konstanta. Vzorce používané k výpočtům IOL jsou SRK, SRK II, SRK/T, Holladay, Hoffer Q a Haigis. [32]

2.2.3 Aladdin Biometr

Přístroj Aladdin je optický biometr, který v sobě skrývá i systém pro topografii oka. Při jednom měření je získáno osm parametrů potřebných ke správnému výpočtu IOL. Těmito parametry jsou: axiální délka, keratometrie, topografie, hloubka přední komory, vzdálenost White to White, pupilometrie, střední tloušťka rohovky a tloušťka čočky. Pro výpočty IOL používá Aladdin vzorce: SRK, SRK II, SRK/T, Holladay 1 a Haigis. Za účelem získání co

nejlepších pooperačních výsledků lze porovnat nejen použité vzorce, ale i typy a sílu IOL. [33]

2.2.4 Lenstar LS 900

Lenstar LS 900 umožňuje vysoce přesné měření pro každou část oka. Tento biometrický přístroj dokáže naměřit i tloušťku krystalické čočky. S pomocí integrovaného vzorce Olsen a Barrett Toric, umožňuje Lenstar LS 900 uživateli nejnovější technologie výpočtů IOL pro každého pacienta. Systém IOL EyeSuite umožňuje moderní multivariabilní vzorce jako je právě Barrett nebo Olsen k předvídání výsledků IOL téměř u všech očí. Po změření všech parametrů oka, dokáže přístroj předpovědět polohu IOL i s její následnou dioptrickou mohutností u všech délek oka. [34]

3 Optické přístroje používané ke zjištění parametrů oka

Přístroje, které využíváme nejen v oftalmologii, ale také oční optice, ortoptice, optometrii jsou primárně využívány k rozpoznání různých očních onemocnění, zjišťování zrakových funkcí a dalších léčebných postupech. Dále slouží k měření a výpočtu očních parametrů potřebných k dalším úkonům, jako například k správnému výpočtu nitrooční čočky. Přístroje používané k vyšetřování nesmí pacientovy způsobit žádné poškození očních tkání. Pacient by také neměl být přístrojem oslněn a pokud ano, tak jen po dobu nezbytně nutnou pro vyšetření. [6]

3.1 Přístroje založené na optickém řezu

Přístroje založené na principu projekční slit-scanning, využívají snímací štěrbinu. Touto metodou je vyšetřovaná tkáň snímána úzkým svazkem paprsků, které mají určité sekvence. Konečný obraz je zachycen kamerou a následně vyhodnocen. Vyšetření je neinvazivní a při projekci se dobře hodnotí prostorový obraz předního segmentu oka. Měřit touto metodou můžeme přední a zadní plochu rohovky, přední plochu duhovky a duhovko-rohovkový úhel. Princip měření je založen na technických možnostech interferenčních a laserových zákonitostech. [6]

3.1.1 Pentacam

Přístroj měří až 2500 bodů za méně než 2 sekundy a z nich dokáže vypočítat trojrozměrný obraz předního segmentu oka. Modré LED světlo, které má vlnovou délku 475nm, je zdrojem svazku světelného paprsku. Obraz, který se vytvoří, je zachycen na CCD kameru. Během jedné série může být vytvořeno až 100 snímků. Bezděčné pohyby očí jsou zachyceny druhou kamerou a následně srovnány s axiální pozicí zhotovených snímků k určitým refrakčním bodům. Měření se stejně jako u Orbscanu provádí v celém předním segmentu oka. Tím můžeme dostat trojrozměrný obraz oka. Pentacam nám zprostředkovává virtuální model předního segmentu, srovnání snímků, analýzu katarakty a určování přesnějších parametrů pro výpočet IOL. Předností je detekce a hodnocení postupu keratokonu a screening glaukomu. Ve spolupráci s wavefront analýzou je pentacam vhodný

k předoperačním i pooperačním zjištěním v refrakční chirurgii. Pracuje na principu Scheimpflugovi rotující kamery. [1,2,6,10]



Obrázek 3.1 : Přístroj Pentacam [10]

Holladay zpráva nám umožňuje vypočítat nitrooční čočku i u pacientů, kteří jsou po předešlém refrakčním zákroku. Po tomto zákroku dochází ke změnám poloměru křivosti přední plochy rohovky. Náhradní údaje odečtené z keratometru přihlíží na tyto výsledky. Tato zpráva zahrnuje dohromady šest map, které zobrazují důležité údaje o rohovce. Těmito údaji jsou sagitální mapy přední plochy rohovky, pachymetrická mapa, tangenciální mapa přední plochy rohovky, elevační mapa přední plochy rohovky, relativní pachymetrie a elevační mapa zadní plochy rohovky. Najdeme zde také ekvivalentní údaje K, které slouží k výpočtu nitrooční čočky. [1,6]

Scheimpflugova rotující kamera osvětluje jednotlivé úseky předního segmentu oka. To je nejrozšířenější způsob fotografického zobrazení. Základem měření je protnutí tří rovin, kterými jsou rovina obrazu, rovina předmětu a rovina optické čočky. Pokud fotografujeme Scheimpflugovou kamerou, tak hloubka ostrosti očních segmentů není nikdy úplně doostřena ani při zaclonění objektivu se to zcela nepodaří. Bez ohledu na to, že s vysokým clonovým číslem klesá kvalita fotografie. Světlo, které má tvar štěrbinu rotuje v rozsahu 360°, kdy jsou pořízeny fotografie jednotlivých rozhraní předního segmentu oka. Toto měření trvá přibližně 2 sekundy a počet udělaných snímků je přibližně padesát. Měřením získáme Scheimpflugovy obrazy ze tří prostorových rovin. V důsledku rotace kamery je bodová mřížka ve středu obrazu hustší. Velký význam má toto měření hlavně po refrakční operaci. [2,6,22]

3.1.2 Orbscan

Orbscan používá laterální projekci. Placidův kotouč, jež je součástí Orbscanu, využívá své boční části k promítání úzkého souvislého paprsku na povrch rohovky. Dvacet paprsků odpovídá dvaceti obrazům vysokým 12 milimetrů a širokým 0,3 milimetrů. Ty jsou přenášeny na povrch rohovky pod úhlem 45° ve směru optické osy přístroje. Kamera umístěná ve středu Placidova kruhu, nahrává paprsky v opačných směrech než dopadají na rohovku. Reflexe, která se tvoří na rohovce by měla být zarovnaná a setkávat se na vrcholu rohovky, zde vytváří pomyslné písmeno „S“. Ke skenování reálné geometrie očních struktur za rohovkou používáme ray-tracing. Ten stimuluje ohyb světelného paprsku, který prochází refrakčními médii. Výsledné zobrazení obsahuje topografii rohovky, pachymetrii, pupilometrii, keratometrii a měří úhel kappa. Výhodou je nezávislé zachycení přední a zadní plochy rohovky, měření hloubky přední komory a komorového úhlu, deziometrie pro další výpočet IOL. Vše je zachyceno ve formě barevných map. Tento přístroj pracuje na bázi rotující Scheinplugovy kamery. [1,6]



Obrázek 3.2 : Orbscan od společnosti Bausch and Lomb [8]

3.2 Keratometrie

Metoda sloužící k měření dioptrické mohutnosti a zakřivení rohovky. Přístroj používaný na měření těchto parametrů je keratometr, také nazývaný oftalmometr, může být jak mechanický, tak automatický. Přístroj se využívá k měření zakřivení přední plochy rohovky. Na keratometr se dá umístit samostatná stupnice, která umožňuje odečíst hodnotu optické mohutnosti rohovky v daném meridiánu. Dioptrické hodnoty jsou vypočteny z hodnot zakřivení přední plochy. Princip keratometru je v tom, že využívá přední plochu rohovky jako

konvexní zrcadlo. Paprsky odražené od rohovky vytváří přímý, zmenšený a neskutečný obraz světelného zdroje. Velikost zmenšení je dané zakřivením přední plochy rohovky. Keratometr je často v kombinaci s refraktometrem jako auto refrakto-keratometr. [2,7]

Tru net power je keratometrická hodnota rohovky, která zohledňuje přední i zadní plochu rohovky.

3.3 Rohovková topografie

Keratometry jsou nejvíce využívány k měření centrální části rohovky, ale k dosažení co nejlepších výsledků musí oftalmolog znát i její periferii. Za tímto účelem byli vytvořeny rohovkové topografy. Tyto přístroje většinou využívají Placidovy kruhy. To je soustava černých a bílých soustředných kruhů, které mají ve svém středu pozorovací lupu. Zařízení je využíváno k diagnostice v refrakční rohovkové chirurgii i pro následnou péči. Dále pak pro změření parametrů při aplikaci kontaktních čoček a screening keratokonu a jeho následné sledování možné progresse. Oftalmolog z přístroje dostane barevnou kódovanou rohovkovou mapu. Topografy většinou využívají 20-30 koncentrických bílým světlem podsvícených černobílých kruhů. Tyto kruhy je potřeba promítnout do co nejširšího úhlu rohovky, aby se mohla celá změřit. Maximální velikost naměřené přední plochy rohovky je 12mm, u běžných přístrojů se měří v zónách, které jsou 3mm, 5mm a 7mm. Nejnovější topografy dokáží změřit i zadní plochu rohovky. [6]

3.4 Přístroje založené na OCT

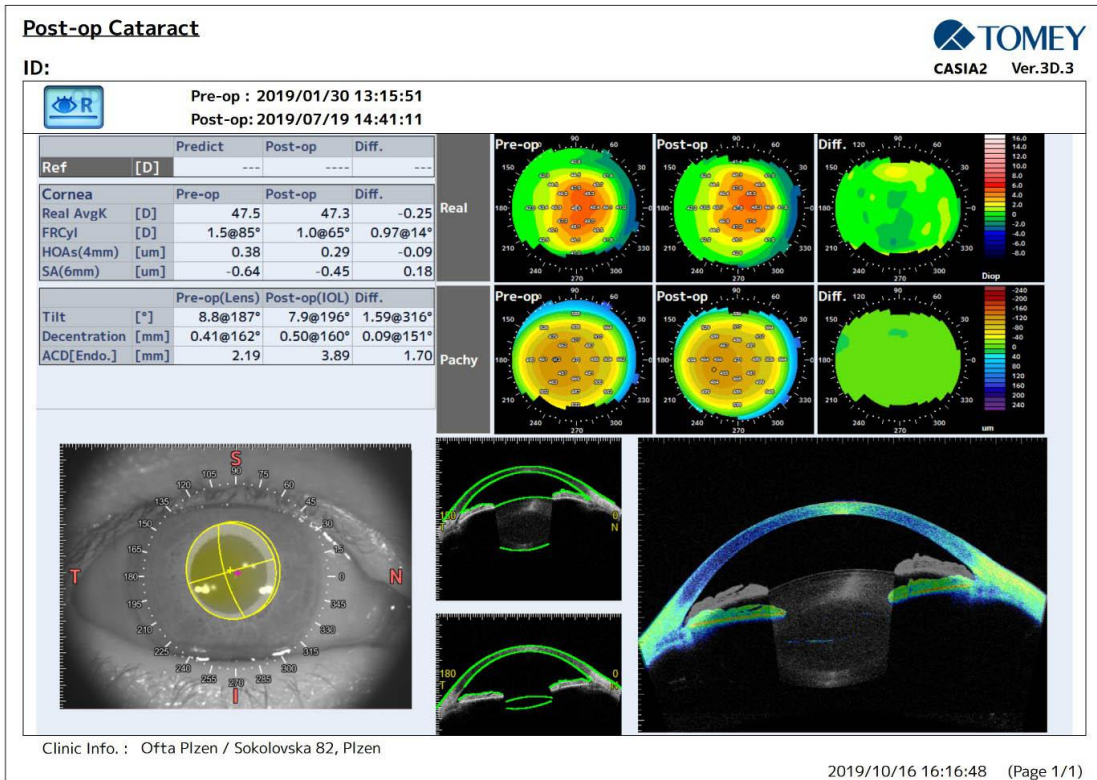
Přístroje, založené na optické koherentní tomografii primárně sloužily k hodnocení zadního segmentu oka a jeho následných změnách při různých očních onemocněních. Metoda měření OCT je nekontaktní, neinvazivní a využívá infračervené záření. OCT využívá infračervené záření a tím má i vyšší rozlišovací schopnost než ultrazvukové. Zařízení OCT tvoří štěrbinová lampa, ve které je zabudovaná čočka s optickou mohutností 78 dioptrií, zdroj infračerveného záření, interferometr, kamera citlivá na infrazáření a monitor. Obraz, který zaznamenává vestavěná kamera je přenášen do monitoru. Zde se zobrazuje reálný obraz snímaných struktur. [2,6]

3.4.1 Casie

Casie je jedním z přístrojů, které fungují na principu bezkontaktního trojrozměrného zobrazení pomocí OCT. Snímky pořízené tímto přístrojem jsou s vysokým rozlišením $10\mu\text{m}$ v axiální ose a $30\mu\text{m}$ v transverzální ose. Jejím hlavním využitím v oftalmologii je zobrazení a měření předního segmentu oka předoperačních parametrů, a to hlavně u operace katarakty. Casie má v sobě zabudované funkce k měření například White to White parametru, analýzu úhlu přední komory, měření zakřivení rohovky, topografie a 2D analýzu. Pořizování snímků bylo zkráceno díky zavedení systému Swept Source. Trojrozměrná data jsou zachycena v čase od 0,3 do 2,4 sekundy a to minimalizuje pohyby oka nebo jeho stabilizaci při měření. Vzorec v tomto přístroji pro výpočet nitrooční čočky je Barrett universal II, pro výpočet torické čočky je Barrett Toric a Barrett True-K Toric. Jelikož OCT nepřichází do styku s okem můžeme dostat snímek ihned po operaci. [12, 13]



Obrázek 3.3 : Přístroj Tomey SS – 1000 Casia OCT [12]



Obrázek 3.4 : OCT Cassia- snímek očních segmentů a usazení IOL

4 Vzorce pro výpočet nitroočních čoček

Vzorce jsou velmi důležité pro přesnost pooperační refrakce a k výpočtu optické mohutnosti IOL. Pro použití vzorců pro výpočty nitroočních čoček je potřeba znát určité plochy oka. Těmito plochami myslíme poloměr křivosti, index lomu a pozice optické osy. Jestliže jsou známy všechny tyto parametry a použijeme vědecko-matematickou metodu měli bychom být schopni určit optickou mohutnost pro IOL. Tím se však střetáváme s dvěma hlavními problémy. Prvním problémem je, že ne všechny hodnoty jsme schopni změřit přesně a tím dostat správnou hodnotu. Druhá nesnáze nastává v samotné operaci nitrooční čočky, jelikož každé oko na tento zákrok reaguje jinak a pro výpočet IOL nelze předpokládat změny, které souvisí s operací. Oba problémy jsou závislé na správně změřené biometrii oka.

Pro správné určení IOL je tak zapotřebí jistých předpokladů, které statisticky vedou k nejlepším výsledkům. [9]

4.1 Vzorce 1. generace

V etapě prvních operací IOL se vkládala do oka čočka s konstantní hodnotou +18,0 Dpt. V extrémních případech toto vedlo k zůstatkové refrakci, ta mohla přesahovat i +9,0 Dpt. Tyto skutečnosti vedly k potřebám přesných dioptrických výpočtů nitroočních čoček.

Nejsnazší cestou, jak dosáhnout správné hodnoty nitrooční čočky je její jednotná hodnota upravená brýlovou korekcí.

$$P = 21 + 1,25 * B$$

P je předpokládaná optická mohutnost IOL, která je měřena v Dpt a B je korekční hodnota brýlové čočky, ta je také měřena v dioptriích.

Roku 1967 zveřejnil ruský chirurg Fjodorov možnosti výpočtu nitroočních čoček za přispění vergenční rovnice.

$$P = \frac{1336}{AL - ELP} - \frac{1336}{\frac{1336}{\frac{1000}{D_{PostRx}} - V} - ELP} + K$$

Tady je P - optická mohutnost čočky [D], AL - axiální délka oka [mm], ELP - efektivní pozice čočky (pozice implantované čočky po operaci) [mm], K - celková optická mohutnost rohovky [D], V - vertikální vzdálenost korekční brýlové čočky od oka [mm], D_{PostRx} - požadovaná pooperační refrakce [D] [citováno 21.11.2019.] [9]

Podobné vztahy ve vzorcích měli také Colenbrander, Binkhorst a Hoffer. Jediné v čem se lišili byla rozdílná interpretace a jiné rohovkové indexy lomu. Více se ujal jednodušší

Binkhorstův vzorec

$$P = \frac{1336}{AL - PK} - \frac{1336}{K - PK}$$

Kde P –optická mohutnost emetropizující čočky [D], AL - axiální délka bulbu [mm], PK - hloubka přední komory [mm], K - celková optická mohutnost rohovky [D]. [citováno 21.11.2019.] [9]

Díky své přesnosti byl vzorec poměrně dobře použitelný pro předně komorové čočky. Vitrosenzorická veličina, kterou zavedl Binkhorst je přírůstek o +0,25 mm k naměřené axiální délce oka. Tato hodnota se přičítá z důvodu ultrazvukového měření, jelikož se echo odráží od prvních sítnicových struktur, ale sensorické buňky se nacházejí o 0,25 mm hlouběji. Tento vztah vychází z geometrické optiky a podstatou jsou vzájemné vergenční vzdálenosti, kterými prochází optický paprsek. Parametr K sebou nese jistou nepřesnost ve výpočtu. Je to veličina vyjadřující optickou mohutnost rohovky, což je v průměru +44 D. Veličina se zavedla z důvodu zjednodušení, zadává se pouze jedna veličina dokazující vliv rohovky na konečnou optickou mohutnost. Zjednodušení je však na úkor přesnosti. Kvůli obtížnému změření zadního poloměru křivosti rohovky byla zvolena číselná konstanta 6,8 mm, aby se mohla vypočítat hodnota K . Poloměr křivosti přední plochy rohovky je měřen 2-3 mm od centra a tím není zohledněna její asféricita v periférii. I v dnešní době je proměnná K hojně používaná a tak se s jejími nedokonalostmi shledáváme ještě v dnešní době. Effective lens position neboli ELP je další parametr, který nám pomáhá správně formulovat požadovanou optickou mohutnost. [9]

Dnes jsme schopni změřit jednotlivé vzdálenosti očních komponentů před refrakční nebo kataraktovou operací a zasadit je do výpočtu IOL, ale již nejsme schopni odhadnout stav oka po ní. Například pokud chceme naimplantovat IOL o určité optické mohutnosti musíme znát přesnou polohu jejího usazení a to z důvodu správného fokusování na sítnici. Pokud je

nitrooční čočka umístěna jinde než byla předpokládaná poloha způsobí to refrakční vady jako je myopie či hypermetropie. [9]

4.2 Vzorce 2. generace

Rokem 1980 končí etapa teoretických vzorců. Autoři Sanders, Retzlaff a Kraft přicházejí s novým vzorcem nazvaným SRK. Vzorec se odvrací od výpočtu pomocí vergenčních vztahů a používá statistiku jako stěžejní metodu. Obliba tohoto vzorce je hlavně díky jeho snadné aplikovatelnosti. $P = AKonst - 2,5 * Al - 0,9 * K$

Kde P je výsledná optická mohutnost implantované čočky [D], AKonst- velikost konstanty příslušná pro implantovanou nitrooční čočku, AL- axiální délka bulbu [mm], K- optická mohutnost rohovky [D] [citováno 21.11.2019.] [9]

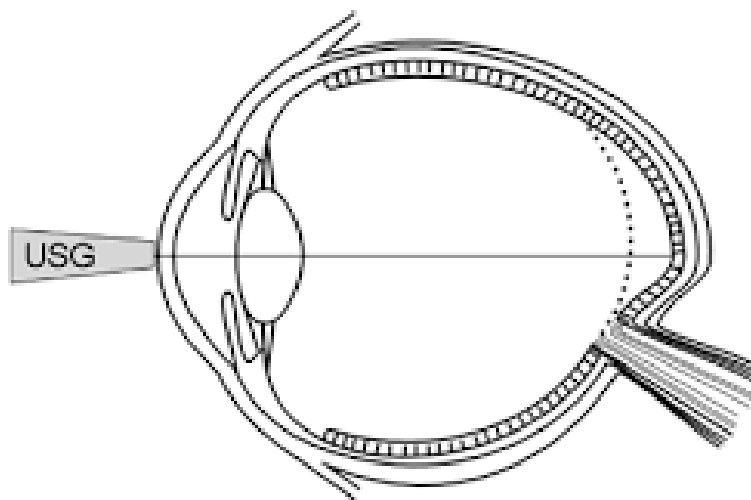
4.2.1 SRK vzorec

Vzorec byl navržen s předpokladem přesnosti 60-70%, že pooperační refrakce nepřesáhne ± 1 D. Zpočátku A-Konstanta měla hodnotu 116,5, ale takto měla obstojné výsledky u předně komorových IOL. U zadně komorových IOL byla chyba relativně velká. Přistoupení k proměnlivé A-konstantě, která je specifická pro každou IOL byla jasná. U předně komorových čoček je hodnota A-konstanty nižší, jsou to hodnoty okolo 114 až 116. Na rozdíl od zadně komorových, tam jsou hodnoty kolem 118 až 118,7. Tím došlo k zásadnímu rozlišení předně a zadně komorových IOL. Větší vzdálenost předně komorových čoček od uzlových bodů mění jejich vliv na celkové zobrazení. Tím také můžeme vysvětlit větší nepřesnost u zadně komorových čoček. Tak výrobci začali svým IOL dávat specifickou A-konstantu, která pak s optickou mohutností měla určit vlastnosti čočky. Tyto hodnoty byli však nepřesné a A-konstanta se pak musela dodatečně upravovat. [9]

Od začátku výpočtů nitroočních čoček byla patrná závislost vzorců na axiální délce oka. Výpočty s nejlepšími výsledky se získávali u očí s axiální délkou 22 až 24 mm. Tato hodnota odpovídá průměrné délce lidského oka. Pokud je bulbus krátký pod 22 mm, hodnota, kterou vypočteme je moc velká a oko se tak myopizuje. Je-li bulbus velký nad 24 mm, vypočtená hodnota je naopak malá a oko se tím pádem stává hypermetropickým. Obecně je navozená myope lepší než hypermetropie. Myopické oko do maximálně -3D je schopno čtení bez nutnosti korekce. Naopak hypermetropické musí být vykorigováno na blízkou i na dálku.

Tento stav oka po operaci je značně nežádoucí. Zatím co u krátkých bulbů jsme mohli udělat nezbytnou úpravu vzorce u delších bulbů to nelze. Nejčastěji se měří axiální délka bulbu pomocí ultrazvukové biometrie. Pro tu je typická narůstající nepřesnost měření s rostoucí vzdáleností jednotlivých struktur. Z toho vyplývá, že čím je bulbus větší tím narůstá nepřesnost měření axiální délky. Při měření krátkých bulbů může být navozená chyba spíše systémová. Ta se může vyskytnout i u dlouhých bulbů, ale stále je zde i chyba měřicí. Další problém extrémně dlouhých očí je zadní pól. Ten je asymetricky vyboulený a tak naměřená hodnota nemusí pokaždé odpovídat skutečné axiální délce.

Kvůli velkým nepřesnostem vzorce u dlouhých bulbů, se autoři rozhodli o jeho úpravu. Proto roku 1988 představili vzorec SRK II. U nového vzorce je zachovaný původní vztah parametrů, doplněný pouze o tabulku s upravenými výstupními parametry pro základní délky oka. [9]



Obrázek 4.1: Stafylomem- asymetrické vyboulení zadního pólu oka [9]

Autoři vzorce se chtěli co nejvíce přiblížit požadované refrakci, která byla většinou nulová, tím že se snažili najít ideální hodnotu A-konstanty. Ta měla přesně odrážet nejen údaje o přední komoře, ale i poměr mezi implantovanou nitrooční čočkou a okem. Rozdíl mezi původní A-konstantou a nově individualizovanou konstantou je ten, že se tyto dvě konstanty zprůměrují a vypočtená hodnota se dále přičítá k prvotní A-konstantě. [9]

4.3 Vzorce 3. generace

Další generaci vzorců charakterizuje prvně započtená hloubka přední komory. Jejich výpočty se skládají přibližně z deseti vzorců, které jsou již zařazeny do přístrojů pro měření axiální délky oka. Proto již není potřebné obtížné dosazování do vzorců a vzorce mohou být složitější a přesnější. Prvním z těchto vzorců je od J.T. Holladaye. [9]

4.3.1 Holladay 1

Tento vzorec uvedl roku 1988 J.T.Holladay a název dostal po svém autorovi. Stanovení vzorce bylo na plankonvexních čočkách. Přepočtem vitreo-senzorické vzdálenosti na 0,2mm, to se posléze přičítá k axiální délce oka. Individualizovaný parametr ve vzorci Holladay je nazývaný *Surgeon Factor (SF)*. Tento parametr vychází z A-Konstanty, jenž je pro každou IOL čočku dána, tato hodnota se navyšuje o kulový vrchol rohovky. Jelikož v oftalmologové měli více zafixovanou A-konstantu, poupravil Holladay vzorec, aby byla využita právě tato veličina. Tento vzorec zní $SF = AKonst * 0,5663 - 65,60$ [9]

4.3.2 SRK/T

Tvůrci vzorce SRK odpověděli na Holladayův nový vzorec, úpravou jejich dříve uveřejněného vzorce. Upravený vzorec pojmenovali SRK/T a uveřejnili jej roku 1990. Vzorec SRK/T zahrnuje zdokonalenou metodu jako je prognóza pooperační hloubky přední komory, index lomu rohovky a korekční faktor tloušťky sítnice. Novou veličinou, která se ve vzorci objevuje je průměr rohovky, ten označujeme jako *HVID (Horizontal visible iris diameter)* v překladu je to horizontální viditelný průměr rohovky, též označován jako *WTW (White to white)* neboli od bílé k bílé. Jelikož byl tento vzorec vydán ve velmi krátké době, jako odezva na Holladayův vzorec, má podle některých určité nedostatky. Vzorec má ale jen nepatrně lepší výsledky než jeho předchozí verze. Úspěšnější výsledky vykazuje vzorec SRK/T u extrémně dlouhých očí. [9]

4.3.3 Hoffer Q

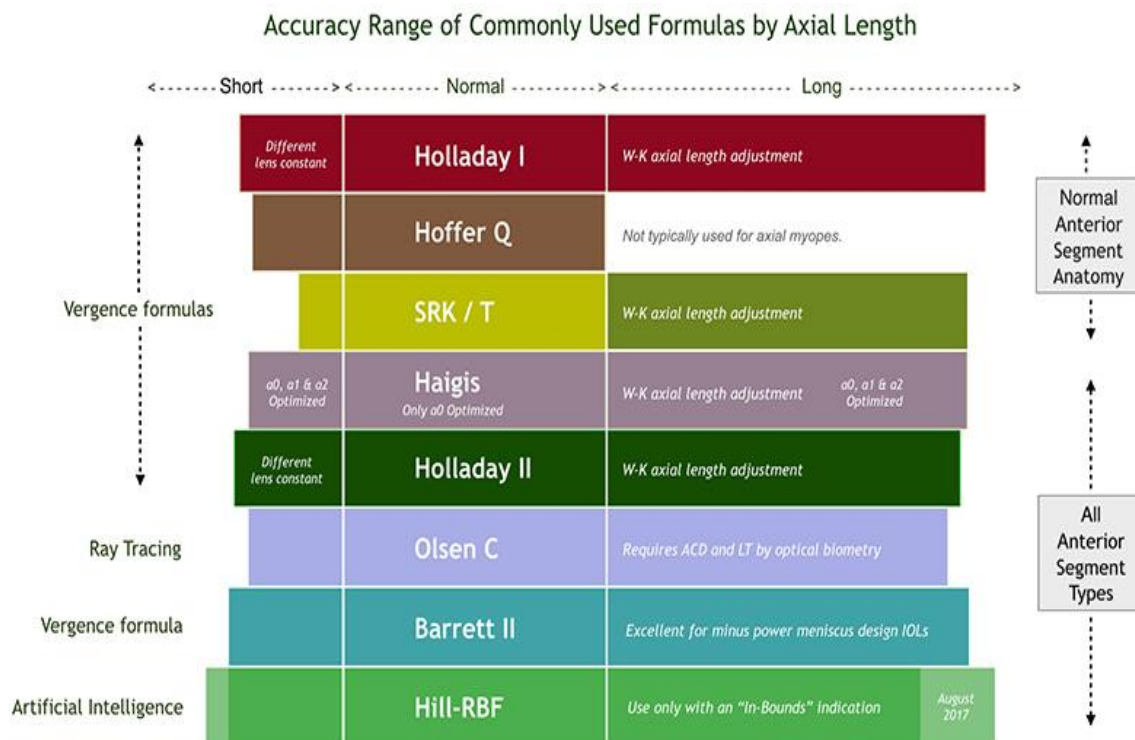
O několik let později se objevil vzorec Hoffer Q, který je zaměřen na pacienty hlavně s krátkou nebo s normální délkou bulbu. Jako veličinu k odhadu velikosti přední komory se užívá tangent K. Vzorec se ukázal jako přesný zvláště u očí s podprůměrnou délkou bulbu. [9]

Všechny tyto vzorce jsou založeny na shodných hmotných principech. Nejvýznamnější rozdíl spočívá v konečné pozici IOL, který následně počítáme. Vzorce jsou velmi spolehlivé pro průměrné oko, kde axiální délka je 24mm. Očekává se pooperační závislost mezi přední a zadní oční komorou. Také můžeme předpokládat závislost mezi rohovkovou optickou mohutností a postavením tenké čočky, toto ale neplatí u lidí s axiální hypermetropií. [9]

4.4 Vzorce 4. generace

Roku 1991 přišel Haigis se vzorec, který je vytvořený na stejném matematickém základu jako předchozí generace. Nový vzorec je rozšířený o počáteční konstanty a_0 , a_1 , a_2 , ty modifikují optickou mohutnost čočky, hloubku přední komory a axiální délku oka. Podstatné u tohoto vzorce je, že každá proměnná se dá individualizovat zvlášť. Toto je důležitý rozdíl od původních vzorců, kteří individualizaci spojují do jedné proměnné. Tím pádem vzorec vykazuje vyhovující výsledky u všech různě dlouhých očí.

Pět let na to prezentoval svůj modifikovaný vzorec opět pan Holladay a pojmenoval ho Holladay 2. Vzorec má nově sedm vstupních proměnných. Upraven byl díky více než 30 000 pacientům, kteří byli operováni 35 chirurgy. Vzorec vykazuje velmi dobré výsledky u dlouhých a krátkých očí, ale u normálních očí jsou výsledky horší než jeho předchozí verze. Proto Holladay ještě přichází s programem *Holladay IOL Calculatant*, který je vysoce specifický a každému chirurgovi umožňuje výpočty IOL podle jeho zadání. Program má databázi údajů, které vkládá sám operatér a z nich pak vyhodnocuje správnou optickou mohutnost nitrooční čočky. Program má v sobě všechny známé vzorce pro výpočty nitroočních čoček a díky pooperačním výsledkům se dále snaží o statisticky nejlepší pooperační hodnotu refrakce. Na obrázku můžeme vidět spolehlivost jednotlivých vzorců při výpočtu nitrooční čočky pro jednotlivé délky oka, obrázek je převzatý z článku doktora Hilla, jako jejich porovnání.



Obrázek 4.2 : Rozsah přesnosti měření IOL používaných vzorců podle axiální délky oka [25]

V tabulce zase vidíme porovnání chyb v jednotlivých vzorcích. Tato tabulka je z publikovaného článku od Mellese, Holladaye a Changa.

Tabulka 4.1 Procentuální zástoupení očí v daném rozsahu pooperační refrakce způsobené chybou vzorce pro typ čočky SA60AT [20]

Vzorec	Množství očí v daném rozsahu dioptrií (%)			
	± 0,25 Dpt	±0,5 Dpt	±0,75 Dpt	±1,0 Dpt
Barrett	37,2	68,6	89,5	95,3
Haigis	39,5	68,6	81,4	90,7
Hill-RBF	43,0	70,9	90,7	96,5
Hoffer Q	34,9	64,0	84,9	94,2
Holladay 1	38,4	70,9	90,7	97,7
Holladay 2	41,9	69,8	88,4	91,9
Olsen (PhacoOptics)	34,9	59,3	79,1	91,9

4.5 Výpočty založené na Ray-tracingu

4.5.1 Okulix

Okulix je počítačový software pro výpočet nitroočních čoček, který je založen na ray-tracingu neboli trasování paprsků. Jedním z dostupných softwarů pracujících na tomto principu je Okulix. Program byl vyvinut v Německu. Hodnotí světelné paprsky, které jsou omezené pouze velikostí pupily, to je hlavní rozdíl mezi Okulix a standartními výpočty pro nitrooční čočky. Ty jsou založené na Gaussově optice, která platí jen pro paraxiální paprsky. Obraz na sítnici se netvoří pouze pomocí paprsků, které jsou blízko optické osy. Paprsky se lámou na jednotlivých optických plochách v závislosti na jejich indexu lomu. Data zahrnutá do výpočtů nitroočních čoček jsou například poloměr, zakřivení, index lomu, tloušťka a měření topografie rohovky. [26]

4.5.2 PhacoOptics

Systém, který také pracuje na principu ray-tracingu je PhacoOptics. Výkonný systém k výpočtu nitroočních čoček ještě více zlepšuje jejich správný výsledek. Systém ray-tracing pracuje na základě přesného sledování paprsků, uplatňuje se zde Snellův zákon a na sledování paraxiálních paprsků podle Gaussovy optiky. Skvělou účinnost dokládá vědecká publikace Thomase Olsena autora programu.

Výpočet výkonu nitrooční čočky zahrnuje nejnovější generaci algoritmů pro předpověď odhadované roviny čočky, a to i kromě patentového konceptu C-konstanty. Podle té je předpovězena poloha nitrooční čočky z předoperačního vyšetření čočky (tloušťka a hloubka přední komory čočky). Takto můžeme hodnotu nitrooční čočky předpovědět nejen u dlouhých a krátkých očí, ale i u očí se strmější či plošší plochou rohovky, u pacientů po LASIK a u pacientů s dalšími nekonvenčními případy očí. [27]

Konvenční keratometrie je založena jen na měření přední plochy rohovky. K úplnému jejímu popisu, ale potřebujeme vzít v úvahu také zadní plochu. Systém PhacoOptics podporuje zpracování dat o zadní ploše rohovky. Data lze získat za pomoci moderních zobrazovacích systémů předního segmentu oka jako je OCT nebo Scheimpflugova kamera. [27]

Databázový systém PhacoOptics je nezávislý počítačový software, který je vytvořený pro Microsoft Windows. Celá verze systému obsahuje obsáhlý manuál a pomocný systém, který bezpečně provede uživatele všemi aspekty a nástrahami při výpočtu nitrooční čočky. [27]

5 Faktory ovlivňující pooperační refrakci

Faktory, které ovlivňují pooperační refrakci po výměně oční čočky se nazývají refrakční překvapení.

5.1 Refrakční překvapení

Refrakční překvapení, je název pro nedosažení požadované optické mohutnosti po operacích šedého zákalu. Pokud se u pacienta vyskytne toto překvapení, může nastat například anizometropie nebo se změní oční dominance a to vede k jeho nespokojenosti s operací, která podle něj měla dopadnout jinak. Pokud je toto překvapení pouze na jednom oku může to mít pro pacienta i malou výhodu, kterou je monovision. Tak pacient vidí jedním okem na dálku a druhým trochu do blízka. [15,16,17,18]

5.1.1 Přesnost a chyby při měření

Jedna z možných chyb, které ovlivňují pooperační refrakci může být nepřesné měření biometrie oka. To je hlavně u ultrazvukové biometrie. Ta se používá hlavně v případech, kdy je čočka zakalená kvůli kataraktě, takže ji optická biometrie neprosvítí. Ultrazvuková biometrie je náchylná k chybám, protože se přístroj musí přiložit na rohovku a ta tím pádem může komprimovat a dochází k podhodnocení axiální délky oka. [15,16,17,18]

Také ho můžeme očekávat u pacientů s extrémně dlouhými nebo krátkými očima. I při výpočtech, které použijeme pro tyto oči se může stát, že pacient následně skončí s hypermetropickou korekcí, místo předpokládané emetropie na dálku. Těmto případům se musí upravit vzorec a spokojit se se zbytkovou myopií. [15,16,17,18]

Refrakční překvapení také očekáváme u pacientů, kteří v dřívější době podstoupili jiný refrakční zákrok. Těmi jsou laserové zákroky PK, PRK nebo Lasik. Také se může objevit po keratoplastice, po penetraci nebo v případě, že přední segment oka je neúměrně velký k jeho zbytku. Biometrie pro výpočet nitrooční čočky totiž předpokládá normální sférické zakřivení rohovky. [15,16,17,18]

5.1.2 Implantace chybné nitrooční čočky

Nesprávná síla nitrooční čočky je jedna z možných chyb, která vede k refrakčnímu překvapení. Je to jedna z nejčastějších příčin pro výměnu implantované čočky. Jsou známe situace, kdy se zaměnila IOL 12,5 D za čočku 21,5 D. I správně změřená předoperační biometrie oka, nemůže zabránit chybnému označení nitrooční čočky. [28]

Chybné označení nitrooční čočky je rozdíl mezi jejím výkonem v oku a označením refrakční síly na štítku IOL. Podle normy ISO č. 11979, která specifikuje požadavky na mechanické vlastnosti IOL. Tolerance chyb u různé refrakční mohutnosti IOL je uvedena v tabulce. [29]

Tabulka 5.1 Tolerance chyb u refrakčních mohutností jednotlivých IOL[29]

Pro refrakční mohutnost IOL [D]	Tolerovaná chyba uvedená na štítku [D]
Pod 15,00	0,30
15,00 – 25,00	0,40
25,00 – 30,00	0,50
Vyšší než 30,00	1,00

Parametry jako je A-konstanta můžou kompenzovat trvalé chyby v označování, náhodné chyby však zůstávají stále neobjeveny. [29]

5.1.3 Změna polohy čočky

Přesná pozice nitrooční čočky je velkým problémem i v dnešní době. Hlavním důvodem je rozličnost lidské tkáně, operační metoda a nemožnost přesného výpočtu nitrooční čočky. Překvapení může nastat i pro různý design čočky. Ta musí být vyrobena z měkkého a poddajného materiálu, kvůli malému očnímu řezu. Tento řez má velikost 1,8 až 2 mm. Nitrooční čočky, které jsou vyrobeny z těchto měkkých materiálů, nejsou však tak stabilní jako tužší nitrooční čočky, proto se mohou v kapsulárním vaku snáze decentrovat. Zmenšení kapsulárního vaku po kataraktové operaci může vyvolat také refrakční překvapení hlavně u čoček s vyšší refrakční mohutností a to kvůli pohybům dopředu a dozadu. IOL s refrakční mohutností 28–30 D může změnit refrakci oka o 2-3D, jen pohybem čočky dopředu nebo dozadu. Tato změna může být buď myopická nebo hypermetropická. V dnešní době se

konstrukce nitroočních čoček zlepšila a tak proto, nejsou tato překvapení tak častá, jako byla. [15,16,17,18,21,23]

Oči s keratokonem mají hloubku přední komory a axiální délku větší než normální oči. To může vést k refrakčnímu překvapení a to spíše k hypermetropické vadě, a to kvůli špatnému odhadování umístění nitrooční čočky. Bylo zjištěno, že u lehčí formy keratokonu lépe funguje vzorec SRK II pro výpočet nitrooční čočky. Naopak u těžkého keratokonu dobře nefunguje žádný vzorec. [15,16,17,18,21,23]

5.1.4 Změny rohovky

Pacienti po předchozím refrakčním zákroku pomocí laseru LASIK nebo PRK, mohou mít po operaci katarakty refrakční překvapení. To je spíše hypermetropické povahy. Je to způsobené chybou při odhadování síly rohovky a efektivní polohou čočky. To jsou dva důležité faktory pro správný výpočet IOL. [24]

5.1.5 Změny sítnice

Další příčinou možného refrakčního překvapení po operaci šedého zákalu je edém neboli otok sítnice. Ten způsobí, že při biometrickém vyšetření se oko zdá kratší, než ve skutečnosti je. Následný výpočet nitrooční čočky je potom chybný a oko je hypermetropické. [29]

6 Experimentální část

Cílem práce bylo ověřit možné ovlivnění výsledné refrakce druhého oka po operaci katarakty oka prvního. To bylo zkoumáno na základě výsledků dat a výpočtů prvního oka. Měření probíhalo na oční klinice Ofta v Plzni.

6.1 Soubor pacientů

Do souboru bylo zahrnuto 25 pacientů, kteří byli v průběhu roku 2019 na operaci katarakty. U všech klientů, byl týden od operace prvního oka naměřen dioptrický rozdíl vyšší než 0,5 dioptrií, oproti předpokládané refrakci.

Soubor tvoří 25 pacientů, z toho bylo 9 mužů a 16 žen. Kromě dvou pacientů, kteří byli záměrně plánováni do stavu myopie, bylo 23 pacientů plánováno do emetropického stavu očí. Nitrooční čočky byly dávány v rozsahu od 10,0 dioptrií až do 27 dioptrií.

6.2 Předoperační vyšetření

U pacientů byla provedena běžná vyšetření, která jsou před operací katarakty nutná. Biometrie oka byla provedena přístrojem IOL Master 700 od firmy Carl Zeiss. Pro výběr nitrooční čočky byly použity vzorce Haigis a SRK/T, které byly vypočteny IOL Mastrem 700. U všech pacientů bylo provedeno předně segmentové vyšetření, pomocí přístroje OCT Casia 2.

Experimentální část

Date of calibration test: 21/02/2018 by: OFTA Pízen Result: OK
 Date of measurement: 21/02/2018 n: 1.3375 CVD: 12.00 mm
 IOL: **.Converted Lens AMO Sensor 1**

OD: Keratometry value is uncertain. OD: Axial length of right eye: 21.55 mm. - Note: short eye. OD: Mean corneal curvature of right eye: 46.95 D - Note: very steep corneal curvature.
 OS: Keratometry value is uncertain. OS: Axis length of left eye: 21.68 mm. - Note: short eye. OS: Mean corneal curvature of left eye: 47.24 D. - Note: very steep corneal curvature.

OD right	IOL calculation (Multiformula)		OS left
	(!) Indicates an uncertain measurement value. (*) Indicates that this value has been edited manually. --- Indicates a measurement failure.		
AL: 21.55 mm (SD = 15 µm) ACD: 3.07 mm (SD = 8 µm) LT: 4.12 mm (SD = 12 µm) SE: 46.95 D (!) K1: 46.27 D @ 4° K2: 47.65 D @ 94° Δ D: -1.38 D @ 4° Ref: --- Target ref.: plano LS: Phakic; VS: Vitreous body; Ref. surgery: Untreated; LVC mode: ---	WTW: 11.3 mm	AL: 21.68 mm (SD = 19 µm) ACD: 3.19 mm (SD = 7 µm) LT: 4.01 mm (SD = 9 µm) SE: 47.24 D (!) K1: 46.78 D @ 26° K2: 47.70 D @ 116° Δ D: -0.92 D @ 26° Ref: --- Target ref.: plano LS: Phakic; VS: Vitreous body; Ref. surgery: Untreated; LVC mode: ---	WTW: 11.3 mm

Haigis suite			Hoffer® Q		Haigis suite			Hoffer® Q	
A0: -2.135	A1: +0.263	A2: +0.267	pACD: +5.50		A0: -2.135	A1: +0.263	A2: +0.267	pACD: +5.50	
IOL (D)	Ref (D)		IOL (D)	Ref (D)	IOL (D)	Ref (D)	IOL (D)	Ref (D)	
+24.50	-0.66		+25.00	-0.59	+24.00	-0.89	+24.00	-0.53	
+24.00	-0.30		+24.50	-0.25	+23.50	-0.53	+23.50	-0.19	
+23.50	+0.07		+24.00	+0.09	+23.00	-0.17	+23.00	+0.14	
+23.00	+0.42		+23.50	+0.42	+22.50	+0.19	+22.50	+0.47	
+22.50	+0.77		+23.00	+0.75	+22.00	+0.54	+22.00	+0.80	
Holladay 2			SRK/T		Holladay 2			SRK/T	
ACD: +5.116			A-Const: 118.90		ACD: +5.116			A-Const: 118.90	
IOL (D)	Ref (D)		IOL (D)	Ref (D)	IOL (D)	Ref (D)	IOL (D)	Ref (D)	
+24.50	-0.55		+25.50	-0.84	+24.00	-0.76	+24.50	-0.68	
+24.00	-0.20		+25.00	-0.50	+23.50	-0.42	+24.00	-0.34	
+23.50	+0.14		+24.50	-0.16	+23.00	-0.08	+23.50	-0.01	
+23.00	+0.48		+24.00	+0.17	+22.50	+0.26	+23.00	+0.32	
+22.50	+0.81		+23.50	+0.50	+22.00	+0.59	+22.50	+0.65	

Comment



ZEISS | Template Version 01_05/2012 | - Copyright 2012 All rights reserved

IOLMaster 700

Version 1.50

Report dated 21/02/2018 11:43 created by Pízen, OFTA was printed.

Page 1 of 11

Obrázek 6.1 Ukázka výsledků IOL Master

6.3 Průběh operace

U pacientů byla provedena standardní operace katarakty, za pomoci fakoemulzifikace s implantací ohebné nitrooční čočky. Ta se vkládá do čočkového pouzdra. Nikdo z pacientů neměl žádnou peroperační komplikaci. Pacientům byly implantovány nitrooční čočky Acrysof AT60 od firmy Alcon nebo Sensor AAB00 od firmy Johnson and Johnson. Do obou očí byla implantována vždy nitrooční čočka stejného typu.

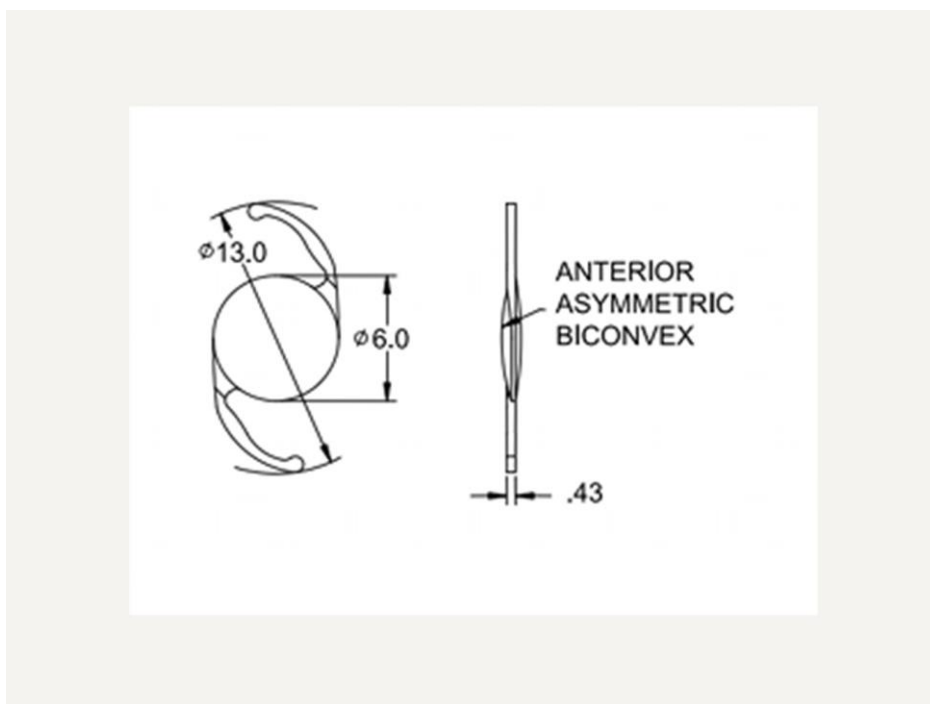
Sensor AAB00 je nitrooční čočka od firmy Johnson and Johnson, která nabízí hydrofobní akrylát. Snižují propustnost UV záření, ale zároveň umožňují propustit modré

světlo, které je nezbytné k optimálnímu skotopickému vidění. Jsou vyráběny v optických mohutnostech od +6,0 D do +30,0 D v krocích po půl dioptrii. [37]



Obrázek 6.2 Sanser AABOO[36]

Acrysoft AT60 je nitrooční akrylová čočka od firmy Alcon. Čočka je jednodílná skládací s absorbcí UV záření. Haptika, kterými je čočka upevněna jsou vyrobeny z měkkého akrylového materiálu o vysokém indexu lomu. Čočka je bikonvexní s přední asymetrickou plochou. Její rozsah je do +6,0 D do +30,0 D. [38]



Obrázek 6.3 Acrysoft AT60 [38]

U všech pacientů z uvedeného souboru byly provedeny operace obou očí s týdenním odstupem.

6.4 Poperační vyšetření

V den operace druhého oka, byla u všech pacientům provedena automatická refraktometrie a předněsegmentové vyšetření za pomoci OCT přístroje Casia. Tato vyšetření byla prováděna na již odoperovaném oku. Pacienti pak následně prošli kontrolou s časovým rozestupem 6-8 týdnů od operace druhého oka. Při této kontrole byla provedena pseudoafakická biometrie obou očí a to na přístroji IOL Master, automatická refraktometrie, optimální subjektivní refrakce, vyšetření na OCT Casia a aberometrie.

6.5 Zpracování výsledků

Po týdnu byla u prvního oka zjištěna refrakční odchylka od předpokládané refrakce s konkrétní implantovanou nitrooční čočkou. Ty byly vybrány podle vzorce Haigis a SRK/T. Totéž bylo zjištěno pro druhé oko po 6 až 8 týdnech od operace. Byla zvlášť hodnoceny průměry odchylek u oka po týdnu a u druhého oka po 6-8 týdnech od operace a pro potřeby grafů byly vypočítán rozdíl těchto hodnot. Rozdíl (refrakční odchylka prvního oka po týdnu minus refrakční odchylka druhého oka s odstupem) udává prediktabilitu refrakčního výsledku druhého oka na základě refrakčního výsledku prvního oka týden od operace. Čím více by se rozdíl blížil nule, tím přesněji by bylo možné upravit výpočet hodnoty nitrooční čočky do druhého oka.

Rozdíl časného refrakčního výsledku prvního oka a refrakčního výsledku oka druhého po usazení nitrooční čočky je vztažen k parametrům získaným z předně segmentového OCT Casia. Tyto parametry byli získány týden po operaci prvního oka a jsou jimi změna optické mohutnosti, změna tloušťky rohovky a změna hloubky přední komory. Cílem je zjistit vliv změn jednotlivých parametrů na předpověditelnost refrakčního výsledku druhého oka.

Výsledné hodnoty jsou uvedeny v tabulkách a prezentovány formou grafů. Pacienti byli rozděleni do skupin podle plusové nebo minusové odchylky prvního oka podle vzorce Haigis a SRK-T (skupiny jsou označeny jako Haigis plus, Haigis minus, SRK/T plus a SRK/T minus. Výsledky byly zpracovány pro každou skupinu zvlášť.

V grafech je zachycena závislost mezi prediktabilitou refrakčního výsledku druhého oka podle výše uvedeného výpočtu a změnami parametrů (tloušťky rohovky, optické mohutnosti rohovky a hloubky přední komory) u prvního oka týden po operaci. Tyto parametry byly získány vyšetřením na Casii 2.

7 Výsledky a diskuze

Přehled všech pacientů s měřeními a potřebnými výpočty je uveden v tabulce v příloze.

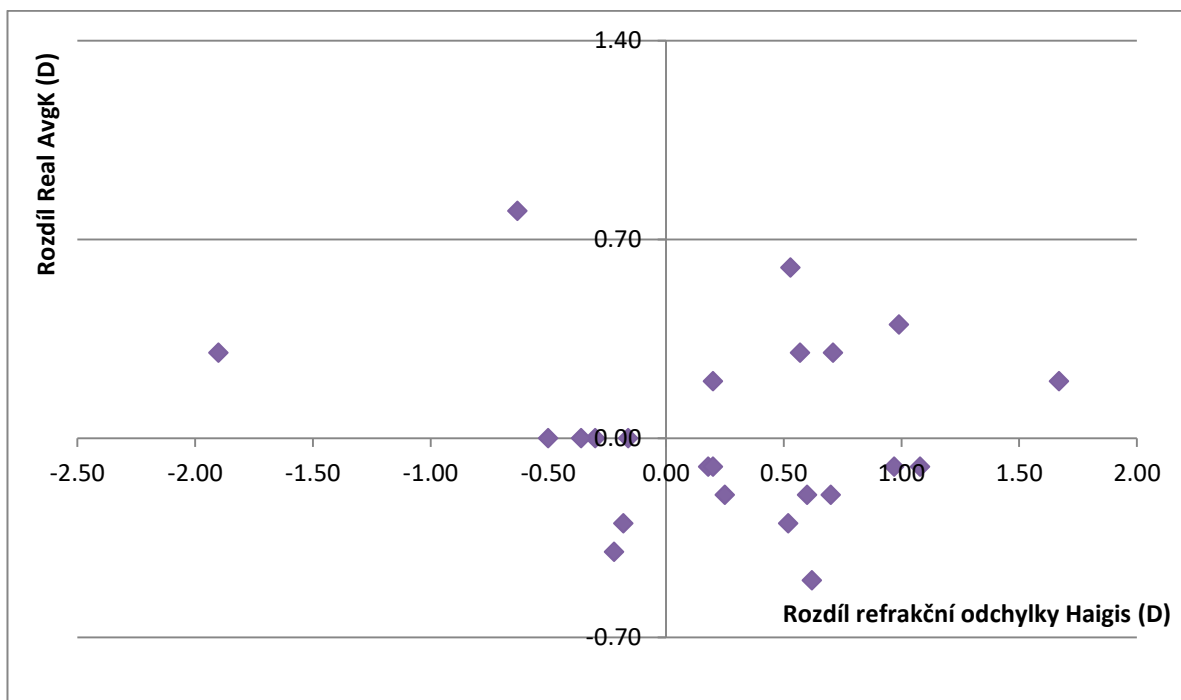
Průměrná odchylka ve skupině Haigis plus byla u prvního oka (týden po operaci) $0,80 \pm 0,28$ D a u druhého oka (po 6-8 týdnech) $0,06 \pm 0,58$ D. Průměrná odchylka ve skupině SRK/T plus byla u prvního oka $0,65 \pm 0,37$ D a odchylka u druhého oka byla $-0,11 \pm 0,31$ D. Z toho vyplývá, že v průměru by plusová odchylka prvního oka neměla být započítána do korekce výpočtu druhého oka.

Průměrná odchylka prvního oka ve skupině Haigis minus byla $-0,79 \pm 0,42$ D a u druhého oka $-0,65 \pm 0,70$ D. Průměrná odchylka ve skupině SRK/T minus u prvního oka byla $-0,75 \pm 0,46$ D a u druhého oka $-0,76 \pm 0,73$ D. Z toho vyplývá, že u minusových odchylek prvního oka podle obou vzorců by bylo v průměru vhodné tuto odchylku započíst do výpočtu nitrooční čočky druhého oka.

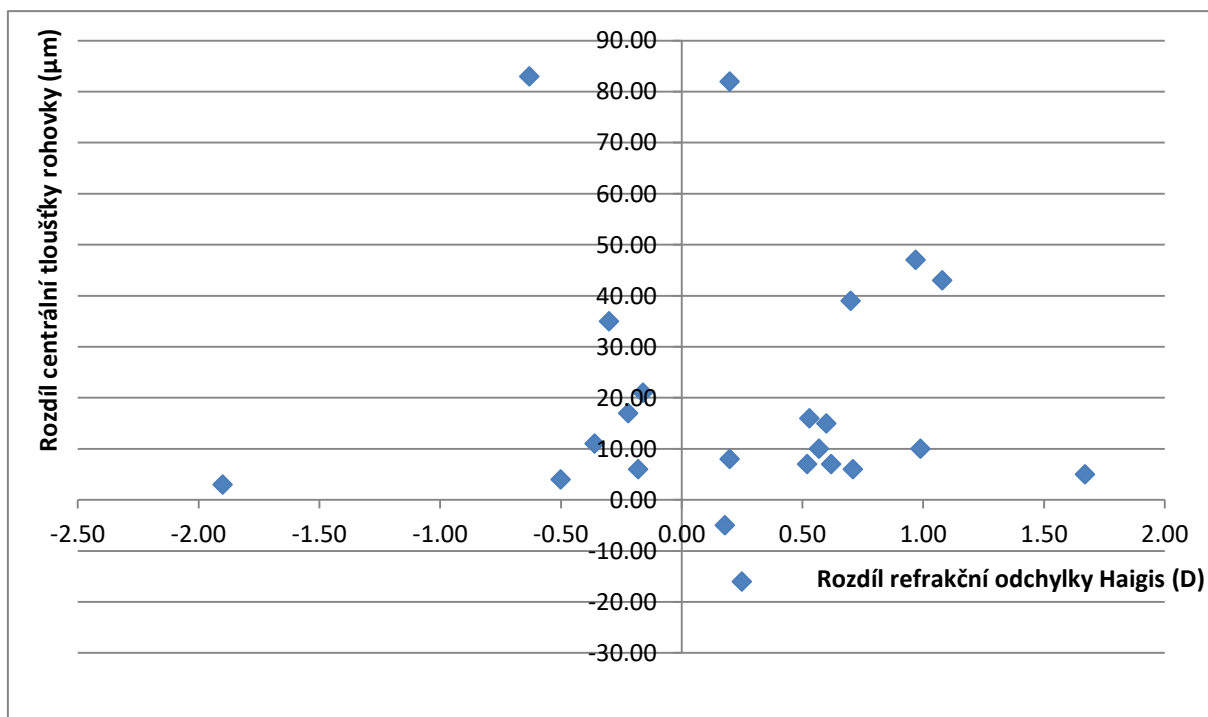
Tabulka 7.1 Průměrné hodnoty a směrodatná odchylka

	Skupina Haigis plus první oko (D)	Skupina Haigis plus druhé oko (D)	Skupina SRK/T plus první oko (D)	Skupina SRK/T plus první oko (D)	Skupina Haigis minus první oko (D)	Skupina Haigis minus druhé oko (D)	Skupina SRK/T minus první oko (D)	Skupina SRK/T minus druhé oko (D)
Průměr	0.80	0.06	0.65	0.11	-0.79	-0.65	-0.75	-0.76
Směrodatná odchylka	0.28	0.58	0.37	0.31	0.42	0.70	0.46	0.73

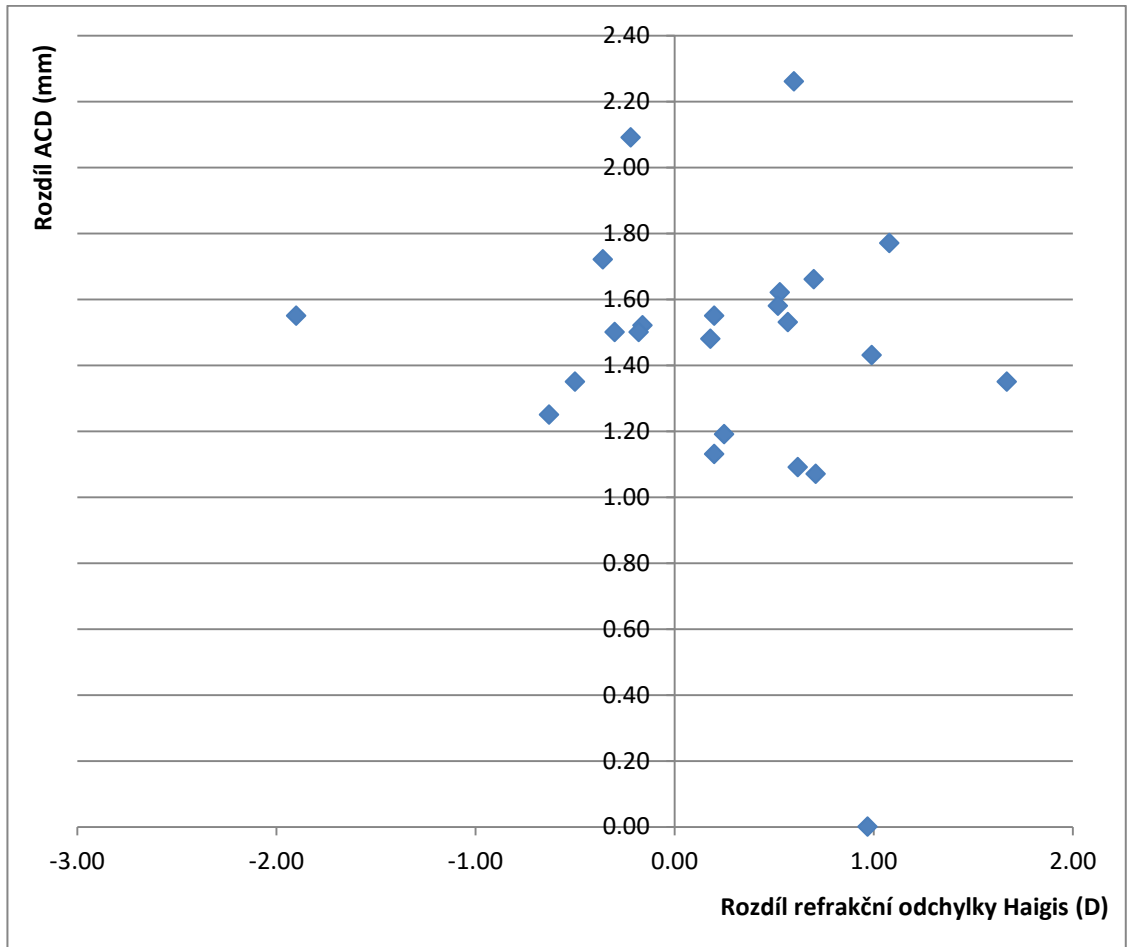
V následujících grafech je znázorněna pro oba typy vzorců závislost mezi prediktabilitou výsledku druhého oka na základě znalosti refrakčního výsledku prvního oka tak, jak je popsána v metodice. Hodnoty Real AvgK udávají rozdíl mezi optickou mohutností rohovky prvního oka před operací a týden po operaci optickou mohutností rohovky. Hodnoty ACD udávají stejný rozdíl pro hloubku přední komory a dále je stejným způsobem uvedena závislost na rozdílu centrální tloušťky rohovky.



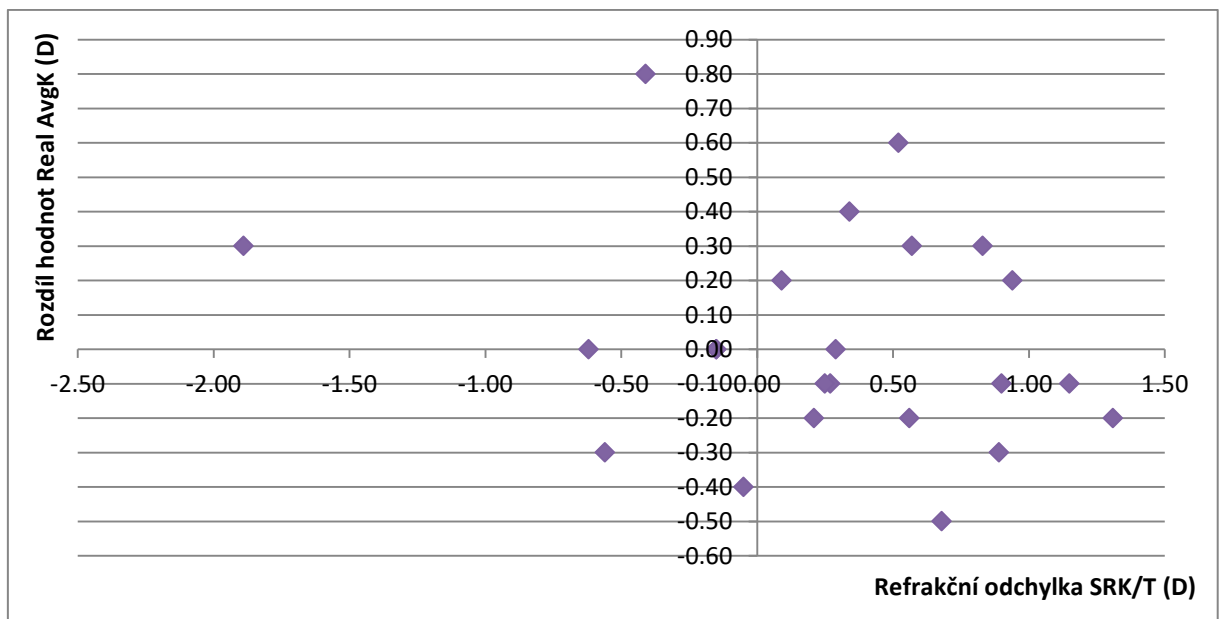
Graf 7.1 Závislost mezi rozdílem Real AvgK s rozdílem refrakční odchyly pro vzorec Haigis



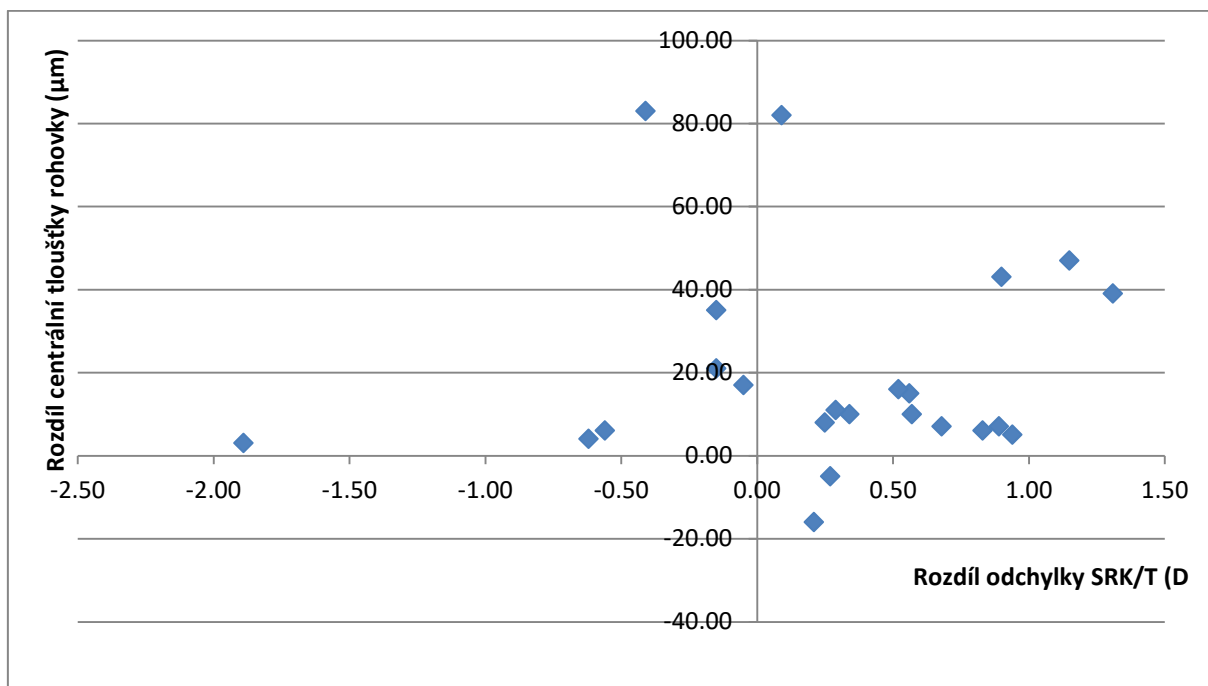
Graf 7.2 Závislost mezi rozdílem centrální tloušťky rohovky a rozdílem refrakční odchyly pro vzorec Haigis



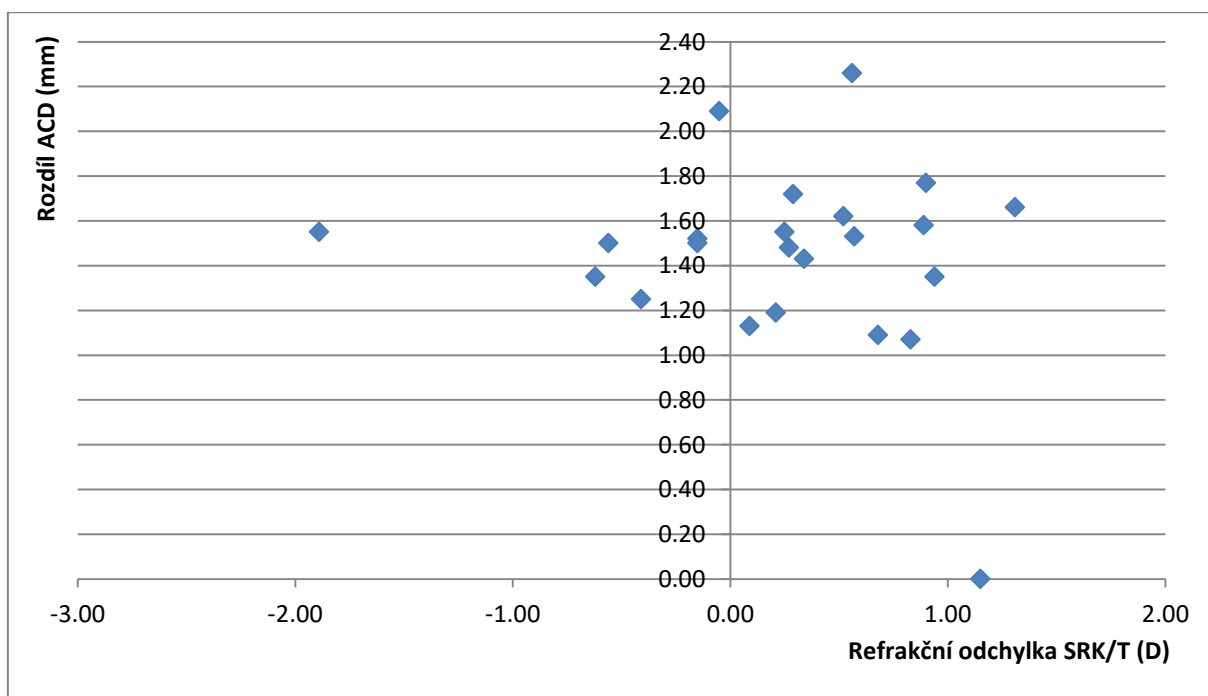
Graf 7.3 Závislost mezi rozdílem hodnot ACD a rozdílem refrakční odchyly u vzorce Haigis



Graf 7.4 Závislost mezi rozdílem hodnot Real AvgK a rozdílem refrakční odchyly u vzorce SRK/T



Graf 7.5 Závislost mezi rozdílem hodnot centrální tloušťky rohovky a rozdílem refrakční odchyly u vzorce SRK/T



Graf 7.6 Závislost mezi rozdílem hodnot ACD a rozdílem refrakční odchyly u vzorce SRK/T

V uvedených grafech jsou na ose x vyneseny hodnoty prediktability pro jednotlivé pacienty. Čím více je hodnota posunuta do vyšších plusových nebo minusových hodnoty, tím více by došlo ke zhoršení refrakčního výsledku druhého oka, pokud bychom do výpočtu jeho nitrooční čočky započítali refrakční odchyly prvního oka. Minusové hodnoty znamenají, že

by čočka do druhého oka byla příliš slabá a naopak. Z grafů je však zřejmé, že nebyla ani v jednom případě pozorována přímá nebo nepřímá závislost prediktability na některém ze sledovaných parametrů. Výsledky nám tak nenabízejí možnost na základě znalosti změny hloubky přední komory, optické mohutnosti rohovky nebo centrální tloušťky rohovky zvažovat korekci výpočtu nitrooční čočky do druhého oka.

Refrakční odchylka oka po implantaci nitrooční čočky může být způsobena použitím nevhodného výpočtového vzorce, chybami při měření keratometrie a délky oka, odchylkou od deklarované hodnoty nitrooční čočky, změnou polohy čočky oproti očekávání – předozadní a stranovým posunem, sklopením, změnou parametrů rohovky, edémem sítnice. Některé z těchto parametrů se mohou v pooperačním průběhu měnit – hodnota nitrooční čočky se „usazuje“. Předpokládali jsme, že znalost změn některých parametrů nám umožní posoudit souvislost refrakční odchylky prvního oka časně po operaci a druhého oka s odstupem. Toto se nám nepotvrdilo. Některé parametry nejsou hodnoceny jako např. edém sítnice, sklopení čočky apod. Ke zpřesnění by mohla přispět i multifaktoriální analýza.

Dalším faktorem, který ovlivňuje výsledky je to, že oči se mohou lišit navzájem přesností měření, rozdílným usazováním nitrooční čočky, různou hodnotou nitrooční čočky oproti deklarované apod.

8 Závěr

Práce byla věnovaná možnosti úpravy hodnoty nitrooční čočky do druhého oka na základě znalosti refrakční odchyly prvního oka po jednom týdnu od operace. Z výsledků vyplývá, že plusová refrakční odchyly podle obou použitých vzorců by neměla být zohledňována pro při výpočtu nitrooční čočky do druhého oka, naopak minusová refrakční odchyly by zohledněna být měla.

Další faktory jako je změna tloušťky a optické mohutnosti rohovky a hloubka přední komory u prvního oka nevedly ke zpřesnění rozhodování o zohlednění refrakční odchyly.

Ke zpřesnění rozhodování o výběru čočky do druhého oka by bylo možné zahrnout další parametry jako je možnost edému sítnice, sklopení nitrooční čočky, spolehlivost měření pro každé oko zvlášť. Přispět by mohla i náročná multifaktoriální analýza.

Seznam použité literatury

- [1] KUCHYNKA, Pavel. *Oční lékařství*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1163-8
- [2] VLKOVÁ, Eva, Šárka PITTROVÁ, František VLK. *Lexikon očního lékařství*. Brno 2008. ISBN 978-80-239-8906-9
- [3] Refrakční centrum FN USA Brno. Biometrie v klinické praxi. https://www.4oci.cz/biometrie-v-klinicke-praxi_4c6 [online]. Brno, 2010, 22.06.2010 [cit. 2019-11-19].
- [4] VESELÝ, Petr, Jana HŘEBCOVÁ, Renata MATĚJKOVÁ, Referenční centrum FN USA Brno. *Biometrie v klinické praxi*. [online] Brno 2/2010 [cit. 2019-11-19]. ISSN 1211-233X. Dostupné z https://www.4oci.cz/dokumenty/pdf/4oci_2010_02.pdf
- [5] WANG, Jia-Kang, Shu-Wen Chang, *Optical biometry intraocular lens power calculation using different formulas in patients with different axial lengths*, Int J Ophthalmol, 2013, 18.4.2013. DOI 10.3980/j.issn.2222-3959.2013.02.08 [cit. 2019-11-23]
- [6] BENEŠ, Pavel. *Přístroje pro optometrii a oftalmologii*. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2015. ISBN 978-80-7013-577-8.
- [7] NeoVize oční klinika, *Měření tloušťky rohovky-pachymetrie*, [online] [cit. 2019-12-15] Dostupné z: <https://www.neovize.cz/odborna-ocni-vysetreni/mereni-tloustky-rohovky-pachymetrie/>
- [7] HLOŽÁNEK, Martin a Blanka BRŮNOVÁ. *Přístrojová technika v oftalmologii*. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, 2006. ISBN 80-902-1609-9.
- [8] California eye institute, *Bausch and Lomb Orbscan IIZ*, [online] [cit. 2019-11-23] Dostupné z <http://caleyeonline.com/shop/diagnostic/bauscha-and-lomb-orbscan-iiz/>
- [9] FALHAR, Martin. *Vzorče pro výpočet optické mohutnosti intraokulárních čoček. Jemná mechanika a optika*. Praha: Fyzikální ústav Akademie věd ČR. ISSN issn0447-6441.
- [10] NeoVize – oční klinika, *Pentacam*, [online] [cit. 2019-12-15] Dostupné z <https://www.neovize.cz/spickova-technika-pro-vase-oci/pentacam/>

- [11] Zeiss IOLMaster optical Biometer, *Carl Zeiss Meditec IOLMaster*, [online] [cit. 2019-12-15] Dostupné z https://www.doctor-hill.com/iol-master/iolmaster_main.htm
- [12] KOLARČÍK, Lukáš, Václav DEDEK a Michal PTÁČEK. *Příručka pro sestry v oftalmologii*. Praha: Grada Publishing, 2016. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-5458-1 [online] [cit. 2019-12-15], Dostupné z https://books.google.cz/books?id=MzHzDQAAQBAJ&pg=PA109&lpg=PA109&dq=casia+2+oftalmologie&source=bl&ots=gDjbJv1EP0&sig=ACfU3U0dOdRRY_yGBQU0HC4YQvV7Up5tCg&hl=cs&sa=X&ved=2ahUKEwjzqNq4y7zmAhVOCxoKHdC-CY4Q6AEwAnoECAoQAQ#v=onepage&q=casia%20%20oftalmologie&f=false
- [13] Designs for vision, *Tomey SS-1000 Casia OCT*, [online] [cit. 2019-12-15] Dostupné z <http://dfv.com.au/products/diagnostic/diagnostic-imaging/tomey-ss-1000-casia-oct/>
- [14] HOFFER, MD., *Clinical results using the Holladay 2 intraocular lens power formula*. Journal of Cataract & Refractive Surgery. 2000, 26(8), 1233-1237.
- [15] STEPHENSON, Michelle, *Refractive surprises after cataract surgery*, [online] 06.01.2014 [cit. 2019-12-18] Dostupné z: <https://www.reviewofophthalmology.com/article/refractive-surprises-after-cataract-surgery>
- [16] KENT, Christopher, *Refractive Surprises: What to do next*, [online] 10.06.2019, [cit. 2019-12-18] Dostupné z : <https://www.reviewofophthalmology.com/article/refractive-surprises-what-to-do-next>
- [17] SHALCHI Zaid, Marie Restori, Declan Flanagan, Martn Watson, *Managing refractive surprise*, [online], 10/2018, [cit. 2019-12-18] Dostupné z: <https://www.rcophth.ac.uk/wp-content/uploads/2018/11/College-News-Focus-October-2018.pdf>
- [18] TRACY Schrieder Swartz, OD,MS,FAAO, *Blog: How to manager refractive surgery surprises*, [online], 03.01.2019, [cit. 2019-12-20] Dostupné z <https://www.optometrytimes.com/blog/blog-how-manage-refractive-surgery-surprises>
- [19] ZEISS, Carl Meditec AG: *Zeiss integrates new Barrett Suite into IOLMaster SWEPT Source Biometry for better refractive outcomes and fewer refractive surprises*[online]. [cit. 2019-12-20]. Dostupné z: <https://www.zeiss.com/meditec/int/news/2017/iol-master.html>

- [20] MELLES, Ronald, Jack HOLLADAY a William CHANG. *Accuracy of Intraocular Lens Calculation Formulas*. *American Academy of Ophthalmology* [online]. 2018, 125(2), 169-178 [cit. 2019-12-20]. Dostupné z: [http://www.aaojournal.org/article/S0161-6420\(17\)31428-8/fulltext](http://www.aaojournal.org/article/S0161-6420(17)31428-8/fulltext)
- [21] MORSELLI, Simonetová, Antonio Toso, *Refractive surprises and IOL dislocation* [online], 2011, [cit. 2019-12-22]. Dostupné z: <https://crstodayeurope.com/articles/2011-jul/refractive-surprises-and-iol-dislocation/>
- [22] HRAZDIRA, Ivo, *Přehled optických přístrojů v oftalmologii a optometrii*, [online], [cit. 2020-01-01] Dostupné z https://www.med.muni.cz/biofyz/files/ucebnice/pristroj_oftalmo.pdf
- [23] PECK, Travis, *Refractive error after cataract surgery*, [online], 01/12/2019, [cit. 2020-01-01] Dostupné z https://eyewiki.aao.org/Refractive_Error_After_Cataract_Surgery
- [24] ABDELGHANY, Ahmed A a Jorge L ALIO. Surgical options for correction of refractive error following cataract surgery. *Eye and Vision* [online]. 2014, 1(1) [cit. 2020-01-01]. DOI: 10.1186/s40662-014-0002-2. ISSN 2326-0254. Dostupné z: <https://eandv.biomedcentral.com/articles/10.1186/s40662-014-0002-2>
- [25] IOL power calculation formulas [online] [cit. 2020-01-01] Dostupné z <https://www.doctor-hill.com/iol-main/formulas.htm>
- [26] RABSILBER, T, A REULAND, M HOLZER a G AUFFARTH. Intraocular lens power calculation using ray tracing following excimer laser surgery. *Eye* [online]. 2007, 21(6), 697-701 [cit. 2020-01-01] ISSN 0950-222x. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/6702300>
- [27] PhacoOptics® [online]. Aarhus N Denmark: IOL Innovations ApS, b.r.. [cit. 2020-01-02] Dostupné z: <https://www.phacooptics.net/>
- [28] HIRAMATSU, Rui a Kunimi FUJISAWA. To avoid post-operative refractive error in cataract surgery. *Saudi Journal of Ophthalmology* [online]. 2012, 26(1), 113-114 [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1016/j.sjopt.2010.11.004. ISSN 13194534. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1319453410001153>
- [29] PREUSSNER, Paul-Rolf, *Biometry primer: current limitation of IOL power calculations*, [online], 2011 [cit. 2020-01-05] Dostupné z: <https://crstodayeurope.com/articles/2011-oct/biometry-primer-current-limitations-of-iol-power-calculations/>

- [30] IOL Master 700: *Getting fewer refractive surprises ZEISS IOLMaster 700*. [online]. [cit. 2020-06-03]. Dostupné z: <https://www.zeiss.com/meditec/int/products/ophthalmology-optometry/cataract/diagnostics/optical-biometry/iolmaster-700.html>
- [31] Zeiss IOLMaster 500, *Trusting the experience of 100 milion IOL power calculations*, [online]. [cit. 2020-15-03]. Dostupné z: <https://www.zeiss.com/meditec/int/product-portfolio/optical-biometers/iolmaster-500.html>
- [32] EYE &HEALTH Care Nidek CO., LTD. *Optical Biometer AL-Scan* [online]. [cit. 2020-27-04]. Dostupné z: https://www.nidek-intl.com/product/ophthaloptom/diagnostic/dia_cornea/al-scan.html
- [33] DONALD, Tim, *Aladdin: Biometry designed whit three key points in mind*, [online], Červen 2015 [cit. 2020-29-04] Dostupné z: <https://crstodayeurope.com/articles/2015-jul/aladdin-biometry-designed-with-three-key-points-in-mind/>
- [34] Lenstar LS 900, *An excellent choice for all IOL types in any anatomy*, [online]. [cit. 2020-29-04]. Dostupné z: <https://www.haag-streit.com/haag-streit-usa/products/haag-streit-diagnostics/lenstar-biometry/lenstar-ls-900/>
- [35] BENEŠ, Pavel. *Vyšetřovací metody v optometrii a interpretace jejich výsledků v praxi*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2019. ISBN 978-80-271-2071-0.
- [36] IOLs.eu, *Monofocal, Hydrophobic Acrylic IOL ,not Preloaded* [online]. [cit. 2020-25-05]. Dostupné z: <https://iols.eu/product/lenses/iols-for-aphakia/sensar-1-monofocal-acrylic-1-piece-iol-aab00/>
- [37] Johnson and Johnson, *Sensar monofocal1-piece IOL* [online] [cit. 2020-25-05]. Dostupné z: <https://www.dc-ophthalmology.com/products/148>
- [38] Alcon, Divize novartis, *AcrySoft IOL (single piece)*, [online] [cit. 2020-25-05]. Dostupné z: <https://www.beye.com/product/acrysof-iol-2>

Seznam symbolů a zkratek

IOL – nitrooční čočka

D – Dioptrie

kHz - kilohertz

MHz – megahertz

nm – nanometr

mm – milimetr

μm – mikrometr

OCT – Optická koherentní tomografie

Real AvgK – změna optické mohutnosti

ACD – změna hloubky přední komory

Seznam obrázků

Obrázek 2.2: Tabulka rychlost šíření ultrazvuku v jednotlivých očních tkáních [1]	3
Obrázek 2.3 : IOL Master 500[31]	6
Obrázek 2.4 : IOL Master 700 [19]	7
Obrázek 3.1 : Přístroj Pentacam [10]	10
Obrázek 3.2 : Orbscan od společnosti Bausch and Lomb [8]	11
Obrázek 3.3 : Přístroj Tomey SS – 1000 Casia OCT [12]	13
Obrázek 3.4 : OCT Cassia- snímek očních segmentů a usazení IOL	14
Obrázek 4.1: Stafylomem- asymetrické vyboulení zadního pólu oka [9]	18
Obrázek 4.2 : Rozsah přesnosti měření IOL používaných vzorců podle axiální délky oka [25]	21
Obrázek 6.1 Ukázka výsledků IOL Master	28
Obrázek 6.2 Sanser AABOO[36]	29
Obrázek 6.3 Acrysoft AT60 [38]	29

Seznam tabulek

Tabulka 4.1 Procentuální zástoupení očí v daném rozsahu pooperační refrakce způsobené chybou vzorce pro typ čočky SA60AT [20].....	21
Tabulka 5.1 Tolerance chyb u refrakčních mohutností jednotlivých IOL[29].....	25
Tabulka 7.1 Průměrné hodnoty a směrodatná odchylka.....	32

Seznam grafů

Graf 7.1 Závislost mezi rozdílem Real AvgK s rozdílem refrakční odchyly pro vzorec Haigis	33
Graf 7.2 Závislost mezi rozdílem centrální tloušťky rohovky a rozdílem refrakční odchyly pro vzorec Haigis.....	33
Graf 7.3 Závislost mezi rozdílem hodnot ACD a rozdílem refrakční odchyly u vzorce Haigis	34
Graf 7.4 Závislost mezi rozdílem hodnot Real AvgK a rozdílem refrakční odchyly u vzorce SRK/T.....	34
Graf 7.5 Závislost mezi rozdílem hodnot centrální tloušťky rohovky a rozdílem refrakční odchyly u vzorce SRK/T	35
Graf 7.6 Závislost mezi rozdílem hodnot ACD a rozdílem refrakční odchyly u vzorce SRK/T	35

Příloha A: tabulka s výpočty

		IOL Master		Casia				Casia			IOL Master	Cassia			Autorefraktometer			IOL Master	Casia				
		Haigis operací	SRK/T operací	Oko před operací				Oko po operaci týden			Výpočty 1 oko	Výpočty pro první oko			Výpočty 2 oko			Oko po operaci 2 měsíce					
Pacient číslo	optrická hodnota implantovaného IOL	zbytková refrakce	zbytková refrakce	Real AvgK (D)	Centrální tloušťka rohovky	ACD (mm)	SE zbytkové refrakce po týdnu první oko	Real AvgK (D)	Centrální tloušťka rohovky	ACD (mm)			Rozdíl Real AvgK (D)	centrální tloušťka rohovky rozdíl	Rozdíl ACD	SE zbytkové refrakce po 2 měsících	Refrakční odchylka Haigis	Refrakční odchylka SRK/ T před	Real AvgK (D)	Centrální tloušťka rohovky	ACD (mm)	Rozdíl odchylek Haigis	Rozdíl odchylek SRK/T
1	21.00	-0.15	-0.78	39.50	606.00	2.40	-0.75	39.50	627.00	3.92			0.00	21.00	1.52	-1.00			39.60	609.00	3.93	-0.16	-0.15
	20.50	0.19	-0.43	39.00	604.00	2.35					0.99					-0.25	-0.44	0.18	39.60	603.00	3.94		
2	20.50	-0.07	-0.32	42.40	647.00	3.22	0.50	42.00	657.00	4.65			0.40	10.00	1.43	0.75			42.30	631.00	4.50	0.99	0.34
	21.50	0.17	-0.73	42.50	646.00	3.04					1.47					-0.25	-0.42	0.48	42.50	633.00	4.40		
3	17.00	-2.02	-2.26	42.20	523.00	3.31	-1.00	42.20	525.00	4.48			0.00	2.00	1.17	-1.25			42.30	515.00	4.97	1.47	1.48
	18.50	-2.55	-2.78	42.50	523.00	3.39					-0.65					-3.00	-0.45	-0.22	42.50	517.00	4.88		
4	10.00	-1.69	-1.80	43.00	536.00	3.54	-3.00	43.60	546.00	4.43			-0.60	10.00	0.89	-3.00			43.50	536.00	4.77	-0.65	-0.66
	11.00	-2.59	-2.71	43.40	530.00	3.59					0.25					-3.25	-0.66	-0.54	43.50	537.00	4.77		
5	22.00	-0.11	-0.43	41.90	536.00	2.89	-1.00	42.10	520.00	4.08			-0.20	-16.00	1.19	-1.00			42.00	537.00	4.18	0.25	0.21
	21.50	0.39	0.03	41.80	533.00	2.94					0.18					-0.75	-1.14	-0.78	41.30	544.00	4.16		
6	20.50	-0.24	-0.38	42.00	544.00	2.78	-0.50	42.10	539.00	4.26			-0.10	-5.00	1.48	-0.75			42.10	544.00	4.20	0.18	0.27

	20.00	-0.31	-0.36	42.00	539.00	2.77		42.20	532.00	2.80	0.70	1.31				-0.75	-0.44	-0.39	42.00	536.00	4.22			
7	23.50			45.40	567.00	2.06	-0.50	45.60	606.00	3.72			-0.20	39.00	1.66	-1.00				45.60	566.00	3.72	0.70	1.31
	22.00	0.20	0.81	42.00	539.00	2.77					-0.22	-0.05				-1.00	-1.20	-1.81	45.60	537.00	3.74			
8	27.00	-0.33	0.13	43.90	517.00	1.51	0.50	44.30	534.00	3.60			-0.40	17.00	2.09	0.50				44.20	516.00	3.85	-0.22	-0.05
	27.50	-0.55	0.08	43.90	525.00	1.84					0.57	0.57				0.50	1.05	0.42	44.30	531.00	4.81			
9	20.50	-0.42	-0.19	44.10	550.00	2.76	0.50	43.80	560.00	4.29			0.30	10.00	1.53	0.50				44.00	548.00	4.35	0.57	0.57
	20.50	-0.60	-0.37	44.00	550.00	2.83					0.60	0.56				-0.25	0.35	0.12	44.00	549.00	4.24			
10	24.00	-0.31	0.24	45.00	564.00	2.11	1.00	45.20	579.00	4.37			-0.20	15.00	2.26	1.00				44.90	560.00	4.08	0.60	0.56
	24.50	-0.71	-0.20	45.00	549.00	2.16					-1.90	-1.89				0.00	0.71	0.20	44.60	546.00	4.04			
11	23.50	-0.16	-0.08	44.30	564.00	2.73	-1.50	44.00	567.00	4.28			0.30	3.00	1.55	1.00				44.20	563.00	4.34	-1.90	-1.89
	24.00	-0.31	-0.22	44.30	568.00	2.66					-0.30	-0.15				0.25	0.56	0.47	43.80	563.00	4.27			
12	24.50	0.01	-0.31	40.90	550.00	1.97	-1.25	40.90	585.00	3.47			0.00	35.00	1.50	-1.50				41.00	565.00	3.46	-0.30	-0.15
	24.50	-0.29	-0.46	41.10	562.00	1.89					-0.50	-0.62				-1.25	-0.96	-0.79	41.20	561.00	3.43			
13	22.00	-0.27	-0.10	43.20	579.00	2.31	-1.25	43.20	583.00	3.66			0.00	4.00	1.35	-1.25				43.20	573.00	3.70	-0.50	-0.62
	21.00	0.23	0.28	42.70	568.00	2.40					-0.18	-0.56				-0.25	-0.48	-0.53	43.00	567.00	3.80			
14	23.00	-0.32	0.07	44.80	560.00	2.35	-0.50	45.10	566.00	3.85			-0.30	6.00	1.50	0.00				45.10	564.00	3.92	-0.18	-0.56
	23.00	0.00	0.01	44.90	565.00	2.25					0.22	0.25				0.00	0.00	-0.01	44.90	554.00	3.99			
15	25.50	-0.27	-0.31	42.70	505.00	2.16	-1.00	42.80	513.00	3.71			-0.10	8.00	1.55	-1.00				42.50	526.00	3.52	0.22	0.25
	24.50	0.45	0.44	42.60	512.00	2.08					0.53	0.52				-0.50	-0.95	-0.94	43.30	529.00	3.65			

16	23.50	-0.06	0.14	44.30	466.00	2.62	1.00	43.70	482.00	4.24			0.60	16.00	1.62	-0.50			44.70	466.00	4.18	0.53	0.52
	24.00	-0.53	-0.34	44.00	466.00	2.67					0.62					0.00	0.53	0.34	44.40	460.00	4.21		
17	23.50	-0.27	-0.31	43.60	518.00	2.82	-2.00	44.10	525.00	3.91			-0.50	7.00	1.09	-0.75			43.20	523.00	3.87	0.62	0.68
	21.00	0.10	0.12	44.00	520.00	3.04					-0.63					-2.25	-2.35	-2.37	44.00	532.00	3.97		
18	23.00	-0.24	-0.22	44.20	425.00	2.17	-0.75	43.40	508.00	3.42			0.80	83.00	1.25	-0.75			43.70	437.00	3.55	-0.63	-0.41
	22.50	-0.12	0.12	43.80	491.00	2.31					1.08					0.00	0.12	-0.12	43.70	491.00	3.60		
19	24.00	-0.29	0.32	44.70	513.00	1.94	0.25	44.80	556.00	3.71			-0.10	43.00	1.77	0.25			44.50	517.00	3.80	1.08	0.90
	26.00	-0.46	-0.03	44.70	514.00	2.13					0.52					-1.00	-0.54	-0.97	45.00	518.00	3.79		
20	20.50	-0.13	-0.08	42.70	536.00	2.79	0.75	43.00	543.00	4.37			-0.30	7.00	1.58	0.25			43.20	536.00	4.42	0.52	0.89
	21.00	-0.36	0.06	42.70	529.00	2.66					-0.36					0.00	0.36	-0.06	43.30	526.00	4.33		
21	26.50	-0.08	-0.89	39.40	559.00	2.40	-0.75	39.40	570.00	4.12			0.00	11.00	1.72	-1.00			39.60	561.00	3.93	-0.36	0.29
	24.00	0.07	-0.10	39.70	551.00	2.52					0.20					-0.25	-0.32	-0.15	39.90	551.00	4.14		
22	23.00	-0.35	-0.21	43.30	534.00	2.33	-1.00	43.10	616.00	3.46			0.20	82.00	1.13	-1.25			43.10	530.00	3.63	0.20	0.09
	23.00	0.10	0.13	42.70	579.00	2.22					0.71					-0.75	-0.85	-0.88	42.70	539.00	3.58		
23	21.00	-0.05	0.05	44.50	490.00	3.16	0.50	44.20	496.00	4.23			0.30	6.00	1.07	0.50			44.50	484.00	4.76	0.71	0.83
	21.50	0.16	0.38	44.60	491.00	3.11					1.67					0.00	-0.16	-0.38	44.90	489.00	4.70		
24	23.00	-0.02	-0.44	42.60	584.00	3.26	1.00	42.40	589.00	4.61			0.20	5.00	1.35	-0.25			42.60	584.00	4.43	1.67	0.94
	23.50	0.40	-0.75	42.20	582.00	3.08					0.97					-0.25	-0.65	0.50	42.20	580.00	4.38		
25	18.00	0.14	-0.24	41.50	565.00	3.28	0.50	41.60	612.00	3.28	Rozdíl odchylek	-0.15	-0.10	47.00	0.00	0.25			41.40	568.00	4.71	0.97	1.15

										Haigis												
	19.00	-0.64	-0.84	42.20	542.00	3.08				-0.16					-1.25	-0.61	-0.41	42.10	544.00	4.61		

