

**ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE**

**FAKULTA
BIOMEDICÍNSKÉHO
INŽENÝRSTVÍ**



**BAKALÁŘSKÁ
PRÁCE**

2018

**ELIŠKA
VAVŘINOVÁ**



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta biomedicínského inženýrství

Katedra přírodovědných oborů

**Porovnání nových metod výpočtu hodnoty nitrooční čočky
po předchozím refrakčním zákroku na rohovce**

**Comparison of new intraocular lens power calculation methods
after previous corneal refractive surgery**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Optika a optometrie

Autor bakalářské práce: Eliška Vavřinová

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Eliška Palkovičová

Konzultant bakalářské práce: MUDr. Jiří Cendelín, CSc.

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: **Eliška Vavřinová**
Obor: Optika a optometrie
Téma: **Porovnání nových metod výpočtu hodnoty nitrooční čočky po předchozím refrakčním zákroku na rohovce**
Téma anglicky: Comparison of new intraocular lens power calculation methods after previous corneal refractive surgery


Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

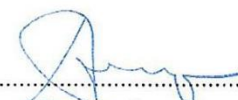
Práce se bude zabývat problematikou výpočtu nitrooční čočky po předchozí refrakční operaci. V teoretické části práce budou shrnuty laserové refrakční zákroky na rohovce, zdroje chyb výpočtu nitrooční čočky po rohovkové refrakční operaci, metody výpočtu hodnoty nitrooční čočky a jejich modifikace pro stavy po refrakčním zákroku. V praktické části budou u skupiny pacientů, kteří v minulosti podstoupili refrakční zákrok na rohovce, porovnány nové metody výpočtu hodnoty nitrooční čočky dle online kalkulátoru ASCRS a ray-tracingové metody. Cílem práce bude zjistit použitelnost nových výpočetních metod.

Seznam odborné literatury:

- [1] ARAMBERRI, J., Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery: Double-K method, Journal of Cataract and Refractive Surgery, ročník 29, číslo 11, 2003, pp. 2063-8
- [2] HODGE, C. et al., Intraocular lens power calculation following laser refractive surgery, Eye and Vision, ročník 2, číslo 7, 2015
- [3] POTVIN, R., HILL, W., New algorithm for intraocular lens power calculations after myopic laser in situ keratomileusis based on rotating Scheimpflug camera data, Journal of Cataract and Refractive Surgery, ročník 41, číslo 2, 2015, pp. 339-47

Zadání platné do: 20.09.2019
Vedoucí: Ing. Eliška Palkovičová
Konzultant: MUDr. Jiří Cendelín, CSc.


.....
vedoucí katedry / pracoviště


.....
děkan

V Kladně dne 19.02.2018

Název bakalářské práce:

Porovnání nových metod výpočtu hodnoty nitrooční čočky po předchozím refrakčním zákroku na rohovce

Abstrakt:

Práce se zabývá problematikou výpočtu nitrooční čočky (IOL) po předchozí rohovkové refrakční operaci.

V teoretické části práce je vysvětleno, proč u pacientů po rohovkovém refrakčním zákroku klasické vzorce pro výpočet IOL selhávají a jsou zde popsány modifikované vzorce, které refrakční operaci zohledňují.

Cílem praktické části bylo porovnání přesnosti sedmi vzorců pro výpočet optické mohutnosti IOL u souboru 39 pacientů (59 očí), kteří podstoupili operaci katarakty a kterým byl v minulosti proveden laserový myopický zákrok na rohovce. Přesnost vzorců byla porovnána na základě určení chyby vzorce.

Chyba vzorce byla stanovena jako rozdíl mezi předoperačně vypočtenou hodnotou IOL a pooperačně určenou optimální hodnotou IOL, která byla zjištěna na základě objektivní refrakce (podle autorefraktometru) nebo subjektivní refrakce (podle defokusační křivky). Podle objektivní refrakce vyšel nejpřesněji klasický vzorec Haigis, u něhož byla chyba do $\pm 0,50$ D u 62 % očí, do $\pm 1,00$ D u 83 % očí a do $\pm 2,00$ D u 94 % očí. V hodnocení vzorců podle defokusační křivky byl nejpřesnější modifikovaný vzorec Potvin-Hill: chyba do $\pm 0,50$ D u 43 % očí, do $\pm 1,00$ D u 68 % očí a do $\pm 2,00$ D u 92 % očí.

Klíčová slova:

výpočet optické mohutnosti nitrooční čočky, rohovkové laserové operace, biometrie, keratometrie

Bachelor's Thesis title:

Comparison of new intraocular lens power calculation methods after previous corneal refractive surgery

Abstract:

The thesis deals with the calculation of the intraocular lens (IOL) power after a previous corneal refractive surgery.

In the theoretical part of this work, it was explained why the classical formulas for IOL calculation fail in patients after corneal refraction surgery, and modified formulas, which take into account the refractive surgery, were described.

The aim of the experimental part was to compare the accuracy of seven different IOL calculation formulas in a sample of 39 patients (59 eyes), who underwent cataract surgery after previous myopic refractive surgery. The accuracy comparison was based on the determination of the error of formula. The error of formula was defined as a difference between preoperatively calculated IOL value and postoperatively determined optimal IOL value, which was found using an objective refraction (autorefractometer) or a subjective refraction (defocus curve).

According to the objective refraction, the most accurate was the classical Haigis formula (error to $\pm 0,50$ D in 62 %, to $\pm 1,00$ D in 83 % and to $\pm 2,00$ D in 94 % of the eyes). According to the subjective refraction, the most accurate was the modified Potvin-Hill formula (error to $\pm 0,50$ D in 43 %, to $\pm 1,00$ D in 68 % and to $\pm 2,00$ D in 92 % of the eyes).

Key words:

intraocular lens power calculation, laser refractive surgery, biometry, keratometry

Poděkování

V této části bych ráda poděkovala vedoucí své práce Ing. Elišce Palkovičové a konzultantovi MUDr. Jiřímu Cendelínovi, CSc. za objasnění dané problematiky, za vedení bakalářské práce, konzultace a připomínky. Dále bych ráda poděkovala své rodině za podporu při psaní a během celého studia.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Výpočet hodnoty nitrooční čočky po předchozím refrakčním zákroku na rohovce“ 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

.....

podpis

Obsah

1.	Úvod	1
2.	Vyšetřovací metody	2
2.1.	Biometrie	2
2.1.1	Optická biometrie.....	2
2.1.2	Akustická biometrie.....	3
2.2.	Keratometrie	4
2.3.	Keratoskopie.....	4
2.4.	Počítačová topografie	4
2.5.	Aberometrie	5
3.	Refrakční laserové operace.....	6
3.1.	Fotorefraktivní keratometrie (PRK)	6
3.2	LASIK	7
3.3	LASEK	8
3.4.	Epi-LASEK	8
3.5.	ReLEx SMILE.....	9
3.6.	FEMTO LASIK	9
4.	Vzorce pro výpočet nitrooční čočky.....	10
4.1.	Klasifikace vzorců	10
4.1.1.	Vzorce 1. generace	10
4.1.2.	Vzorce 2. generace.....	11
4.1.3.	Vzorce 3. generace.....	14
4.1.4.	Vzorce 4. generace.....	15
4.2.	Porovnání vzorců	15
4.3.	Zdroje chyb výpočtu nitrooční čočky po rohovkové refrakční operaci.....	16
4.3.1.	Vliv asfericity rohovky.....	16

4.3.2. Vliv zadní plochy rohovky	17
4.3.3. Vliv výpočtu efektivní polohy nitrooční čočky (ELP)	17
4.4. Modifikované vzorce	18
4.4.1. Modifikované vzorce – nepřímé.....	18
4.4.2. Modifikované vzorce – přímé	21
5. Experimentální část	24
6. Cíle práce.....	24
7. Metodika výzkumu	24
7.1. Soubor pacientů	24
7.2. Přístrojové vybavení	24
7.2.1. IOL Master	24
7.2.2. Pentacam.....	25
7.3. Postup měření	26
7.3.1. Data zaměřená na laserovou operaci.....	26
7.3.2. Data před operací katarakty.....	26
7.3.3. Data před operací katarakty.....	27
7.3.4. Data po operaci katarakty.....	27
7.3.5. Kalkulace IOL.....	27
7.3.6. Určení ideální hodnoty IOL.....	29
7.3.7. Výpočet chyby.....	29
8. Výsledky.....	30
9. Diskuze	37
10. Závěr.....	40
Seznam použité literatury	41
Seznam symbolů a zkratk	45
Seznam obrázků.....	46
Seznam tabulek.....	47

1. Úvod

Z vnějšího prostředí pomocí zraku přijímáme až 80 % všech informací okolo nás, proto musí být náš zrak co možná nejlepší, tedy bez refrakčních vad, tzv. emetropický. V případě vyskytujících se ametropií, jako jsou myopie, hypermetropie, astigmatismus, lze vadu korigovat pomocí brýlí nebo kontaktních čoček. Tyto metody korekce nemusí však vyhovovat všem pacientům, naštěstí pro ně ale existuje možnost volby refrakční operace na rohovce.

Při refrakční laserové operaci dochází za pomoci laseru ke změně zakřivení přední plochy rohovky a tím získání výsledné emetropie. Při laserové operaci dochází k porušení sférického tvaru rohovky, změně poměru mezi přední a zadní plochou rohovky. Tyto změny výrazně ovlivňují výpočet nitrooční čočky.

Během operace katarakty dochází k odstranění zkaleného obsahu čočky a následně k implantaci umělé nitrooční čočky o určité optické mohutnosti. Výpočet optické mohutnosti je závislý na zjištění hodnot keratometrie a biometrie oka. Pomocí keratometrie zjišťujeme zakřivení přední plochy rohovky a biometrií axiální délku oka.

Vzorců pro výpočet optické mohutnosti nitrooční čočky je velké množství a řadíme je podle generací, kdy vznikly. Abychom mohli využít vzorce i pro rohovku po laserové refrakční operaci, je nutné tyto vzorce modifikovat.

V dnešní době je výpočet optické mohutnosti nitrooční čočky u pacientů po laserové operaci jeden z nejsložitějších problémů oční chirurgie a to i přesto, že se přesnost přístrojů a výpočetních vzorců stále zdokonaluje. Navzdory tomu se zdá, že výsledná pooperační refrakce vychází u pacientů bez prodělaného laserového zákroku na rohovce lépe, než u pacientů po laserové refrakční operaci, ačkoli u nich byly k výpočtům použity modifikované vzorce. Proto tato problematika budí u oftalmologů stále takový zájem.

2. Vyšetřovací metody

Metody biometrie a keratometrie slouží pro výpočet optické mohutnosti implantované nitrooční čočky.

2.1. Biometrie

Jedna z nejčastějších metod v oftalmologii, je měření axiální délky oka. Axiální délka oka je vzdálenost mezi centrem povrchu rohovky a *fovea centralis* v *makule* (místo nejostřejšího vidění). Těmito body prochází zraková osa, která je spojnicí *fovea centralis* a optického středu oka. [1]

Optická osa oka je přímka spojující bod maximálního zakřivení rohovky a sítnice, je shodná s anatomickou osou oka, která spojuje přední a zadní pól očního bulbu. Zraková osa je od optické osy odkloněna temporálně o 4° - 7° . Biometrii dělíme na optickou a akustickou. [1]

2.1.1. Optická biometrie

Optická biometrie je metoda měřící axiální délku bulbů, využívající principu parciální koherentní interferometrie. „Termín koherence vyjadřuje fyzikální vlastnost dvou vlnoploch, které mají dočasně konstantní nebo pravidelně se měnící fázový posun, a to v každém bodě prostoru.“ [převzato doslova z 2]

Základem interferometru je laserová dioda, která emituje infračervené světlo o vlnové délce 780 nm s krátkou koherentní délkou přibližně 160 μm . Infračervené světlo se dělí na dva dílčí paprsky s rozdílnými délkami optické dráhy, které jsou odraženy od rohovky a sítnice. Jestliže rozdíl délky optických drah mezi oběma paprsky je menší než koherentní délka, nastává interference. Optická biometrie je bezkontaktní a bezbolestná metoda, která pacienta psychicky nezatěžuje. [2,3]

Výhodou je, že měření oka probíhá podél zrakové osy, tedy během fixace a díky tomu je měření u myopických bulbů velmi přesné, lze také změřit pacienty po výměně sklivce, který je nahrazen silikonovým olejem. Nevýhodou metody je, že světlo je silně pohlcováno neprůhledným optickým prostředím, takže ji není možné provést u pacientů se změnami transparentnosti rohovky, intumescentní katarakty a hemoftalmu. Optickou biometrií lze

změřit nejen axiální délku oka, ale i zakřivení rohovky, hloubku přední komory a horizontální šířku skléry. [2]

2.1.2. Akustická biometrie

Akustická biometrie funguje na principu odrazu ultrazvukového signálu od jednotlivých rozhraní optických soustav oka. Ultrazvukem jsou mechanické kmity částic s frekvencemi vyššími než 20 kHz v rovnovážné klidové poloze. V očním lékařství se nejčastěji využívá ultrazvuk o frekvenci mezi 8 až 20 kHz. Rozlišujeme celkem pět akusticky odlišných očních prostředí: rohovka-komorová voda, komorová voda-čočka, čočka-sklivec, sklivec-sítnice, skléra-retrobulbární tkáň. [2]

Pro zjištění axiální délky oka využíváme A-scan, což je jednorozměrný, lineární způsob zobrazení ve směru vyslaných ultrazvukových vln. Během vyšetření může být sonda přiložená přímo na rohovku (kontaktní metoda) nebo pomocí sklerální předsádky s imerzní tekutinou (imerzní metoda). Při použití kontaktní metody může být rohovka mírně stlačovaná sondou. Imerzní metoda nestlačuje rohovku, ale měření je zdlouhavější. [2]

Na obrazovce přístroje jsou zaznamenány vertikální výchylky, které nazýváme echo. Měříme čas návratu echa od rozhraní a na základě známé rychlosti šíření ultrazvuku (tab. 1) o dané frekvenci se určí vzdálenost očních rozhraní. Ultrazvukové přístroje používající A-scan, obsahují programy pro výpočet nitrooční čočky. [2]

Tabulka 1: Rychlost šíření ultrazvuku v očních strukturách [2]

Oční struktury	Rychlost šíření ultrazvuku [m/s]
rohovka	1620
komorová voda, sklivec	1532
čočka	1641
silikonový olej	1040
intumescentní katarakta	1590
nukleární katarakta	1610
IOL silikonová	980-1090
IOL PMMA	2780
IOL akrylátová	2180

2.2. Keratometrie

Keratometrie, metoda měřící kvantitativní zakřivení přední plochy rohovky v oblasti 3 mm. Díky umístěné stupnici lze odečíst hodnotu optické mohutnosti rohovky v daném meridiánu. [3,4]

Rohovka nedosahuje ideálních sférických tvarů u většiny pacientů, proto provádíme měření ve dvou na sebe kolmých hlavních meridiánech (s největším a nejmenším zakřivením rohovky). Dioptrické hodnoty jsou vypočteny ze zakřivení přední plochy rohovky. Přístroj se nazývá keratometr, může být mechanický nebo automatický. [2,3,5]

Principem různých typů keratometrů, je využití přední plochy rohovky jako konvexního zrcadla. Dochází k pozorování minimálně dvou stejných, osvětlených, vyšetřovacích značek a uvedením jejich částí do koincidence, pomocí otáčení celého přístroje. [2,3,5]

Častěji využíváme digitální automatické keratometry, kde vyšetřující nastaví přístroj do správné polohy od rohovky. Keratometrie, by měla být provedena před biometrií, lze s ní doplnit a zkontrolovat správnost výsledků biometrie. Při laserových operacích dochází ke změně v centrální oblasti rohovky, proto využití výpočtu optické mohutnosti ze zakřivení přední plochy rohovky je značně nepřesné. [2,3,5]

2.3. Keratioskopie

Keratioskopie, metoda zachycující rohovkový astigmatismus. Principem keratometrie je promítání Placidových kroužků. Koncentrické černé a bílé kroužky se odráží od rohovky jako od zrcadla. [2,6]

Pravidelná rohovka by měla vykazovat odraz stejně rozložených kružnic. V případě pravidelného astigmatismu se jeví odražené kružnice jako elipsy. Při nepravidelném astigmatismu jsou odražené kružnice různě deformované. [3]

2.4. Počítačová topografie

Principem počítačové topografie je Placidův keratoskop, který zaznamenává přesnou kvantifikaci rohovkového astigmatismu. Na rohovku jsou promítány koncentrické kroužky, které se odráží od přední plochy rohovky a jsou počítačově zpracovány. Deformace kruhů se objeví v případě astigmatismu na rohovce nebo keratokonu. [2,3,6]

Výsledkem je barevná topografická mapa se zakřivením přední plochy rohovky v jednotlivých optických zónách, nejstrmější a nejplošší meridián. Poloměry zakřivení rohovky jsou převedeny na dioptrickou hodnotu. Centrum rohovky se matematicky dopočítává z bezprostředního okolí centra, protože nelze promítnout do středu kružnici. Při laserové operaci dochází ke změnám v centrální části a poté i k nepřesnému výpočtu středu rohovky. [2,3,6]



Obrázek 1: Topografie rohovky [4]

2.5. Aberometrie

Metoda vlnoplochy, zabývající se aberacemi nižšího a vyššího řádu optického systému oka. Aberometrie se také nazývá wavefront analýzou a umožňuje precizní korekci refrakčních vad. [2,6]

3. Refrakční laserové operace

Laserové refrakční operace využívají excimerového laseru, pomocí něhož se mění zakřivení přední plochy rohovky. Excimerový laser je zdroj ultrafialového záření. [2]

Refrakční operace se liší podle hloubky, ve které je zákrok prováděn a jestli jsou struktury v oku trvale nebo dočasně změněny. Refrakční laserové operace lze dělit podle metody na povrchové a hloubkové, další dělení je na standardizované zákroky nebo individualizované zákroky. [2,7]

Laser je zkratka pro Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, přístroj na principu vyzařování koherentních elektromagnetických vln o různých frekvencích. Základem excimerového laseru je excitovaný dimer, odtud pochází slovo excimer (excited a dimer). V excitovaném stavu, alespoň jednoho atomu nebo molekuly, dochází ke vzniku pevných vazeb mezi nimi, tento stav se nazývá excimer, naproti klidovému stavu, kde žádné pevné vazby nejsou. Dimer je molekula složená ze dvou stejných atomů. [2]

V roce 1988 došlo k první operaci za pomoci laseru u vidoucího pacienta, o rok dříve byla uskutečněna na slepém oku. Od tohoto roku došlo k obrovskému zdokonalení laserů a operačních postupů v očním lékařství, které jsou díky tomu přesnější, šetrnější a účinnější. [7]

Laserovou refrakční operací můžeme odstranit myopii (krátkozrakost), hypermetropii (dalekozrakost) a astigmatismus. V případě myopických pacientů dochází během operace k oploštění centra rohovky. Na rohovce vzniká větší rozptyl, při průchodu světla okem se dopadené paprsky sbíhají na sítnici, oproti původní pozici před sítnicí. U pacientů trpících hypermetropií je potřeba zvýšit zakřivení rohovky. Při operaci strmíme periferní část rohovky tak, aby po průchodu paprsku okem došlo k lomu na sítnici, nikoliv relativně až za ní. [7]

3.1. Fotorefraktivní keratometrie (PRK)

Laserový zákrok PRK je jedna z nejstarších technik na korekci refrakce. Podstatou fotorefraktivní keratektomie (PRK) je odstranění epitelové vrstvy rohovky a následná povrchová laserová fotoablace. Dochází ke změně povrchu rohovky a tím i její lomivosti paprsků. [7,8]

Na začátku operace se pacientovi znecitliví oko, pomocí anestetických kapek. Mezi víčka je umístěn malý rozvěrač, který brání případnému mrkání. Epitel rohovky lze

odstranit mechanicky nebo chemicky. Při mechanickém odstranění využíváme nástroje (tzv. hokejky) k odstranění celé epitelové vrstvy rohovky. Při chemickém odstranění je využito alkoholu, který způsobí dehydrataci a poté se epitelová vrstva snadno odloučí. [8]

Následně dochází k fotoablaci rohovky, tedy k odstranění určitého množství stromatu rohovky. K fotoablaci je využit excimerový laser, který je založen na systému tzv. tančícího paprsku, frekvence pulzů cca 25 Hz a stopa pulzu je 1-2 mm. Dochází k přesnému a hladkému opracování stromatu rohovky. Velmi důležitá je hloubka fotoablace. Nejčastěji je využívána tloušťka lamely 160 μm , protože nedotčená rohovka by měla dosahovat alespoň 250 μm . Zákrok se provádí ambulantně a trvá pouze několik minut. Po zákroku se často aplikují kontaktní čočky, které zrychlují hojení a zlepšují pohodlí (hojení bývá bolestivé). V čočkách jsou obsaženy antibiotické oční kapky. Pocit bolesti odezní v rozmezí 3–4 dnů, poté nastane obnova dobrého vidění (obnova epitelové vrstvy) a ke stabilizaci zraku dochází v průběhu 2-4 měsíců od operace. [8]

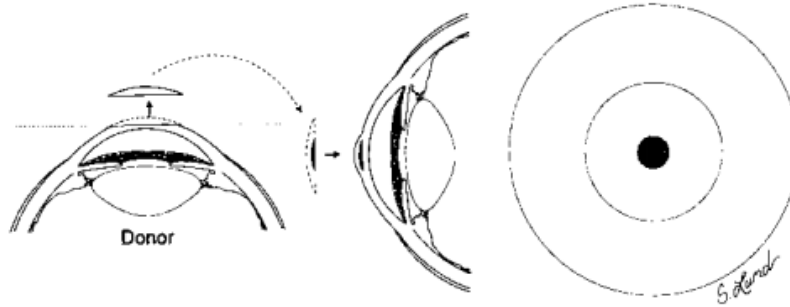
Operace je vhodná zejména pro pacienty s nízkou a střední myopií nebo hypermetropií, nízkým nebo středním stupněm astigmatismu, pro ty, u kterých není vhodná korekce metodou LASIK nebo pro klienty s nedostatečně silnou rohovkou. PRK je jeden z nejlevnějších laserových zákroků. Laserový zákrok pomocí PRK není vhodný pro pacienty, kteří mají vysoké nároky na vidění za zhoršených světelných podmínek nebo za šera. [7,8]

3.2 LASIK

LASIK (Laser in situ keratomileus) je laserová operační technika užívaná k řešení hypermetropie, myopie a astigmatismu. Metoda LASIK vznikla úpravou od José Barraquera, který manuálně upravoval rohovku tak, aby dosáhl emetropie. Metoda byla velice náročná a výsledky často proměnlivé. Došlo k vývoji díky použití excimerového laserového paprsku. [9]

V oční chirurgii se využívá argon-fluoridový excimerový laser (193 nm), který je schopen přesné ablace rohovky s minimálním poškozením sousední tkáně. Využívá se automatizovaného mikrokeratometru, který oddělí epitel, Bowmanovu membránu a přední stroma. Excimerový laser odstraní určité množství tkáně ve stroma rohovky v závislosti na cílové korekci a poté se zpět přiloží k části rohovky. Při korekci hypermetropie se odstraní kroužek tkáně kolem středu rohovky, naopak u myopie se odstraní tkáň ve středu rohovky. [9]

Výhody metody LASIK jsou zachování Bowmanovy membrány a tím i urychlení zotavení zrakové funkce, minimální pooperační bolest, malá četnost nežádoucích léčebných jevů vznikající po operaci (tvorba zákalu), možnost kombinovat s předchozí refrakční operací (PRK). Omezení metody je nákladnost a složitost přístrojové techniky. [9]



Obrázek 2: Laserová metoda LASIK - korekce myopie [9]

3.3 LASEK

LASEK (Laser epithelial keratomileus) je relativně nový laserový postup pro korekci ametropií (myopie do -7 D, hypermetropie do +3 D a astigmatismus do 3 D). Kombinuje obě předchozí metody LASIK a PRK. Ve srovnání s PRK metodou je méně bolestivá a dochází k lepšímu hojení, ale v porovnání s LASIK metodou je hojení delší a pooperační obtíže jsou u LASEK větší. [10,11]

Při operaci se nejčastěji využívá zředěného alkoholu (20%), aby se vytvořila tenká lamela, poté se odstraní tkáň pomocí laseru a vrátí se lamela zpět. Operace je výhodná u pacientů, kteří mají tenkou rohovku, široké zornice a nemohli by podstoupit LASIK (syndrom suchého oka). Kontraindikace použití metody LASEK jsou: věk pacienta pod 18 let, přítomnost imunodeficitního či autoimunitního onemocnění, těhotenství, cukrovka s komplikacemi, nestabilní refrakční vada, zelený zákal, keratokonus. [10,11]

3.4 Epi-LASEK

Během operace Epi-LASEK není použit alkohol k oslabení buněk, které tvoří povrch rohovky, a proto se zmenšuje poškození rohovky. Epi-LASEK se stává méně bolestivý, je vhodný i pro pacienty se suchým okem a tenkými rohovkami. [12]

Při zákroku se nevytváří lamela, tím se odstraňují problémy, které by mohly vznikat, jako vrásnění, zánět, infekce nebo ektázie. Komplikace, které mohou nastat, jsou

podkorigování nebo překorigování, vidění by nebylo ostré, problémy se suchým okem nebo citlivější oči na oslnění. [12]

3.5. ReLEx SMILE

ReLEx SMILE je odlišný chirurgický laserový zákrok než metody využívající excimerový laser (PRK nebo LASIK). Provádí se v topické (povrchové) lokální anestezii a můžeme ho dělit na dvě části. Nejprve femtosekundovou laserovou aplikaci a poté manuální odstranění lentikuly. [13,14]

Femtosekundové řezy jsou intrastromální a na rozdíl od Femto LASIK se provádí čtyři řezy (řez zadní roviny, řez hrany lentikuly, přední rovinný řez a řezané vstupní rány). Provádí se krátké řezy, ReLEx SMILE se stává méně invazivní metodou, zabraňuje i podráždění vznikající na rohovce. Laser definuje přední i zadní plochu lentikuly, která bude odstraněna. [13,14]

Metoda je dobře předvídatelná pro korekci myopie (nízké), hypermetropie (nízké až vysoké) a astigmatismu, je bezpečná, efektivní a nezávislá na hydrataci rohovky. ReLEx SMILE vyvolává méně aberací vyššího řádu a má dobré refrakční výsledky (snížení rozptylu světla). Ve srovnání s LASIK a PRK je korekce nižší myopie účinnější než vyšší a jsou méně časté zánětlivé reakce než u LASIK. [13,14]

3.6. FEMTO LASIK

Jedna z nejmodernějších technik korekce refrakčních vad využívající dva typy laserů. První laserový řez je veden počítačem (femtosekundový laser), vytváří tenkou lamelu, pod níž se excimerovým laserem upravuje vada. [15]

Bezpečnost a šetrnost zákroku je zajištěna díky hlavně femtosekundového laseru, která je pouze přiložená k oku, aniž by docházelo k mechanickému pohybu po jeho povrchu. Výhodou je geometrická přesnost řezu, řez nemusí vždy končit na povrchu rohovky, ale kvalita okrajů řezu není tak dobrá, jako při použití nožů (diamantových). [14,15]

Rozdíl od LASIKU je, že se lamela vytváří pomocí počítače a jiného typu laseru. Metoda je využívána ke korekci hypermetropie, myopie a astigmatismu i u pacientů s tenčí rohovkou, ale po zákroku mohou pacienti pociťovat silné pálení očí, řezání nebo škrábání. Ke zmírnění těchto nepříjemných pocitů používáme kortikosteroidy, umělé slzy a antibiotika. [14,15]

4. Vzorce pro výpočet nitrooční čočky

Katarakta je jakékoliv zneprůhlednění čočky, nedochází ke správnému průchodu světla čočkou. Důvody vzniku a progresu katarakty ještě stále nebyly objeveny. Byly zjištěny pouze rizikové faktory, které jsou UV-B záření, diabetes, kouření, alkohol a oxidativní poruchy. Podle amerického výzkumu u 91 % občanů ve věku 75-85 let je přítomná počínající nebo pokročilá katarakta. Nejčastější příčinou slepoty ve světě je právě katarakta. [2,16]

První operace katarakty byla provedena už ve 12. stol. před. n. l. Došlo k dislokaci čočky vpichem do sklivce za pomoci ostré jehly, v místě 3-4 mm od limbu a tím se anuloval mlžný efekt čočky. Problémem operace byla následná brýlová korekce, která dosahovala +12 D u emetropického oka, oko se stávalo afakickým. Pooperační refrakce zůstávala vysoká až do 50. let 19. století, kde se anglický lékař Ridley pokusil o první implantaci čočky z PMMA. [16]

4.1. Klasifikace vzorců

K odstranění katarakty dochází během operace, při níž se zakalený obsah čočky odoperuje a poté se vkládá umělá nitrooční čočka (IOL) o určité optické mohutnosti. Proto, aby byla správně vypočtená hodnota nitrooční čočky, je důležité zvolit správný vzorec. Vzorce dělíme do čtyř generací, nejpoužívanější vzorce jsou z 3. a 4. generace. [2,16]

4.1.1. Vzorce 1. generace

Při prvních operacích katarakty se umísťovala do oka nitrooční čočka o konstantní hodnotě +18 D, u pacientů ale docházelo ke zbytkové refrakci až 9 D. V důsledku vysokých zbytkových hodnot refrakce bylo třeba vypočítat optickou mohutnost nitrooční čočky. První odhad výpočtu nitrooční čočky je za pomoci modifikovaného faktoru brýlové korekce. Není přesný, protože nerespektuje individuální biometrická specifika. [16]

$$P = 21 + 1,25 \cdot B \quad (1)$$

P – předpokládaná optická mohutnost IOL [D], B – korekční hodnota brýlové čočky [D] [16]

V roce 1967 ruský chirurg Fjordov zveřejnil možnost výpočtu nitrooční čočky za pomoci vergenční rovnice. [16]

$$P = \frac{1336}{AL - ELP} - \frac{1336}{\frac{1336}{\frac{1000}{DP_{PostRx}} - V} + K} - ELP \quad (2)$$

P – optická mohutnost implantované 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], DP_{PostRx} – požadovaná pooperační refrakce [D] [16]

Velmi podobné vzorce používali Binkhorst, Colenbrander a Hoffer. Vzorce se lišily v interpretaci nebo jiných indexech lomů rohovky. Poté se začal používat jednodušší Binkhorstův vzorec, který byl i poměrně přesný pro předněkomorové čočky. [16]

$$P = \frac{1336}{AL - PK} - \frac{1336}{\frac{1336}{K} - PK} \quad (3)$$

P – optická mohutnost implantované čočky [D], AL – axiální délka bulbu [mm], PK – hloubka přední komory [mm], K – celková optická mohutnost rohovky [D] [16]

Binkhorst zavedl vitreosenzorickou vzdálenost, skládá se ze součtu naměřené axiální délky bulbu a +0,25 mm, protože při měření ultrazvukem se měřící echo odráží od vrstvy výživových cév, ale samotná sensorická část je o +0,25 mm dále. [16]

Vzorec vychází ze základů geometrické optiky, ostrý obraz vzniká pouze při dopadu paprsku v místě žluté skvrny nebo v bezprostřední blízkosti osy vidění. Hodnota K vyjadřující celkovou optickou mohutnost rohovky byla zavedena kvůli zjednodušení. I přes to, že se přesnost výpočtu snižuje, je hodnota využívána i dnes. [16]

4.1.2. Vzorce 2. generace

Na rozdíl od vzorců z 1. generace, kde se využívá vergenčních vztahů, se začala využívat metoda statistiky. Autoři Sanders, Retzlaff a Kraff představili vzorec nazvaný SRK (zkratka byla složena z počátečních písmen z jejich příjmení). Ze souboru 1200 pacientů byla zjištěna pooperační zbytková refrakce a za pomoci regresní analýzy odvozen vzorec SRK. Vzorec je snadno aplikovatelný a jednoduchý v použití. [16]

$$P = AKonst - 2,5 \cdot AL - 0,9 \cdot K \quad (4)$$

P – optická mohutnost implantované čočky [D], $AKonst$ – velikost konstanty příslušné pro implantovanou IOL [-], AL – axiální délka bulu [mm], K – celková optická mohutnost rohovky [D] [16]

Pooperační refrakce oka neměla přesáhnout ± 1 D v 60–70 % operací. Při implantaci předněkomorových nitroočních čoček byly výsledky odpovídající předpokladům, ale u zadněkomorových nitroočních čoček pooperační refrakce byla výrazně vyšší. V důsledku těchto výsledků se hodnota stálé A-konstanty 116,5 stala proměnnou pro každou speciální intraokulární čočku. A-konstanta je číselná hodnota vyjadřující vliv nitrooční čočky na optické zobrazení oka. Pro předněkomorové nitrooční čočky se hodnota pohybuje okolo 114–116 a pro zadněkomorové nitrooční čočky 118–118,7. Poloha nitrooční čočky zásadně ovlivňuje celkové zobrazení, výrobci IOL sami přidělují hodnoty A-konstant. [16]

Hodnoty od výrobců A-konstant nebyly příliš přesné, vyžadovaly úpravu v závislosti na axiální délce bulbu. Délka průměrného lidského bulbu 22 až 24 mm dosahovala nejlepších výsledků. Jestliže byl bulbus krátký, méně než 22 mm, optická mohutnost implantované nitrooční čočky (hodnota P) by byla větší a oko by se po operaci stávalo myopickým. U dlouhých bulbů, více než 24 mm, by hodnota P byla menší a oko by bylo hypermetropické. [16]

Po zákroku změřili autoři SRK, zbytkovou refrakci a spočítali předpokládanou A-konstantu, zahrnuli informace o přední komoře, poměr mezi implantovanou IOL a okem, cílem bylo dosáhnout nulové pooperační refrakce. [16]

$$AKonst_{INDIVIDUAL} = \frac{8,55 \cdot B - 2,5 \cdot AL - 0,9 \cdot K - P}{0,0875 \cdot B - 1} \quad (5)$$

$AKonst$ – velikost konstanty příslušné pro implantovanou IOL [-], B – pooperační brýlová korekce [D], AL – axiální délka bulu [mm], K – celková optická mohutnost rohovky [D], P – optická mohutnost implantované čočky [D] [16]

U extrémních délek bulbů (větší než 26 mm a menší než 21 mm) docházelo k velkým nepřesnostem, a proto se trojice autorů rozhodla upravit stávající vzorec. V roce 1988 byl představen vzorec SRK II. Ve vzorci jsou upraveny pouze vstupní parametry, základní vztah zůstal beze změn. [16]

$$P = AKonst - 2,5 \cdot AL - 0,9 \cdot K \quad (6)$$

P – optická mohutnost implantované čočky, $AKonst$ – velikost konstanty příslušné pro implantovanou IOL [-], AL – axiální délka bulu [mm], K – celková optická mohutnost rohovky [D],

Tabulka 2: Vstupní parametry [16]

Axiální délka bulbu	A-konstanta
$AL < 20\text{mm}$	$Akonst = AKonst + 3$
$20\text{ mm} \leq AL < 21\text{ mm}$	$Akonst = AKonst + 2$
$21\text{ mm} \leq AL < 22\text{ mm}$	$Akonst = AKonst + 1$
$22\text{ mm} \leq AL < 24,5\text{ mm}$	$Akonst = AKonst$
$AL > 24,5\text{ mm}$	$Akonst = AKonst - 0,5$

Chyby vznikající při použití vzorce měly být zmenšeny při přičtení příslušných hodnot k A-konstantě, tyto hodnoty jsou závislé na délce bulbu. Vztah individualizující A-konstantu pro SRK II. [16]

$$Akonst_{INDIVIDUAL} = P + B \cdot r_f + 2,5 \cdot AL + 0,9 \cdot K - C \quad (7)$$

$Akonst_{INDIVIDUAL}$ – velikost konstanty příslušné pro implantovanou IOL [-], P – optická mohutnost implantátu [D], B – pooperační brýlová korekce [D], r_f – refrakční faktor [-], AL – axiální délka bulbu [mm], K – optická mohutnost rohovky [D], C – faktor upravující A-konstantu v závislosti na axiální délce [16]

Pro refrakční faktor platí: pro $P < 16$ je $r_f = 1,00$

pro $P > 16$ je $r_f = 1,25$

Tabulka 3: Faktor C upravující A-konstantu [16]

Axiální délka bulbu [mm]	C faktor upravující A-konstantu
$AL < 20\text{ mm}$	$C = AKonst + 3$
$20\text{ mm} \leq AL < 21\text{ mm}$	$C = AKonst + 2$
$21\text{ mm} \leq AL < 22\text{ mm}$	$C = AKonst + 1$
$22\text{ mm} \leq AL < 24,5\text{ mm}$	$C = AKonst$
$AL > 24,5\text{ mm}$	$C = AKonst - 0,5$

Vzorce SRK a SRK II. nezahrnují vlastnosti a pozici intraokulární čočky v oku, tyto vzorce jsou vytvořeny podle určité skupiny probandů, která má specifické vlastnosti a na těchto vlastnostech je závislá. Teoretické vzorce nezahrnují biologickou rozmanitost a chyby vznikající při měření. Statistickou metoda, která vzniká díky biologické rozmanitosti, ale postupně ztrácí podstatu jevu.[16]

4.1.3. Vzorce 3. generace

Na rozdíl od 2. generace vzorců se pracuje nejen pomocí teoreticko-statického přístupu, ale i s hloubkou přední komory. V přístrojích měřících axiální délku oka jsou integrované soustavy vzorců, čímž vznikají složitější kalkulace bez pracného dosazování. V roce 1988 představil Holladay vzorec pro plankonvexní čočky, založen na vergenčním popisu s konstantami odvozenými běžnou regresivní analýzou. [16]

Součtem 0,2 mm a axiální délky oka získává vitreosenzorickou vzdálenost. Surgeon Factor (*SF*) upravuje *A*-konstantu, která je stanovena od výrobců, navíc se společným součtem s kulovým vrcholíkem tvořený rohovkou. Při axiální délce oka mezi intervalem 20 – 25,32 mm je závislá na hloubce přední komory, při překročení hodnoty 25,32 mm je hloubka přední komory brána jako konstantní. *SF* zohledňuje vzdálenost roviny duhovky po přední plochu nitrooční čočky implantované v oku. Více využívaná byla *A*-konstanta, a proto Holladay upravil vzorec s použitím *A*-konstanty. [16]

$$SF = AKonst \cdot 0,5663 - 65,60 \quad (8)$$

V roce 1990 autoři vzorce SRK reagují na Holladayovu formuli představením nového vzorce SRK/T. Ve vzorci je zahrnuta vitreosenzorická vzdálenost, pooperační hloubka přední komory, která je určena z předoperačních údajů, nově je zahrnut průměr rohovky HVID (Horizontal Visible Iris Diameter = horizontální průměr rohovky), ten lze označit i jako WTW (White To White = rozměr rohovky od bělimy k bělimě). [16]

Vzorec SRK/T má jen trochu lepší výsledky v pooperační refrakci než vzorec SRK II., u extrémně dlouhých bulbů má uspokojivější výsledky, vzorec pracuje velmi podobně jako Holladay. Vzorec Hoffer Q je zaměřen na výpočet především pro krátké a normální axiální délky bulbů. Pomocí vzorce Holladay, Hoffer Q a SRK/T lze poměrně přesně vypočítat optickou mohutnost nitrooční čočky pro oko (*AL* = 24 mm), vzorce pracují na stejných matematických principech, ale liší se výpočtem konečné pozice IOL. [16]

4.1.4. Vzorce 4. generace

Haigisův vzorec byl rozšířen o vstupní proměnné (a_0 , a_1 , a_2), které lze individualizovat zvlášť. Parametry upravují optickou mohutnost čočky, hloubku přední komory a axiální délku oka. Výsledky byly uspokojivé pro všechny axiální délky oka. [16]

Holladay představil další vzorec Holladay 2. obsahující sedm vstupních proměnných. Výpočet dosahuje velmi dobré přesnosti u krátkých a dlouhých bulbů, naopak při normální axiální délce má vzorec horší výsledky než vzorce z 3. generace. [16]

Základ pro přesný výpočet uvádí program Holladay IOL Consultant. Program zaznamenává vstupní biometrii, pooperační údaje a ukládá je do databáze. Může se využít zpětné kalkulace k minimalizaci systémových a měřících chyb. [16]

4.2. Porovnání vzorců

Hodnocení přesnosti zákroku vyjadřujeme pooperační refrakcí do hodnoty ± 1 D v procentuálním zastoupení. Autoři vzorců SRK/T udávají u 79 % očí rozptyl do ± 1 D, u Holladay 72 %, na rozdíl od vzorců ze starších generací není výrazné zlepšení (SRK II. ± 1 D 83 %). [16]

Úspěšnost vzorců je závislá na axiální délce oka. Nedokonalý výpočet může nastat při chybné technice měření axiální délky oka, při špatném odhadu šíření ultrazvuku, při chybném změření zakřivení rohovky, při nedokonalém odhadu pooperační hloubky přední komory, při nevhodně zvoleném vzorci. Dokážeme-li minimalizovat tyto chyby, lze dosáhnout přesnosti nad 80 % pro interval ± 1 D. [16]

Dle ustáleného názoru volba vzorce závisí na délce oka, volíme tedy vzorec, který má nejlepší výsledky pro danou axiální délku. Univerzální vzorec s dobrými pooperačními výsledky pro všechny délky oka není, nejlepší je vybírat dle délky bulbů (krátké, střední, dlouhé bulby). [16]

Tabulka 4: Pro specifickou AL je nejvhodnější použít tyto vzorce [16]

Axiální délka bulbu	Typ vzorce
< 22 mm	Hoffer Q
22 mm až 24,5 mm	Průměr ze všech tří vzorců
24,5 mm až 26 mm	Holladay I.
> 26 mm	SRK/T

4.3. Zdroje chyb výpočtu nitrooční čočky po rohovkové refrakční operaci

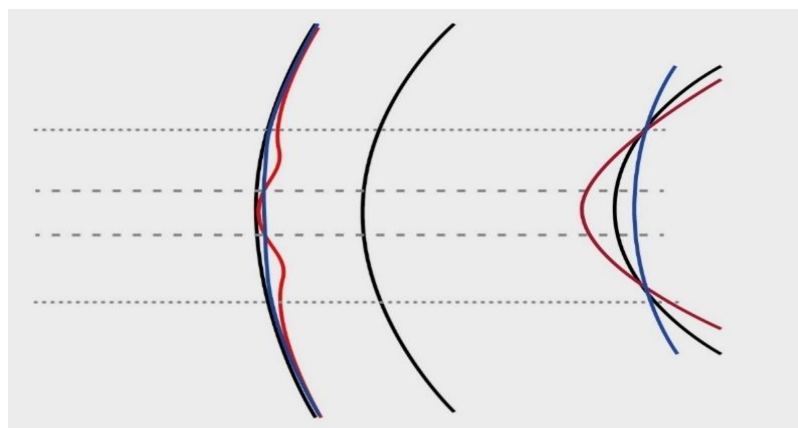
Velké množství pacientů podstoupilo laserovou refrakční operaci, aby dosáhli lepší zrakové ostrosti. V dnešní době se u těchto pacientů vyvíjí katarakta, kterou je třeba odstranit a zkalenou čočku nahradit umělým implantátem. [17,18]

U běžných pacientů se můžeme při výpočtu hodnoty IOL spolehnout na klasické vzorce 3. a 4. generace. Při laserových operacích se však mění fyziologické parametry oka, což způsobuje nepřesnosti ve výpočtu IOL při použití klasických vzorců. Dochází proto k tzv. refrakčnímu překvapení, neboli zbytkové refrakci - po myopickém laseru ke zbytkové plusové refrakci a po hyperopickém laseru ke zbytkové minusové refrakci. [17,18]

Výpočet IOL po refrakční operaci je ovlivněn těmito faktory: asfericitou rohovky, zakřivením zadní plochy rohovky a výpočtem efektivní polohy čočky [17,18]

4.3.1. Vliv asfericity rohovky

Laserové refrakční operace mění sférický tvar rohovky. Během operace dochází ke změnám zakřivení v centrální části rohovky a rohovka se stává asferickou. Keratometry a rohovkové topografy však měří zakřivení rohovky pouze v paracentrální oblasti. Při laserové operaci je centrální část rohovky opracovaná (tj. tvarově pozměněná), dopočet přístrojů je na základě údajů naměřených z paracentrální části. Hodnoty zakřivení v centru rohovky jsou tedy nepravdivé a způsobují chyby při kalkulaci IOL. [17,18, 19]

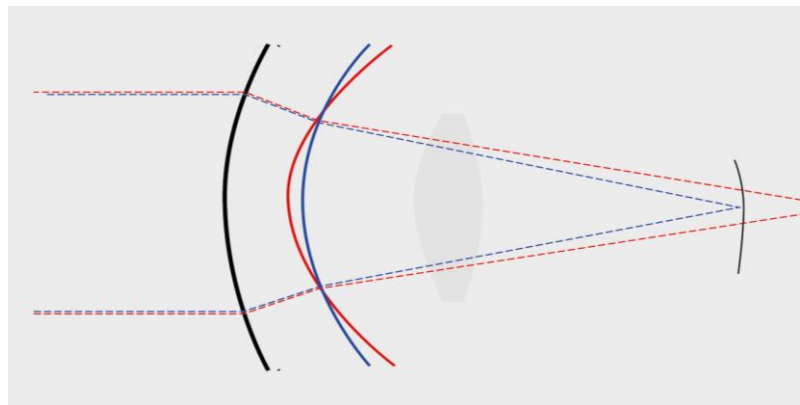


Obrázek 3: Vliv asfericity rohovky na měření zakřivení po refrakčním zákroku [18]

4.3.2. Vliv zadní plochy rohovky

Mezi zakřivením přední a zadní plochy rohovky platí proporcionální vztah (tzv. Gullstrandův poměr). Z tohoto vztahu vychází keratometrický index, jehož hodnota je u většiny přístrojů 1,3375. [17,18,19]

Keratometry a rohovkové topografy měří pouze přední plochu rohovky, hodnoty zakřivení zadní plochy dopočítávají na základě předpokladu konstantních poměrů mezi oběma plochami. Po rohovkovém refrakčním zákroku však tento poměr neplatí a zadní plocha je dopočítávána chybně. Pro přesné změření zadní plochy je lepší využít rohovkový tomograf na principu Scheimpflugovy kamery, který měří zvlášť přední a zadní plochu. [17,18,19]

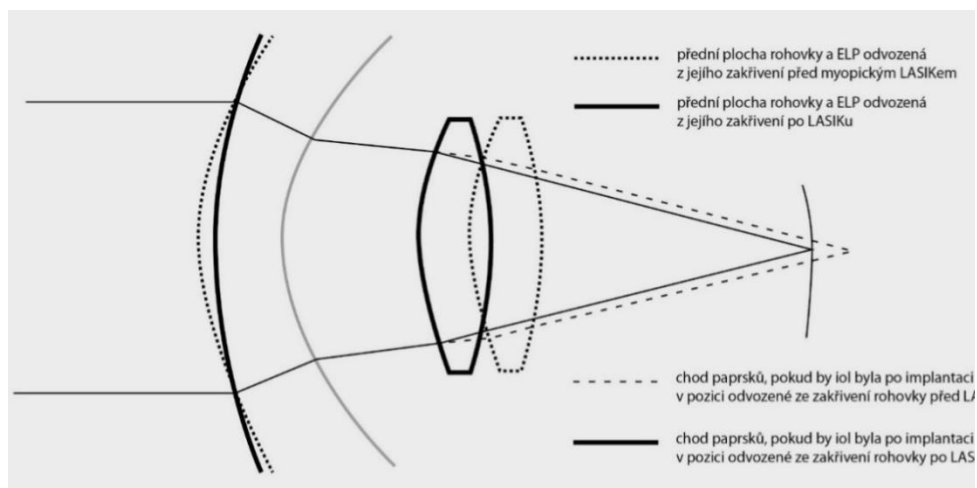


Obrázek 4: Vliv zadní plochy rohovky [18]

4.3.3. Vliv výpočtu efektivní polohy nitrooční čočky (ELP) po předchozím refrakčním zákroku

Vzorce (např. SKR/T) založené na výpočtu efektivní polohy čočky (ELP – effective lens position) předpokládají proporcionální vztah mezi zakřivením rohovky a hloubkou přední komory. [17,18,19]

Po myopickém zákroku se stává rohovka plošší a při výpočtu hodnoty nitrooční čočky je proto (na základě zmíněného proporcionálního vztahu) počítáno s mělčí hloubkou přední komory. Tímto dochází k výpočtu slabší optické mohutnosti nitrooční čočky, ve skutečnosti se totiž pozice čočky ani hloubka přední komory nemění. [17,18,19]



Obrázek 5: Vliv výpočtu efektivní polohy nitrooční čočky (ELP) [18]

4.4. Modifikované vzorce

Modifikované vzorce pro výpočet hodnot IOL po refrakčním zákroku můžeme dělit do dvou skupin, to na přímé a nepřímé. Přímé vzorce zahrnují ve svých výpočtech skutečné měření a nepřímé obsahují předpoklady založené na historických datech nebo teoretické analýze. [20]

4.4.1. Modifikované vzorce – nepřímé

Metoda klinické historie (Clinical History or Calculation method)

V roce 1989 byla představena Holladayem „Metoda klinické historie“. Výpočtem zjišťujeme skutečnou optickou mohutnost. Problémy mohou nastat při nedostupnosti, nepřesnosti údajů, změny zakřivení rohovky nebo při zákalech na čočce. V důsledku nestabilní síly rohovky není vhodná Klinicky historická metoda pro pacienty s radiální keratotomií. [19, 20, 21]

$$K_a = K_p + R_p - R_a \quad (9)$$

K_a – optická mohutnost rohovky [D], K_p – optická mohutnost před refrakčním zákrokem [D], R_p – sférický ekvivalent refrakce před refrakční operací [D], R_a – stabilní sférický ekvivalent refrakce po refrakční operaci [D] [21]

Latkanyho metoda (Latkany Method 1)

Latkanyho metoda neboli Vertexová metoda IOL (Vertexed IOL method) vznikla na základě teoretických studií Feize, Latkany a jejich kolegů. Slouží k výpočtu IOL po LASIK

zákroku za pomoci SRK/T a dalších vzorců. Omezením metody je teoretická povaha studie a nedostatek přesných rozsáhlých studií. Technika využívá regresivní vzorec k opravě optické mohutnosti IOL vypočítané pomocí vzorce SRK/T, po úpravě se hodnota zaokrouhlí na nejbližší 0,50 D. [20,21]

$$IOL = -(0,47 \cdot (SE + 0,85)) \quad (10)$$

IOL – optická mohutnost IOL po refrakčním zákroku [D], SE – sférický ekvivalent refrakce před refrakčním zákrokem [D] [21]

Metoda bypassu rohovky (Corneal Bypass Method)

Tato metoda byla popsána v roce 2006 Walterem. Výhodou výpočtu pomocí vzorce je, že není třeba znát optickou mohutnost rohovky po refrakční operaci. Využívá se axiální délky oka po refrakčním zákroku a zakřivení rohovky před refrakčním zákrokem. Konečná refrakce je zjištěna pomocí sférického ekvivalentu před laserovou refrakční operací. [21]

Metoda Feiz Mannis (Feiz-Mannis Method)

Pro určení celkového refrakčního obrazu využíváme metody Feiz-Mannis a je potřeba detailně znát pacientovu historii. U této metody je nejméně pravděpodobný vznik pooperační hypermetropie. Nejprve se vypočítá optická mohutnost IOL za pomoci zakřivení rohovky před laserovou operací, následně je pak hodnota zvýšena o hodnotu refrakční změny v rovině brýlí o 0,7 D. [21]

$$IOL_{\text{post}} = IOL_{\text{pre}} - \frac{\Delta D}{0,7} \quad (11)$$

IOL_{post} – odhadovaná optická mohutnost IOL po refrakčním zákroku [D], IOL_{pre} – optická mohutnost IOL před laserovou operací [D], ΔD – stabilní refrakční hodnota po laserovém refrakčním zákroku v brýlích [D] [21]

Metoda Masket (Masket Method)

Samuel Masket představil regresní metodu. Metoda Masket vypočítává optickou mohutnost IOL pomocí vzorce Holladay 1 pro axiální délku větší než 23 mm a vzorcem Hoffer Q pro axiální délku menší než 23 mm. Vzorec SRK/T se nedoporučuje, může vést

k nedostatečné korekci. Vypočtená optická mohutnost IOL se upraví korekčním sférickým ekvivalentem, který se stanoví po 4-6 měsících po zákroku. [21]

$$IOL_{postLASIK} = ((-0,326) \cdot LSE) + 0,101 \quad (12)$$

$IOL_{postLASIK}$ – optická mohutnost IOL po refrakčním zákroku [D], LSE – sférický ekvivalent korigovaný laserem vztažený k vertex distance [D], [21]

Modifikace Masket metody

Po procesu validace metody Masket došlo k mírným změnám v regresním vzorci. Tvar vzorce zůstal naprosto stejný, ale změnil se hodnoty v rovnici. Modifikaci Masket metody lze uplatnit pro pacienty po myopickém i hypermetropickém zákroku LASIK. [21]

$$IOL_{postLASIK} = ((-0,4385) \cdot LSE) + 0,0295 \quad (13)$$

$IOL_{postLASIK}$ - optická mohutnost IOL po refrakčním zákroku [D], LSE – sférický ekvivalent korigovaný laserem vztažený k vertex distance [D] [21]

Metoda Intraoperační měření automatické refrakce (Intraoperative auto-refraction measurement)

Metoda využívá přímo intraoperační refrakční data k výpočtu IOL, aniž by byla známa axiální délka a optická mohutnost rohovky, formulována je speciální A-konstanta. Problémem je nedostatečná podpora studií. [20]

Metoda Amberri Double K (Amberri “Double K“ Method)

Metoda Amberri Double K, byla uvedena v roce 2002, upravuje vzorce Hoffer Q, Holladay 1, SRK/T, aby mohly být využity k výpočtu IOL po laserové refrakční operaci a nedocházelo k vysokým hodnotám pooperační refrakce. Vzorce jsou závislé na axiální délce bulbů. V případě že délka bulbu nemá přiřazenou hodnotu, tak není doporučen typ vzorce k výpočtu IOL. [19 20, 21]

Tabulka 5: Úprava vzorce Holladay 1 po myopickém refrakčním zákroku [21]

Myopické oko	Axiální délka oka [mm]					
Refrakční korekce [D]	20	22	24	26	28	30
2	0,5	0,5	0,5	0,4	0,3	0,1
3	0,7	0,7	0,7	0,7	0,4	0,2
4	0,9	1,0	1,0	0,9	0,6	0,4
5	1,2	1,2	1,3	1,2	0,8	0,5
6	1,4	1,5	1,6	1,5	1,0	0,7
7	1,6	1,7	1,8	1,7	1,2	0,9
8	1,9	2,0	2,1	2,0	1,5	1,0
9	2,1	2,2	2,4	2,3	1,7	1,2
10	2,4	2,5	2,7	2,6	1,9	1,4

4.4.2. Modifikované vzorce – přímé

Z důvodu, že větší část přístrojů neměří zadní zakřivení rohovky, využívají vzorce alternativní algoritmy, aby zhruba předpověděly změnu nebo jednoduše použily různé proměnné k předpovědi ELP. [20]

Metoda překrytí kontaktní čočkou (Contact Lens over-refraction)

Metoda překrytí kontaktní čočkou využívá speciální tvrdou kontaktní čočku z PMMA se známou základní křivkou a optickou mohutností. Metoda byla vyhodnocena jako málo přesná pro refrakční zákroky LASIK, LASEK, PRK, a proto již dále není doporučována. [19, 20,21]

$$K = C_{base} + C_{power} + (R_{cl} - R_{bare}) \quad (14)$$

K – optická mohutnost rohovky po refrakční operaci [D], C_{base} – základní křivka kontaktní čočky [D], C_{power} – optická mohutnost kontaktní čočky [D], R_{cl} – sférická refrakční chyba s kontaktní čočkou [D], R_{bare} – sférická refrakční chyba bez kontaktní čočky [D] [21]

Topografická metoda (Topographic Central Corneal Power)

Topografickou metodu představil Doug Koch a Li Wang, je založená na určení optické mohutnosti v centru rohovky pomocí topografu Zeiss Humphrey Atlas

nebo upraveného efektivního refrakčního výkonu (EffPadj) Holladayova diagnostického souhrnu systému EyeSys pro analýzu rohovky. Optická mohutnost v centru rohovky (C_{CP}) se vypočítá z hodnot od 1 mm až 4 mm číselného zobrazení topografu Zeiss Humprey Atlas nebo dle upraveného účinného refrakčního výkonu (EffPadj) v Holladayově systému. Výsledná hodnota je pak snížena o 19 % u myopie po laserovém zákroku LASIK. [20, 21]

$$K = C_{CP} + (\Delta D \cdot 0,19) \quad (15)$$

K – optická mohutnost rohovky po laserovém refrakčním zákroku [D], C_{CP} – optická mohutnost v centru rohovky [D], ΔD – refrakční změna po refrakčním zákroku [D] [21]

Metoda Wang-Koch-Maloney (Wang-Koch-Maloney Method)

Metoda Wang-Koch-Maloney byla popsána Maloneym a upravená následně Doug Kochem a Li Wangem. V metodě není třeba historických údajů a vzniká nízký rozptyl při použití Holladay 2 nebo s Aramberriho dvojitým K vzorcem. Ve vzorci se počítá optická mohutnost centra rohovky pomocí přesného středu Zeiss Humprey Atlas topografu. [21]

$$K = (C_{CP} \cdot 1,114) - 6,1 \quad (16)$$

K - optická mohutnost rohovky po laserovém refrakčním zákroku [D], C_{CP} - optická mohutnost v centru rohovky [D], [21]

Metoda Haigis-L (Haigis-L Formula)

Algoritmus Haigis-L generuje zakřivení rohovky po laserovém zákroku (r_{corr}), který se dosadí do Haigisova vzorce pro výpočet optické mohutnosti nitrooční čočky po laserovém zákroku, využívá se zakřivení rohovky v mm. IOLMaster obsahuje algoritmus Haigis-L. Pracujeme v dioptriích, přepočítáváme zakřivení rohovky v mm na optickou mohutnost centrální rohovky v dioptriích. [21]

$$r_{corr} = \frac{331,5}{-5,1625 \cdot r_{meas} + 82,2603 - 0,35} \quad (17)$$

r_{corr} – upravené zakřivení rohovky [mm], r_{means} – průměr zakřivení rohovky [mm] [21]

$$D_{corr} = \frac{337,5}{r_{corr}} \quad (18)$$

D_{corr} - optické mohutnosti nitrooční čočky po laserovém zákroku [D], r_{corr} – upravené zakřivení rohovky [D] [21]

Shammas formula (Shammas No History Method)

Shammas formula využívá hodnotu keratometrie zjištěné, po refrakčním zákroku na rohovce. Tímto výpočtem lze zjistit optickou mohutnost rohovky po refrakčním zákroku. [21]

$$K = 1,14 \cdot TK - 6,8 \quad (19)$$

K – optická mohutnost rohovky po refrakčním zákroku [D], TK – optická mohutnost v centru rohovky (zjištěná topografem) [D] [21]

5. Experimentální část

6. Cíle práce

Cílem praktické části bude porovnání použitelnosti metod výpočtu nitrooční čočky dle online kalkulátoru ASCRS a ray-tracingové metody. Optimálně by do oka měla být implantována nitrooční čočka takové hodnoty, aby cílová (pooperační) refrakce byla nulová.

Metody výpočtu nitrooční čočky budou zkoumány u souboru pacientů po operaci katarakty, kteří již dříve podstoupili myopický laserový zákrok na rohovce PRK nebo LASIK.

7. Metodika výzkumu

7.1. Soubor pacientů

Pacienti zařazení do výzkumu byli vybráni z kartotéky Centra mikrochirurgie oka Ofta v Plzni, tito pacienti podstoupili laserovou refrakční operaci myopie na rohovce metodou PRK nebo LASIK a následně (s různým odstupem) jim byla odoperována katarakta. Celkový počet pacientů ve výzkumu byl 39. Počet operovaných očí byl dohromady 59. U 37 pacientů byla myopie odstraněna metodou PRK a u dvou pacientů metodou LASIK. Poměr mužů a žen ve výzkumu byl 13:26. Věk pacientů se pohyboval v rozmezí 43 až 83 let.

7.2. Přístrojové vybavení

7.2.1. IOL Master

IOL Master 700 od firmy ZEISS je přístroj pro měření optické biometrie oka. Při použití tohoto přístroje lze zjistit axiální délku oka v rozmezích od 14 mm do 38 mm, zakřivení rohovky 5 – 11 mm, hloubku přední komory 0,7 – 8 mm, tloušťku čočky u fakického oka 1 – 10 mm a u pseudofakického oka 0,13 – 2,5 mm, tloušťka rohovky v centru 0,2 – 1,2 nebo white to white 8 – 16 mm a další. [22]

Přístroj nabízí obraz OCT v celé délce oka, zobrazují se tím anatomické detaily řezu okem, které by měly zvýšit přesnost optické mohutnosti při implantaci nitroočních čoček. Metodou lze zjistit nepravidelné geometrie očí (od rohovky až po sítnici), naklonění nebo decentrace nitrooční čočky. IOL Master 700 získává referenční obraz limbálních cév, který může být využit při chirurgickém zákroku jako navigační pomůcka pro chirurga. [22,23]

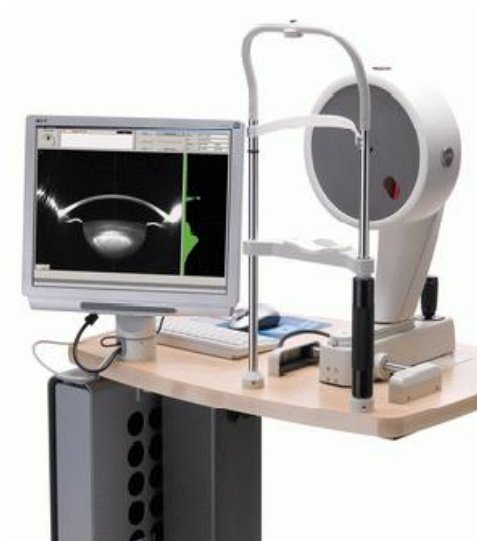
Součástí přístroje jsou i vzorce pro výpočet optické mohutnosti nitrooční čočky, a to i po laserovém zákroku. Data získaná při měření jsou automaticky dosazena do vhodných vzorců. IOL Master 700 obsahuje například vzorce Haigis, Haigis-L, Haigis-T, Hoffer Q, Holladay 1, Holladay 2, SRK/T. [22,23]

7.2.2. Pentacam

Pentacam je vyšetřovací přístroj předního segmentu oka, který pracuje na principu Scheimpflugovy kamery. Při vyšetření dochází k rotujícímu skenování velkého množství datových bodů, navíc přístroj obsahuje pupilární kameru, která zachycuje pohyby očí během vyšetření a současně automaticky upraví naměřená data. [24,25]

Oftalmologický přístroj obsahuje 3D analyzátor přední komory, kterým můžeme změřit velikost komorového úhlu analyzátor katarakty, kterým lze zjistit denzitu čočky a rohovky. Topograf měří zakřivení přední a zadní plochy rohovky, na niž dochází ke změně při laserové refrakční operaci, nebo také tloušťku rohovky (i v celé ploše rohovky). [24]

Pentacam navíc obsahuje simulaci usazení nitrooční čočky podle aktuálního stavu pacienta i průběh změny pozice během života pacienta. Usazení kontaktní čočky lze simulovat stejným způsobem na Pentacamu a to včetně fluoroskopie. Měření probíhá bezbolestně, bezkontaktně a pouze několik minut. [24]



Obrázek 6: Pentacam [24]

7.3. Postup měření

V praktické části bakalářské práce byla zpracována data od pacientů do přehledné tabulky. Data v tabulce dělíme na čtyři hlavní části a to na data před refrakční operací, data získaná po refrakční operaci, data před operací katarakty a po odoperování katarakty. Tabulka obsahuje data z Pentacamu, IOL Masteru 700, autorefraktometru a defokusační křivky. Velká část tabulky se věnuje kalkulaci pro výběr vhodné optické mohutnosti nitrooční čočky.

7.3.1. Data zaměřená na laserovou operaci

Data týkající se laserové refrakční operace zahrnují typ provedení zákroku (PRK nebo LASIK), subjektivní refrakci před zákrokem, odstraněné dioptrie během zákroku, objektivní refrakci po 1-2 letech po zákroku.

7.3.2. Data před operací katarakty

Před operací katarakty byla pacientovi stanovena objektivní refrakce a subjektivní refrakce. Z autorefraktometru byla zaznamenána objektivní refrakce, zakřivení přední plochy rohovky a osa astigmatismu. Subjektivní refrakce byla provedena pomocí defokusační křivky, kdy pacient čte LCD optotyp ze vzdálenosti 6 metrů a jsou mu střídavě předkládány plusové a minusové čočky ve foropteru monokulárně tak, abychom zjistili zrakovou ostrost v různých vzdálenostech.

Z IOL Masteru 700 byla použita následující data: zakřivení přední plochy rohovky, osa astigmatismu, axiální délka oka, hloubka přední komory, A-Konstanta SRK/T, konstanta SF Holladay a konstanty A0, A1, A2 pro Haigis. Pomocí

Pentacamu bylo zjištěno zakřivení přední a zadní plochy rohovky, osa astigmatismu přední plochy rohovky.

very flat corneal curvature.

IOL calculation (Multiformula)

OD right	OS left
(!) Indicates an uncertain measurement value. (*) Indicates that this value has been edited manually. --- Indicates a measurement failure.	
AL: 27.68 mm (!) (SD = 31 µm) ACD: 4.03 mm (SD = 9 µm) LT: 3.90 mm (SD = 11 µm) SE: 35.89 D (!) K1: 35.37 D @ 178° K2: 36.02 D @ 88° Δ D: -0.65 D @ 178° Ref: --- Target ref.: plano LS: Phakic; VS: Vitreous body; Ref. surgery: Untreated; LVC mode: ---	AL: 29.37 mm (SD = 13 µm) ACD: 3.69 mm (SD = 10 µm) LT: 4.38 mm (SD = 20 µm) SE: 34.23 D (!) K1: 33.93 D @ 114° K2: 34.54 D @ 24° Δ D: -0.61 D @ 114° Ref: --- Target ref.: plano LS: Phakic; VS: Vitreous body; Ref. surgery: Untreated; LVC mode: ---
WTW: 12.7 mm	
Ref: --- VA: --- Target ref.: plano SIA: ---	
Haigis suite	Hoffer® Q
A0: -2.135 A1: +0.263 A2: +0.267 IOL (D) Ref (D) +21.50 -0.70 +21.00 -0.35 +20.50 +0.00 +20.00 +0.35 +19.50 +0.69	pACD: +5.50 IOL (D) Ref (D) +20.50 -0.68 +20.00 -0.33 +19.50 +0.02 +19.00 +0.36 +18.50 +0.70
Holladay 2	SRK/T
ACD: +5.116 IOL (D) Ref (D) +19.50 -0.88 +19.00 -0.51 +18.50 -0.14 +18.00 +0.23 +17.50 +0.59	A-Const: 118.90 IOL (D) Ref (D) +19.00 -0.82 +18.50 -0.43 +18.00 -0.05 +17.50 +0.33 +17.00 +0.70
Haigis suite	Hoffer® Q
A0: -2.135 A1: +0.263 A2: +0.267 IOL (D) Ref (D) +19.50 -0.73 +19.00 -0.37 +18.50 -0.02 +18.00 +0.32 +17.50 +0.66	pACD: +5.50 IOL (D) Ref (D) +18.50 -0.74 +18.00 -0.38 +17.50 -0.04 +17.00 +0.31 +16.50 +0.65
Holladay 2	SRK/T
ACD: +5.116 IOL (D) Ref (D) +17.00 -0.59 +16.50 -0.21 +16.00 +0.16 +15.50 +0.53 +15.00 +0.89	A-Const: 118.90 IOL (D) Ref (D) +17.00 -0.91 +16.50 -0.51 +16.00 -0.12 +15.50 +0.26 +15.00 +0.64
Comment	

ZEISS | Template Version 01_062002 | ... Copyright 2012 All rights reserved

ZEISS

Obrázek 7: Tabulka hodnot z IOL Masteru 700 [vlastní zdroj]

7.3.3. Data před operací katarakty

Data z operace katarakty zahrnují datum operace, sílu implantované nitrooční čočky a typ nitrooční čočky.

7.3.4. Data po operaci katarakty

Pooperační data jsou z první kontroly po operaci. Jedná se o objektivní refrakci pomocí autorefraktometru a subjektivní refrakci změřenou metodou defokusační křivky. Vyšetření je provedeno alespoň po dvou měsících od operace katarakty.

7.3.5. Kalkulace IOL

Pro zjištění optické mohutnosti nitrooční čočky byly aplikovány tři kalkulátory, a to kalkulátor v přístroji IOL Master 700, kalkulátor PhacoOptics a online kalkulátor ASCRS.

Přístroj IOL Master 700 po změření pacienta vyhodnotil data a spočítal příslušnou hodnotu IOL dle několika vzorců. Práce byla zaměřena na vzorce SRK/T a Haigis, tedy klasické vzorce 3. a 4. generace, které neberou v úvahu předchozí laserový zákrok na rohovce.

Přístroj Pentacam obsahuje jako externí software kalkulátor PhacoOptics, který zpracovává keratometrická data z Pentacamu pro výpočet optické mohutnosti konkrétní nitrooční čočky. V kalkulátoru byla možnost vybrat přesný typ implantované nitrooční čočky (jestliže nebyl, tak byla použita IOL Alcon SA60AT). V tabulce pro výpočet nitrooční čočky byla doplněna hloubka přední komory, axiální délka oka z přístroje IOL Master a konstantní tloušťka čočky byla stanovena na 4,5 mm. Optická mohutnost nitrooční čočky byla zvolena tak, aby sférický ekvivalent (SphEquiv) byl co nejbližší nule.

ACD	Cylinder	?Cyl axis	Power [SE]
5,66		36	12,5

Postop Rx prediction			
Sph	Cyl	Cyl axis	SphEquiv
+0,21	-0,58	126	-0,08

Obrázek 8: Kalkulátor PhacoOptics [vlastní zdroje]

Pro vypočítání optické mohutnosti bylo použito online kalkulátoru ASCRS po myopickém zákroku. Do ASCRS kalkulátoru byly dosazeny hodnoty z objektivní refrakce před laserovou refrakční operací a refrakce 1-2 roky od zákroku PRK nebo LASIK.

Z Pentacamu bylo využito hodnot optické mohutnosti rohovky v 4 mm zóně (TNP). Z IOL Masteru 700 bylo užito zakřivení přední a zadní plochy rohovky, axiální délka oka, hloubka přední komory a konstanty SF Holladay1, Haigis a0, Haigis a1, Haigis a2 a A-const. SRK/T.

Obrázek 9: Online kalkulátor ASCRS [26]

Vypočteny byly optické mohutnosti nitroočních čoček podle vzorců Masket Formula, Modified Masket, Haigis-L a Potvin Hill. Poté byla v online kalkulačce ASCRS nastavena pooperační hodnota refrakce jako nulová, to mělo vliv na výpočet IOL dle vzorců Masket Formula a Modified Masket.

Using ΔMR		Using no prior data	
¹ Adjusted EffRP	--	² Wang-Koch-Maloney	--
² Adjusted Atlas 9000 (4mm zone)	--	² Shammas	17.08 D
¹ Adjusted Atlas Ring Values	--	³ Haigis-L	--
Masket Formula	16.99 D	¹ Galilei	--
Modified-Masket	17.72 D	² Potvin-Hill Pentacam	16.29 D
¹ Adjusted ACCP/ACPI/APP	--	⁴ OCT	--
⁵ Barrett True K	17.51 D	⁵ Barrett True K No History	16.82 D

Obrázek 10: Výsledky z online kalkulačce ASCRS [26]

7.3.6. Určení ideální hodnoty IOL

Ke stanovení optimální optické mohutnosti nitrooční čočky je potřeba znát vztah mezi IOL a refrakcí pacienta. IOL o optické mohutnosti 1 D se rovná refrakci 0,7 D v brýlích. [27]

$$1,00 D_{IOL} = 0,7 D_{refrakce} \quad (20)$$

Optimální hodnota nitrooční čočky byla zjištěna na základě hodnot pooperační objektivní refrakce a pooperační subjektivní refrakce. Vychází z následujícího vztahu. [27]

$$IOL_{optimální} = IOL_{implantovaná} + \left(\frac{refrakce}{0,7} \right) \quad (21)$$

$IOL_{optimální}$ – hodnota optimální IOL, $IOL_{implantovaná}$ – hodnota implantované IOL, refrakce – sférický ekvivalent pooperační refrakce

7.3.7. Výpočet chyby

Po zjištění optimální hodnoty IOL byla tato hodnota srovnána s hodnotou optické mohutnosti nitrooční čočky, která byla vypočtena podle předchozích kalkulačce. Pro výpočet velikosti chyby byl využit následující vzorec.

$$Chyba\ vzorce = (IOL_{optimální} - IOL_{vypočítaná}) \cdot 0,7 \quad (22)$$

8. Výsledky

V tabulce č. 6 jsou shrnuta naměřená a vyhledaná data hodnocených pacientů. Tabulka obsahuje data týkající se laserové operace a data z poslední kontroly před operací katarakty (refrakce dle autorefraktometru a defokusační křivky, data z IOL Masteru a Pentacamu). V určitých částech tabulky mohou chybět údaje z důvodu jejich absence v kartách pacientů – v návaznosti na to nemusí být vypočteny hodnoty ve vzorcích v tabulce č. 7 (např. pokud IOL Master nezměřil hloubku přední komory, chybí kalkulovaná hodnota IOL dle vzorce Haigis).

Tabulka č. 7 shrnuje hodnoty optické mohutnosti IOL vypočtené pomocí různých vzorců z několika kalkulatorů: SRK/T a Haigis z IOL Masteru, Masket Formula, Modified Masket, Haigis-L a Potvin Hill z online kalkulatoru ASCRS a poslední z ray-tracingového kalkulatoru PhacoOptics integrovaného v Pentacamu. Dále v tabulce nalezneme typ implantované nitrooční čočky a její optickou mohutnost, refrakci po operaci katarakty a vypočtenou optimální hodnotu IOL na základě pooperační subjektivní a objektivní refrakce.

Tabulka č. 8 obsahuje chyby ve výpočtech IOL podle různých vzorců. Přesnost použitých vzorců byla srovnána s optimální hodnotou IOL, a to vždy jak podle autorefraktometru, tak podle defokusační křivky.

Tabulka 8: Třetí souhrn naměřených dat [vlastní zdroj]

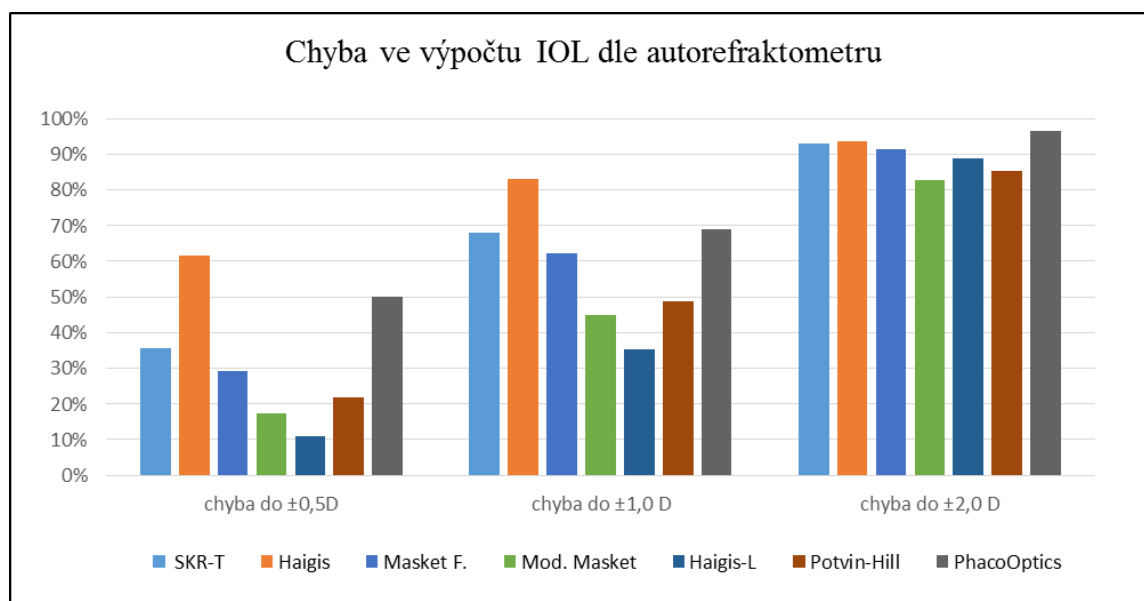
MYOPOVÉ		CHYBA KALK. IOL - SRK-T (IOL Master)		CHYBA KALK. IOL - Haigis (IOL Master)		CHYBA KALK. IOL - Masket Formula (ASCRS)		CHYBA KALK. IOL - Modified-Masket (ASCRS)		CHYBA KALK. IOL - Haigis-L (ASCRS)		CHYBA KALK. IOL - Potvin-Hill Pentacam (ASCRS)		CHYBA KALK. IOL - PhacoOptics	
Iničály	oko	chyba ARK SKR-T	chyba def.k. SKR-T	chyba ARK Haigis	chyba def.k. Haigis	chyba ARK MasketF	chyba def.k. MasketF	chyba ARK Mod.Masket	chyba def.k. Mod.Masket	chyba ARK Haigis-L	chyba def.k. Haigis-L	chyba ARK Potvin-Hill	chyba def.k. Potvin-Hill	chyba ARK PhacoOptics	chyba def.k. PhacoOptics
B.J	OP	1.10	2.10	-0.30	0.70	0.13	1.13	-0.22	0.78	-2.19	-1.19	-1.46	-0.45	0.23	1.23
B.J	OL	1.65	2.15	-0.10	0.40	0.44	0.94	0.08	0.58	-1.77	-1.27	-0.95	-0.45	0.81	1.31
C.M	OP	2.10	2.60	1.40	1.90	0.45	0.96	-0.10	0.40	-0.10	0.40	-0.43	0.07	1.29	1.79
D.M	OP	-0.28	0.60	-	-	-1.49	-0.61	-1.92	-1.05	-2.31	-1.43	-1.42	-0.55	-0.46	0.42
F.J	OP	0.28	0.40	-0.08	0.05	-1.09	-0.96	-1.42	-1.29	-0.96	-0.84	-0.40	-0.27	0.26	0.38
F.J	OL	0.02	0.15	-0.33	-0.20	-0.85	-0.72	-1.05	-0.92	-1.15	-1.03	-0.49	-0.36	0.20	0.33
F.D	OL	3.40	-	2.70	-	0.19	-	-0.79	-	1.29	-	1.50	-	3.10	-
H.H	OL	0.12	-	-0.93	-	-0.65	-	-0.97	-	-1.52	-	-1.96	-	-0.46	-
H.J	OP	0.30	1.55	-0.05	1.20	-0.58	0.67	-0.88	0.37	-1.10	0.15	-2.70	-1.45	-1.14	0.11
H.J	OL	0.45	1.45	0.10	1.10	-0.36	0.64	-0.67	0.33	-0.96	0.04	-3.32	-2.32	-1.85	-0.85
HLJ	OP	-0.18	-0.05	-0.53	-0.40	-1.67	-1.54	-2.11	-1.98	-1.35	-1.23	-	-	0.39	0.51
HLJ	OL	0.10	-1.15	-0.25	-1.50	-1.56	-2.81	-1.97	-3.22	-1.22	-2.47	-	-	0.94	-0.31
H.Z	OP	0.37	-0.50	-0.33	-1.20	3.76	2.89	4.87	3.99	-1.35	-2.23	-3.70	-4.57	-1.25	-2.12
H.Z	OL	0.50	2.00	-0.55	0.95	-1.12	0.38	-1.68	-0.18	-1.79	-0.29	-3.62	-2.12	-0.18	1.32
J.J	OL	0.55	0.55	-	-	-0.65	-0.65	-0.97	-0.97	-0.85	-0.85	-	-	0.10	0.10
JE.J	OP	0.63	-	-	-	-0.80	-	-1.34	-	-2.06	-	-	-	1.04	-
JE.J	OL	0.85	-	-0.20	-	-0.70	-	-1.20	-	-1.55	-	-	-	0.12	-
K.I	OP	0.55	1.05	-0.15	0.35	-0.57	-0.07	-0.86	-0.36	-1.02	-0.52	-	-	-0.28	0.22
K.M	OP	0.55	0.80	-	-	-0.55	-0.30	-0.80	-0.55	-0.70	-0.45	-0.91	-0.66	0.27	0.52
K.M	OL	-0.25	1.75	-0.25	1.75	-0.95	1.05	-1.11	0.89	-1.20	0.80	-1.30	0.70	-0.60	1.40
K.J	OL	0.63	-	-0.08	-	-1.64	-	-2.52	-	-1.55	-	-0.99	-	1.33	-
KR.M	OP	-0.70	0.05	-1.40	-0.65	-1.74	-0.99	-1.88	-1.13	-2.28	-1.53	-	-	-1.10	-0.35
KR.M	OL	-0.65	0.35	-1.00	0.00	-1.39	-0.39	-1.52	-0.52	-1.94	-0.94	-	-	-1.14	-0.14
K.J	OP	0.12	2.25	-	-	-1.91	0.21	-2.68	-0.56	-0.86	1.26	-	-	-0.10	2.03
K.J	OL	1.03	4.15	0.33	3.45	-5.33	-2.21	-6.10	-2.98	-4.77	-1.65	-	-	-2.63	0.50
LP	OP	1.18	0.80	0.47	0.10	-0.82	-1.20	-1.44	-1.82	-0.32	-0.69	0.38	0.00	1.24	0.86
M.J	OP	0.85	2.35	0.15	1.65	-1.84	-0.34	-2.78	-1.28	-0.74	0.76	-2.21	-0.71	-0.67	0.83
M.J	OL	2.68	4.80	1.98	4.10	0.03	2.15	-0.90	1.23	0.79	2.92	-1.92	0.21	0.38	2.51
MO.J	OP	0.28	1.15	-0.78	0.10	-0.98	-0.10	-1.33	-0.45	-1.69	-0.82	-0.73	0.14	-0.04	0.84
P.L	OL	1.20	1.45	0.15	0.40	-0.94	-0.69	-1.71	-1.46	-1.38	-1.13	-1.92	-1.67	0.60	0.85
P.J	OL	0.88	-	-0.18	-	-0.07	-	-0.39	-	-1.86	-	-	-	0.66	-
P.J	OP	1.20	-	0.50	-	-0.32	-	-0.87	-	-0.42	-	-	-	1.30	-
PO.J	OP	0.72	0.10	0.37	-0.25	-0.07	-0.69	-0.28	-0.91	-0.45	-1.08	-	-	0.08	-0.55
PO.J	OL	0.53	1.15	0.18	0.80	-0.42	0.20	-0.64	-0.01	-0.69	-0.07	-	-	0.00	0.62
P.E	OP	0.18	1.55	0.18	1.55	-1.29	0.09	-1.66	-0.28	-0.74	0.64	-0.63	0.75	0.02	1.40
P.E	OL	-0.15	1.10	-0.15	1.10	-1.26	-0.01	-1.55	-0.30	-1.13	0.12	-1.19	0.06	-0.15	1.10
Š.J	OP	1.43	3.30	-	-	-1.46	0.42	-2.37	-0.49	-1.45	0.42	-	-	0.72	2.60
Š.J	OL	1.88	2.25	0.82	1.20	-0.64	-0.26	-1.44	-1.07	-1.22	-0.84	-0.65	-0.27	1.17	1.54
T.A	OP	0.50	1.25	-0.20	0.55	-0.49	0.26	-0.72	0.03	-1.20	-0.45	-	-	-0.52	0.23
T.A	OL	0.48	0.60	-0.23	-0.10	-0.65	-0.53	-0.97	-0.84	-1.21	-1.08	-1.38	-1.26	-0.29	-0.16
T.K	OL	2.65	2.90	-	-	2.06	2.31	1.81	2.06	1.72	1.97	-	-	1.92	2.17
V.M	OP	2.15	0.90	1.10	-0.15	0.65	-0.61	0.10	-1.15	-0.37	-1.62	0.42	-0.83	1.57	0.32
V.M	OL	0.55	0.05	-0.15	-0.65	-1.41	-1.91	-1.91	-2.41	-0.95	-1.45	-0.77	-1.27	0.14	-0.36
VA.M	OP	0.67	1.05	-	-	-1.03	-0.66	-1.68	-1.31	-1.15	-0.78	-1.31	-0.94	0.69	1.07
VA.M	OL	1.98	3.10	0.93	2.05	0.19	1.32	-0.46	0.66	-1.67	-0.54	-0.80	0.33	1.89	3.01
V.K	OP	-0.02	-	-1.08	-	-1.42	-	-1.66	-	-2.10	-	-0.92	-	0.47	-
V.M	OP	0.60	0.85	-0.10	0.15	2.87	3.12	3.67	3.92	-1.00	-0.75	-1.51	-1.26	0.39	0.64
V.M	OL	-0.48	1.40	-0.83	1.05	-1.68	0.20	-2.14	-0.27	-1.83	0.05	-3.28	-1.41	-0.49	1.39
S.H	OL	0.60	1.10	-0.45	0.05	-0.87	-0.37	-1.29	-0.79	-1.86	-1.36	-1.30	-0.80	0.21	0.71
B.L	OP	1.00	1.25	-0.05	0.20	-0.58	-0.33	-0.97	-0.72	-0.84	-0.59	-0.44	-0.19	0.46	0.71
B.L	OL	1.30	0.05	0.60	-0.65	-0.57	-1.82	-1.05	-2.30	-0.37	-1.62	0.02	-1.23	0.76	-0.49
B.J	OL	0.05	0.55	-0.65	-0.15	-0.54	-0.04	-0.75	-0.26	-1.07	-0.57	-0.87	-0.37	-0.34	0.16
H.F	OP	1.40	3.15	-	-	0.47	2.22	0.10	1.85	-	-	-1.04	0.71	0.99	2.74
H.F	OL	1.15	1.90	-	-	0.16	0.91	-0.18	0.57	-	-	-1.04	-0.29	0.37	1.12
K.E	OP	1.10	1.10	-	-	0.49	0.49	0.23	0.23	-	-	-1.74	-1.74	-0.02	-0.02
K.E	OL	2.85	3.85	2.15	3.15	2.30	3.30	2.09	3.09	1.24	2.24	-0.80	0.20	1.95	2.95
S.M	OP	-0.80	-0.30	-2.20	-1.70	-0.24	0.26	-0.55	-0.06	-	-	-0.30	0.20	-0.07	0.43
S.M	OL	1.50	2.75	0.10	1.35	-0.21	1.04	-0.66	0.59	-0.80	0.45	-0.22	1.03	1.13	2.38

V tabulce č. 9 je uvedeno statistické zpracování chyb vzorců podle autorefraktometru. Vzorce v tabulce jsou rozděleny do třech různých skupin. Vzorce SRK/T a Haigis jsou vypočteny z kalkulátoru v IOL Masteru 700, který využívá vzorců z 3. a 4. generace bez modifikace pro oči po laserovém refrakčním zákroku. Vzorce Masket Formula, Modified Masket, Haigis-L a Potvin Hill jsou modifikované vzorce pro výpočet optické mohutnosti nitrooční čočky. Poslední vzorec, PhacoOptics, využívá principu ray tracingu. Tabulka zahrnuje počet pacientů, u kterých lze provést výpočet daného typu vzorce, průměrnou chybu, směrodatnou odchylku, minimální a maximální chybu. Nakonec je uvedena absolutní četnost chyb do $\pm 0,50$ D, do $\pm 1,00$ D a do $\pm 2,00$ D a relativní četnost chyb do $\pm 0,50$ D, do $\pm 1,00$ D a do $\pm 2,00$ D.

Tabulka 9: Chyba ve výpočtu IOL podle autorefraktometru [vlastní zdroj]

CHYBY VE VÝPOČTU dle ARK (obj.)	SKR-T	Haigis	Masket F.	Mod. Masket	Haigis-L	Potvin-Hill	PhacoOptics
celkem pacientů:	56	47	58	58	54	41	58
průměrná chyba	0.78	0.01	-0.54	-0.93	-1.11	-1.18	0.27
směrodatná odchylka	0.88	0.86	1.27	1.49	0.98	1.06	0.96
minimální chyba	-0.80	-2.20	-5.33	-6.10	-4.77	-3.70	-2.63
maximální chyba	3.40	2.70	3.76	4.87	1.72	1.50	3.10
absolutní četnost chyb:							
chyba do $\pm 0,5D$	20	29	17	10	6	9	29
chyba do $\pm 1,0 D$	38	39	36	26	19	20	40
chyba do $\pm 2,0 D$	52	44	53	48	48	35	56
relativní četnost chyb:							
chyba do $\pm 0,5D$	36%	62%	29%	17%	11%	22%	50%
chyba do $\pm 1,0 D$	68%	83%	62%	45%	35%	49%	69%
chyba do $\pm 2,0 D$	93%	94%	91%	83%	89%	85%	97%

Na obrázku č. 11 můžeme vidět grafické srovnání chyb všech sedmi vzorců, které byly uvedeny v tabulce č. 9. Pro vytvoření sloupcového grafu byly použity hodnoty relativní četnosti chyb podle autorefraktometru do $\pm 0,50$ D, do $\pm 1,00$ D a do $\pm 2,00$ D. Nejpřesnější výsledky byly získány ve skupinách do $\pm 0,50$ D a do $\pm 1,00$ D u vzorce Haigis a ve skupině do $\pm 2,00$ D u vzorce PhacoOptics.



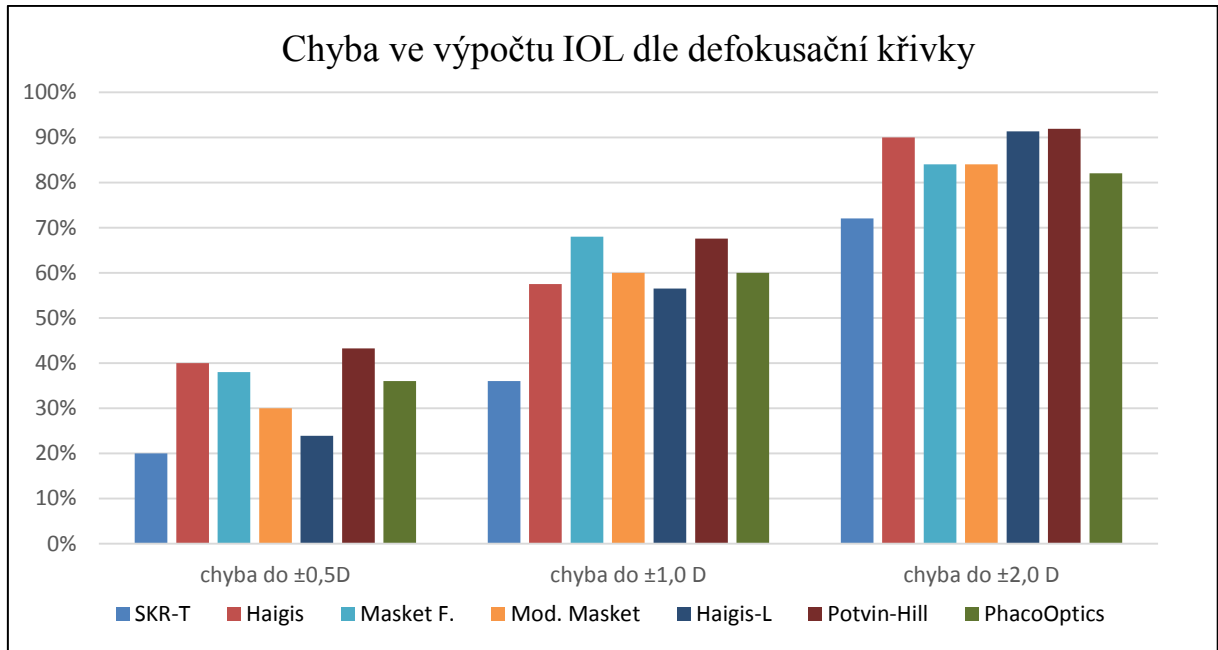
Obrázek 11: Graf chyb ve výpočtech IOL dle autorefraktometru [vlastní zdroj]

V tabulce č. 10 je uvedeno statistické zpracování chyb vzorců podle defokusační křivky. Vzorce v tabulce jsou – stejně jako v přechozí tabulce – rozděleny do třech skupin. Tabulka zahrnuje počet pacientů, u kterých lze provést výpočet daného typu vzorce, průměrnou chybu, směrodatnou odchylku, minimální a maximální chybu. Nakonec je uvedena absolutní četnost chyb do $\pm 0,50$ D, do $\pm 1,00$ D a do $\pm 2,00$ D a relativní četnost chyb do $\pm 0,50$ D, do $\pm 1,00$ D a do $\pm 2,00$ D.

Tabulka 10: Chyba ve výpočtu IOL podle defokusační křivky [vlastní zdroj]

CHYBY VE VÝPOČTU dle def.k. (subj.)	SKR-T	Haigis	Masket F.	Mod. Masket	Haigis-L	Potvin-Hill	PhacoOptics
celkem pacientů	50	40	50	50	46	37	50
průměrná chyba	1.40	0.60	0.13	-0.25	-0.46	-0.62	0.80
směrodatná odchylka	1.22	1.22	1.28	1.46	1.09	1.04	1.03
minimální chyba	-1.15	-1.70	-2.81	-3.22	-2.47	-4.57	-2.12
absolutní četnost chyb:							
maximální chyba	4.80	4.10	3.30	3.99	2.92	1.03	3.01
chyba do $\pm 0,5D$	10	16	19	15	11	16	18
chyba do $\pm 1,0 D$	18	23	34	30	26	25	30
chyba do $\pm 2,0 D$	36	36	42	42	42	34	41
relativní četnost chyb:							
chyba do $\pm 0,5D$	20%	40%	38%	30%	24%	43%	36%
chyba do $\pm 1,0 D$	36%	58%	68%	60%	57%	68%	60%
chyba do $\pm 2,0 D$	72%	90%	84%	84%	91%	92%	82%

Na obrázku č. 12 můžeme vidět grafické srovnání chyb všech sedmi vzorců, které byly uvedeny v tabulce č. 10. Pro vytvoření sloupcového grafu byly použity hodnoty relativní četnosti chyb podle defokusační křivky do $\pm 0,50$ D, do $\pm 1,00$ D a do $\pm 2,00$ D. Nejpřesnější výsledky byly získány ve skupině do $\pm 0,50$ D u vzorce Potvin-Hill, ve skupině do $\pm 1,00$ D u vzorců Potvin-Hill a Masket Formula a ve skupině do $\pm 2,00$ D u vzorce Potvin-Hill.



Obrázek 12: Graf hodnotící chyby ve výpočtech IOL dle defokusační křivky [vlastní zdroj]

9. Diskuze

Cílem bakalářské práce bylo porovnání přesnosti vzorců pro výpočet optické mohutnosti nitrooční čočky u pacientů, kteří již podstoupili operaci katarakty a kterým byl v minulosti (před operací katarakty) proveden laserový myopický zákrok na rohovce. Přesnost vzorců byla porovnána na základě určení chyby vzorce. Chybou vzorce rozumíme rozdíl mezi předoperačně vypočtenou hodnotou IOL a pooperačně určenou optimální hodnotou IOL, která byla zjištěna na základě objektivní refrakce (podle autorefraktometru) nebo subjektivní refrakce (podle defokusační křivky). Bylo porovnáno následujících 7 vzorců: SRK/T, Haigis, Masket Formula, Modified Masket, Haigis-L, Potvin Hill a PhacoOptics.

Podle objektivní refrakce vyšel nejpřesněji vzorec Haigis, u něhož byla chyba do $\pm 0,50$ D u 62 % očí a do $\pm 1,00$ D u 83 % očí. Druhý nejpřesnější byl PhacoOptics, u kterého vyšla chyba do $\pm 0,50$ D u 50 % očí a do $\pm 1,00$ D u 69 % očí. Také chyba do $\pm 2,00$ D vyšla nejlépe u těchto vzorců: PhacoOptics 97 % a Haigis 94 %. U ostatních vzorců vyšly relativní četnosti značně nižší. Je překvapivé, že nejpřesnějším vzorcem pro tuto skupinu byl vzorec Haigis, který pochází ze 4. generace vzorců a není z modifikovaných vzorců. Haigis-L upravený pro výpočet IOL po laserové refrakční operaci nebyl přesnější. Druhým nejpřesnějším byl kalkulátor PhacoOptics, který využívá ray tracingové metody.

Při porovnání chyb ve výpočtech podle subjektivní refrakce byly vzorce více vyrovnané: při chybě do $\pm 0,50$ D vyšel nejlépe Potvin-Hill (43 %), dále Haigis (40 %) a Masket Formula (38 %); při chybě do $\pm 1,00$ D vyšly nejlépe Masket Formula a Potvin-Hill (68 %), Modified Masket a PhacoOptics (60 %) a Haigis (58 %); při chybě do $\pm 2,00$ D vyšly nejlépe vzorce Potvin-Hill (92 %), Haigis-L (91 %) a Haigis (90 %). Jednoznačně nejhůř vyšel vzorec SRK/T, a to ve všech třech hodnocených skupinách (20 %, 36 % a 72 %). V hodnocení vzorců podle defokusační křivky byl nejpřesnějším vzorcem Potvin-Hill, což je modifikovaný vzorec pro výpočet optické mohutnosti nitrooční čočky po předchozím laserovém zákroku na rohovce.

Nepřesné výsledky u vzorců mohly vzniknout v důsledku chyb při subjektivní a objektivní refrakci. K chybám mohlo dojít při subjektivním měření refrakce pomocí defokusační křivky, kde závisí na vyšetřujícím, jak vyhodnotí zrakovou ostrost vyšetřovaného pacienta. V některých případech je těžké určit vrchol defokusační křivky, protože nejlepší zrakové ostrosti je dosaženo u více předsazených dioptrických hodnot, tj. vrchol defokusační křivky není pík, ale plošší křivka. Další nepřesnosti mohly být zapříčiněny nepřesným

změření dat pomocí přístrojů, jako je autorefraktometr, IOL Master 700 nebo Pentacam. Například autorefraktometr mohl být „zmaten“ nepravidelným (olaserovaným) tvarem rohovky a keratometrická data mohl dopočítat mylně, a proto má refrakce podle defokusační křivky z praktického hlediska vyšší výpovědní hodnotu než refrakce objektivní.

Je zajímavé, že kromě jednoho případu* vyšel vzorec Haigis vždy přesněji než Haigis-L, ačkoli bychom očekávali opak vzhledem k tomu, že Haigis-L byl speciálně navržen pro případy po laserovém výkonu (* u skupiny do ± 2 D dle defokusační křivky vyšla tato chyba u vzorce Haigis 90 % a u vzorce Hagsis-L 91 %). Celkově je překvapující, že se klasický vzorec Haigis zdá být mnohem přesnější než většina modifikovaných vzorců. Naopak je zářející, že výsledky přesnosti vzorce PhacoOptics jsou horší, než jsme očekávali. Předpokládali jsme totiž vyšší přesnost z důvodu jeho ray-tracingové povahy, tedy že využívá k výpočtům obě plochy rohovky.

V roce 2006 Samuel Masket a Seth Everett Masket publikovali studii, v níž srovnávali nový vzorec s již existujícími vzorci pro výpočet IOL po předchozí laserové fotoablaci rohovky. Hodnoceny byly myopické i hypermetropické zákroky. Po myopickém zákroku bylo 23 očí a po hypermetropickém zákroku jich bylo 7. Při použití vzorce Masket bylo ve výsledku 14 očí ze 30 emetropických, průměrná chyba se pohybovala okolo $\pm 0,15$ D. Podle studie vyšla chyba do $\pm 0,50$ D u 93 % očí a chyba do $\pm 1,00$ D u 100 % očí. V našem případě vyšly chyby vzorce Masket Formula ve srovnání s výsledky zmíněné studie vyšší: podle subjektivní refrakce 38 % očí do $\pm 0,50$ D a 68 % očí do $\pm 1,00$ D, podle objektivní refrakce 29 % očí do $\pm 0,50$ D a 62 % očí do $\pm 1,00$ D. [28]

V roce 2015 publikoval Li Wang s kolegy výsledky výzkumu, do něhož bylo zařazeno 104 očí po myopickém zákroku LASIK a PRK. Porovnávali přesnost pěti vzorců pro výpočet IOL, jedním z nich byl i Haigis-L. Podle studie byla chyba vzorce do $\pm 0,50$ D u 55,8 % očí a chyba do $\pm 1,00$ D u 90,4 % očí. Tento výsledek je překvapující, protože nám vyšel Haigis-L jako jeden z nejméně přesných vzorců: podle subjektivní refrakce byla chyba do $\pm 0,50$ D u 24 % a do $\pm 1,00$ D u 57 % očí, podle objektivní refrakce vyšla relativní četnost chyb do $\pm 0,50$ D u 11 % a do $\pm 1,00$ D u 35 % očí. [29]

V roce 2015 publikovali Richard Potvin a Warren Hill článek, ve kterém porovnávali přesnost nového algoritmu (vzorce) pro výpočet IOL s již existujícími vzorci. Celkem srovnávali devět vzorců v souboru 101 očí po laserovém refrakčním zákroku LASIK. Při použití vzorce Potvin-Hill byla dle publikované studie chyba vzorce do $\pm 0,50$ D u 66 %

očí a do $\pm 1,00$ D u 91 % očí. Dle našich výpočtů dosahovala chyba vzorce Potvin–Hill dle objektivní refrakce do $\pm 0,50$ D u 22 % očí a do $\pm 1,00$ D u 49 % očí. Podle subjektivní refrakce nám ale vzorec Potvin-Hill vyšel nejpřesnější ze 7 použitých vzorců, chyba do $\pm 0,50$ D byla u 43 % očí a do $\pm 1,00$ D u 68 % očí. U tohoto vzorce si lze povšimnout, že shodnost výpočtu chyb ve srovnání s již existujícími studii závisí na výběru hodnot, ze kterých se relativní chyba vypočítává (objektivní refrakce nebo subjektivní refrakce). [30]

10. Závěr

Cílem bakalářské práce bylo objasnit problematiku výpočtu nitrooční čočky po předchozím myopickém refrakčním zákroku na rohovce.

V praktické části bakalářské práce byla porovnána přesnost sedmi vzorců pro výpočet optické mohutnosti nitrooční čočky. Do hodnocení byly zahrnuty vzorce klasické, vzorce modifikované, tedy předchozímu refrakčnímu zákroku přizpůsobené, a jeden vzorec založený na principu ray-tracingu. Jednotlivé vzorce byly porovnány na základě určení chyby vzorce. Chybou vzorce rozumíme rozdíl mezi předoperačně vypočtenou hodnotou IOL a pooperačně určenou optimální hodnotou IOL, která byla zjištěna změřením objektivní refrakce (podle autorefraktometru) nebo subjektivní refrakce (podle defokusační křivky). Výsledky byly zaneseny do tabulek a grafů a byly statisticky vyhodnoceny. Stěžejním údajem pro hodnocení přesnosti vzorce byla relativní četnost chyby, a to do $\pm 0,50$ D, do $\pm 1,00$ D a do $\pm 2,00$ D.

Nejpřesnějším vzorcem podle objektivní refrakce je Haigis, a to ve skupinách do $\pm 0,50$ D a do $\pm 1,00$ D. V hodnocení podle subjektivní refrakce vyšel nejpřesněji vzorec Potvin-Hill ve všech skupinách. Při použití autorefraktometru byly velikosti chyb nejmenší u klasických vzorců a PhacoOptics, avšak při vyšetření pomocí defokusační křivky byly chyby nejmenší u modifikovaných vzorců. Záleží tedy, které z údajů bude oftalmolog při výběru vzorce upřednostňovat.

Seznam použité literatury

- [1] REFRAKČNÍ CENTRUM FN USA BRNO. Biometrie v klinické praxi. *Česká oční optika duben 2010* [online]. 2004 [cit. 2017-11-13]. Dostupné z: http://www.4oci.cz/biometrie-v-klinicke-praxi_4c6
- [2] KUCHYŇKA, Pavel. *Oční lékařství* [online]. Praha: GRADA Publishing, 2007, 812 s. [cit. 2017-11-11]. 380-400 ISBN 978-80-247-1163-8. Dostupné z: <https://books.google.cz/books?id=MrJkMOqOrJMC&pg=PA398&dq=biometrie+oka&hl=cs&sa=X&ved=0ahUKEwjXrdfX9bPXAhVQJVAKHW3yCXgQ6AEINDAC#v=onepage&q=biometrie%20oka&f=false>
- [3] HLOŽÁNEK, Martin a Blanka BRŮNOVÁ. *Přístrojová technika v oftalmologii*. Praha: Nakladatelství ART et FACT, 2006, 8-15, ISBN 80-902160-9.
- [4] AGARWAL, Amar, Athiya AGARWAL a Soosan JACKOB. *Dr Angarwal's Textbook on Corneal topography including Pentacam and Anterior Segment OCT*. 2. dopl. vyd. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers (P), 2010, 6-15, ISBN 978-81-8448-861-6.
- [5] KOLARČÍK, Lukáš, Václav DEDEK a Michal PTÁČEK. *Příručka pro sestry v oftalmologii* [online]. Praha: GRADA Publishing, 2016 [cit. 2017-11-11]., 54-58, ISBN 978-80-271-9382-0. Dostupné z: <https://books.google.cz/books?id=MzHzDQAAQBAJ&pg=PA54&dq=keratometrie&hl=cs&sa=X&ved=0ahUKEwicp9uSnKzXAhVi44MKHV1JC7sQ6AEILDAA#v=onepage&q=keratometrie&f=false>
- [6] ROZSÍVAL, Pavel. *Oční lékařství*. Praha: Galén, 2006, 325-333, ISBN 80-7262-404-0.
- [7] NOVÁK, Petr. *Laserové operace očí* [online]. [cit. 2017-11-19]. Dostupné z: <http://www.lekari-online.cz/ocni-lekarstvi/zakroky/laserove-korekce-ocnich-vad#a-metody-povrchove>
- [8] *Korekce pomocí excimerového laseru – PRK* [online]. [cit. 2017-11-20]. Dostupné z: <http://www.lekari-online.cz/ocni-lekarstvi/zakroky/excimerovy-laser>

- [9] AZAR, Dimitri T. a Douglas D. KOCH. *LASIK: Fundamentals, Surgical Techniques, and Complications*. 2002. New York: Marcel Dekker, 2002, 1-38. ISBN 0-8247-0797-4.
- [10] AZAR, Dimitri T., Massimo CAMELLIN a Richard W. YEE. *LASEK, PRK, AND EXCIMER LASER STROMAL SURFACE ABLATION*. New York: Marcel Dekker I, 2005, 1-28. ISBN 0-8247-5434-4.
- [11] *Korekce laserovou metodou LASEK* [online]. 4.9.2008 [cit. 2017-12-3]. Dostupné z: <http://www.lekari-online.cz/ocni-lekarstvi/zakroky/lasek>
- [12] *EpiLASEK Laser Eye Surgery* [online]. [cit. 2017-12-10]. Dostupné z: <https://www.lasik-eyes.co.uk/epi-lasek-laser-eye-surgery/>
- [13] *LASIK ReLEx SMILE* [online]. [cit. 2017-12-10]. Dostupné z: <http://www.gemini.cz/zakroky/operace-oci-laserem/relex/>
- [14] SEKUNDO, Walter. *Small Incision Lenticule Extraction (SMILE): Principles, Techniques, Complication Management, and Future Concepts*. Švýcarsko: Springer, 2015., 1-40 ISBN 978-3-319-18529-3.
- [15] *Korekc laserovou metodou femtoLASIK* [online]. 17.8.2009 [cit. 2017-12-10]. Dostupné z: <http://www.lekari-online.cz/ocni-lekarstvi/zakroky/femtolasik>
- [16] FALHAR, Martin. Vzorce pro výpočet optické mohutnosti intraokulárních čoček. *JEMNÁ MECHANIKA A OPTIKA* [online]. Holešov: TYPOservis Holešov, 2008, 2008, 53(2), 35-40 [cit. 2018-01-07]. Dostupné z: <http://jmo.fzu.cz/2008/Jmo-02/JMO-200802.pdf>
- [17] SAVINI, Giacomo. *IOL Power Calculation After Refractive Surgery* [online]. 2015 [cit. 2017-12-31]. Dostupné z: <https://crstoday.com/articles/2015-oct/iol-power-calculation-after-refractive-surgery/>
- [18] PALKOVIČOVÁ, Eliška a Jiří CENDELÍN. Přesnost výpočtu nitrooční čočky po předchozí refrakční operaci.(prezentace)
- [19] SHAHZAD, Hussain Syed Faraaz. *Biometry for Intra-Ocular Lens (IOL) power calculation: After Refractive Surgery* [online]. 4.10.2017 [cit. 2017-12-31]. Dostupné z: [http://eyewiki.aao.org/Biometry_for_Intra-Ocular_Lens_\(IOL\)_power_calculation#After_Refractive_Surgery](http://eyewiki.aao.org/Biometry_for_Intra-Ocular_Lens_(IOL)_power_calculation#After_Refractive_Surgery)

[20] QIN, Bing a David HUANG. *Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery: Methods to Obtain the True Corneal Power after Refractive Surgery* [online]. 20.12.2017 [cit. 2017-12-31]. Dostupné z: http://eyewiki.aaopt.org/Intraocular_lens_power_calculation_after_corneal_refractive_surgery#Clinical_history_method

[21] *IOL Power Calculations: Post Keratorefractive Surgery* [online]. [cit. 2017-12-31]. Dostupné z: <https://doctor-hill.com/iol-main/lasik.htm>

[22] *IOLMaster 700: Next generation biometry from ZEISS* [online]. [cit. 2018-05-01]. Dostupné z: <https://www.zeiss.com/meditec/int/products/ophthalmology-optometry/cataract/diagnostics/optical-biometry/iolmaster-700.html#technical-data>

[23] *ZEISS presents the new IOLMaster 700 for better predictability and optimized workflows in cataract surgery* [online]. [cit. 2018-05-01]. Dostupné z: <https://www.zeiss.com/meditec/int/media-news/press-releases/iolmaster-700-with-swept-source-biometry.html>

[24] *OCULUS Pentacam - analyzátor předního segmentu oka* [online]. [cit. 2018-05-01]. Dostupné z: <http://www.oculus.cz/pentacam>

[25] *Pentacam: Pentacam® Core Functions* [online]. [cit. 2018-05-01]. Dostupné z: <https://www.pentacam.com/us/start/models/pentacamr/core-functions.html>

[26] IOL power calculation in eyes that have undergone LASIK/PRK/RK. *American Society of Cataract and Refractive Surgery* [online]. [cit. 2018-05-02]. Dostupné z: <http://iolcalc.ascrs.org/wbfrmCalculator.aspx>

[27] Pospíšilová, J.; Cendelín J.: Porovnání přesnosti různých metod výpočtů optické mohutnosti intraokulární čočky po rohovkových refrakčních zákrocích, Fakulta biomedicínského inženýrství, Kladno 2015, 28s.

[28] MASKET, Samuel a Seth Everett MASKET. Simple regression formula for intraocular lens power adjustment in eyes requiring cataract surgery after excimer laser photoablation. *Journal of cataract and Refractive surgery* [online]. Elsevier, march 2003, (32), 430-434 [cit. 2018-05-13]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16631051>

[29] WANG, Li, Maolong TANG, David HUANG, Mitchell P. WEIKERT a Douglas D. KOCH. *Comparison of Newer Intraocular Lens Power Calculation Methods for Eyes after*

Corneal Refractive Surgery [online]. October 2015 [cit. 2018-05-13]. Dostupné z:
[https://www.aaojournal.org/article/S0161-6420\(15\)00893-3/abstract](https://www.aaojournal.org/article/S0161-6420(15)00893-3/abstract)

[30] POTVIN, Richard a Warren HILL. New algorithm for intraocular lens power calculations after myopic laser in situ keratomileusis based on rotating Scheimpflug camera data. *Journal of cataract and Refractive surgery* [online]. 2015, February 2015, (41), 339–347 [cit. 2018-05-13]. Dostupné z: [https://www.jcrsjournal.org/article/S0886-3350\(14\)01689-7/fulltext](https://www.jcrsjournal.org/article/S0886-3350(14)01689-7/fulltext)

Seznam symbolů a zkratk

AKonst	velikost konstanty příslušné pro implantovanou IOL
AL	axiální délka oka
ASCRS	American Society of Cataract and Refractive Surgery
B	korekční hodnota brýlové čočky
C	faktor upravující A-konstantu v závislosti na axiální délce
C_{base}	základní křivka kontaktní čočky
C_{CP}	optická mohutnost v centru rohovky
C_{power}	optická mohutnost kontaktní čočky
DPostRx	požadovaná pooperační refrakce
EffPadj	upravený účinný refrakční výkon
ELP	pozice implantované čočky po operaci
IOL	nitrooční čočka
IOL_{post}	optická mohutnost IOL po laserové operaci
IOL_{pre}	optická mohutnost IOL před laserovou operací
K	celková optická mohutnost rohovky
K_p	optická mohutnost před refrakčním zákrokem
LASEK	laser epithelial keratomileus
LASIK	laser in situ keratomileus
LSE	sférický ekvivalent korigovaný laserem vztažený k vertex distance
P	předpokládaná optická mohutnost IOL
PK	hloubka přední komory
PMMA	polymethylmethakrylát
PRK	fotorefraktivní keratometrie
R_{bare}	sférická refrakční chyba bez kontaktní čočky
R_{cl}	sférická refrakční chyba s kontaktní čočkou
r_{corr}	upravené zakřivení rohovky
r_f	refrakční faktor
r_{means}	průměr zakřivení rohovky
SE, SphEquiv	sférický ekvivalent
SF	surgeon factor

Seznam obrázků

Obrázek 1: Topografie rohovky [4].....	5
Obrázek 2: Laserová metoda LASIK - korekce myopie [9].....	8
Obrázek 3: Vliv asfericity rohovky na měření zakřivení po refrakčním zákroku [18]	16
Obrázek 4: Vliv zadní plochy rohovky [18].....	17
Obrázek 5: Vliv výpočtu efektivní polohy nitrooční čočky (ELP) [18].....	18
Obrázek 6: Pentacam [24]	25
Obrázek 7: Tabulka hodnot z IOL Masteru 700 [vlastní zdroj]	27
Obrázek 8: Kalkulátor PhacoOptics [vlastní zdroje].....	28
Obrázek 9: Online kalkulátor ASCRS [26]	28
Obrázek 10: Výsledky z online kalkulátoru ASCRS [26].....	29
Obrázek 11: Graf chyb ve výpočtech IOL dle autorefraktometru [vlastní zdroj]	35
Obrázek 12: Graf hodnotící chyby ve výpočtech IOL dle defokusační křivky [vlastní zdroj]	36

Seznam tabulek

Tabulka 1: Rychlost šíření ultrazvuku v očních strukturách [2].....	3
Tabulka 2: Vstupní parametry [16].....	13
Tabulka 3: Faktor C upravující A-konstantu [16]	13
Tabulka 4: Pro specifickou AL je nejvhodnější použít tyto vzorce [16].....	15
Tabulka 5: Úprava vzorce Holladay 1 po myopickém refrakčním zákroku [21]	21
Tabulka 6: První souhrn změřených dat [vlastní zdroj].....	31
Tabulka 7: Druhý souhrn naměřených dat [vlastní zdroj].....	32
Tabulka 8: Třetí souhrn naměřených dat [vlastní zdroj].....	33
Tabulka 9: Chyba ve výpočtu IOL podle autorefraktometru [vlastní zdroj]	34
Tabulka 10: Chyba ve výpočtu IOL podle defokusační křivky [vlastní zdroj]	35