ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE

FAKULTA
BIOMEDICÍNSKÉHO
INŽENÝRSTVÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2021

KRISTÝNA
JIRÁSKOVÁ

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta biomedicínského inženýrství
Katedra přírodovědných oborů

Porovnání metod výpočtu hodnoty nitrooční čočky po předchozí hypermetropické refrakční laserové operaci rohovky

Comparison of methods for intraocular lens power calculation after previous hyperopic laser corneal surgery

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Optika a optometrie

Autor bakalářské práce: Kristýna Jirásková

Vedoucí bakalářské práce: MUDr. Jiří Cendelín, CSc.

Kladno 2021

ČVUT
ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení:	**Jirásková**	Jméno:	**Kristýna**	Osobní číslo:	**483401**
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:

Porovnání metod výpočtu hodnoty nitrooční čočky po předchozí hypermetropické refrakční laserové operaci rohovky

Název bakalářské práce anglicky:

Comparison of methods for intraocular lens power calculation after previous hyperopic laser corneal surgery

Pokyny pro vypracování:

V teoretické části budou vysvětleny principy a shrnuty možnosti výpočtu nitrooční čočky po předchozím laserovém rohovkovém refrakčním zákroku. V praktické části bude u skupiny pacientů s nitrooční čočkou po předchozím hypermetropickém refrakčním zákroku změřena subjektivní a objektivní refrakce včetně aberometrie a na jejíž základě bude porovnána úspěšnost minimálně tří metod výpočtu hodnoty nitrooční čočky.

Seznam doporučené literatury:

[1] KIM, T., del BARRIO, J. L A., WILKINS, M., COCHENER, B., ANG, M., Refractive surgery, The Lancet, ročník 393, číslo 10185, 2019, 2085-2098 s., DOI: 10.1016/S0140-6736(18)33209-4
[2] SAVINI, G., HOFFER, K.J., Intraocular lens power calculation in eyes with previous corneal refractive surgery, Eye and Vision, ročník 5, číslo 1, 2018, 18 s.
[3] WANG, X., CUI, R., SONG, X., YUN, B., QIAN, J., DING, N., Comparison of the accuracy of intraocular lens power calculation formulas for eyes after corneal refractive surgery, Annals of Translational Medicine, ročník 8, číslo 14, 2020, 871 s.

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

MUDr. Jiří Cendelín, CSc.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **15.02.2021**
Platnost zadání bakalářské práce: **18.09.2022**

prof. RNDr. MUDr. Petr Maršálek, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
podpis děkana(ky)

Název bakalářské práce: Porovnání metod výpočtu hodnoty nitrooční čočky po předchozí hypermetropické refrakční laserové operaci rohovky

Abstrakt:

Bakalářská práce se zabývá porovnáním výpočtových vzorců hodnoty nitrooční čočky (IOL) po předchozím hypermetropickém refrakčním zákroku na rohovce. Teoretická část podává přehled o refrakčních rohovkových zákrocích, vzorcích a metodách pro výpočet hodnoty IOL, a nakonec porovnává používané výpočtové metody ze souhrnných studií z let 2018 a 2020 autorů Savini a Li a jejich kolektivů.

V experimentální části bylo použito deset vzorců pro výpočet hodnoty IOL zakomponovaných ve dvou kalkulátorech. Biometr IOL Master 700 obsahuje vzorce Haigis, Hoffer Q, Holladay 2 a SRK/T a on-line kalkulátor společnosti ASCRS nabízí použití vzorců Masket, Modified Masket, Barrett True K, Barrett True K No History, Shammas a průměrnou hodnotu těchto vzorců (Average).

Pracovali jsme s daty 13 pacientů (23 očí) oční kliniky OFTA v Plzni, kteří v minulosti podstoupili hypermetropický refrakční zákrok na rohovce a později jim byla odoperována katarakta. U každého výpočtového vzorce byla porovnána hodnota IOL s vypočtenou optimální hodnotou za použití sférického ekvivalentu výsledné objektivní (ARK) a subjektivní refrakce (SR). Podle ARK vyšel nejpřesněji vzorec Haigis (chyba do ±0,5 D u 55 % očí) a podle SR vzorec SRK/T (chyba do ±0,5 D u 44 % očí).

Klíčová slova:

refrakční operace, biometrie, výpočet hodnoty nitrooční čočky, vzorce pro výpočet IOL, porovnání IOL vzorců

Bachelor´s Thesis title: Comparison of methods for intraocular lens power calculation after previous hyperopic laser corneal surgery

Abstract:

The bachelor thesis deals with the comparison of calculation formulas of the intraocular lens (IOL) power after previous corneal hyperopic refractive surgery. The theoretical part provides an overview of refractive corneal procedures, IOL power calculation formulas and methods, and finally compares the calculation methods used in 2018 and 2020 comprehensive studies by Savini and Li and their colleagues.

In the experimental part, the IOL power was calculated by ten formulas incorporated in two calculators. The IOL Master 700 biometer contains Haigis, Hoffer Q, Holladay 2 and SRK/T formulas, and ASCRS's online calculator offers the use of Masket, Modified Masket, Barrett True K, Barrett True K No History, Shammas formulas and the average value of these formulas.

The studied data was collected from 13 patients (23 eyes) of the OFTA eye clinic in Plzeň, who underwent hypermetropic refractive surgery on the cornea in the past and subsequently underwent cataract surgery. For each calculation formula, the IOL power was compared to the optimal IOL power using the spherical equivalent of the objective refraction (ARK) and subjective refraction (SR). According to ARK, the most accurate was Haigis formula (error up to ± 0.5 D in 55 % of eyes) and according to SR, the formula SRK/T (error up to ± 0.5 D in 44 % of eyes) was the most accurate.

Key words:

refractive surgery, biometry, intraocular lens power calculation, IOL calculation formulas, comparison of IOL calculations

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych ráda poděkovala svému vedoucímu bakalářské práce MUDr. Jiřímu Cendelínovi, CSc. za směrování při psaní práce a mnoho užitečných rad. Také děkuji vstřícnému kolektivu Centra mikrochirurgie oka OFTA v Plzni, zejména optometristce Denise Heřmanové za vždy podanou pomocnou ruku při měření pro praktickou část bakalářské práce. Nemalý dík patří také mé rodině za psychickou podporu během psaní práce a během celého studia.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „*Porovnání metod výpočtu hodnoty nitrooční čočky po předchozí hypermetropické refrakční laserové operaci rohovky*“ 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 …… …….

podpis

Obsah

1. Úvod 1
1.1 Cíle práce 1
1.1.1 Hypotézy 1
2. Teoretická část 2
2.1 Rohovková refrakční chirurgie 2
2.1.1 Radiální keratotomie (RK) 2
2.1.2 Fotorefraktivní keratektomie (PRK) 3
2.1.3 LASEK 4
2.1.4 Laserová in situ keratomileusis (LASIK) 4
2.1.5 ReLEx: Extrakce stromální čočky 5
2.1.6 Rohovkové implantáty 7
2.1.7 Termální keratoplastika 7
2.2 Měření struktur oka a parametrů pro výpočet IOL 9
2.2.1 Struktury oka a parametry pro výpočet IOL 9
2.2.2 Biometrie oka před operací katarakty 10
2.3 Výpočet hodnoty nitrooční čočky 13
2.3.1 Vzorce I. generace 13
2.3.2 Vzorce II. generace 15
2.3.3 Vzorce III. generace 15
2.3.4 Vzorce IV. generace 17
2.3.5 Nové metody výpočtu hodnoty nitrooční čočky 18
2.4 Řešení výpočtu IOL po refrakčním zákroku 19
2.4.1 Metody založené na klinické znalosti pacienta 21
2.4.2 Metody založené na klinické neznalosti pacienta 24
2.5 Porovnání metod výpočtu IOL 27
3. Experimentální část 29
3.1 Soubor pacientů 29
3.2 Metodika výzkumu 29
3.2.1 Postup vyšetření 29
3.2.2 Přístrojové vybavení 32
3.3 Zpracování výsledků 33

3.3.1 Výpočet optimální hodnoty IOL 33
3.3.2 Výpočet chyb stanovených hodnot IOL 33
3.3.3 Statistické zpracování 34
4. Výsledky 35
5. Diskuse 41
6. Závěr 43
Seznam použité literatury 44
Seznam symbolů 49
Seznam zkratek 50
Seznam obrázků a grafů 51
Seznam tabulek 52

1. Úvod

Refrakční chirurgie se za poslední roky stala velmi oblíbenou možností řešení refrakčních vad. Mezi dnes nejprováděnější zákroky patří fotorefraktivní keratektomie (PRK) a laserová in situ keratomileusis (LASIK). Novější extrakce refrakční lentikuly (ReLEx) přináší výhodu v minimalizaci zásahu do rohovkové struktury. [1; 2]

Kromě refrakčních operací je nejprováděnějším očním chirurgickým zákrokem operace šedého zákalu (katarakty). Principem operace je extrakce zkalené oční čočky a následná implantace umělé nitrooční čočky (IOL). Jelikož běžná umělá nitrooční čočka není schopná akomodace, musí být její lomivá síla stanovena přesně podle potřeb pacienta. [3; 4]

Refrakční zákrok signifikantně mění optické vlastnosti rohovky. Následný výpočet nitrooční čočky nelze provádět běžnými základními vzorci, proto byly popsány nové metody k výpočtu hodnoty nitrooční čočky po refrakčním zákroku na rohovce, nebo byly modifikovány základní vzorce. [3; 5]

Vzorce pro výpočet hodnoty nitrooční čočky po předchozí refrakční operaci rohovky se dělí do dvou základních skupin podle znalosti refrakčních a keratometrických dat o proběhlém rohovkovém zákroku. Dnes jsou běžně integrovány do biometrických nebo keratometrických přístrojů jako IOL Master nebo Pentacam, nebo jsou dostupné on-line. [5]

V experimentální části práce budou porovnány vzorce pro výpočet hodnoty nitrooční čočky po předchozí hypermetropické refrakční laserové operaci rohovky.

1.1 Cíle práce

Cílem práce je porovnat dnes standardně používané metody výpočtu nitrooční čočky po předchozím refrakčním rohovkovém zákroku a zhodnotit refrakční výsledek po implantaci IOL za použití objektivní a subjektivní refrakce.

1.1.1 Hypotézy

Předpokládáme, že metody výpočtu hodnoty IOL po předchozím rohovkovém zákroku, které počítají s daty o refrakci před a po refrakčním zákroku, budou vycházet přesněji než ty, které do výpočtů refrakční operaci nezahrnují.

Také se domníváme, že hodnocení výsledků vypočtených hodnot IOL pomocí objektivní refrakce vyjde stejně jako pomocí subjektivní refrakce.

2. Teoretická část

2.1 Rohovková refrakční chirurgie

Nejběžnějším řešením refrakčních vad vždy byly brýle hned následované kontaktními čočkami. V posledních letech se však čím dál více provádějí refrakční operace. Chirurgickou korekci zraku lze provádět různými způsoby, z hlediska přístupnosti je nejrozšířenější rohovková refrakční chirurgie.

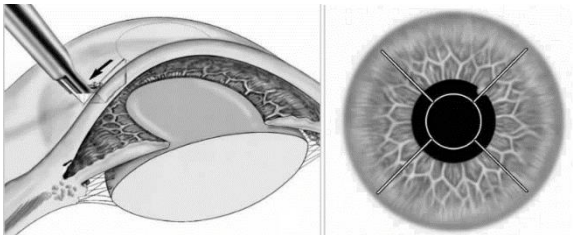
První známé pokusy o rohovkový zákrok za účelem korekce refrakční vady byly provedeny v druhé polovině 19. století Hermannem Snellenem. Vedením incizí přes nejzakřivenější meridián rohovky se pokusil o korekci astigmatismu. Tento zákrok byl postupně zdokonalován, až v roce 1939 japonský oftalmolog Tsutomu Sato předvedl na podobném principu radiální keratotomii. [6]

V roce 1949 byly položeny základy pro ablační techniky refrakční chirurgie. Profesor José Barraquer použil manuální mikrokeratom k odstranění části přední vrstvy rohovky, kterou následně zmrazil a soustružením vytvaroval do požadovaného tvaru. Tímto založil metodu keratomileusis, kterou později zdokonalili jeho žáci v in situ keratomileusis. [6]

S nástupem laserů do oftalmologické praxe došlo k obrovskému zjednodušení manipulace s tkání a zpřesnění výsledků.

2.1.1 Radiální keratotomie (RK)

Radiální keratotomie (obrázek 2.1) byla poprvé provedena v roce 1939 japonským oftalmologem Tsutomem Satem. Jeho forma operace se však neosvědčila pro závažné komplikace. Dnešní podobu zákrok získal v 70. letech minulého století, kdy ruský oftalmolog Svjatoslav Fjodorov vyřešil dlouhodobé pooperační komplikace rané radiální keratotomie a předvedl paprsčité zářezy do přední plochy rohovky. Vedením paracentrálních paprskovitých řezů od centra optické zóny k okraji rohovky diamantovým nožem dochází k vytvarování její periferie do strmějšího tvaru, čímž dojde k oploštění v jejím centru. Dnes je RK z velké části nahrazena moderními technikami refrakční chirurgie. [6; 7; 8; 9]

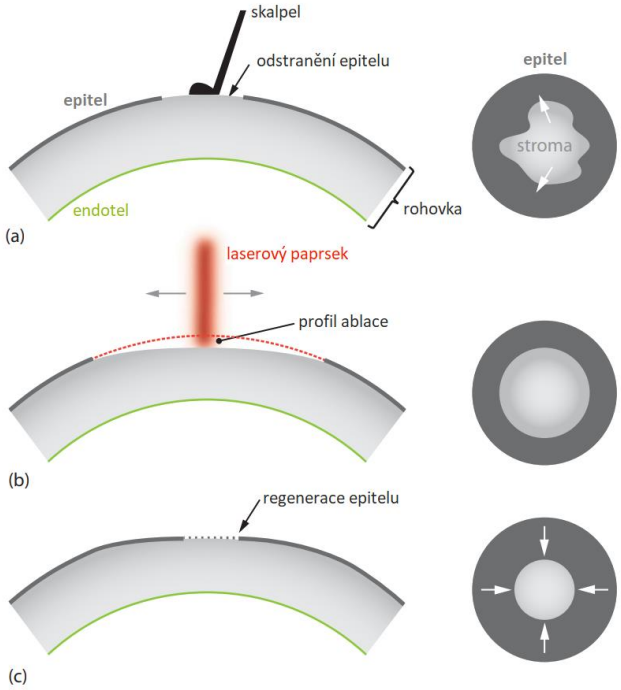


Obrázek 2.1: Radiální keratotomie (RK). **[35]**

2.1.2 Fotorefraktivní keratektomie (PRK)

Jedná se o přímou interakci laseru se stromální tkání v centru rohovky. Tvarování rohovky probíhá pomocí excimerového laseru (o vlnové délce 193 nm), který využívá procesu fotoablace nebo fotodekompozice. [9]

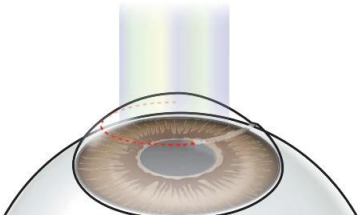
Po povrchové anestezii se skalpelem nebo laserem odstraní epiteliální vrstva rohovky o průměru asi 9 mm (obr. 2.1–a). Následuje ablace Bowmannovy membrány a povrchové vrstvy stromatu excimerovým laserem (obr. 2.1–b). Poté se aplikuje krycí kontaktní čočka a po několika dnech se nově tvarovaná rohovka zahojí (obr. 2.1–c). [9; 7; 2; 10; 11]



Obrázek 2.2: Průběh fotorefraktivní keratektomie (PRK). **[11]**

Transepiteliální fotorefraktivní keratektomie (trans-PRK)

Při trans-PRK dochází k odstranění epitelu, tvarování rohovky a ablaci stromatu excimerovým laserem najednou. Výhodou oproti mechanickému odstranění epitelu během PRK je rychlejší hojení rohovky a menší riziko vzniku fibrózy díky nižší apoptóze keratocytů (obr. 2.3). Naopak pooperační bolest, fotofobie a kolísání výsledného vízu se u trans-PRK vyskytuje častěji než u klasického PRK. [2; 10]

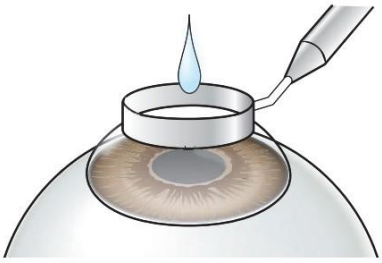


Obrázek 2.3: Trans-PRK. **[2]**

2.1.3 LASEK

Metoda LASEK (laser subepithelial keratectomy) se objevuje záhy po představení moderní podoby PRK společně s dalšími technikami ablace epitelu. [6]

Jedná se o modifikaci PRK, která se snaží o zachování epitelu a Bowmannovy membrány. Poté, co se na epitel nechá po dobu 15–20 vteřin působit 20% ethanol (obrázek 2.4), je skalpelem uvolněn a temporálně srolován, nasálně nebo superiorně zůstává připevněn. Pokračuje se fotoablací tkáně a epitel se sroluje zpět na své původní místo. Pak je aplikována krycí kontaktní čočka jako obklad, dokud se povrch rohovky nezacelí. [7; 10]



Obrázek 2.4: Aplikace ethanolu při zákroku LASEK. **[2]**

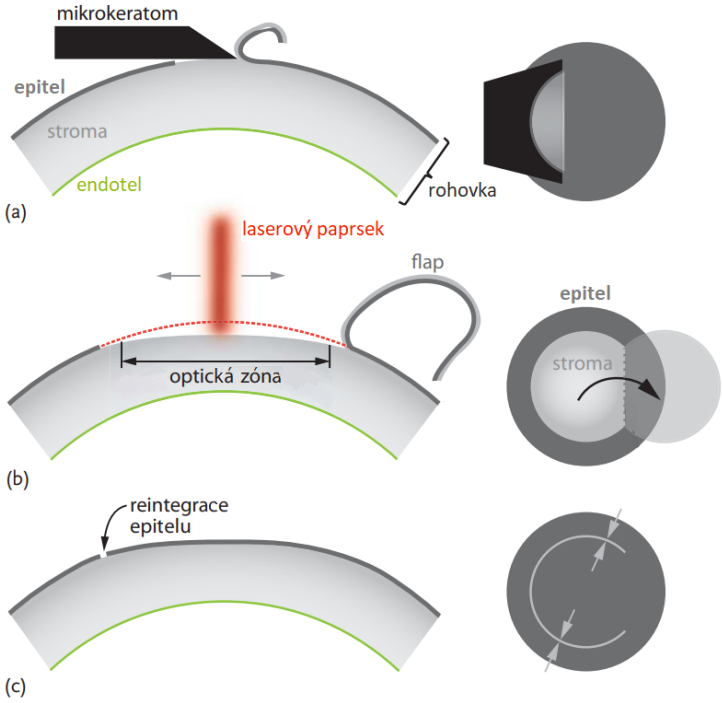
Alternativní metodou k LASEK je **epi-LASIK**, u něhož se k uvolnění epitelu od stromatu používá namísto alkoholu epikeratom, který oddělí epitel od Bowmannovy membrány mechanicky. [7]

Pro povrchové ablace, kam patří metody LASEK a epi-LASIK platí, že maximální hloubka ablace nesmí přesáhnout 100 μm. [11]

2.1.4 Laserová in situ keratomileusis (LASIK)

Tato metoda byla poprvé představena řeckým oftalmologem Ioannidem Pallikaridem a jeho kolegy téměř desetiletí po prvních studiích José Barraquera, který metodu in situ keratomileusis založil v 60. letech. Od té doby se technika LASIK začala rychle vyvíjet, zejména díky nové generaci excimerových laserů. Využití femtosekundového laseru výrazně snížilo komplikace při vytváření povrchové rohovkové lamely. Metoda byla schválena roku 1999 Úřadem pro kontrolu potravin a léčiv (FDA). K dalším novodobým vylepšením patří tzv. wavefront, laserové algoritmy, které snižují zákrokem indukované aberace vyšších řádů, a excimerové lasery šesté generace. [6; 8; 2]

Na začátku zákroku se vytváří rohovková lamela (flap) z epitelu, Bowmannovy membrány a vrchní části stromatu, aby se zpřístupnila hlubší stromální tkáň. Kruhový řez na rohovce se nyní tvoří femtosekundovým laserem, dříve se používal mechanický oscilující mikrokeratom (obr. 2.2–a). Následuje ablace stromální tkáně excimerovým laserem (obr. 2.2–b). Rohovková lamela je vrácena zpět na své původní místo (obr. 2.2–c). [9; 2; 7]

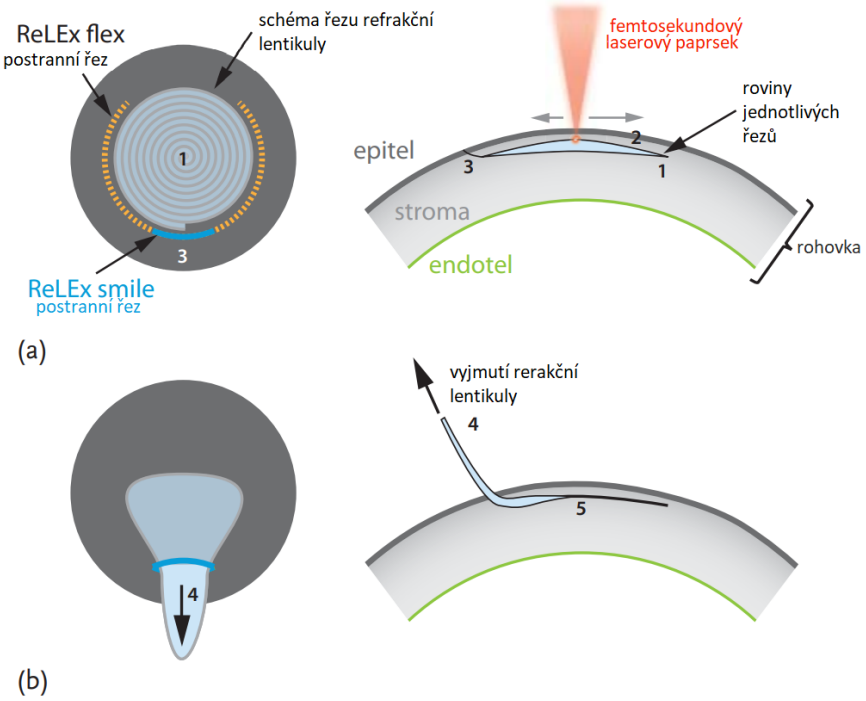


Obrázek 2.5: Průběh zákroku LASIK. **[11]**

2.1.5 ReLEx: Extrakce stromální čočky

První zákroky s odstraňováním refrakční stromální čočky zpod rohovkové povrchové lamely byly provedeny na konci 90. let pomocí pikosekundové laserové keratomileusis. První klinické výsledky takové metody za použití femtosekundového laseru byly zaznamenány roku 2003. V roce 2006 na kongresu Americké akademie oftalmologie (AAO) byl představen refrakční zákrok na rohovce bez použití excimerového laseru nebo mikrokeratomu. Vznikly dvě nové metody refrakční chirurgie: ReLEx FLEx (2008) a ReLEx SMILE (2011). [12; 13]

Cílem metody je minimalizovat zásah do rohovkového povrchu. Z rohovkového stromatu se pomocí femtosekundového laseru vytváří refrakční lentikula požadované korekce (obr. 2.3–a), která se následně skrze povrchový řez vypreparuje a vyjme (obr.2.3–b). [12; 2]



Obrázek 2.6: Průběh zákroku ReLEx. **[11]**

ReLEx FLEx

Název ReLEx FLEx pochází z anglického refractive lens extraction – femtosecond lenticule extraction, jedná se tedy o extrakci stromální čočky za použití femtosekundového laseru. Spirálovitým pohybem laserového svazku je vytvořen lamelární stromální řez (obr. 2.6–1). Druhý řez vytváří refrakční čočku požadovaného tvaru (obr. 2.6–2). Za pomoci femtosekundového laseru se vytvoří postranní řez podobný rohovkové lamele (obr. 2.6–3 žlutý) a následně se postranním řezem vyjme čočka ze stromální tkáně. [14; 11]

ReLEx SMILE

Nová forma laserové chirurgie bez vytváření povrchové rohovkové lamely byla schválena Úřadem pro kontrolu potravin a léčiv (FDA) roku 2016. Zkratka SMILE pochází z anglického small-incision lenticule extraction, která znamená extrakci refrakční čočky skrz malou incizi. Namísto povrchové ablace se z rohovky odstraní lentikula požadované tloušťky a tvaru, která se nejprve v rohovce vytvoří, a poté se manuálně vytáhne dvou– až pětimilimetrovou incizí (obr. 2.6–4). Femtosekundové incize jsou prováděny na třech místech (obr. 2.6–1,2,3). [2; 7; 14]

Metoda je technicky náročnější na provedení, zejména ve fázi manuálního vynětí lentikuly – ta se může přetrhnout a zanechat v rohovce úlomky, což může vést ke stromálnímu jizvení a následným nepravidelnostem povrchu rohovky. Také epitel je náchylný k potrhání a stromální tkáň pod vytahující se lentikulou se může poničit. [2; 14]

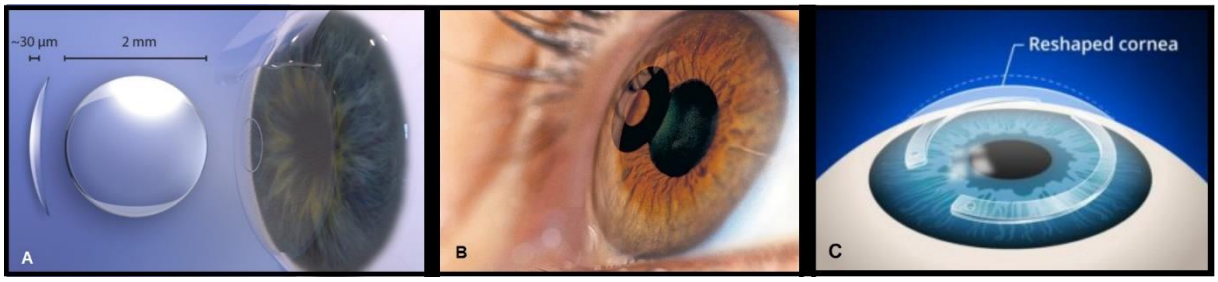
2.1.6 Rohovkové implantáty

Korekce refrakčních vad pomocí rohovkových implantátů fungují na principu změny refrakce rohovky, kterou lze docílit změnou poloměru zakřivení a indexu lomu. [1]

První metodou implantace je **keratofakie**, během níž je do stromatu implantována plusová čočka, která zvýší zakřivení rohovky. Zprvu se používala lidská dárcovská tkáň, postupně se přešlo k použití syntetických materiálů, které jsou dnes tvořeny hydrogely a jsou fenestrovány, aby mohlo docházet k průtoku živin. [1; 10]

Ke korekci presbyopie se dnes používají 3 typy rohovkových implantátů, které se vkládají do nedominantního oka. ***Raindrop*** má tvar dešťové kapky (obrázek 2.7–A). ***KAMRA*** nefunguje na principu změny dioptrického stavu oka, ale díky centrálnímu otvoru o průměru 1,8 mm navozuje stenopeické vidění, které zvyšuje hloubku ostrosti a zlepšuje vidění na blízkou vzdálenost (obrázek 2.7–B). [1]

Nyní jsou rohovkové implantáty v refrakční chirurgii zastíněny excimerovými laserovými zákroky. Často se objevují zánětlivé reakce keratocytů a epitelu, kontaktní a nutriční deprivace stromatu epitelu kvůli bariéře, kterou implantát tvoří. Stále se ale uplatňují **intrastromální segmenty a prstence** k redukci nepravidelného astigmatismu u keratokonu (obrázek 2.7–C). [10; 2; 1]



Obrázek 2.7: Rohovkové implantáty – zleva: Raindrop, KAMRA a KeraRing. **[36; 37; 38]**

2.1.7 Termální keratoplastika

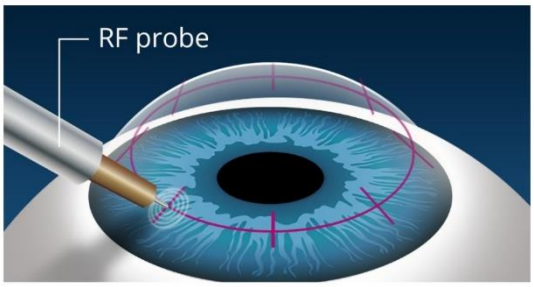
Tepelná keratoplastika je stará technika rohovkové refrakční chirurgie, jejíž první použití se datuje až do roku 1898. Funguje na principu denaturace rohovkových kolagenních vláken ve střední periferii rohovky. Používá se buď laser, nebo kontaktní tepelná sonda. Výsledný

efekt závisí na množství dodané energie, počtu výbojů, na energii výboje, velikosti laserového bodu a velikosti zachované optické zóny. [7; 10]

Konduktivní keratoplastika (CK)

Metoda konduktivní keratoplastiky využívá kontaktní sondu k dodání nízké energie radiové frekvence. Postupným přikládáním špičky sondy kolem optické zóny rohovky dochází k denaturaci kolagenu, čímž se tkáň scvrkne, a tím se zvýší zakřivení rohovky. [9; 7]

Ke schválení metody CK Úřadem pro kontrolu potravin a léčiv (FDA) došlo v roce 2002. Jde o dočasnou korekci hypermetropie a presbyopie od +0,75 D do +3,25 D s astigmatismem do 0,75 D. [9; 7]



Obrázek 2.8: Konduktivní keratoplastika. **[39]**

Mezi nevýhody metody CK patří až 43% regrese výsledné korekce již za 1 měsíc po zákroku, pak každý rok po 0,25 D. Často tedy dochází k hyperkorekci, aby se takovému vývoji zákroku předešlo. [9; 7]

Využití CK výrazně kleslo po nástupu nekontaktní metody tepelné keratoplastiky holmiovým laserem. [7]

Termokeratoplastika holmiovým laserem (HLTK)

Metoda termokeratoplastiky holmiovým laserem je schválená americkým Úřadem pro kontrolu potravin a léčiv (FDA) jako dočasné řešení nižšího stupně hypermetropie a presbyopie. [9; 10]

K zákroku dochází pomocí 8–32 laserových bodů, umístěných do jednoho nebo více kruhů kolem optické zóny. Každý laserový bod zapříčiní denaturaci kolagenu v určitém bodě, tím epiteliální buňky a keratocyty nekrotizují a mění se tak zakřivení přední plochy rohovky. [9; 10]

Ke komplikacím HLTK patří regrese výsledné korekce, indukovaný astigmatismus a zánětlivé reakce ve stromatu. [10]

2.2 Měření struktur oka a parametrů pro výpočet IOL

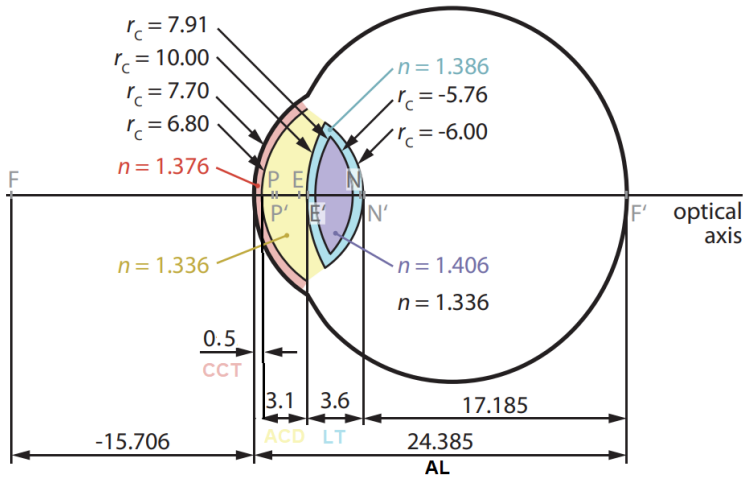
Vyšetření, která se provádějí před každou nitrooční operací, se vždy týkají třech základních údajů:

- Axiální délka oka
- Hloubka přední komory
- Poloměry křivosti lámavých ploch rohovky

Tyto údaje nám poskytnou nutný základ pro následující výpočet hodnoty a pozice nitrooční čočky. Měření výše uvedených parametrů bylo dříve prováděno dvěma různými přístroji: ultrazvukovým biometrem a keratometrem. Dnešní optická biometrie zahrnuje měření všech potřebných proměnných v jednom. [15; 11]

2.2.1 Struktury oka a parametry pro výpočet IOL

Při refrakčních zákrocích nás na oku nejvíce zajímá z jeho optických částí ta s největší lomivou silou, tedy rohovka. Při výpočtu hodnoty nitrooční čočky i jiné parametry (obr. 2.9).



Obrázek 2.9: Vliv zakřivení zadní plochy rohovky na fokusaci paprsků. [11]

Z hlediska optiky lze na rohovce rozlišit podle různých indexů lomu a poloměru zakřivení dvě plochy. Přední plocha je tvořena epitelem a její index lomu se pohybuje v rozmezí 1,401-1,433, směrem do periferie se hodnota indexu lomu snižuje. Index lomu zadní plochy rohovky tvořené stromatem a endotelem se pohybuje od 1,380 do 1,357 a směrem k endotelu postupně klesá. [16]

Dále nás na rohovce zajímá její zakřivení (r) a poloměr zakřivení obou jejích ploch. Celkový poloměr zakřivení rohovky v jejím vrcholu se pohybuje mezi 7,7 a 7,9 mm. [16]

Ve vzorcích pro výpočet IOL se vyskytuje také hodnota tloušťky rohovky (*CCT* – central corneal thickness) a její horizontální průměr, tzv. White-to-white parametr (*WtW*). Mezi důležité mimorohovkové parametry, které jsou použity při výpočtech IOL, patří axiální délka bulbu (*AL* – axial length), hloubka přední komory (*ACD* – anterior chamber depth), tloušťka oční čočky (*LT* – lens thickness).

Axiální délka

Pojmem axiální délka (*AL*) se rozumí předozadní délka bulbu, tedy vzdálenost od povrchu rohovky k vnější vrstvě sítnice. Hodnota se měří pomocí biometrie. Ultrazvuková biometrie je schopná změřit celou axiální délku oka, avšak dochází k aplanaci rohovky při přiložení sondy k povrchu oka. Optická biometrie je nekontaktní metodou, často ale měří pouze k vnitřní pigmentové vrstvě sítnice. [4]

Keratometrický index

Takzvaný keratometrický index (*KI*) je používanou konstantou v IOL výpočtových vzorcích. Jeho hodnota 1,3375 je vypočtena za předpokladu, že tloušťka rohovky je konstantní a poměr mezi rohovkovými plochami je konstantní také. Konkrétně se používá k určení optické mohutnosti rohovky společně s optickou mohutností přední plochy rohovky, která se ve výpočtových vzorcích IOL objevuje jako parametr *K* nebo *SimK* (simulovaná keratometrie). Optická mohutnost přední plochy rohovky (*K*) se měří běžnými technikami keratometrie v paracentrální oblasti rohovky. [17]

2.2.2 Biometrie oka před operací katarakty

K měření vlastností oční čočky se využívá ultrazvuku, optických metod zobrazování a magnetické rezonance. Ultrazvuk a optické měření poslouží také při měření axiální délky oka, hloubky přední komory, a tedy pozice dílčích struktur oka. Detailnější popis rohovky poskytne keratometrie a topografie rohovky. [16; 3; 15; 18]

Biometrie slouží k měření živých tkáňových struktur. V optometrii se používá zejména k měření axiální délky oka a pachymetrie, která zahrnuje hloubku přední komory a tloušťku rohovky. Používají se dvě techniky biometrie. [3]

Ultrazvuková biometrie

Ultrazvuková biometrie funguje na principu odrazu zvukového signálu od akustických rozhraní lidského oka. Při oftalmologickém měření se používá ultrazvuk o frekvenci 8-12 MHz. Výsledkem jednoduchého zobrazení A (A-scan) je graf vrcholů reflexe zasažených struktur oka

a jejich vzdálenosti, která je dána dobou průchodu vysílaného impulzu. B-scan zachycuje dvojrozměrný obraz vyšetřované oblasti a informuje tak o poloze, tvaru a velikosti tkáně. C-scan zobrazuje vyšetřovanou oblast v rovině kolmé na B-scan. Kombinací zobrazení A a B v reálném čase získáme metodu standardizované echografie, která se využívá k podrobnému popisu nitroočních a orbitálních afekcí. Kromě aplanační metody, která může výsledky měření významně ovlivnit kvůli nepřesné kontrole tlaku sondy na rohovku, se využívá také imerzní metoda, která rohovku mechanicky nezatíží a přenos ultrazvuku je účinnější. [3; 15]

Optická biometrie

Optická biometrie je pro větší přesnost dnes mnohem využívanější technikou. K výhodám optické biometrie patří bezkontaktnost, jednoduché ovládání a časová nenáročnost. Technologie dnešních biometrů je založena na třech různých principech: parciální koherenční interferometrii (PCI), optické nízkokoherenční reflektometrii (OLCR) a swept-source optické koherenční tomografii (SS-OCT). [15; 19]

Parciální koherenční interferometrie (PCI) k měření nitroočních vzdáleností využívá dvou paprsků infračerveného světla, které se odráží od jednotlivých optických rozhraní oka s různými indexy lomu. K interferenci dochází díky vzájemnému zpoždění paprsků. Rozdělené vlny se porovnávají z hlediska vzájemné relativní fáze, získáme interferenční obrazec, který hodnotí deformaci zkoumané plochy. [15; 3; 19]

Prvním komerčním optickým biometrem s PCI se v roce 1999 stal ***IOL Master*** od společnosti Carl Zeiss. K měření využívá infračervený laserový paprsek o vlnové délce 780 nm. Mezi parametry, které je IOL Master schopný změřit, patří axiální délka, kterou změří s přesností ±0,02 mm, keratometrie, hloubka přední komory a horizontální průměr rohovky (*WtW*). IOL Master obsahuje nejznámější vzorce pro výpočet nitrooční čočky: SRK II, SRK/T, Haigis, Haigis-L, Hoffer Q, Holladay 1 a 2. [20; 3]

Dalším přístrojem, který je založený na principu PCI, je ***Oculus Pentacam AXL***. Pomocí PCI měří axiální délku oka a využívá principu tomografie k měření rohovkových parametrů i astigmatismu zadní plochy rohovky. Jednou z funkcí Pentacamu je výpočet torické IOL a wavefront analýza rohovky. [19]

V roce 2012 představila společnost Nidek ***AL-scan***, který kombinuje použití interference s Scheimpflugovým principem. Axiální délku měří pomocí parciální koherenční interferometrie, keratometrická a topografická data analyzuje ze zobrazení kruhů odražených od rohovky a hloubku přední komory měří pomocí Scheimpflugovy kamery. Dále je schopný

změřit horizontální průměr rohovky, velikost zornice a rohovkové aberace. Jeho součástí je navíc ultrazvukový pachymetr, nabízí výpočty IOL všemi známými vzorci a dokáže navrhnout osu implantované torické čočky. [20; 19]

Optická nízkokoherenční reflektometrie (OLCR) využívá princip Michaelsonova interferometru. Infračervené světlo vyzařované superluminiscenční diodou je pomocí děliče rozloženo na dvě monochromatické vlny. Jeden vzniklý paprsek se šíří do oka a druhý k referenční zrcadlové ploše, která určuje polohu prvního svazku v oku. Nitrooční tkáně paprsek odrážejí, poté na detektoru vzniká interferenční obrazec. [19; 3]

Zástupcem optické biometrie fungující na principu OLCR je ***Lenstar LS900*** společnosti Haag-Streit König, který jako jeden z prvních dokázal změřit tloušťku čočky. K měření axiální délky oka, hloubky přední komory a tloušťky čočky využívá superluminiscenční diodu o vlnové délce 820 nm. Keratometrii a přední topografii rohovky zjišťuje promítáním 32 bodů na rohovku. Dále umí změřit horizontální průměr rohovky a zornice. Obsahuje některé moderní výpočtové vzorce a programy pro určení hodnoty IOL. [3; 19]

Aladdin HW3.0 od Topconu kombinuje principy reflexní topografie a optické biometrie OLCR. Keratometrii je schopný změřit ve 3 zónách a pomocí 24 Placidových kruhů určí topografii přední plochy rohovky. Funkcí Zernikeho wavefront analýzy dokáže zaznamenat aberace vyšších řádů. Axiální délku oka měří pomocí OLCR. [19]

Zeimerův ***Galilei G6*** se skládá z duální Scheimpflugovy kamery, topografu založeném na Placidových kruzích a OLCR biometru. Dokáže provést rohovkovou tomografii a 3D analýzu přední komory. Informuje o aberacích vyšších řádů a celkovém rohovkovém astigmatismu. Své využití má při výpočtu hodnoty nitrooční čočky po předchozím rohovkovém zákroku díky schopnosti měření astigmatismu zadní plochy rohovky. Obsahuje i výpočtové metody založené na ray tracingu. [19]

Swept-source optická koherenční tomografie (SS-OCT) používá úzký svazek paprsků o různých vlnových délkách. Samotný průběh měření se od OLCR tolik neliší, získaný interferenční obrazec je v závěru upraven Fourierovou transformací. SS-OCT je využitelná u měření silně zkalených prostředí. [3; 19]

V roce 2015 Zeiss představil novější verzi ***IOL Master 700***, který využívá technologii swept-source OCT a umí zobrazit jednotlivé nitrooční struktury. Díky telecentrické keratometrii dokáže z naměřených hodnot zakřivení obou ploch rohovky sestavit celkovou keratometrii rohovky. [19]

Technologii SS-OCT využívají také přístroje ***Argos*** od společnosti Movu a ***OA-2000*** společnosti Tomey, který metodu SS-OCT kombinuje s topografem založeným na Placidových kruzích. Zakřivení rohovky měří ve 3 zónách a všech 6 meridiánech, což se využilo u nových generací vzorců pro výpočet nitrooční čočky. [3; 19]

Eyestar 900 od společnosti Haag-Streit König dokáže získat veškerá biometrická data celého oka. Jedná se o nejnovější biometr, který byl uveden na trh v roce 2020. [19]

2.3 Výpočet hodnoty nitrooční čočky

První formalizace vzorců pro výpočet hodnoty nitrooční čočky začaly probíhat v šedesátých až sedmdesátých letech minulého století. Postupem času a nástupem nových technologií se mění způsoby výpočtů, jež byly zařazeny do takzvaných generací podle odvozování. Vzorec je odvozen ze znalosti historie nebo refrakce pacienta, pomocí vergenčních vztahů, regresní analýzou, z mapování struktur oka laserovým paprskem nebo pomocí umělé inteligence. [5]

Většina vzorců I. a II. generace je dnes považována za zastaralé, vzorce III. a IV. generace pracují s větším množstvím hodnot získaných z biometrie, a cílí tak na lepší výsledky efektivní pozice čočky (*ELP*). Mezi novodobé metody patří tzv. ray tracing neboli sledování paprsku, který vykazuje slibné výsledky Olsenových vzorců. Výpočty generované umělou inteligencí mají dokonce ještě větší přesnost. [5]

K výpočtu hodnot implantovaných nitroočních čoček potřebujeme znát dílčí struktury oka a jak lidský zrak funguje jako optická soustava. K základním charakteristikám optických ploch patří poloměr zakřivení, pozice refrakční plochy na optické ose a index lomu. Abychom vypočítali optickou mohutnost implantátu přesně, musíme znát všechny tyto parametry a užít exaktní matematickou metodu pro vyhodnocení. [4]

Setkáváme se ale s dvěma problémy: Ne všechny potřebné hodnoty jsme schopni přesně změřit a nelze předpovídat, jaké změny v konkrétním oku operace indukuje, zejména v pozici implantované nitrooční čočky. Pro správné určení nitrooční čočky potřebujeme jisté předpoklady a statistická data, která nás dovedou k vhodným výsledkům. [4]

2.3.1 Vzorce I. generace

První implantace umělé nitrooční čočky se řešily zvolením jednoduše vypočtené hodnoty optické mohutnosti +18,0 D. Zbytková refrakce ale činila až 9 D, proto bylo třeba optickou mohutnost implantované čočky přesně vypočítat. [4]

Nejjednodušším vzorcem (vztah 2.1) k dosažení přesnější hodnoty nitrooční čočky je jednotná standardní hodnota modifikovaná faktorem brýlové korekce:

$$P = 21 + 1{,}25 \cdot B, \tag{2.1}$$

kde *P* je předpokládaná hodnota optické mohutnosti nitrooční čočky [D] a *B* představuje korekční hodnotu brýlové čočky [D]. [4]

Vergenční rovnice

Ani jedno z uvedených řešení nerespektuje individuální biometrická specifika, proto začali oftalmologové a oční chirurgové hledat vhodnější metody pro přesnější výpočet hodnoty nitrooční čočky. [4]

V roce 1967 přišel ruský chirurg Fjodorov s použitím vergenční rovnice (vztah 2.2):

$$IOL = \frac{1336}{AL - ELP} - \frac{1336}{\frac{1336}{\frac{1000}{\frac{1000}{DPostRx} - V} + K} - ELP}, \tag{2.2}$$

kde *IOL* představuje optickou mohutnost nitrooční čočky [D], *AL* axiální délku bulbu [mm], *ELP* efektivní pozici nitrooční čočky (po operaci) [mm], *K* celkovou optickou mohutnost rohovky [D], *V* vertikální vzdálenost korekční brýlové čočky od oka [mm] a *DPostRx* požadovanou pooperační refrakci [D]. [4]

Binkhorstův vztah

Podobný vztah odvodil také lékař C. D. Binkhorst, jehož vzorec (vztah 2.3) se dal dobře použít pro předně komorové IOL:

$$IOL = \frac{1336}{AL - ACD} - \frac{1336}{\frac{1336}{K} - ACD}, \tag{2.3}$$

kde *IOL* je optická mohutnost emetropizující čočky [D], *AL* axiální délka bulbu [mm], *ACD* hloubka přední komory [mm] a *K* celková optická mohutnost rohovky [D]. [4]

Binkhorst posléze zavedl takzvanou vitreosenzorickou vzdálenost, která řešila nepřesné hodnoty axiální délky bulbu. Při měření axiální délky oka ultrazvukovou metodou dochází k odrazu měřícího echa od prvních sítnicových struktur za sklivcem, do délky tedy není započtena celá paprskem zdolaná vzdálenost při tvorbě obrazu na senzorické vrstvě sítnice. Proto Binkhorst doporučuje ke změřené axiální délce oka přičíst 0,25 mm, což je rozdíl mezi zmíněnými vrstvami sítnice. [4]

2.3.2 Vzorce II. generace

Od roku 1980 začínají vznikat vzorce druhé generace. [4]

Vzorec SRK

Autory vzorce SRK jsou oftalmologové Sanders, Retzklaff a Kraff. Namísto řešení rovnice pomocí vergenčních vztahů použili statistické metody, snadno aplikovatelné lineární regresní analýzy pooperační zbytkové refrakce ze souboru 1200 pacientů. [4]

$$IOL = Aconst - 2{,}5 \cdot AL - 0{,}9 \cdot K, \tag{2.4}$$

kde *IOL* představuje výslednou optickou mohutnost implantované nitrooční čočky [D], *Aconst* velikost konstanty příslušné pro konkrétní IOL [-], *AL* axiální délku bulbu [mm] a *K* optickou mohutnost rohovky [D]. [4]

SRK vzorec (vztah 2.4) byl navržen s 60-70% přesností, kdy pooperační refrakce oka nepřesáhne ±1,0 D. K tomuto procentu se přiblížily výsledky pouze nitroočních čoček implantovaných do přední komory, zadně komorové vykazovaly větší chybu. [4]

A konstanta

Zpočátku byla hodnota A konstanty stanovena na 116,5, kvůli nekonstantním výsledkům se později zavedla jako proměnná. U každé nitrooční čočky je hodnota A konstanty jiná. Výpočet vychází z fyzikálně optických parametrů implantované čočky, vyjadřuje tak její vliv na optické zobrazení oka. Hodnoty současných nitroočních čoček se pohybují od 114 do 116 u předně komorových a mezi 118 a 118,7 u zadně komorových čoček. Tato čísla se odvozují od tzv. uzlových bodů oka, vzdálenost čočky od těchto bodů má vliv na celkové zobrazení. [4]

Vzorec SRK II

Velké nepřesnosti vzorce SRK daly vzniknout novější verzi výpočtu autorů Sanders, Retzklaff a Kraff. Úpravou procházejí vstupní parametry pro A konstantu v závislosti na axiální délce bulbu, do vzorce přidávají refrakční faktor a faktor upravující A konstantu. Vzorec postupně procházel rozsáhlými úpravami, až k vytvoření individuálního vzorce každému pacientovi. Výsledná forma SRK II je závislá na specifických vlastnostech statistického souboru. [4]

2.3.3 Vzorce III. generace

Získáváním nových vědomostí a dat v průběhu modifikací vzorců bylo zjištěno, jak se hodnota implantovaných nitroočních čoček mění v závislosti na axiální délce oka a na zakřivení rohovky. Nová generace vzorců byla charakterizována kombinací teoretického

a statistického přístupu. Do komplexnějšího teoretického přístupu byla začleněna biometrická data. Ke vzorcům III. generace se řadí více jak 10 rovnic, které byly integrovány do přístrojů měřících axiální délku oka. [5; 4]

Autoři používali stejné matematické principy, které se lišily ve výpočtu konečné pozice implantované nitrooční čočky. Všechny následující vzorce jsou spolehlivé pro oko s axiální délkou 24 mm, proporční závislostí mezi přední a zadní částí oka a závislostí mezi optickou mohutností rohovky a pozicí tenké čočky, což nelze aplikovat u axiální hypermetropie. [4]

Holladay 1

V roce 1988 byl určen vzorec Holladay na plankonvexní čočce. K sestavení vzorce byl znovu užit vergenční popis s konstantami odvozenými běžnou regresní analýzou. Vitreosenzorickou vzdálenost řeší připočtením 0,2 mm k naměřené axiální délce a zavádí nový individualizující parametr *SF*, surgeon factor, který vychází z původní *A konstanty*, ke které je připočten kulový vrchlík tvořený rohovkou, a započítává i vzdálenosti endotelu k duhovce a duhovky k nitrooční čočce. Výpočet pooperačního stavu hloubky přední komory je proveden regresní analýzou. [4; 5]

Je zřejmá proporcionální závislost pooperačního stavu hloubky přední komory na axiální délce oka, jakmile však axiální délka překročí 25,32 mm, hloubka přední komory zůstává konstantní. [4]

SRK/T

V roce 1990 vznikl vzorec autorů Sanders, Retzklaff a Kraff SRK/T, který byl založen na kombinaci teoretického matematického modelu oka s optimalizací hodnoty hloubky přední komory poupravenou regresní analýzou, jejíž výpočty byly provedeny podobně jako v Holladayově vzorci. Modifikovány byly také hodnoty tloušťky a refrakčního indexu rohovky. Výsledky se od předešlého vzorce autorů významně nelišil až na zatím nejpřesnější výsledné hodnoty nitroočních čoček implantovaných do extrémně dlouhých bulbů (AL>26,0 mm), které vyšly nejpřesněji ze všech vzorců III. generace. [5; 4]

Hoffer Q

Autor pracuje zejména s krátkými a normálními délkami bulbu a hloubku přední komory počítal pomocí tangenty *K*. Představuje další metodu výpočtu hloubky přední komory, k němuž potřebuje pouze dvě výchozí hodnoty: axiální délku bulbu a keratometrii. Navrhuje

optimalizaci konstant vzorců k dosažení přesnějších hodnot efektivní pozice nitrooční čočky. [5; 4]

2.3.4 Vzorce IV. generace

Jelikož tradiční parametry jako axiální délka bulbu a optická mohutnost rohovky pro přesné výpočty pozice nitrooční čočky nestačí, začínají autoři rovnic IV. generace přidávat další proměnné nebo modifikace vztahů, aby zlepšili výsledky zrakové ostrosti konkrétních pacientů. [5]

Haigis

Na základě již užitých matematických postupů rozšířil Haigis počet vstupních proměnných v roce 1991. Na sobě nezávislé proměnné *a0, a1* a *a2* tak modifikují hodnoty optické mohutnosti rohovky, hloubky přední komory a axiální délky oka, čímž individualizují vzorec zvlášť pro každý zmíněný vstupní parametr. Do této doby se všechny tyto parametry udávaly v jednom. Úpravami bylo docíleno lepší flexibility vzorce, a tím i lepších výsledků pro všechny axiální délky oka. Data, která zahrnovala vždy 200 očí o jedné axiální délce, pomohla Haigisovi ke správné individualizaci výpočtového vzorce. [4; 5]

Holladay 2

V roce 1992 přišel doktor Jack T Holladay s použitím 7 vstupních proměnných (axiální délka oka *AL*, průměrná keratometrie *K*, horizontální průměr rohovky *WtW*, předoperační refrakce a hloubka přední komory *ACD*, tloušťka čočky *LT* a věk pacienta) a odvozením vztahu z hodnot od více jak 30 000 pacientů. Podtrhl významnost parametru *WtW* v důležitosti při stanovení efektivní pozice implantované čočky (*ELP*). [4; 19; 21]

SRK/T2

Jedná se o aktualizaci vzorce SRK/T, v které se autoři snaží pomocí regresní analýzy pooperačních případů o snížení systematických chyb, které vznikaly odhadem tloušťky rohovky. Nový vzorec prokázal značné vylepšení, ale stále se potýká s limity, které jsou dány použitím pouze 2 proměnných. [5]

Barrett Universal II

Profesor Graham D Barrett, MD vyvinul univerzální vzorec pro všechny axiální délky oka a všechny designy nitrooční čočky. Dnes patří k nejpřesnějším a čím dál více používaným vzorcům. Je založen na teoretickém modelu oka a zachovává pozitivní souvislost mezi axiální délkou, keratometrií a hloubkou přední komory. Mimo zmíněné parametry se do kalkulátoru

vkládá tloušťka čočky a horizontální průměr rohovky, navíc lze připojit faktor nitrooční čočky nebo její *A konstantu*. [5; 19; 21]

2.3.5 Nové metody výpočtu hodnoty nitrooční čočky

V posledních deseti letech byly představeny slibné metody pro dosáhnutí přesnějších výsledků implantovaných nitroočních čoček. Stále se pracuje i na vylepšování vergenčních vzorců. [5]

Wang-Koch (WK) úprava

Wang-Koch úpravu lze přidat k některým vzorcům III. a IV. generace (tabulka 2.1), a tím optimalizovat výpočty hodnot implantovaných nitroočních čoček pro oči s axiální délkou nad 25 mm. Některé vzorce přidáním WK vykazují lepší výsledky, u jiných přídavek výslednou chybu jen zvětšuje. Posouvá hyperopické výsledky u očí s vyšší axiální délkou do lehce myopických hodnot. Mezi vzorce, ke kterým se WK úprava úspěšně přidává, patří Holladay 1 i 2, Hoffer Q, SRK/T a Haigis. [5; 19]

Tabulka 2.1: Hodnota WK úpravy podle použitého vzorce pro výpočet IOL. [19]

VZOREC	Hodnota WK úpravy
Holladay 1 s optimalizovanou *AL*	$0{,}829 \cdot AL + 4{,}27$
Haigis s optimalizovanou *AL*	$0{,}929 \cdot AL + 1{,}56$
SRK/T s optimalizovanou *AL*	$0{,}854 \cdot AL + 3{,}72$
Hoffer Q s optimalizovanou *AL*	$0{,}853 \cdot AL + 3{,}58$

kde *AL* je axiální délka oka [mm].

Ray tracing

Metoda ray tracing nahrazuje standardní teoretické vzorce, které pracují s optickou soustavou oka jako se soustavou tenkých čoček. Optickou mohutnost rohovky počítá pomocí Snellova zákonu lomu z ohniskové vzdálenosti rohovky. Do výpočtu dosazuje opravdové hodnoty zakřivení obou ploch rohovky, které lze naměřit v jakémkoli bodě, čímž obchází chyby, které nastávaly u ostatních vzorců. Eliminuje také chybu vzorce, jelikož neurčuje *ELP*, ale vypočte přesnou geometrickou pozici pro implantaci IOL. [22; 17; 19]

Princip ray tracingu využívají metody **PhacoOptics**, který je založený na Olsenově rovnici, **Okulix** a **Sirius**. [5; 19; 22]

Hill-radial basis function

Hill-RBF je výpočetní algoritmus, který využívá umělé inteligence a regresní analýzy velkého souboru výsledků již proběhlých refrakčních operací. Je schopný rozpoznat nedefinované faktory hodnoty nitrooční čočky, které nejdou vypočítat vergenčními rovnicemi nebo vztahy používanými metodou ray tracing. Algoritmus se neustále vyvíjí díky schopnosti rozeznávání vzorců, a s rostoucím počtem vložených výsledků proběhlých operací se čím dál více zlepšuje předpověď hodnoty implantované nitrooční čočky. Sám také dokáže organizovat a reprezentovat výsledná data. Jako jediná metoda umí sdělit, jaká je přesnost výsledné vypočtené hodnoty nitrooční čočky. [5; 19]

Kane formula

Autor vzorce doktor Jack X Kane v září roku 2017 zkombinoval použití umělé inteligence, teoretické optiky a regresní analýzy více jak 30 000 případů. K parametrům, které používá, patří axiální délka, keratometrie rohovky, hloubka přední komory, pohlaví, *A konstanta*, tloušťka čočky a centrální tloušťka rohovky. [5; 19]

Ladas super formula

Doktor John G. Ladas a jeho tým kombinují nejpřesnější části známých vzorců pro výpočet hodnoty nitrooční čočky k vytvoření takzvaného super vzorce. V závislosti na axiální délce a optické mohutnosti rohovky pacienta vybírají nejlepší dostupné vzorce (SRK/T, Hoffer Q, Holladay 1, Holladay s WK a Haigis) k vygenerování ideálního individualizovaného výpočtu (tabulka 2.2). Dnes se jedná o dynamickou rovnici, která se neustále aktualizuje vkládáním dat očních chirurgů z celého světa. [5; 19]

Tabulka 2.2: Výběr vzorce pro výpočet IOL v závislosti na AL oka podle Ladas metody. [5**]**

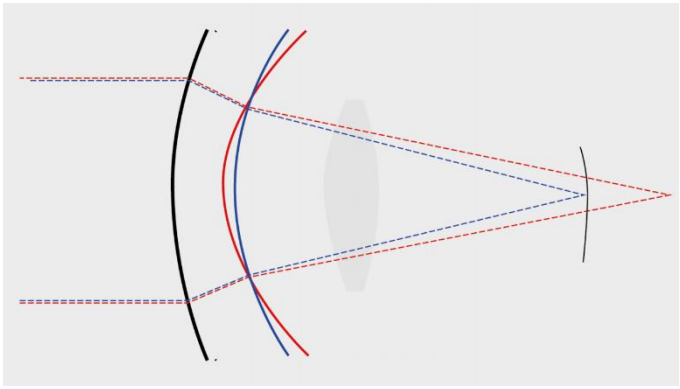
Hodnota axiální délky oka *AL* [mm]	**VHODNÝ VZOREC**
<21,49	Hoffer Q
21,49<*AL*>25,00	Holladay 1
>25,00	Holladay 1 + WK

2.4 Řešení výpočtu IOL po refrakčním zákroku

Refrakční zákrok na rohovce markantně mění její parametry. Cíleně je měněno zakřivení rohovky, aby došlo ke korekci refrakční vady. Problém nastává v okamžiku, kdy pacient potřebuje implantovat nitrooční čočku, běžně v rámci operace katarakty, konkrétně při výpočtu IOL. Výpočet nitrooční čočky u pacienta, který podstoupil rohovkový zákrok, nelze provést

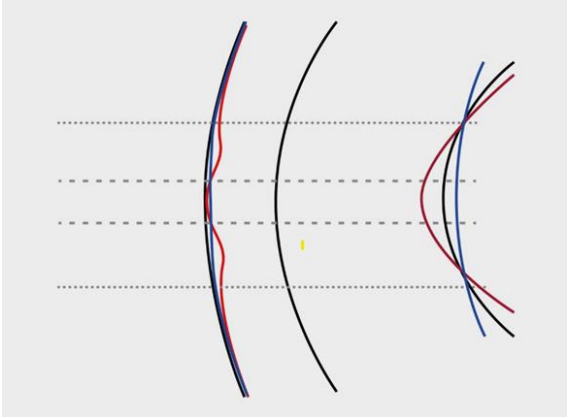
základními, výše uvedenými technikami. V rámci změn struktury rohovky se ve výpočtech objevily tři problémy. [3; 5; 19; 22; 23]

Při refrakčním zákroku dochází ke změně zakřivení přední plochy rohovky, zároveň poloměr zakřivení zadní plochy rohovky zůstává stejný. Běžné keratometry nebo rohovkové topografy dopočítávají poloměr křivosti zadní plochy rohovky právě z naměřených hodnot přední plochy pomocí keratometrického indexu standardní hodnoty 1,3375. Počítají tedy s neměnným poměrem zakřivení mezi jednotlivými rohovkovými plochami. Chyba nastává ve výpočtu celkové optické mohutnosti rohovky. Tento problém se řeší změřením a zakomponováním hodnot zakřivení obou ploch rohovky do vzorce (obrázek 2.10). [22; 19; 5]



Obrázek 2.10: Vliv zakřivení zadní plochy rohovky na fokusaci paprsků. [36]

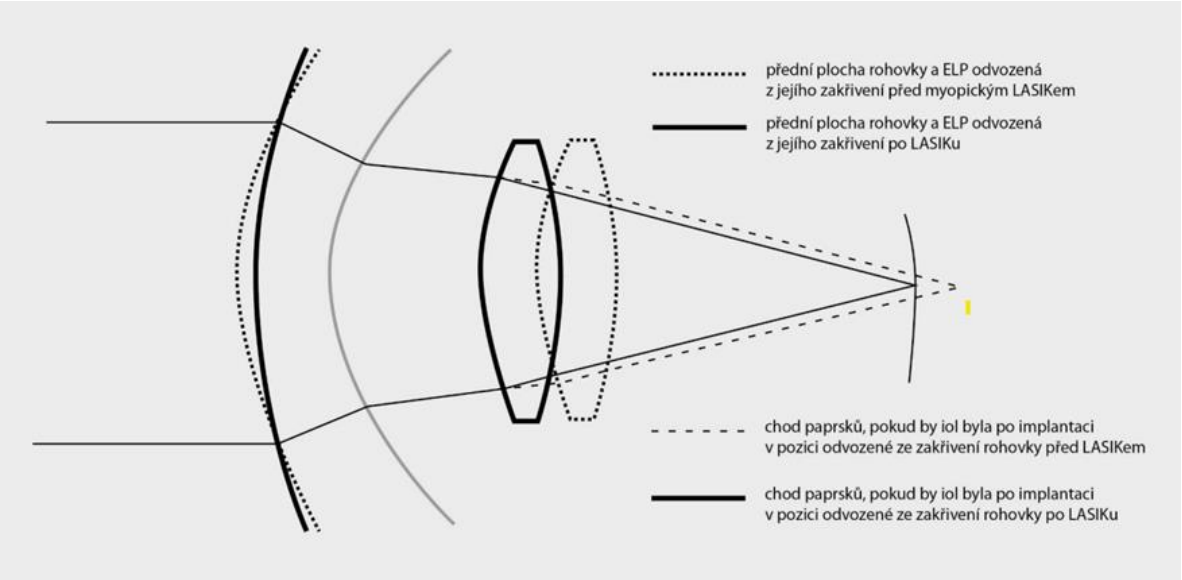
Optickou mohutnost rohovky v jejím vrcholu standardní měřicí přístroje odvozují z paracentrálního měření. Chirurgickým řešením refrakčních vad dochází ke změnám asféricity rohovky (obrázek 2.11). Naměřená optická mohutnost rohovky vychází jinak než ta skutečná. [22; 3]



Obrázek 2.11: Vliv asféricity rohovky na měření zakřivení po refrakčním zákroku. [36]

Výpočet efektivní pozice IOL třetí generací vzorců vychází z naměřené keratometrie, která je běžně dána celkovou optickou mohutností rohovky, která se po refrakčním zákroku mění (obrázek 2.12). Proto byla zavedena úprava Double-K, která do vzorce zahrnuje dvě

keratometrická měření, a to před a po operaci. Výjimkou je Haigisův vzorec, který při výpočtu *ELP* nepoužívá parametr *K*. [22]



Obrázek 2.12: Vliv odlišného zakřivení přední plochy rohovky na výpočet ELP. [36]

K dosažení uspokojivých výsledků je třeba vybrat vhodnou metodu. Za posledních 15 let bylo představeno více než 30 metod a modifikací vzorců k výpočtu nitrooční čočky po předchozím refrakčním zákroku. Optické biometry dnes obsahují software s různými modifikovanými vzorci a na internetu lze použít některé on-line kalkulátory. Speciální metody pro výpočet IOL po rohovkovém zákroku dělíme podle předchozí znalosti pacientovy keratometrie nebo refrakce. [22; 24; 3]

2.4.1 Metody založené na klinické znalosti pacienta

Metoda klinické historie (CHM)

Metoda klinické historie byla popsána roku 1989 Holladayem po radiální keratotomii a celých dvacet let byla považována za spolehlivou standardní metodu k výpočtu hodnoty nitrooční čočky po předchozí refrakční operaci. Keratometrické údaje vyvozuje z refrakce. K výpočtu používá tři parametry: předoperační hodnotu optické mohutnosti rohovky K_{PRE}, změnu refrakce indukovanou refrakční operací *SIRC* [D] a stabilní hodnotu pooperační refrakce K_{POST} [D], kterou vypočítá dle vztahu 2.1:

$$K_{POST} = K_{PRE} \pm SIRC, \tag{2.1}$$

kde sčítání se použije po hypermetropickém zákroku a odčítání po myopickém. [22]

Nevýhodou metody je množství potřebných dat, která většinou nejsou dostupná, a náchylnost vzorce k nepříznivým biologickým změnám po refrakčním zákroku. [22]

K podobným metodám, které používají znalost klinické historie pacienta, patří **Diehl-Millerův nomogram,** metoda **Corneal bypass** a **Feiz-Mannisův vzorec s nomogramem**. [22]

Awwadovy vzorce

Soubor šesti vzorců, ze kterých se vybírá jeden vhodný podle dostupných dat o pacientovi, se používá k výpočtu optické mohutnosti rohovky po zákroku LASIK. [22]

Latkanyho regresní vzorec

Latkanyho metoda zakládá na lineární závislosti chyby výpočtu hodnoty IOL na rozsahu korekce. Výsledkem regresního výpočtu je přídavek k hodnotě IOL, která k výpočtu používá hodnotu *K* získanou běžnou keratometrií. [22]

Barrett true-K

Jedná se o matematický vzorec, který používá modifikovanou hodnotu keratometrie, je založený na výpočtovém vzorci Barrett Universal II a obsahuje úpravu Double-K. K výpočtu je potřeba znalosti změny refrakce po zákroku LASIK nebo PRK. Je on-line dostupný na stránkách dvou světových společností očních chirurgů a je součástí kalkulátoru ASCRS (American Society of Cataract and Refractive Surgery). Dnes je jedním z nejpoužívanějších a nepřesnějších vzorců pro výpočet hodnoty nitrooční čočky po předchozím rohovkovém zákroku. [22; 19; 3; 5]

Masketův vzorec

Prvním krokem u použití metody Samuela Masketa je výpočet hodnoty IOL, jako kdyby pacient rohovkový zákrok nepodstoupil. Nejčastěji se používají vzorce SRK/T, Hoffer Q nebo Holladay 1. Pak se pomocí Masketova vzorce vypočítá přídavek k IOL:

$$IOL_{AD} = SIRC \cdot (-0{,}326) + 0{,}101, \tag{2.2}$$

kde IOL_{AD} je hodnota přídavku k vypočtené IOL [D] a *SIRC* je změna refrakce indukovaná refrakčním zákrokem [D]. [22]

Výsledný přídavek (vztah 2.2) se k původní hodnotě IOL v případě myopie přičte, v případě hypermetropie odečte. [22; 19]

Metody přepočtu hodnoty indexu lomu rohovky

Metoda vznikla jako reakce na jednu z chyb, která se objevuje ve výpočtu hodnoty IOL při jeho aplikaci u pacientů, kteří prodělali rohovkový zákrok. Vychází z předpokladu, že použití standardního keratometrického indexu 1,3375 k převedení poloměru křivosti přední

plochy rohovky do jednotek dioptrií po refrakčním zákroku nefunguje kvůli nezachování poměru mezi přední a zadní plochou rohovky. Přepočet indexu lomu podle autorů by měl být snížen v závislosti na rozsahu korekce myopie. Existují 3 vztahy:

$$n_{POST} = 1{,}338 + 0{,}0009856 \cdot SIRC, \tag{2.3}$$

podle Saviniho a jeho kolegů, kde n_{POST} je index lomu rohovky po refrakčním zákroku [-] a *SIRC* je změna refrakce indukovaná refrakčním zákrokem [D]. [22]

$$n_{POST} = 1{,}3319 + 0{,}00113 \cdot SIRC, \tag{2.4}$$

podle autorů Camellin a Calossi.

$$n_{POST} = 1{,}3375 + 0{,}0014 \cdot SIRC, \tag{2.5}$$

podle Jaradea.

Po získání n_{POST} lze následuje přepočet optické mohutnosti rohovky podle běžného vztahu:

$$\varphi = \frac{n - 1}{R}, \tag{2.6}$$

kde φ je optická mohutnost rohovky [D], R poloměr zakřivení [m] a n index lomu [-].

Metoda (vztahy 2.3–6) se s použitím Double-K upravenou SRK/T rovnicí jeví velmi přesnou. Také je součástí volně stáhnutelného nástroje ***Hoffer-Savini LASIK IOL tool***, do kterého stačí zadat biometrická data, ta jsou výpočtem modifikována a mohou být dále použita pro běžný výpočet hodnoty IOL. [22; 19]

Seitz/Speicherova metoda

Metoda je založená na znalosti předoperační hodnoty keratometrie, k výpočtu však nepotřebuje informace o změně refrakce po rohovkovém zákroku. Optickou mohutnost rohovky počítá pomocí vztahu (vztah 2.7):

$$\varphi = \varphi_P + \varphi_Z = \frac{n_2 - n_1}{R_1} + \frac{n_3 - n_2}{R_2}, \tag{2.7}$$

kde φ je celková optická mohutnost rohovky [D], φ_P optická mohutnost přední plochy rohovky [D], φ_Z optická mohutnost zadní plochy rohovky [D], n_1 index lomu vzduchu (=1) [-], n_2 index lomu rohovky (=1,376) [-], n_3 index lomu komorové vody (=1,336) [-], R_1 poloměr zakřivení přední plochy rohovky [m] a R_2 poloměr zakřivení zadní plochy rohovky [m]. [22]

Přičemž optickou mohutnost přední plochy rohovky získáme násobením standardně používané hodnoty K 1,114, která koresponduje s poměrem 376/337,5. Optickou mohutnost

přední plochy rohovky lze vypočítat ze znalosti hodnoty *SimK* (simulované keratometrie) [D]. Poté se počítá zadní plocha rohovky ze získané hodnoty přední plochy rohovky (vztah 2.8):

$$\varphi_Z = \varphi_P - \varphi = (SimK \cdot 1{,}114) - SimK, \tag{2.8}$$

Finální vzorec pak vypadá následovně (vztah 2.9):

$$\varphi = \varphi_P + \varphi_Z = poopSimK \cdot 1{,}114 + (preopSimK \cdot 1{,}114 - preopSimK) \tag{2.9}$$

2.4.2 Metody založené na klinické neznalosti pacienta

Shammas-PL

Metoda Shammas se pro svou spolehlivost používá k výpočtu nitrooční čočky jak u pacientů, u kterých neznáme historii refrakčních hodnot, tak u pacientů se známou klinickou historií. Výpočty totiž staví spíš na hodnotách hloubky přední komory, které se refrakčním zákrokem nemění tak jako hodnoty keratometrie. Optická mohutnost rohovky pak vychází:

$$\varphi = 1{,}14 \cdot K_{POST} - 6{,}8, \tag{2.10}$$

kde φ je výsledná optická mohutnost rohovky [D] a K_{POST} je zakřivení přední plochy rohovky v jejím centru změřená po refrakčním zákroku topografickým vyšetřením rohovky [D]. [19; 5; 22]

Výsledná hodnota optické mohutnosti rohovky (vztah 2.10) se následně vkládá do Shammasova vzorce, který obsahuje úpravu podobnou Double-K a parametr ELP nepočítá z poloměru zakřivení rohovky. [22]

Speciální modifikace vzorce Shammas-PHL se využívá u pacientů, kteří podstoupili hypermetropický zákrok LASIK (vztah 2.11):

$$\varphi = 1{,}0457 \cdot K_{POST} - 1{,}9538, \tag{2.11}$$

K modifikaci se pro dosáhnutí lepších výsledků přidává úprava hodnoty hloubky přední komory po refrakčním zákroku (vztah 2.12):

$$pACD = (0{,}5835 \cdot A) - 64{,}4, \tag{5.12}$$

kde *pACD* hloubka přední komory po refrakčním zákroku [mm], *A* je A konstanta pro konkrétní typ nitrooční čočky [-]. [24]

Seitz/Speicher/Savini metoda

Jedná se o modifikaci metody Seitz/Speicher, kterou lze využít u případů bez známých hodnot optické mohutnosti rohovky před refrakčním zákrokem. Saviniho modifikace tkví v použití průměrné hodnoty optické mohutnosti zadní plochy rohovky -4,98 D. [22]

Maloneyho metoda

Základy této metody byly popsány refrakčním chirurgem Robertem Maloneym a následně ji upravili Doug Koch a Li Wang. Místo neznámé hodnoty optické mohutnosti zadní plochy rohovky je použita průměrná hodnota -4,9 D, která byla později obměňována a upřesňována až k posledním -5,59 D. Další výpočty vycházejí z topografických hodnot celkové optické mohutnosti rohovky (vztah 2.13):

$$\varphi = \varphi_0 \cdot 1{,}114 - 5{,}59, \tag{2.13}$$

kde φ je výsledná celková optická mohutnost rohovky po refrakčním zákroku [D] a φ_0 je naměřená topografická hodnota optické mohutnosti rohovky v centru axiální mapy topografu [D]. [22; 5; 25]

Vzorec Haigis-L

Vzorec Haigis-L je založený na běžném Haigisově vzorci, který parametr *ELP* počítá z hodnot hloubky přední komory místo pooperačních hodnot poloměru křivosti rohovky. Ke kompenzaci chyb, které ve výpočtech nastávají v hodnotách poloměru křivosti a keratometrického indexu po refrakčním zákroku, využívá korelační křivky k přepočítání pooperačního poloměru křivosti:

$$R = \frac{331{,}5}{-5{,}1625 \cdot R_0 + 82{,}2603 - 0{,}35} \tag{2.14}$$

kde R je výsledný korigovaný poloměr křivosti rohovky [mm] a R_0 je poloměr křivosti rohovky změřený IOL Masterem [mm]. [22; 19; 24; 25]

Vzorec (vztah 2.14) je běžně dostupný přímo v Zeisově IOL Masteru a obsahuje samostatné vzorce pro případy po myopickém a hypermetropickém refrakčním zákroku. [5; 22]

Barrett true-K metoda bez znalosti klinické historie

Barrett true-K metodu lze použít i pokud nemáme k dispozici žádná, nebo i jen částečná, předoperační data o pacientovi. Modifikace je dostupná společně se základním výpočtem on-line a její výsledky vycházejí téměř stejně přesně jako při použití základní verze Barrett true-K. [5; 22]

Vzorec podle Gaussovy optiky (GOF)

Podle zákonitostí Gaussovy optiky lze centrální optickou mohutnost rohovky vypočítat z poloměrů křivosti obou jejích ploch a ze vzdálenosti mezi těmito plochami, k výpočtu IOL tedy není třeba keratometrického indexu (vztah 2.15):

$$\varphi = \frac{n_1 - n_0}{r_1} + \frac{n_2 - n_1}{r_2} - \frac{d}{n_1} \cdot \frac{n_1 - n_0}{r_1} \cdot \frac{n_2 - n_1}{r_2}, \quad (2.15)$$

kde φ je celková optická mohutnost rohovky [D], n_0 index lomu vzduchu (1,0) [-], n_1 index lomu rohovky (1,376) [-], n_2 index lomu nitrooční tekutiny (1,336) [-], r_1 poloměr křivosti přední plochy rohovky [m], r_2 poloměr křivosti zadní plochy rohovky a d tloušťka rohovky [m]. [22]

Těchto výpočtů dnes využívá také metoda výpočtu IOL založená na OCT, například zařízení **RTVue**. Předoperační biometrické vyšetření se zaměřuje na pět parametrů: axiální délka, hloubka přední komory, lomivost přední a zadní plochy rohovky a centrální tloušťka rohovky. Celkovou lomivost rohovky přístroj počítá z naměřených hodnot lomivosti jednotlivých ploch a tloušťky rohovky, a následně ji převede na tzv. efektivní lomivost rohovky (ECP) pomocí vztahu (vztah 2.16):

$$ECP_{PMR} = 1{,}0208 \cdot NCP - 1{,}6622, \quad (2.16)$$

kde ECP_{PMR} představuje efektivní lomivost rohovky po myopickém refrakčním zákroku LASIK nebo PRK [D] a *NCP* celkovou lomivost rohovky vypočtenou pomocí Gaussových vztahů [D]. [26]

Ray tracing metoda

Ray tracing počítá refrakční data podle Snellova zákona odrazu. Tímto se vyhýbá zmiňovaným chybám ve výpočtu IOL, měří totiž skutečné zakřivení rohovkových povrchů a vůbec nepoužívá teoretickou hodnotu *ELP* k výpočtu pozice nitrooční čočky, ale stanoví přesnou geometrickou pozici. K výpočtům nepotřebuje předoperační data a rovnou počítá i s rohovkovými aberacemi. Ray tracing je zakomponován v přístrojích ***Okulix*** nebo ***PhacoOptics***. [22; 19]

Technika afakické refrakce

Technika afakické refrakce byla založena Ianchulevem. Jednoduše proběhla fakoemulzifikace bez implantace nitrooční čočky a pak byla změřena refrakce oka přenosným autorefraktometrem. Podle vzorce se vypočetla hodnota IOL (vztah 2.17):

$$\varphi_{IOL} = SE_{AR} \cdot 2{,}01449, \quad (2.17)$$

kde φ_{IOL} je optická mohutnost nitrooční čočky [D] a SE_{AR} je sférický ekvivalent afakické refrakce [D]. [22]

Metodu modifikoval Mackool, který po extrakci oční čočky operaci přerušil, po 30 minutách až hodině změřil refrakci standardním způsobem a implantoval IOL vpočtenou podobným vztahem (vztah 2.18):

$$\varphi_{IOL} = SE_{AR} \cdot 1{,}75, \tag{2.18}$$

Následovaly další modifikace vzorce Ianchuleva a Leccisotiho (vztah 2.19):

$$\varphi_{IOL} = 0{,}07 \cdot {SE_{AR}}^2 + 1{,}27 \cdot SE_{AR} + 1{,}22, \tag{2.19}$$

kde SE_{AR} je sférický ekvivalent afakické refrakce [D]. [19]

Intraoperační aberometrie

Jedná se o funkci, kterou nabízejí speciální přístroje jako **ORA** nebo **Holos IntraOp**, které se připojují k operačním mikroskopům a informují tak chirurga o osách implantace torické IOL nebo o pozici limbálních incizí během operace. Lze změřit i afakickou a pseudoafakickou refrakci. [19]

2.5 Porovnání metod výpočtu IOL

Porovnání přesnosti metod výpočtu hodnoty nitrooční čočky po předchozím refrakčním zákroku se nejčastěji provádí pomocí procentuálního zastoupení výsledné refrakční chyby o hodnotě do ±0,5 D a do ±1,0 D. Pro konkrétnější představu se také někdy výsledky uvádějí v podobě mediánu absolutní chyby v dioptriích.

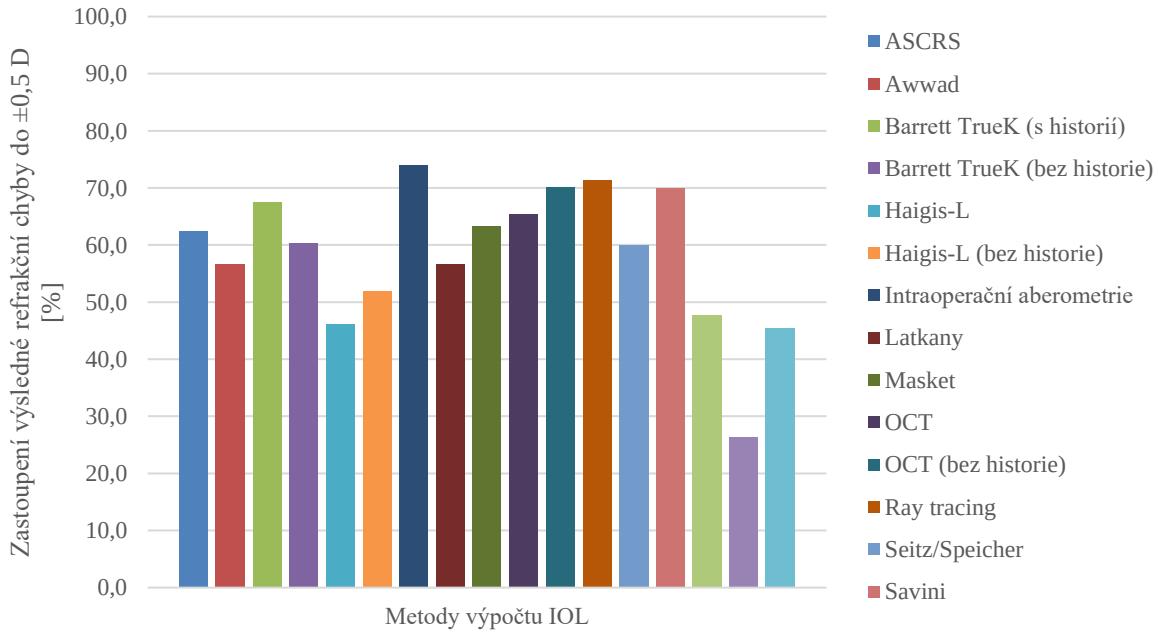
K dispozici byly 2 souhrnné studie z let 2018 [22] a 2020 [27], jejichž data vycházela z publikovaných studií různých autorů, a obsahovaly porovnání nejpoužívanějších metod z časového období od roku 2010. Pro doplnění novějších a méně používaných metod byly zahrnuty další studie [28; 29; 30; 31; 23; 26].

K nejméně přesným zmíněným metodám výpočtu nitrooční čočky po předchozí refrakční operaci patří metoda klinické historie (CHM) a technika afakické refrakce, dnes jsou považovány za zastaralé. Běžně používané vzorce dnešní doby vykazují podobné výsledky dosahující refrakční chyby do ±0,5 D v 50–70 %. K těm přesnějším spadajícím do této kategorie patří vzorec kalkulátoru ASCRS (62,35 % do ±0,5 D) a měření hodnoty IOL přímo v OCT (65,33–68,3 % do ±0,5 D). Nad 70 % se v poslední době vykazovaly metody intraoperační aberometrie a ray tracingu. [22; 27]

Tabulka (tabulka 2.3) a graf (graf 2.1) znázorňují porovnání jednotlivých metod.

Tabulka 2.3: Chyby metod výpočtu IOL po refrakčním zákroku. [22; 27]

Metoda	**Absolutní chyba [D]**	**Chyba <0,5 D [%]**
ASCRS (navržená hodnota)	-	62,4
Awwad	0,36	56,7
Barrett TrueK (známá keratometrie)	0,33	67,6
Barrett TrueK (neznámá keratometrie)	0,415	60,4
Haigis-L (známá keratometrie)	-	46,2
Haigis-L (neznámá keratometrie)	0,415	52
Intraoperační aberometrie	0,29	74
Latkany	0,48	56,7
Masket	0,327	63,3
OCT	-	65,3
OCT (neznámá keratometrie)	0,315	70,2
Ray tracing	0,25	71,4
Seitz/Speicher	0,42	60
Savini	0,29	70
Shammas (neznámá keratometrie)	0,505	52,2
Shammas-PL	-	47,7
SRK/T (double K)	-	26,5
Wang-Koch-Maloney	-	45,5



Graf 2.1: Porovnání metod výpočtu IOL po rohovkovém refrakčním zákroku. **[22; 27]**

3. Experimentální část

3.1 Soubor pacientů

Soubor pacientů v této práci je tvořen pacienty očního laserového centra a centra mikrochirurgie oka OFTA v Plzni, kteří podstoupili hypermetropický refrakční zákrok na rohovce a kterým byla později v rámci operace katarakty implantována umělá nitrooční čočka.

Výzkumu se zúčastnilo celkem 13 pacientů, 6 žen a 7 mužů, a celkový počet očí činil 23. Věkový rozptyl se pohyboval od 56 let po 74 let. Časový rozestup mezi podstoupenými zákroky dosahoval osmi až čtrnácti let. Operace katarakty tohoto souboru pacientů proběhly v letech 2018–2020.

3.2 Metodika výzkumu

3.2.1 Postup vyšetření

Součástí vyšetření pro praktickou část práce bylo zpracování dat ze čtyř období klinické historie pacienta. Jednalo se o informace o pacientově původní refrakci před refrakční operací, o jejím refrakčním výsledku minimálně po uplynutí doby dvou měsíců od zákroku, největší objem dat se týkal období před samotnou operací katarakty, kdy se provádělo zejména biometrické a keratometrické vyšetření a zároveň se určovala optimální hodnota IOL, a na závěr nás zajímal refrakční výsledek implantace nitrooční čočky po odoperování katarakty.

Všechna data jsou obsažena v tabulkách v navazující části práce. Tabulky jsou rozděleny mezi jednotlivé fáze měření.

Data týkající se rohovkového refrakčního zákroku

Data o refrakci pacienta před podstoupením hypermetropického refrakčního zákroku na rohovce byla získána z karet pacientů ze subjektivní, nebo objektivní refrakce, podle zachovaných údajů z předoperačního vyšetření. Zúčastnění pacienti podstoupili hypermetropický refrakční zákrok na rohovce v letech 1996 až 2010.

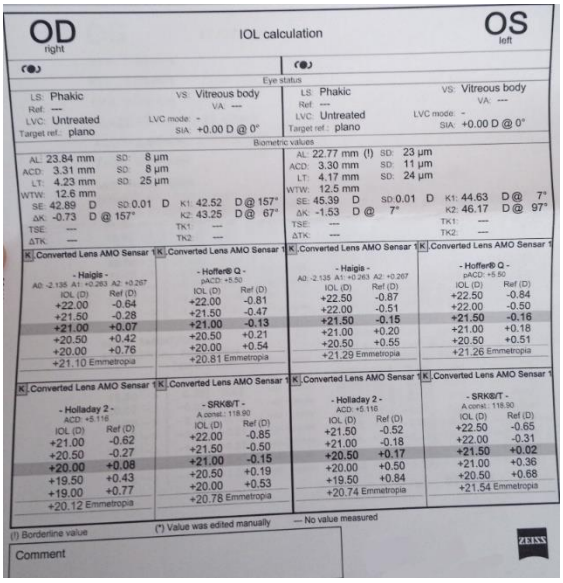
Vyšetření před podstoupením operace katarakty

Měření biometrických a keratometrických dat probíhalo na IOL Masteru v rámci vyšetření před kataraktovou operací. Mezi sledované parametry patřila keratometrie přední plochy rohovky ve dvou osách, axiální délka, hloubka přední komory, tloušťka oční čočky a horizontální průměr rohovky White to White. Získané údaje byly využity pro výpočet hodnoty

IOL jak vzorci přímo na IOL Masteru, tak vzorci obsaženými v kalkulátoru společnosti ASCRS.

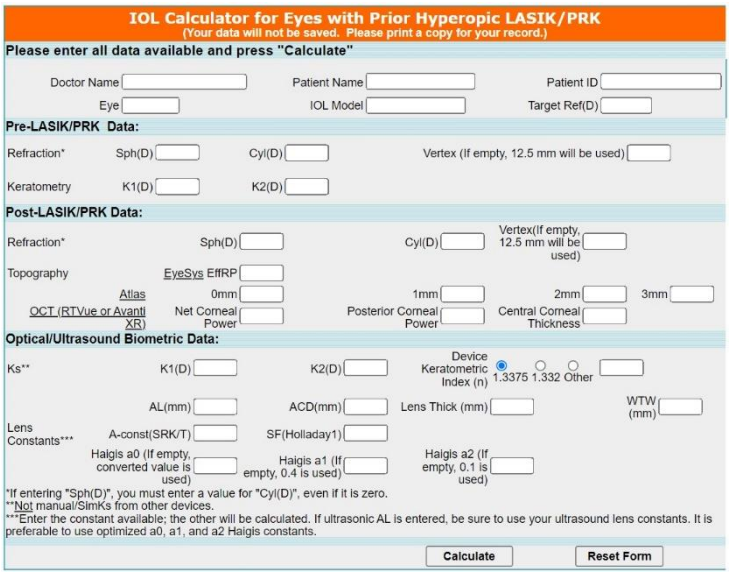
Pro zjištění optické mohutnosti nitrooční čočky byly aplikovány dva kalkulátory, a to kalkulátor v přístroji IOL Master 700 a online kalkulátor ASCRS.

Přístroj IOL Master 700 po změření pacienta vyhodnotil data (obrázek 3.1) a spočítal příslušnou hodnotu IOL podle čtyř vzorců: SRK/T, Holladay 2, Hoffer Q a Haigis, tedy klasické vzorce 3. a 4. generace, které neberou v úvahu předchozí laserový zákrok na rohovce.



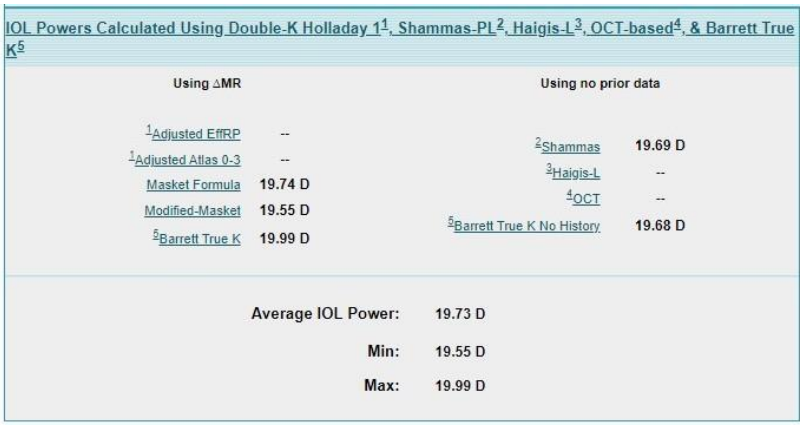
Obrázek 3.1: Data z IOL Masteru 700. [vlastní zdroj**]**

Získaná biometrická data byla poté zadána do online kalkulátoru ASCRS po hypermetropickém zákroku. Do online kalkulátoru (obrázek 3.2) byla dosazována refrakce před PRK, refrakce 1 až 2 roky po PRK a data z IOL Masteru (K1, K2, AL, ACD, A-const pro vzorec SRK/T, Haigis a0, Haigis a1, Haigis a2).



Obrázek 3.3: Kalkulátor společnosti ASCRS pro výpočet IOL po hypermetropickém refrakčním zákroku. **[40]**

Hodnota IOL byla vypočtena podle následujících pěti vzorců: Masket Formula, Modified Masket, Shammas, Barrett True K No History a Barret True K (obrázek 3.3).



Obrázek 3.2: Vypočtená hodnota IOL podle vzorců ASCRS. **[40]**

Vyšetření refrakce po operaci katarakty

Pacientova výsledná refrakce byla měřena jak objektivně na autorefraktokeratometru, tak metodou subjektivní refrakce.

Vyšetření subjektivní refrakce probíhalo monokulárně na 6 metrů vzdáleném LCD optotypu určením nejlepší sféry, stanovením síly a osy cylindru a závěrečným jemným sférickým dokorigováním na nejmenším čteném optotypu.

Hodnoty refrakce byly pro účel následujících výpočtů převedeny na sférický ekvivalent podle vzorce 3.1:

$$SE = S + \frac{C}{2}, \tag{3.1}$$

kde *SE* je sférický ekvivalent naměřené refrakce [D], *S* sférická hodnota naměřené refrakce [D] a *C* cylindrická hodnota naměřené refrakce [D].

3.2.2 Přístrojové vybavení

Topcon KR-1

Autorefraktokeratometr Topcon KR-1 (obrázek 3.4) s otočným dotykovým displejem umožňuje jednoduché a rychlé měření objektivní refrakce a keratometrie rohovky jedním dotykem. Pracuje na principu společnosti Topcon Rotary Prism Technology. Měří periferní keratometrii v 6mm zóně a refrakci lze změřit i přes 2mm pupilu. [32]

Obrázek 3.4: Autorefraktokeratometr Topcon KR-1. **[32]**

IOL Master 700

IOL Master 700 od firmy ZEISS (obrázek 3.5) dokáže změřit všechny biometrické parametry – axiální délku oka v rozmezí 14–38 mm, hloubku přední komory v rozmezí 0,7–8 mm, zakřivení rohovky v rozmezí 5–11 mm, White To White v rozmezí 8–16 mm, centrální tloušťku rohovky v rozmezí 0,2–1,2 mm. Kromě optické biometrie, obsahuje také OCT, díky němuž lze zobrazit jednotlivé řezy od rohovky až po sítnici. [33]

Obrázek 3.5: Biometr ZEISS IOL Master 700. **[33]**

Přístroj obsahuje vzorce pro výpočet optické mohutnosti umělé intraokulární čočky. Naměřená data jsou automaticky dosazena do různých výpočtových vzorců a následně jsou navrženy vhodné hodnoty optické mohutnosti IOL. Mezi dostupné vzorce patří SRK/T, Holladay 2, Hoffer Q, Haigis, Haigis-L a Haigis-T. Přehled hodnot konstant vzorců obsahuje tabulka 3.1. [33]

Tabulka 3.1: Hodnoty konstant výpočtových vzorců IOL Masteru. **[33]**

VZOREC	KONSTANTA	
	NÁZEV	HODNOTA
SRK/T	*A konstanta*	118,9
Holladay 2	*ACD*	5,116
Hoffer Q	*pACD*	5,5
Haigis	*a0*	-2,135
	a1	0,263
	a2	0,267

3.3 Zpracování výsledků

3.3.1 Výpočet optimální hodnoty IOL

Ke stanovení optimální optické mohutnosti nitrooční čočky je potřeba znát vztah mezi IOL a refrakcí pacienta. IOL o hodnotě 1,0 D se rovná refrakci 0,7 D naměřené refrakce v brýlích. Při výpočtech jsme tedy vycházeli ze vztahu 3.2:

$$1{,}0\ D_{IOL} = 0{,}7\ D_{refrakce}. \tag{3.2}$$

Optimální hodnota IOL byla stanovena pro objektivní refrakci měřenou autorefraktometrem a pro subjektivní refrakci. Optimální hodnota IOL byla vypočtena podle vztahu 3.3:

$$IOL_{optimální} = IOL_{implantovná} + \left(\frac{SE}{0{,}7}\right), \tag{3.3}$$

kde $IOL_{optimální}$ je hodnota optimální IOL [D], $IOL_{implantovaná}$ je hodnota implantované IOL [D] a *SE* je sférický ekvivalent pooperační refrakce [D]. [34]

3.3.2 Výpočet chyb stanovených hodnot IOL

Po vypočtení optimální hodnoty IOL na základě objektivní i subjektivní pooperační refrakce následovalo porovnání s hodnotou IOL, která byla vypočtena pomocí zmíněných kalkulátorů. Velikost chyby byla vypočtena podle vztahu 3.4:

$$Chyba\ vzorce = \left(IOL_{optimální} - IOL_{vypočtená}\right) \cdot 0{,}7, \tag{3.4}$$

kde $IOL_{optimální}$ je hodnota optimální IOL [D], $IOL_{vypočtená}$ je hodnota IOL dle kalkulátoru [D]. [34]

3.3.3 Statistické zpracování

Zpracování výsledků u pacientů, u kterých bylo možné provést výpočet daného typu vzorce, zahrnuje výpočet průměrné chyby použitých vzorců Haigis, Hoffer Q, Holladay 2, SRK/T, Masket, Modified Masket (m-Masket), Barrrett True K (BTK), Barrett True K No History (BTKxH), Shammas a průměrnou hodnotu vzorců ASCRS kalkulátoru pro výpočet hodnoty IOL (AVERAGE), směrodatnou odchylku těchto chyb, minimální a maximální chybu vzorců. Nakonec je uvedena absolutní četnost chyb do ±0,50 D, do ±1,00 D a do ±2,00 D a relativní četnost chyb do ±0,50 D, do ±1,00 D a do ±2,00 D.

4. Výsledky

Tabulka 4.1 obsahuje naměřená a vyhledaná data hodnocených pacientů týkající se laserové operace a data z poslední kontroly před operací katarakty (refrakce objektivní a subjektivní a data z IOL Masteru). V určitých částech tabulky chybí údaje z důvodu jejich absence v kartách pacientů – důsledkem je nepřítomnost výpočtů hodnot v některých vzorcích v následujících tabulkách.

V tabulce 4.2 jsou shrnuty hodnoty optické mohutnosti IOL vypočtené pomocí různých vzorců: Haigis, Hoffer Q, Holladay 2 a SRK/T z IOL Masteru a z on-line kalkulátoru společnosti ASCRS jsou uvedeny vzorce Masket Formula, Modified Masket, Barrett True K, Barrett True K No History, Shammas a průměrná hodnota ASCRS vzorců. 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 4.3 obsahuje chyby ve výpočtech IOL podle zmíněných vzorců. Přesnost použitých vzorců byla srovnána s optimální hodnotou IOL, a to vždy jak podle autorefraktometru, tak podle subjektivní refrakce.

Tabulka 4.1: Data z období před operací katarakty. [vlastní zdroj]

PACIENT		REFRAKCE PŘED RZ			Data z IOL Masteru					
ČÍSLO	**OKO**	**Sféra [D]**	**Cylindr [D]**	**Osa [°]**	**K1 [D]**	**K2 [D]**	**AL [mm]**	**ACD [mm]**	**LT [mm]**	**WtW [mm]**
01	OP	+6,00	-0,75	40	+42,51	+43,85	22,60	2,92	4,13	12,1
02	OP	+2,50	-0,75	65	+44,46	+44,72	21,88	2,35	4,55	11,3
	OL	+2,50	-0,75	90	+44,47	+44,86	21,66	2,13	4,53	11,4
03	OP	+2,00	-0,25	85	+44,72	+45,42	23,28	3,12	4,86	12,0
	OL	+2,25	-0,50	75	+44,32	+44,76	23,20	3,34	4,45	12,1
04	OP	+2,50			+43,52	+44,26	22,17	2,70	4,79	12,0
	OL	+2,75			+44,62	+45,32	21,86	2,68	4,78	11,9
05	OP	+2,25	-0,50	180	+44,37	+46,10	22,31	2,35	5,31	12,4
	OL	+2,00	-0,50	180	+44,82	+45,84	22,45	2,29	5,32	12,2
06	OP	+7,50			+46,58	+47,45	20,49	2,72	4,32	12,1
07	OP	+7,00	-0,50	45	+43,77	+45,55	22,99	2,89	4,49	12,4
	OL	+7,00	-0,50	155	+45,04	+47,08	21,75	3,08	4,14	12,6
08	OL	+1,75	-4,25	166	+40,31	+43,59	24,48	3,38	4,40	12,1
09	OP	+5,25	-0,75	80	+47,67	+48,98	21,80	2,48	4,55	11,3
	OL	+6,25	-1,00	80	+46,70	+48,00	21,60	2,53	4,53	11,4
10	OP	+5,75	-1,75	70	+45,04	+45,53	21,68	2,74	4,23	11,5
	OL	+4,75	-1,00	80	+44,60	+46,08	21,95	2,73	4,25	11,6
11	OP	+6,25			+45,60	+49,67	20,63	1,59	5,49	11,5
	OL	+5,75			+46,77	+48,28	20,81	1,76	5,45	11,5
12	OP	+2,50	-0,50	70	+42,52	+43,25	23,84	3,31	4,23	12,6
	OL	+5,25	-0,50	55	+44,63	+46,17	22,77	3,30	4,17	12,5
13	OP	+6,00	-1,00	135	+44,17	+45,21	22,17	2,33	4,82	11,5
	OL	+6,25	-1,00	15	+45,19	+45,68	21,98	2,49	4,89	11,7

Tabulka 4.2: Data o výpočtech hodnot IOL a výsledné refrakci po implantaci IOL. [vlastní zdroj]

PACIENT		Hodnota IOL podle IOL Masteru [D]				Hodnota IOL podle ASCRS kalkulátoru [D]						Implantovaná IOL		SE REFRAKCE [D]		Hodnota optimální IOL [D]	
ČÍSLO	OKO	Haigis	Hoffer Q	Holladay2	SRK/T	Masket	m-Masket	BTK	BTK noH	Shammas	AVERAGE	Typ	Hodnota [D]	ARK	SR	podle ARK	podle SR
01	OP	+24,71	+24,81	+23,80	+24,39	+22,73	+21,98	+23,13	+24,05	+25,03	+23,38	SA60AT	+24,5	+0,50	-0,50	+25,21	+23,79
02	OP	+25,09	+25,80	+24,70	+25,46	+24,97	+24,65	+24,82	+24,91	+25,85	+25,04	AAB00	+25,0	-	+1,00	-	+26,43
	OL	+25,64	+26,57	+25,24	+26,16	+25,68	+25,35	+25,58	+25,69	+26,67	+25,79	AAB00	+26,0	-	+0,50	-	+26,71
03	OP	+19,84	+19,80	+19,35	+20,19	+19,45	+19,16	+19,68	+19,68	+19,69	+19,53	AAB00	+21,0	-0,25	-0,25	+20,64	+20,64
	OL	+20,95	+20,79	+20,39	+21,00	+20,33	+20,03	+20,55	+20,70	+20,77	+20,48	AAB00	+21,0	+0,25	+0,375	+21,36	+21,54
04	OP	+25,18	+25,57	+24,57	+25,15	+24,58	+24,22	+24,52	+24,76	+25,69	+24,76	AAB00	+25,0	-0,25	+1,625	+24,64	+27,32
	OL	+24,84	+25,37	+24,46	+25,13	+24,38	+23,99	+24,27	+24,45	+25,37	+24,49	ZA9003	+25,0	-0,50	+1,50	+24,29	+27,14
05	OP	+22,66	+23,27	+22,12	+23,29	+22,64	+22,34	+22,18	+22,21	+23,13	+22,50	AAB00	+23,0	-1,25	-1,25	+21,21	+21,21
	OL	+21,96	+22,58	+21,43	+22,68	+22,10	+21,83	+21,65	+21,56	+22,43	+21,91	AAB00	+22,0	-1,00	-0,75	+20,57	+20,93
06	OP	+27,43	+28,73	+27,48	+28,25	+25,79	+24,78	+26,53	+27,48	+28,48	+26,61	SN60WF	+27,5	-	+0,625	-	+28,39
07	OP	+21,33	+21,44	+20,64	+21,61	+19,93	+19,29	+19,94	+21,03	+21,36	+20,31	AAB00	+21,0	+0,50	-1,125	+21,71	+19,39
	OL	+24,07	+24,47	+23,73	+24,46	+21,73	+20,73	+21,84	+23,19	+24,20	+22,34	AAB00	+23,5	-1,50	+1,25	+21,36	+25,29
08	OL	+20,49	+20,07	+19,36	+19,90	+17,34	+16,34	+17,60	+20,01	+20,17	+18,29	AAB00	+22,5	-1,50	-	+20,36	-
09	OP	+20,40	+21,29	+20,49	+21,93	+19,73	+19,07	+19,19	+19,77	+20,54	+19,66	AAB00	+20,5	+1,50	-	+22,64	-
	OL	+22,54	+23,41	+22,59	+23,67	+21,43	+20,67	+21,32	+21,99	+22,88	+21,66	AAB00	+23,0	+1,00	-	+24,43	-
10	OP	+25,16	+25,71	+24,83	+25,47	+23,94	+23,28	+24,06	+24,62	+25,66	+24,31	AAB00	+24,0	+0,125	plan	+24,18	+24,00
	OL	+24,07	+24,56	+23,67	+24,46	+23,06	+22,49	+22,88	+23,44	+24,44	+23,26	AAB00	+25,5	+0,375	-0,50	+26,04	+24,79
11	OP	+25,56	+27,60	+26,01	+27,31	+24,93	+24,09	+25,67	+26,31	+26,85	+25,57	AAB00	+25,0	+0,75	-	+26,07	-
	OL	+24,94	+26,76	+25,30	+26,57	+24,48	+23,71	+25,05	+25,60	+26,17	+25,00	AAB00	+25,0	+1,00	-	+26,43	-
12	OP	+21,10	+20,81	+20,12	+20,78	+20,14	+19,81	+20,26	+20,78	+20,94	+20,39	AAB00	+20,5	+0,50	+0,50	+21,21	+21,21
	OL	+21,29	+21,26	+20,74	+21,54	+19,71	+19,03	+19,74	+21,01	+21,09	+20,12	AAB00	+21,5	-0,25	-1,25	+21,14	+19,71
13	OP	+23,84	+24,49	+23,41	+24,31	+22,55	+21,82	+22,83	+23,56	+24,51	+23,05	AAB00	+24,0	-0,50	-0,50	+23,29	+23,29
	OL	+24,21	+23,37	+24,29	+23,66	+22,28	+21,51	+22,54	+23,27	+24,17	+22,75	AAB00	+23,5	+0,50	+0,50	+24,21	+24,21

Tabulka 4.3: Absolutní chyby výpočtu použitých vzorců. [vlastní zdroj]

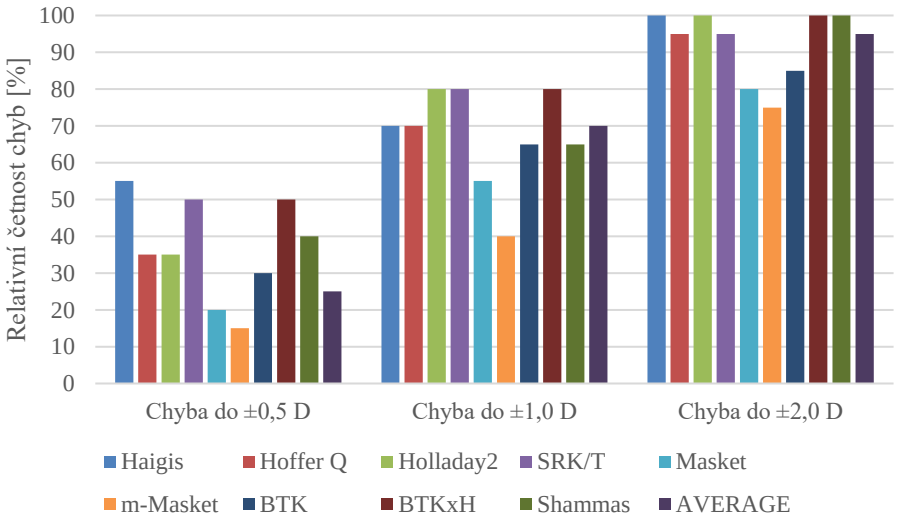
PACIENT		Chyba výpočtu podle ARK [D]										Chyba výpočtu podle SR [D]									
ČÍSLO	OKO	Haigis	Hoffer Q	Holladay2	SRK/T	Masket	m-Masket	BTK	BTKxH	Shammas	AVE	Haigis	Hoffer Q	Holladay2	SRK/T	Masket	m-Masket	BTK	BTKxH	Shammas	AVE
01	OP	+0,35	+0,28	+0,99	+0,57	+1,74	+2,26	+1,46	+0,81	+0,13	+1,28	-0,64	-0,71	-0,01	-0,42	+0,74	+1,27	+0,46	-0,18	-0,87	+0,29
02	OP	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+0,94	+0,44	+1,21	+0,68	+1,02	+1,25	+1,13	+1,06	+0,41	+0,97
	OL	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+0,75	+0,10	+1,03	+0,39	+0,72	+0,95	+0,79	+0,71	+0,03	+0,64
03	OP	+0,56	+0,59	+0,90	+0,32	+0,83	+1,04	+0,67	+0,67	+0,66	+0,78	+0,56	+0,59	+0,90	+0,32	+0,83	+1,04	+0,67	+0,67	+0,66	+0,78
	OL	+0,29	+0,40	+0,68	+0,25	+0,72	+0,93	+0,57	+0,46	+0,41	+0,62	+0,41	+0,53	+0,80	+0,38	+0,85	+1,06	+0,69	+0,59	+0,54	+0,74
04	OP	-0,38	-0,65	+0,05	-0,36	+0,04	+0,29	+0,08	-0,08	-0,74	-0,08	+1,50	+1,23	+1,93	+1,52	+1,92	+2,17	+1,96	+1,79	+1,14	+1,79
	OL	-0,39	-0,76	-0,12	-0,59	-0,06	+0,21	+0,01	-0,11	-0,76	-0,14	+1,61	+1,24	+1,88	+1,41	+1,93	+2,21	+2,01	+1,88	+1,24	+1,86
05	OP	-1,02	-1,44	-0,64	-1,46	-1,00	-0,79	-0,68	-0,70	-1,34	-0,90	-1,02	-1,44	-0,64	-1,46	-1,00	-0,79	-0,68	-0,70	-1,34	-0,90
	OL	-0,97	-1,41	-0,60	-1,48	-1,07	-0,88	-0,76	-0,69	-1,30	-0,98	-0,72	-1,16	-0,35	-1,23	-0,82	-0,63	-0,50	-0,44	-1,05	-0,69
06	OP	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+0,67	-0,24	+0,64	+0,10	+1,82	+2,53	+1,30	+0,64	-0,06	+1,25
07	OP	+0,27	+0,19	+0,75	+0,07	+1,25	+1,69	+1,24	+0,48	+0,25	+0,98	-1,36	-1,44	-0,88	-1,55	-0,38	+0,07	-0,39	-1,15	-1,38	-0,64
	OL	-1,90	-2,18	-1,66	-2,17	-0,26	+0,44	-0,34	-1,28	-1,99	-0,69	+0,85	+0,57	+1,09	+0,58	+2,49	+3,19	+2,42	+1,47	+0,76	+2,07
08	OL	-0,09	+0,20	+0,70	+0,32	+2,11	+2,81	+1,93	+0,24	+0,13	+1,45	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
09	OP	+1,57	+0,95	+1,51	+0,50	+2,04	+2,50	+2,42	+2,01	+1,47	+2,09	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	OL	+1,32	+0,71	+1,29	+0,53	+2,10	+2,63	+2,18	+1,71	+1,09	+1,94	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
10	OP	-0,69	-1,07	-0,45	-0,90	+0,17	+0,63	+0,08	-0,31	-1,04	-0,09	-0,81	-1,20	-0,58	-0,58	+0,04	+0,50	-0,04	-0,43	-1,16	-0,22
	OL	+1,38	+1,04	+1,66	+1,11	+2,09	+2,49	+2,21	+1,82	+1,12	+1,95	+0,50	+0,16	+0,78	+0,78	+1,21	+1,61	+1,34	+0,94	+0,24	+1,07
11	OP	+0,36	-1,07	+0,04	-0,87	+0,80	+1,39	+0,28	-0,17	-0,55	+0,35	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	OL	+1,04	-0,23	+0,79	-0,10	+1,37	+1,90	+0,87	+0,58	+0,18	+1,00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
12	OP	+0,08	+0,28	+0,76	+0,30	+0,75	+0,98	+0,66	+0,30	+0,19	+0,57	+0,08	+0,28	+0,76	+0,76	+0,75	+0,98	+0,66	+0,30	+0,19	+0,57
	OL	-0,10	-0,08	+0,28	-0,28	+1,00	+1,48	+0,98	+0,09	+0,04	+0,71	-1,11	-1,09	-0,72	-0,72	0,00	+0,48	-0,02	-0,91	-0,97	-0,29
13	OP	-0,39	-0,84	-0,08	-0,71	+0,53	+1,03	+0,32	-0,19	-0,85	+0,17	-0,39	-0,84	-0,08	-0,08	+0,52	+1,03	+0,32	-0,19	-0,85	+0,17
	OL	0,00	+0,59	-0,06	+0,39	+1,35	+1,89	+1,17	+0,66	+0,03	+1,02	0,00	+0,59	-0,06	-0,06	+1,35	+1,89	+1,17	+0,66	+0,03	+1,02

Tabulka 4.4 obsahuje statistické údaje o chybách vzorců pro výpočet IOL podle autorefraktokeratometru (ARK).

Tabulka 4.4: Souhrn chyb vzorců pro výpočet hodnoty IOL podle ARK. [vlastní zdroj]

	Chyby vzorců IOL Masteru [D]				Chyby vzorců ASCRS kalkulátoru [D]					
	Haigis	Hoffer Q	Holladay2	SRK/T	Masket	m-Masket	BTK	BTKxH	Shammas	AVERAGE
POČET OČÍ	**20**	**20**	**20**	**20**	**20**	**20**	**20**	**20**	**20**	**20**
Průměrná chyba [D]	+0,06	-0,23	+0,34	-0,23	+0,80	+1,21	+0,76	+0,34	-0,12	+0,60
Směrodatná odchylka [D]	+0,87	+0,90	+0,82	+0,83	+1,05	+1,15	+1,01	+0,91	+0,97	+0,98
MIN CHYBA [D]	-1,90	-2,18	-1,66	-2,17	-1,07	-0,88	-0,76	-1,28	-1,99	-0,98
MAX CHYBA [D]	+1,57	+1,04	+1,66	+1,11	+2,11	+2,81	+2,42	+2,01	+1,47	+2,09
ABSOLUTNÍ ČETNOST CHYB										
Chyba do ±0,5 D	11	7	7	10	4	3	6	10	8	5
Chyba do ±1,0 D	14	14	16	16	11	8	13	16	13	14
Chyba do ±2,0 D	20	19	20	19	16	15	17	20	20	19
RELATIVNÍ ČETNOST CHYB [%]										
Chyba do ±0,5 D	55	35	35	50	20	15	30	50	40	25
Chyba do ±1,0 D	70	70	80	80	55	40	65	80	65	70
Chyba do ±2,0 D	100	95	100	95	80	75	85	100	100	95

Graf 4.1 znázorňuje relativní četnost chyb zmíněných vzorců Haigis, Hoffer Q, Holladay 2, SRK/T, Masket, Modified Masket (m-Masket), Barrrett True K (BTK), Barrett True K No History (BTKxH), Shammas a průměrnou hodnotu vzorců ASCRS kalkulátoru (AVERAGE) pro výpočet IOL podle autorefraktokeratometru (ARK).



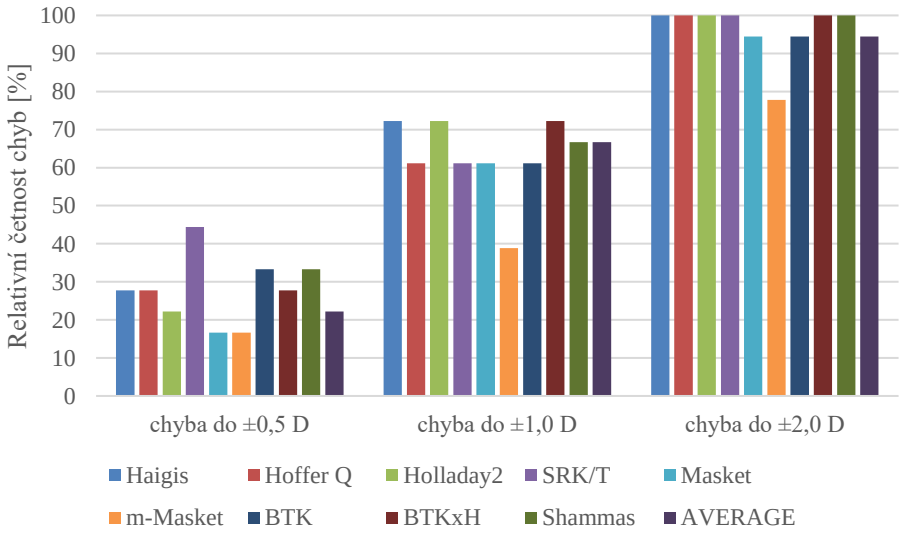
Graf 4.1: Relativní četnost chyb vzorců pro výpočet IOL podle ARK. [vlastní zdroj]

Tabulka 4.2 obsahuje statistické údaje o chybách vzorců pro výpočet IOL podle subjektivní refrakce (SR).

Tabulka 4.5: Souhrn chyb vzorců pro výpočet hodnoty IOL podle SR. [vlastní zdroj]

	Chyby vzorců IOL Masteru [D]				Chyby vzorců ASCRS kalkulátoru [D]					
	Haigis	Hoffer Q	Holladay2	SRK/T	Masket	m-Masket	BTK	BTKxH	Shammas	AVERAGE
POČET OČÍ	**18**	**18**	**18**	**18**	**18**	**18**	**18**	**18**	**18**	**18**
Průměrná chyba [D]	+0,10	-0,13	+0,43	-0,08	+0,78	+1,16	+0,74	+0,37	-0,14	+0,58
Směrodatná odchylka [D]	+0,90	+0,90	+0,87	+0,94	+0,96	+1,03	+0,88	+0,90	+0,86	+0,89
MIN CHYBA [D]	-1,36	-1,44	-0,88	-1,55	-1,00	-0,79	-0,68	-1,15	-1,38	-0,90
MAX CHYBA [D]	+1,61	+1,24	+1,93	+1,52	+2,49	+3,19	+2,42	+1,88	+1,24	+2,07
ABSOLUTNÍ ČETNOST CHYB										
Chyba do ±0,5 D	5	5	4	8	3	3	6	5	6	4
Chyba do ±1,0 D	13	11	13	11	11	7	11	13	12	12
Chyba do ±2,0 D	18	18	18	18	17	14	17	18	18	17
RELATIVNÍ ČETNOST CHYB [%]										
Chyba do ±0,5 D	28	28	22	44	17	17	33	28	33	22
Chyba do ±1,0 D	72	61	72	61	61	39	61	72	67	67
Chyba do ±2,0 D	100	100	100	100	94	78	94	100	100	94

Graf 4.2 znázorňuje relativní četnost chyb vzorců Haigis, Hoffer Q, Holladay 2, SRK/T, Masket, Modified Masket (m-Masket), Barrrett True K (BTK), Barrett True K No History (BTKxH), Shammas a průměrnou hodnotu vzorců ASCRS kalkulátoru (AVERAGE) pro výpočet IOL podle subjektivní refrakce (SR).



Graf 4.2: Relativní četnost chyb vzorců pro výpočet hodnoty IOL podle SR. [vlastní zdroj]

5. Diskuse

Cílem práce bylo porovnat běžně používané vzorce pro výpočet hodnoty umělé nitrooční čočky po předchozím hypermetropickém refrakčním zákroku na rohovce. Porovnání bylo založeno na určení chyb vzorců, které se provádělo pomocí rozdílu mezi předoperačně vypočtenou hodnotou IOL a pooperačně určenou optimální hodnotou IOL. Optimální hodnota IOL po implantaci byla zvlášť určena na základě objektivní a subjektivní pooperační refrakce pacienta. Přesnost výpočtu byla zkoumána u deseti vzorců dvou různých kalkulátorů: IOL Master obsahoval vzorce Haigis, Hoffer Q, Holladay 2 a SRK/T a on-line kalkulátor společnosti ASCRS zahrnoval vzorce Masket, Modified Masket, Barrett True K, Barrett True K No History, Shammas a průměrnou hodnotu použitých vzorců kalkulátoru ASCRS (AVERAGE).

Podle objektivní refrakce vyšel nejpřesněji vzorec Haigis, u něhož byla chyba do ±0,5 D u 55 % očí a do ±1,0 D u 70 % očí. Téměř stejně přesné byly vzorce SRK/T a Barrett True K No History s 50% přesností u chyby do ±0,5 D a 80% přesností u chyby do ±1,0 D. U čtyř vzorců (Haigis, Holladay 2, Barrett True K No History a Shammas) se přesnost dostala až ke 100 % v případě výsledné chyby do ±2,0 D. U ostatních vzorců vyšly relativní četnosti značně nižší. Je překvapivé, že nejpřesnějšími vzorci pro tuto skupinu byl vzorec Haigis, který neprošel modifikací pro oči po rohovkovém refrakčním zákroku, stejně jako vzorec Barrett True K No History.

Při porovnání chyb ve výpočtech podle subjektivní refrakce byly vzorce více vyrovnané s výjimkou vzorce SRK/T, který značně převýšil ostatní: jeho relativní četnost chyb do ±0,5 D dosáhla 44 %. Další vzorce, které přesáhly 30% přesnost u chyby do ±0,5 D, vyšly Shammas a Barrett True K. Ostatní vzorce u chyby do ±0,5 D dosáhly relativní četnosti chyb kolem 20 %.

Podle studií uvedených v kapitole 2.5 Porovnání metod výpočtu IOL, z níž vycházelo vytyčení hypotéz pro experimentální část práce, k nejpřesnějším vzorcům, které byly zkoumány i v této práci, patří Barrett True K, Barrett True K No History, průměrná hodnota vzorců ASCRS kalkulátoru a Masket. Přesnost vzorců ve zmíněných studiích byla stanovena na základě objektivní refrakce.

Vzorec Barrett True K No History vykázal nejpodobnější přesnost výpočtu s chybou do ±0,5 D v 60,4 %, respektive 50 % v této práci. V opačném případě nejrozdílnější výsledky se prokázaly u vzorce SRK/T, jehož přesnost se v uváděných studiích pohybuje kolem 26,5 %, v této práci patřil k nejpřesnějším vzorcům s 50% přesností u chyby do ±0,50 D. Také výsledky

vzorce Masket se v této práci lišily od výsledků zmíněných studií, ve kterých u chyby do ± 0,50 D byl přesný na 63,3 %, za to v této práci dosáhl pouze 20% přesnosti.

Pokud srovnáme přesnost vzorců vzhledem k použitému měření refrakce, nejpodobnější výsledky vykázaly vzorce ASCRS kalkulátoru kromě Barrett True K No History a vzorec SRK/T, který v případě ARK vyšel s 50% přesností u chyby do ±0,5 D a v případě SR u 44 % očí se stejnou chybou. Nejméně podobný výsledek vykázal u chyby do ±0,5 D vzorec Haigis, který v případě ARK vyšel do ±0,5 D u 55 % očí, za to v případě SR jen u 28 %. Jeho výsledky jsou ale pak u chyb do ±1,0 D a ±2,0 D u ARK a SR velmi podobné (70–72 %, resp. 100 %).

Konkrétně nás zaujal rozdíl výsledků některých vzorců při hodnocení pomocí subjektivní a objektivní refrakce, především Haigis a Barret True K No History vykazovaly lepší výsledky při hodnocení pomocí objektivní refrakce oproti subjektivní refrakci. Může to být dáno tím, jak jsou tyto vzorce statisticky „kalibrovány“. Obecně rozdíly mezi subjektivní a objektivní refrakcí po refrakčních zákrocích souvisí s asféricitou po zákroku a šíří zornice.

Neúspěšnost průměrné hodnoty vzorců ASCRS v této práci v porovnání s jeho relativně vysokou přesností v uváděných studiích by mohla být zapříčiněna nevyužitím všech kalkulátorem nabízených vzorců, a zároveň nevelkou přesností vzorců ASCRS kalkulátoru s využitím refrakčních dat týkajících se laserového zákroku.

Nižší přesnost vzorců v naší studii oproti citovaným studiím výpočtu hodnoty nitrooční čočky po refrakčním zákroku souvisí pravděpodobně s naší skupinou pacientů, která zahrnovala pouze hypermetropické pacienty, u kterých se výpočty považují za méně přesné. Ve skupině byly navíc zahrnuti pacienti s rozsahem refrakčního zákroku nad +5,0 D, který nebývá běžně prováděn a u některých laserů byl kontraindikován.

6. Závěr

Cílem bakalářské práce bylo porovnat přesnost různých vzorců pro výpočet hodnoty nitrooční čočky u souboru pacientů, kteří v minulosti podstoupili hypermetropický laserový refrakční zákrok na rohovce. Bylo porovnáno deset vzorců, jejichž vypočtené hodnoty IOL byly porovnány s vypočtenou optimální hodnotou IOL, která vycházela z hodnoty implantované IOL a výsledné objektivní nebo subjektivní refrakce.

Podle objektivní refrakce vyšel jako nejpřesnější vzorec Haigis (chyba do ±0,5 D u 55 % očí, chyba do ±1,0 D u 70 % očí a chyba do ±2,0 D u 100 % očí). Podle subjektivní refrakce vyšel nejpřesněji vzorec SRK/T (chyba do ±0,5 D u 44 % očí, chyba do ±1,0 D u 61 % očí a chyba do ±2,0 D u 100 % očí).

Podle již publikovaných studií jsme přepokládali vyšší přesnost u vzorců, které počítají s daty o refrakci před a po refrakčním zákroku. Předpokládali jsme, že hodnocení vypočtených hodnot IOL podle objektivní refrakce vykáže stejné výsledky jako podle subjektivní refrakce. Ani jedna z hypotéz se však nepotvrdila.

Seznam použité literatury

[1] KUCHYNKA, Pavel. *Oční lékařství*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5079-8.

[2] KIM, Tae-im, Jorge ALIÓ DEL BARRIO, Mark WILKINS, Beatrice COCHENER a Marcus ANG. Refractive surgery. *The Lancet*. 2019, **393**(10185), 2085-2098. ISSN 01406736. Dostupné z: doi:10.1016/S0140-6736(18)33209-4

[3] ROZSÍVAL, Pavel. *Trendy soudobé oftalmologie. Svazek 10*. 1. vydání. Praha: Galén, 2017. ISBN 978-807-4923-050.

[4] FALHAR, Martin. Vzorce pro výpočet optické mohutnosti intraokulárních čoček. *Jemná mechanika a optika* [online]. Holešov: TYPOservis Holešov, 2008, **53**(2), 35-40 [cit. 2020-11-19]. Dostupné z: http://jmo.fzu.cz/2008/Jmo-02/JMO200802.pdf

[5] XIA, Tina, Christine MARTINEZ a Linda TSAI. Update on Intraocular Lens Formulas and Calculations. *Asia-Pacific Journal of Ophthalmology*. 2020, **9**(3), 186-193. ISSN 2162-0989. Dostupné z: doi:10.1097/APO.0000000000000293

[6] ALIÓ, Jorge a Mohamed BAHRAWY. 15. Laser Refractive Surgery. ARTAL, Pablo. *Handbook of Visual Optics: Volume II - Instrumentation and Vision Correction* [online]. 20161205. Boca Raton (Florida): CRC Press, 2017, s. 234-251 [cit. 2020-10-26]. ISBN 978-1-5231-1808-3. Dostupné z: https://app.knovel.com/web/view/khtml/show.v/rcid:kpHVOVIII4/cid:kt011MN7G2/viewerType:khtml//root_slug:handbook-visual-optics/url_slug:laser-refractive-surgery?b-q=laser%20refractive%20surgery&sort_on=default&b-subscription=true&b-group-by=true&page=1&b-sort-on=default&b-content-type=references&include_synonyms=no&view=collapsed&zoom=1&q=laser%20refractive%20surgery

[7] CHUCK, Roy, Deborah JACOBS, Jimmy LEE, Natalie AFSHARI, Susan VITALE, Tueng SHEN a Jeremy KEENAN. Refractive Errors & Refractive Surgery Preferred Practice Pattern®. *Ophthalmology* [online]. 2018, **125**(1), 1-104 [cit. 2020-11-11]. ISSN 01616420. Dostupné z: doi:10.1016/j.ophtha.2017.10.003

[8] PIDRO, Ajla, Alma BISCEVIC, Melisa PJANO, Ivana MRAVICIC, Nita BEJDIC a Maja BOHAC. Excimer Lasers in Refractive Surgery. *Acta Informatica Medica*. 2019, **27**(4), 278-283. ISSN 0353-8109. Dostupné z: doi:10.5455/aim.2019.27.278-283

[9] LESNIAK, Sebastiann a Brandon AYRES. 14. Refractive Surgery. GAULT, Janice a James VANDER. *Ophthalmology Secrets in Color* [online]. Fourth edition. Philadelphia, Pennsylvania: Elsevier, 2015, s. 132-144 [cit. 2020-11-08]. ISBN 9780323323086. Dostupné z: https://www.clinicalkey.com/student/content/book/3-s2.0-B9780323323086000141

[10] WILSON, Steven E. Biology of keratorefractive surgery- PRK, PTK, LASIK, SMILE, inlays and other refractive procedures. *Experimental Eye Research* [online]. 2020, **198** [cit. 2020-11-19]. ISSN 00144835. Dostupné z: doi:10.1016/j.exer.2020.108136

[11] KASCHKE, Michael, Karl-Heinz DONNERHACKE a Michael RILL. *Optical devices in ophthalmology and optometry: technology, design principles, and clinical applications*. Weinheim: Wiley-VCH, 2014. ISBN 978-3-527-41068-2.

[12] VESTERGAARD, Anders Højslet. *Past and Present of Corneal Refractive Surgery: A Retrospective Study of Long-term Results after Photorefractive Keratectomy, and a Prospective Study of Refractive Lenticule Extraction* [online]. Odense (Denmark), 2014 [cit. 2020-11-20]. Dostupné z: DOI:10.1111/aos.12385. Thesis. Faculty of Health Science, University of Southern Denmark.

[13] SEKUNDO, Walter, Dan REINSTEIN a Marcus BLUM. Improved lenticule shape for hyperopic femtosecond lenticule extraction (ReLEx® FLEx): a pilot study. *Lasers in Medical Science* [online]. 2016, **31**(4), 659-664 [cit. 2020-11-20]. ISSN 0268-8921. Dostupné z: doi:10.1007/s10103-016-1902-2

[14] HAN, Sang, Yu-Chi LIU, Karim MOHAMED-NORIEGA a Jodhbir MEHTA. Application of Femtosecond Laser in Anterior Segment Surgery. *Journal of Ophthalmology* [online]. 2020, **2020**, 1-12 [cit. 2020-11-21]. ISSN 2090-004X. Dostupné z: doi:10.1155/2020/8263408

[15] BENEŠ, Pavel. *Přístroje pro optometrii a oftalmologii* [online]. 1. vydání. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2015 [cit. 2020-12-19]. ISBN 978-80-7013-577-8. Dostupné z: https://ndk.cz/view/uuid:e2f492b0-d18a-11e6-b5c0-005056827e51?page=uuid:009cfb50-df04-11e6-8010-005056827e51

[16] ARTAL, Pablo, ed. *Handbook of Visual Optics* [online]. 20161115. Boca Raton (Florida): CRC Press, 2017 [cit. 2020-12-19]. ISBN 9781315373034.

[17] QIAN, Yishan, Yan LIU, Xingtao ZHOU a Rajeev NAIDU. Comparison of Corneal Power and Astigmatism between Simulated Keratometry, True Net Power, and Total Corneal Refractive Power before and after SMILE Surgery. *Journal of Ophthalmology* [online]. 2017, **2017**, 1-8 [cit. 2020-12-30]. ISSN 2090-004X. Dostupné z: doi:10.1155/2017/9659481

[18] DOSHI, Sandip a Bill HARVEY. *Eye Essentials: Assessment & Investigative Techniques*. 1st ed. Philadelphia (USA): Elsevier Limited, 2005. ISBN 0 7506 8853 X.

[19] MOHAN, Prashob a Arup CHAKRABARTI. Intraocular lens power calculation in 2019: The cutting edge. *Kerala Journal of Ophthalmology*. 2019, **31**(3). ISSN 0976-6677. Dostupné z: doi:10.4103/kjo.kjo_71_19

[20] GÜLER, Emre, Ali KULAK, Yüksel TOTAN, Armağan YUVARLAK a İbrahim HEPŞEN. Comparison of a new optical biometry with an optical low-coherence

reflectometry for ocular biometry. *Contact Lens and Anterior Eye* [online]. 2016, **39**(5), 336-341 [cit. 2020-12-22]. ISSN 13670484. Dostupné z: doi:10.1016/j.clae.2016.06.001

[21] SAVINI, Giacomo, Marco DI MAITA, Kenneth HOFFER, Kristian NæSER, Domenico SCHIANO-LOMORIELLO, Aldo VAGGE, Luca DI CELLO a Carlo TRAVERSO. Comparison of 13 formulas for IOL power calculation with measurements from partial coherence interferometry. *British Journal of Ophthalmology* [online]. , -2020-316193 [cit. 2020-12-16]. ISSN 0007-1161. Dostupné z: doi:10.1136/bjophthalmol-2020-316193

[22] SAVINI, Giacomo a Kenneth HOFFER. Intraocular lens power calculation in eyes with previous corneal refractive surgery. *Eye and Vision*. 2018, **5**(1). ISSN 2326-0254. Dostupné z: doi:10.1186/s40662-018-0110-5

[23] WANG, Xiao-Zhen, Rui CUI, Xu-Dong SONG, Bo YUN, Jin QIAN a Ning DING. Comparison of the accuracy of intraocular lens power calculation formulas for eyes after corneal refractive surgery. *Annals of Translational Medicine*. 2020, **8**(14), 871-871. ISSN 23055839. Dostupné z: doi:10.21037/atm-20-4624

[24] WANG, Qiwei, Wu JIANG, Tiao LIN, Xiaohang WU, Haotian LIN a Weirong CHEN. *Meta-analysis of accuracy of intraocular lens power calculation formulas in short eyes* [online]. 2018, **46**(4), 356-363 [cit. 2020-11-14]. ISSN 14426404. Dostupné z: doi:10.1111/ceo.13058

[25] *IOL Power Calculations: How to Achieve Accurate Results* [online]. Mesa, Arizona: East Valley Ophthalmology, 2020 [cit. 2020-12-29]. Dostupné z: https://www.doctor-hill.com/iol-main/iol_main.htm

[26] WANG, Li, Maolong TANG, David HUANG, Mitchell WEIKERT a Douglas KOCH. Comparison of Newer Intraocular Lens Power Calculation Methods for Eyes after Corneal Refractive Surgery. *Ophthalmology* [online]. 2015, **122**(12), 2443-2449 [cit. 2020-12-30]. ISSN 01616420. Dostupné z: doi:10.1016/j.ophtha.2015.08.037

[27] LI, Hongyu, Li NAN, Jun LI a Hui SONG. Accuracy of intraocular lens power calculation formulae after laser refractive surgery in myopic eyes: a meta-analysis. *Eye and Vision* [online]. 2020, **7**(1) [cit. 2021-01-04]. ISSN 2326-0254. Dostupné z: doi:10.1186/s40662-020-00188-1

[28] LWOWSKI, Christoph, Katarzyna PAWLOWICZ, Lisa HINZELMANN, Mahmoud ADAS a Thomas KOHNEN. Prediction accuracy of IOL calculation formulas using the ASCRS online calculator for a diffractive EDOF IOL after myopic laser in-situ keratomileusis. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2020, [cit. 2021-05-11]. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1097/j.jcrs.0000000000000238

[29] SAVINI, Giacomo, Kenneth HOFFER a Graham BARRETT. Results of Barrett True-K formula for IOL power calculation based on Scheimpflug camera measurements in eyes with prior myopic excimer laser surgery. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*

[online]. 2020, [cit. 2021-01-04]. Dostupné z: http://cvut.summon.serialssolutions.com/#!/search?bookMark=eNpdkOtKw0AQhRep2Iu-gu4LpO4lyW5-avGGhYL2f9hsJm1CNgm7CTXv4QO7pSri_DnDcM7HcOZo0rQNIHRDyZKSRNxWy0pbtyR_h5HoDM2oFDwII8ImaEakjAPOIzJFc-cq7wkZjy7QlDMmKIvFDH2-gRvq3uG2wPfKWuh7vLUDBK-4aK0ZanVU_LJZ4649gMVa1dpf-7JtcKYc5Ngv73oPpemKeth5gwGrsAHlBgsGGg8vGwwjOHwo-z3ubOmJZmy7UmP40KX349qjLPaJHdjxEp0XqnZw9a0LtH182K6eg_Xm6WV1tw60oCJIkoTmYa64jOKQaw46B8010CgUMWiVCc0gFiBJUgghWSioTEhGJVFFkamIL5A4YbVtnbNQpP41o-yYUpIea06r9Fhz-r9mn7w-JbshM5D_5n565V-pv38i

[30] ROSA, Nicola, Ferdinando CIONE, Angela PEPE, Salvatore MUSTO, Maddalena DE BERNARDO a Ireneusz GRULKOWSKI. An Advanced Lens Measurement Approach (ALMA) in post refractive surgery IOL power calculation with unknown preoperative parameters. *PLOS ONE* [online]. 2020, **15**(8) [cit. 2021-01-05]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0237990

[31] FRAM, Nicole, Samuel MASKET a Li WANG. Comparison of Intraoperative Aberrometry, OCT-Based IOL Formula, Haigis-L, and Masket Formulae for IOL Power Calculation after Laser Vision Correction. *Ophthalmology* [online]. 2015, **122**(6), 1096-1101 [cit. 2021-01-04]. ISSN 01616420. Dostupné z: doi:10.1016/j.ophtha.2015.01.027

[32] RAINER, Georg. The KR-1 Kerato-Refractometer: A FullyAutomated Visual Assessment Instrument. In: *Topcon* [online]. Topcon Medical Systems, 2012 [cit. 2021-05-07]. Dostupné z: https://www.topcon-medical.eu/files/EU_Downloads/Products/KR-1/Topcon_KR-1_publication.pdf

[33] ZEISS IOL Master 700: Getting Fewer Refractive Surprises. In: *Medical Solutions Made By Zeiss* [online]. Jena, Německo: Carl Zeiss Meditec AG, 2020 [cit. 2021-04-25]. Dostupné z: https://www.zeiss.com/content/dam/med/ref_international/products/optical-biometers/iolmaster-700/documents/iolmaster700-topo-broschure-en-32-010-0009ix.pdf

[34] POSPÍŠILOVÁ, Jana. *Porovnání přesnosti různých metod výpočtů optické mohutnosti intraokulární čočky po rohovkových refrakčních zákrocích*. Kladno, 2015. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce MUDr. Jiří Cendelín, CSc.

[35] CHU, Y., David HARDTEN, Thomas LINDQUIST a Richard LINDSTROM. Chapter 41: Radial Keratotomy. In: *Duane's Ophthalmology* [online]. Lippincott Wiliams & Wilkins, 2006 [cit. 2021-01-07]. Dostupné z: http://www.oculist.net/downaton502/prof/ebook/duanes/pages/v6/v6c041.html#ref

[36] Raindrop Near Vision Inlay. In: *Southern Eye Center* [online]. [cit. 2021-01-07]. Dostupné z: https://southerneyecenter.com/reading-restoration-hattiesburg/raindrop/

[37] Get Rid Of Corrective Glasses For Life Using Kamra Lens Implant. In: *Wonderful Engineering* [online]. Wonderful Engineering, 2021 [cit. 2021-01-07]. Dostupné z: https://wonderfulengineering.com/get-rid-of-corrective-glasses-for-life-using-kamra-lens-implant/

[38] Intracorneal Ring Segments. In: *Keratoconus Australia* [online]. [cit. 2021-01-07]. Dostupné z: https://www.keratoconus.org.au/treatments/intracorneal-ring-segments/

[39] Conductive Keratoplasty (CK) Reduces Need For Reading Glasses. In: *All About Vision* [online]. AAV Media, c2000-2020 [cit. 2021-01-07]. Dostupné z: https://www.allaboutvision.com/visionsurgery/ck_ltk_eye_surgery.htm

[40] *IOL Calculator for Eyes with Prior Hyperopic LASIK/PRK* [online]. ASCRS Foundation, 2021 [cit. 2021-05-11]. Dostupné z: http://iolcalc.ascrs.org/wbfrmCalculator2.aspx

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
a0, a1, a2	-	Konstanty pro vzorec Haigis
ACD	mm	Hloubka přední komory (*anterior chamber depth*)
A-const	-	A konstanta
AL	m	Axiální délka bulbu
B	D	Brýlová korekce
CCT	mm	Tloušťka rohovky v jejím vrcholu (*central corneal thickness*)
d	m	Tloušťka
DPostRx	D	Požadovaná pooperační refrakce
ECP_{PMR}	D	Efektivní lomivost rohovky po myopickém refrakčním zákroku LASIK nebo PRK
ELP	mm	Efektivní pozice IOL (*effective lens position*)
IOL_{AD}	D	Hodnota přídavku k vypočtené IOL
K	D	Keratometrie, celková optická mohutnost rohovky
K1	D	Keratometrie přední plochy rohovky v strmějším meridiánu
K2	D	Keratometrie přední plochy rohovky v plošším meridiánu
KI	-	Keratometrický index
K_{POST}	D	Keratometrie po refrakční operaci rohovky
K_{PRE}	D	Keratometrie před refrakční operací rohovky
LT	mm	Tloušťka oční čočky *(lens thickness*)
n	-	Index lomu
NCP	D	Celková lomivost rohovky vypočtená Gaussovými vztahy
n_{POST}	-	Index lomu rohovky po refrakčním zákroku
pACD	mm	Hloubka přední komory po refrakčním zákroku
poopSimK	D	Simulovaná keratometrie po refrakční operaci rohovky
preopSimK	D	Simulovaná keratometrie před refrakční operací rohovky
r / R	m	Poloměr zakřivení
SE	D	Sférický ekvivalent
SE_{AR}	D	Sférický ekvivalent afakické refrakce
SF	-	Chirurgický faktor (*surgeon factor*)
SimK	D	Simulovaná keratometrie
SIRC	D	Změna refrakce indukovaná refrakční operací
V	mm	Vzdálenost brýlové korekce od oka
V	mm	Vertikální vzdálenost korekční brýlové čočky od oka
WtW	mm	Horizontální průměr rohovky (*white-to-white*)
φ	D	Optická mohutnost
φ_P	D	Optická mohutnost přední plochy rohovky
φ_Z	D	Optická mohutnost zadní plochy rohovky

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
AAO	Americká akademie oftalmologie (American Academy of Ophthalmology)
ARK	Autorefraktokeratometr
ASCRS	American Society of Cataract and Refractive Surgery
AVE	Průměrná hodnota vzorců ASCRS kalkulátoru (Average)
BTK	Barrett True K
BTKxH	Barrett True K No History
CK	Conductive Keratoplasty
FDA	Úřad pro kontrolu potravin a léčiv (Food and Drug Administration)
Hill-RBF	Vzorec Hill-radial basis function
HLTK	Holmium Laser Thermokeratoplasty
CHM	Metoda klinické historie (Clinical history method)
IOL	Umělá nitrooční čočka (intraocular lens)
LASEK	Laser Subepithelial Keratomileusis
LASIK	Laser-assisted in situ keratomileusis
obr.	Obrázek
OLCR	Optická nízkokoherenční reflektometrie
OP / OL	Oko pravé / oko levé
PCI	Parciální koherenční interferometrie
PMMA	Poly(methylmethakrylát)
PRK	Fotorefraktivní keratektomie (Photorefractive Keratectomy)
ReLEx	Extrakce refrakční lentikuly (Refractive Lens Extraction)
ReLEx FLEx	Refractive Lens Extraction: Femtosecond Lenticule Extraction
ReLEx SMILE	Refractive Lens Extraction: Small-incision Lenticule Extraction
RK	Radiální keratotomie (Radial Keratotomy)
SR	Subjektivní refrakce
SS-OCT	Swept-source optická koherenční tomografie
TK	Thermal Keratoplasty
Trans-PRK	Transepiteliální fotorefraktivní keratektomie
WK	Úprava Wang-Koch

Seznam obrázků a grafů

Obrázek 2.1: Radiální keratotomie (RK). [35] 2
Obrázek 2.2: Průběh fotorefraktivní keratektomie (PRK). [11] 3
Obrázek 2.3: Trans-PRK. [2] 3
Obrázek 2.4: Aplikace ethanolu při zákroku LASEK. [2] 4
Obrázek 2.5: Průběh zákroku LASIK. [11] 5
Obrázek 2.6: Průběh zákroku ReLEx. [11] 6
Obrázek 2.7: Rohovkové implantáty – zleva: Raindrop, KAMRA a KeraRing. [37; 38; 39] ... 7
Obrázek 2.8: Konduktivní keratoplastika. [40] 8
Obrázek 2.9: Vliv zakřivení zadní plochy rohovky na fokusaci paprsků. [11] 9
Obrázek 2.10: Vliv zakřivení zadní plochy rohovky na fokusaci paprsků. [36] 20
Obrázek 2.11: Vliv asféricity rohovky na měření zakřivení po refrakčním zákroku. [36] 20
Obrázek 2.12: Vliv odlišného zakřivení přední plochy rohovky na výpočet ELP. [36] 21
Graf 2.1: Porovnání metod výpočtu IOL po rohovkovém refrakčním zákroku. [22; 27] 28
Obrázek 3.1: Data z IOL Masteru 700. [vlastní zdroj] 30
Obrázek 3.2: Vypočtená hodnota IOL podle vzorců ASCRS. 31
Obrázek 3.3: Kalkulátor společnosti ASCRS pro výpočet IOL po hypermetropickém refrakčním zákroku. 31
Obrázek 3.4: Autorefraktokeratometr Topcon KR-1. [32] 32
Obrázek 3.5: Biometr ZEISS IOL Master 700. [33] 32
Graf 4.1: Relativní četnost chyb vzorců pro výpočet IOL podle ARK. [vlastní zdroj] 39
Graf 4.2: Relativní četnost chyb vzorců pro výpočet hodnoty IOL podle SR. [vlastní zdroj] . 40

Seznam tabulek

Tabulka 2.1: Hodnota WK úpravy podle použitého vzorce pro výpočet IOL. [19] 18
Tabulka 2.2: Výběr vzorce pro výpočet IOL v závislosti na AL oka podle Ladas metody.[5] 19
Tabulka 2.3: Chyby metod výpočtu IOL po refrakčním zákroku. [22; 27] 28
Tabulka 3.1: Hodnoty konstant výpočtových vzorců IOL Masteru. [33] 33
Tabulka 4.1: Data z období před operací katarakty. [vlastní zdroj] 36
Tabulka 4.2: Data o výpočtech hodnot IOL a výsledné refrakci po implantaci IOL. [vlastní zdroj] 37
Tabulka 4.3: Absolutní chyby výpočtu použitých vzorců. [vlastní zdroj] 38
Tabulka 4.4: Souhrn chyb vzorců pro výpočet hodnoty IOL podle ARK. [vlastní zdroj] 39
Tabulka 4.5: Souhrn chyb vzorců pro výpočet hodnoty IOL podle SR. [vlastní zdroj] 40