

**Přírodovědecká fakulta
Univerzity Palackého v Olomouci
Katedra optiky a optoelektroniky**



Mgr. Martin Falhar

**ÚPRAVA PRO VÝPOČET OPTICKÉ MOHUTNOSTI
INTRAOKULÁRNÍ ČOČKY PŘI AXIÁLNÍCH DÉLKÁCH OČÍ
VĚTŠÍCH NEŽ 25 MM**

Autoreferát disertační práce
k získání akademicko-vědeckého titulu doktor (Ph. D.)

Název a číslo vědního oboru: Fyzika P1701

Studijní obor: Optika a optoelektronika

Olomouc

2010

Doktorská disertační práce byla vypracována formou kombinovaného studijního programu na Katedře optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci.

Uchazeč: **Mgr. Martin Falhar**

Školitel: **Doc. MUDr. Jiří Řehák, CSc.**

Oční klinika, Fakultní nemocnice v Olomouci

Oponenti: **MUDr. Klára Marešová, Ph.D.**

Oční klinika, Fakultní nemocnice v Olomouci

MUDr. Miroslav Dostálek, Ph.D.

Centrum pro funkční poruchy vidění,

Litomyšlská nemocnice

S disertační prací je možné se seznámit v knihovně Přírodovědecké fakulty UP Olomouc.

Obsah

1.	Současný stav řešené problematiky	4
2.	Cíle disertační práce	5
3.	Použité metody a postupy	6
3.1	Minimální počet proměnných	6
3.2	Upřesnění metodiky v použitých přístrojích	8
3.3	Vytvoření modelu oka	12
3.4	Aplikace metody ray tracing	12
4.	Výsledky práce	17
4.1	Klinická kontrolní studie	17
4.2	Srovnání s SRK/T vzorcem.....	21
4.3	Stanovení klíčových biometrických údajů	23
5.	Závěr.....	26
6.	Přehled autorových publikací	30
7.	Publikace související s tématikou předložené práce.....	30
8.	Bibliografická identifikace disertační práce	34

1. **Současný stav řešené problematiky**

Operace katarakty je dnes jedním z nejčastějších očních operačních zákroků. Dle [38] je až u 91% populace diagnostikována katarakta ve věkovém intervalu 75 až 85 let. V roce 2006 bylo jen v ČR provedeno 75614 operací a vzhledem k stále neobjasněné příčině způsobující kataraktu, bude operativní přístup i v blízkém budoucnu brán jako nejefektivnější řešící metoda. Moderní pojetí lékařství vyžaduje použití nejnovějších technologií a poznatků v procesu léčení nebo rehabilitace na požadovaný stav. Požadavek na přesný výpočet optické mohutnosti intraokulární čočky nabývá na významu i v souvislosti s prodlužující se délkou lidského života a vysokými standardy dnešní doby. Tento výpočet se provádí biometrickými vzorci, na jejichž základě se určí příslušná optická mohutnost intraokulární čočky (dále jen IOL).

Obecná přesnost dnešních vzorců se různí dle autorů. Z rešerše literatury nelze určit, který z uvedených vzorců je nejpřesnější. Holladay [67] na základě rozborů 30 nejvýznamnějších děl v oblasti výpočtu IOL konstatuje zjištění, že každý autor uvádějící svůj vzorec jej prezentuje jako nejlepší. Holladay [49] uvádí pro standardní oči pooperační refrakční odchylku od požadované axiální refrakce $\pm 0,50$ D v 50%, $\pm 1,00$ D v 90% a $\pm 2,00$ D v 99,9%. Haičl *et al.* [55] udává přesnost u SRK 82% pro hodnoty do $\pm 1,50$ D, Vlková *et al.* [56] prezentuje podobný závěr a to 85% pro stejnou hodnotu $\pm 1,50$ D. Představu si lze udělat z *Tabulky 1*.

Tabulka 1: Přesnost vzorců současných biometrických vzorců (Korynta [54]).

Vzorec	$\pm 1,0$ D	$\pm 1,5$ D	$\pm 2,0$ D
SRK	67,8%	83,6%	91,9 %
SRK II	67,0%	82,9%	90,8%
Holladay A-konst.	62,2%	81,3%	88,9%
Holladay SF	66,0%	82,0%	90,0%
SRK/T	65,5%	84,3%	92,1%

Určitou generalizací výsledku provedl Korynta a Cendelín [57], kteří udávají pro vzorce druhé a třetí generace (SRK a SRK II) přesnost 60% až 70% pro rozmezí $\pm 1,00$ D odchylky pooperačních hodnot, a pro vzorce čtvrté generace (SRK/T a Holladay) přesnost 70% až 80% pro stejné rozmezí. Dále uvádí, že překonání přesnosti 80% je možné jen v případě individualizace a při respektování pravidel přesného měření biometrem.

Přesnost vzorců je často deklarovaná v souvislosti s axiální délkou nebo s axiální refrakcí, která s axiální délkou oka koreluje. Autoři Norrby [33] a Preussner *et al.* [35] kritizují současné přístupy a doporučují jejich úpravu. Vícha [50] popisuje nepřesné pooperační hodnoty u bulbu s nestandardními parametry (nestandardní axiální délka nebo nestandardní keratometrie rohovky) se závěrečným doporučením používat vzorce VI. generace. Bez bližší číselné kvantifikace uvádí Korynta a Cendelín [57] poznatek o výrazně klesající přesnosti v případě dlouhých očí.

Na problém s výpočtem intraokulární čočky u vysokých myopií odkazuje Zaldivar *et al.* [46], který dále uvádí dalších sedm odkazů na potvrzení této domněnky (autoři Drews, Huber, Kalogeropoulos a Olsen). Jeho práce se zabývala výpočtem IOL axiálních délek větších než 27 mm. Závěrem konstatuje, že navzdory pokročilosti vzorců IV. generace je optická mohutnost IOL o 1,00 až 4,00 D menší - navození hypermetropie.

Neméně významná je samotná problematika získávání dat. V rámci disertační práce byl i na tento faktor brán ohled a bližšímu zkoumání byla podrobena ultrazvuková imerzní a kontaktní metoda.

2. Cíle disertační práce

Cílem této disertační práce je úprava vedoucí k přesnějšimu stanovení optické mohutnosti intraokulární čočky, která přímo určuje požadovanou axiální refrakci. Úprava je určena pro případ implantace IOL do vaku a je zaměřena na oči s axiální délkou větší než 25 mm. Problematika stanovení intraokulární čočky je kromě samotného výpočtu určená i správnou metodikou

měření a souvisí s několika aspekty vycházející z praxe. Proto je také cílem dívat se na problematiku globálně a stanovit klíčové body, které v největším měřítku ovlivňují požadovanou přesnost. Vzhledem k možné praktické upotřebitelnosti, je stěžejní podmínkou zachovat počet přístrojů běžně dostupných v oční ordinaci určených pro biometrické vyšetřování – autorefraktokeratometr a ultrazvukový přístroj pro pořízení biometrických dat. Nadbytečné přístroje poslouží ke zpřesnění cíle, ale navržená koncepce by byla odkloněna od praxe. Cíle této disertační práce lze shrnout do těchto bodů:

a) Navrhnout úpravu metodiky výpočtu optické mohutnosti intraokulární čočky u očí s axiální délkou větší než 25 mm.

b) Popsat klíčové faktory současných řešení, které způsobují možnou odchylku od požadovaných hodnot.

c) Vydat doporučení v oblasti biometrických přístrojů, která by vedla k přesnějším výsledkům.

d) Stanovit klíčové biometrické hodnoty, které nejvíce ovlivňují výpočet optické mohutnosti.

3. Použité metody a postupy

3.1 Minimální počet proměnných

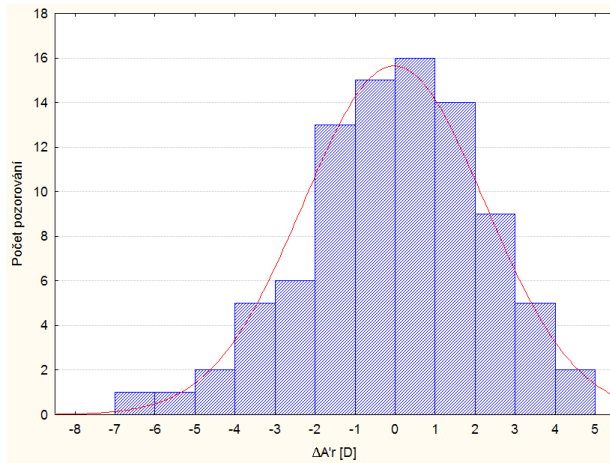
Jedním z cílů této práce bylo navrhnout úpravu bez použití dalších přístrojů, než těch, které se užívají v praxi. Počet získaných proměnných je tak omezen a v podstatě se pracuje pouze s hodnotou poloměru křivosti přední plochy rohovky, s axiální polohou a tloušťkou čočky, axiální délkou oka a axiální refrakcí. Pro dodržení tohoto předpokladu bylo nutné ověřit, zda je tento požadavek udržitelný a zda je opravdu reálné na základě takto omezeného počtu proměnných zrekonstruovat model oka, který by odpovídal oku reálnému. Na tomto základě byl navržen model oka, který zakomponoval známé proměnné do modelu vycházejícího z Gullstrandova modelu [A2]. Byly odvozeny regresní rovnice, které umožnily zrekonstruovat poloměry křivosti

jednotlivých ploch. Poté se vypočítala axiální refrakce (v paraxiálním prostoru) a srovnávala se s reálnou zjištěnou hodnotou. Vzájemné hodnoty axiální refrakce byly podrobeny statistickým testům. Ten potvrdil shodu a prokázal tak reprodukovatelnost navrženého modelu. Tím se také potvrdila domněnka, že i přes omezený počet proměnných lze zrekonstruovat validní model oka a není nutné rozšiřovat počet měřicích přístrojů. Závěry statistického testování navrženého modelu s reálnými hodnotami jsou uvedeny v *Tabulce 2. Obr. 1* znázorňuje histogram rozdílu mezi predikovanou hodnotou axiální refrakce a skutečnou hodnotou.

Tabulka 2: Závěry statistického testování vypočtené axiální refrakce navrženého modelu s reálnou hodnotou.

Studentův T-test pro závislý výběr								
	Průměr	SD	<i>n</i>	Diference	SD	<i>t</i>	df	<i>p</i>
<i>A'r</i>	-0.758	3.398	89	-0.0205	2.27	-0.0854	88	0.932
<i>A'r_{CALC}</i>	-0.737	2.776						
Hypotéza						PŘIJATA		<i>p</i> < 0.05
Pearsonův korelační koeficient					0.75			
Test shody rozptylu								
Poměr rozptylu					1.499			
Kritická hodnota					1.411			
Hypotéza rovnosti rozptylu					ZAMÍTNUTO*			<i>p</i> = 0.027
Robustní test pro shodu rozptylu								
Poměr rozptylu					1.499			
Kritická hodnota					1.875			
Hypotéza rovnosti rozptylu					PŘIJATA			<i>p</i> = 0.138
Test pro shodu středních hodnot (shodné rozptyly)								
t-test					0.0442			
Kritická hodnota					1.974			
Hypotéza rovnosti středních hodnot					PŘIJATA			<i>p</i> = 0.965
Test pro shodu středních hodnot (různé rozptyly)								
t-test					0.0442			
Kritická hodnota					1.974			
Hypotéza rovnosti středních hodnot					PŘIJATA			<i>p</i> = 0.965
Kolmogorov – Smirnovův dvouvýběrový test								
Diference					0.146			
Kritická hodnota					0.204			
Závěr					distribuce jsou si ROVNY			

* Na základě zamítnutí standardního testu shody rozptylu byl proveden robustní test, který stanovuje nižší limity kritických hodnot. Bližší diskuze je uvedena v kapitole *Diskuze v [A2]*.



Obr. 1: Histogram rozdílných hodnot skutečné axiální refrakce a vypočtené axiální refrakce. Rozdíl $\Delta A'r = A'r_{REALNÉ} - A'r_{VYPOČTENÉ}$.

3.2 Upřesnění metodiky v použitých přístrojích

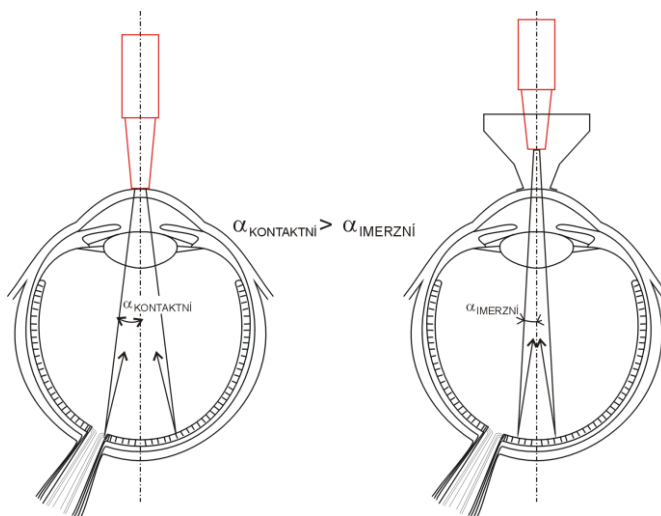
Pro bližší objasnění principu kontaktní a imerzní metody byly obě metody simulované pomocí ray tracingu [A3]. Princip simulace spočívá v nahrazení světelného paprsku vlnou s fyzikální charakteristikou ultrazvuku. Celou proceduru ray tracingu můžeme aplikovat na výpočet šíření ultrazvukové vlny, při splnění určitých předpokladů.

Dle [20] lze světlo nahradit ultrazvukovým vlněním, pokud je prostředí šíření homogenní a pokud je následné prostředí schopno ultrazvukové vlnění přenést. V našem případě se jedná o prostředí oka, která se za homogenní považují. Ray tracingovou simulací byly zjištěny tyto skutečnosti.

Pokud je sonda při biometrii oka v případě imerzního měření jen mírně nakloněna, dochází k podstatně větší odchylce, než jak je tomu u kontaktního měření. Tento větší odklon způsobí příliš velký odraz paprsků a měnič je již nebude akceptovat. V případě imerzní metody měnič vyhodnocuje echa, která jsou blízka optické ose a tím jsou získané údaje přesnější. Naopak kontaktní metoda je schopna zaregistrovat echa i při větším posunu (náklonu) měniče a

zpracuje i echa, která pocházejí z periferie optických ploch, čímž jsou naměřená data zkreslená.

Výsledek můžeme přirovnat k efektu „klíčové dírky“. Čím je sonda dále od sítnice (imerzní metoda), tím přísněji musí být dodržena podmínka centrální pozice a koincidence sondy. Pokud sondu přiblížíme až na samotnou rohovku, můžeme si dovolit větší odchylku od centra. Tato okrajová echa budou zaznamenána, avšak nebudou obsahovat tak přesné údaje, jako v imerzním případě (Obr. 2).



Obr. 2: Kontaktní metoda (vlevo) má díky bližší pozici větší rozptyl, který sonda ještě zachytí. Imerzní metoda (vpravo) je naopak díky své vzdálenější pozici omezená na oblast bližší k optické ose, poskytující přesněji požadované vzdálenosti.

Obě metody byly dále zkoumány při měření typicky hypermetropického (HY), myopického (MY) a emetropického (EM) modelu oka. Z tohoto zkoumání lze vyvodit následující skutečnosti:

- a) Není velký rozdíl u parametru hloubky přední komory a tloušťky čočky mezi kontaktní a imerzní metodou. Chyby samy o sobě jsou sice poměrově rozdílné (HY - hloubka přední komory: 0,00637 oproti 0,04367), ale ve svém globálním měřítku k celému rozměru oka je rozdíl zanedbatelný.

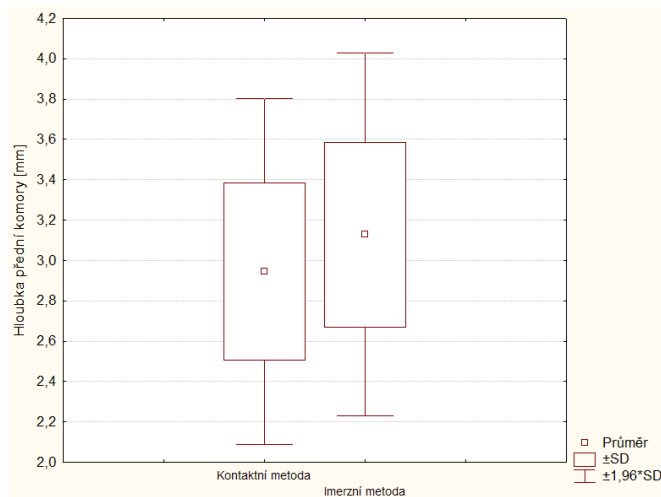
- b) Je-li tloušťka čočky (L) nadprůměrná (HY model: $L = 4,922$ mm), jsou změny řádově v jedné desetíně milimetru. U čočky o průměrné tloušťce 4,42 mm (průměr tloušťky čočky měřený kontaktní metodou, $n = 129$ očí) jsou pak změny okolo jedné dvacetiny milimetru. Posuneme-li celou čočku o 0,1 mm dále do oka, bude výsledná refrakční vada o 0,12 D menší (zjištěno metodou ray tracing pro světelný paprsek na Gullstrandově modelu oka v paraxiálním prostoru). Generalizaci této chyby nelze provést, protože jednotlivé výpočtové vzorce dávají parametru tloušťky čočky různou důležitost.
- c) U obou metod nastává při posunu biometrické sondy výrazná změna v celkové axiální délce bulbu, respektive v hloubce sklivcového prostoru. Změna pohybu sondy o 0,3 mm může ve výsledku znamenat změnu až o 1 D v celkové axiální refrakci oka.
- d) Největší rozdíl mezi metodami nastal u měření parametru celkové axiální délky oka v případě náklonu sondy. V případě periferní decentrace jsou výsledky obou metod podobné.

Je nutno zmínit prozatím opomíjený vliv aplanace rohovky při kontaktní ultrazvukové biometrii. Soudě dle početních výsledků, není rozdílu mezi imerzní a kontaktní metodou v oblasti přední komory. Nepřesnost kontaktní metody je zřejmě způsobena samotným praktickým měřením. Z praxe lze udělat závěr, že imerzní metoda je primárně přesnější díky absenci aplanace a až sekundárně díky své vzdálené poloze, která dělá tuto metodu citlivější na decentraci sondy.

Tendence kontaktní metody měřit mělčí hloubku přední komory následkem tlaku byla potvrzena i ve vlastním vzorku očí o $n = 129$, které měly počínající nebo rozvinutou kataraktu. Všechny oči byly současně měřeny oběma metodami. Rozdílnost obou dvou skupin hodnot byla potvrzena statistickým t-testem pro závislé proměnné – *Tabulka 3*. Krabicové grafy naměřených hloubek předních komor jsou znázorněny na *Obr. 3*.

Tabulka 3: T-test dvou skupin hodnot získané měřením hloubky přední komory pomocí kontaktní a imerzní metody. Rozdíl mezi oběma metodami je statisticky významný ($p < 0,0000$).

	Průměr	SD	n	SD	t	df	p
Kontaktní metoda	2,94 mm	0,437	129	0,281	-7,35	128	0,0000
Imerzní metoda	3,12 mm	0,459					



Obr. 3: Krabicový graf naměřených hodnot hloubky přední komory pomocí kontaktní a imerzní metodou.

Pro záměry této práce je nejlépe pracovat s ultrazvukovou imerzní metodou. Opomineme-li faktor empirie, lze považovat imerzní ultrazvukovou metodu za zlatý standard oftalmologické biometrii, poskytující všechny údaje na požadované hladině přesnosti pro účely ray tracingové analýzy. Z rešerše vyplývá, že optická metoda poskytuje přesnější výsledky v oblasti axiálních délek [68], další biometrické údaje ovšem stejnou přesnost nemají. Pro začínající biometry měřící kontaktní metodou je vhodné naměřené hodnoty srovnávat s rychlou optickou metodou.

3.3 Vytvoření modelu oka

Jako nejvhodnější pro záměry práce je teoretický oční model dle Atchisona [8], který je odvozený speciálně pro myopy. Studie [8] je základním stavebním kamenem pro tuto práci v oblasti parametrů oka užitých v algoritmu ray tracingu. Je to dáno nedávným rokem uvedení (2006) a užitím moderních sofistikovaných metod. Model je podložen pozorováním na základě magnetické nukleární rezonance, čímž se výrazně odlišuje co do použitého instrumentária od ostatních modelů. Odvozené parametry jsou vyvozeny i na základě podrobné průvodní rešerše zohledňující přístup jiných autorů na poli teoretických modelů oka. Model myopického oka je odvozen z pozorování mladých očí (25 let). Určité hodnoty byly tedy modifikovány dle potřeby.

Metoda ray tracingu potřebuje, aby byly definovány všechny základní optické parametry dané optické soustavy. Jmenovitě se jedná o indexy lomu optických prostředí, poloměry křivosti a axiální pozice optických rozhraní. Pro simulaci blížíci se realitě je vhodné pracovat s asférickými plochami, což vyžaduje znalost míry oploštění – excentricitu optické plochy.

3.4 Aplikace metody ray tracing

Výchozí postup pro sledování chodu paprsků (ray tracing) byl převzat z [17]. Uvedený postup je postaven na pracích dřívějších autorů (Feder, Allen, Snyder a jiní) a je upraven pro šíření světelného paprsku přes rotačně symetrickou plochu popsanou polynomem libovolného řádu. Principiálně se jedná o iterativní výpočet šíření paprsků, který je prezentován jako bod o třech souřadnicích a třech směrových kosinech. Z výchozího bodu $A_0 [X_0, Y_0, Z_0]$ se sleduje místo posunutí do bodu $A [X, Y, Z]$ o vzdálenost s_i ve směru směrových kosinů (k, l, m) :

$$\begin{aligned} X &= X_0 + ks_i \\ Y &= Y_0 + ls_i \\ Z &= Z_0 + ms_i. \end{aligned} \tag{1}$$

Po každém posunutí o s_i , což je rozdíl polohy vrcholů i -té plochy a $i+1$ -té plochy, se hledá přesný průsečík s plochou. V daném bodě pak nastává lom (odraz) a následný výpočet se pak opakuje – opět posun o vzdálenost s_i , nalezení průsečíku a lom (odraz). Nalezení průsečíku může být u složitějších ploch matematicky problematické, proto je s výhodou použit Newton-Raphsonův iterační algoritmus (více v [40]), jinak též známý jako metoda tečen. Iterativně se hledá bod na ploše F , která je definována jako

$$F(X, Y, Z) = Z - \left[\frac{c\rho^2}{1 + \sqrt{(1 - \kappa c^2 \rho^2)}} \right], \quad (2)$$

kde ρ je sférický invariant $(X^2 + Y^2)$, κ definuje typ plochy (hyperbola, parabola aj.) a c je vrcholová křivost definovaná jako $1/r$ (r – poloměr křivosti plochy). K hledanému průsečíku výpočet konverguje s dostatečnou přesností během 10 kroků. Za použití j , označující iterační číslo, můžeme daný postup zapsat:

$$s_{j+1} = s_j - \frac{F(X_j, Y_j, Z_j)}{F'(X_j, Y_j, Z_j)}, \quad (3)$$

kde z rovnic (7.3)

$$X_j = X_1 + ks_j, Y_j = Y_1 + ls_j, Z_j = Z_1 + ms_j, \quad (4)$$

a kde

$$F'(X_j, Y_j, Z_j) = \frac{dF}{ds_{(s=s_i)}} = \left(\frac{\partial F}{\partial X} \right)_j k + \left(\frac{\partial F}{\partial Y} \right)_j l + \left(\frac{\partial F}{\partial Z} \right)_j m. \quad (5)$$

Uvedené parciální derivace lze jednodušeji vyjádřit jako

$$F_X = -X \cdot E, \quad (6)$$

$$F_Y = -Y \cdot E, \quad (7)$$

$$F_Z = 1, \quad (8)$$

kde

$$E = \frac{c}{\sqrt{(1 - \kappa c^2 \rho^2)}}. \quad (9)$$

Jako každý iterativní proces se musí algoritmus ošetřit podmínkami pro zabránění početní oscilace nebo podmínkami o smysluplnosti výsledku. Bližší detaily jsou uvedeny v [17]. Z tohoto postupu získáme normálový vektor, který pak použijeme pro lom na ploše. Ten můžeme vektorově zapsat jako

$$N'\mathbf{S}' \times \mathbf{r} = N\mathbf{S} \times \mathbf{r}. \quad (10)$$

V tomto zápisu je \mathbf{S} jednotkový vektor dopadajícího paprsku se směrovými kosiny (k, l, m) a \mathbf{S}' jako jednotkový vektor lomeného paprsku s komponenty (k', l', m') ; \mathbf{r} je normálový vektor v místě dopadu. N je optický index lomu prostředí, odkud se paprsek šíří, N' optický index lomu kam se paprsek láme. Vztah (10) pak můžeme přepsat jako

$$\mathbf{S}' = \mu\mathbf{S} + \Gamma\mathbf{r}, \quad (11)$$

kde $\mu = \frac{N}{N'}$ a Γ je nedeterminovaný násobitel, který je nutné najít.

K nalezení je opět použito Newton-Raphsonovy iterační techniky.

Formou matice je pak zaznamenán každý paprsek $P[N]$, kde N označuje pořadové číslo paprsku a který má svou pozici (x, y, z) a svůj směr (k, l, m) – $P[N]((x, y, z), (k, l, m))$. Následuje proces hledání ohniska. Ten je postaven na základě násobení celého svazku paprsků postupně se zvyšující se hodnotu T , která určuje vzdálenost od poslední plochy. Při každém takovém násobení se vypočte geometrický střed svazku S_{XY} a následným výpočtem rozptylu V , který je určen čtvercem vzdáleností paprsku od vypočteného středu svazku. V pozici T s nejmenším rozptylem svazku, společně s pozicí vrcholu poslední plochy $LastSrf_z$, je určeno nejlepší ohnisko (*best focus*). Hledaný střed svazku má dvě komponenty S_x a S_y , nalezené dle vztahu

$$P[N]_{IX} = \left(\frac{LastSrf_z + T - P[N]_Z}{P[N]_m} \right) \cdot P[N]_k, \quad (12)$$

$$P[N]_{IY} = \left(\frac{LastSrf_z + T - P[N]_Z}{P[N]_m} \right) \cdot P[N]_l, \quad (13)$$

$$S_X = \sum_i^N [P[N]_X + P[N]_{TX}], \quad (14)$$

$$S_Y = \sum_i^N [P[N]_Y + P[N]_{TY}], \quad (15)$$

kde hodnoty S_X a S_Y jsou hledanými komponentami středu svazku, hodnoty $P[N]_{TX}$ a $P[N]_{TY}$ jsou hodnoty souřadnice daného paprsku ve vzdálenosti T . N je pořadové číslo paprsku P , který je definován na poslední známé ploše v pozici (X, Y, Z) a má směrové kosiny (k, l, m) .

Nalezení středu svazku je důležité pro následné stanovení rozptylu (směrodatné odchyly). V následném cyklu je $P[N]_X$ a $P[N]_Y$ komponenta paprsku srovnávaná s vypočtenou hodnotou S_X a S_Y a vzniklý rozdíl je pak použit pro vyjádření směrodatné odchyly [23]:

$$SD = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{M - 1}}, \quad (16)$$

kde SD je směrodatná odchylyka, x_i je i -tý prvek populace, \bar{x} je střední hodnota populace a M je počet prvků. Se syntaxí užitou pro paprsky lze uvedený vztah (16) přepsat:

$$V = \sqrt{\frac{\sum_i^N \left(\sqrt{(P[N]_{TX} - S_X)^2 + (P[N]_{TY} - S_Y)^2} - \sqrt{(S_X^2 + S_Y^2)} \right)^2}{M - 1}}, \quad (17)$$

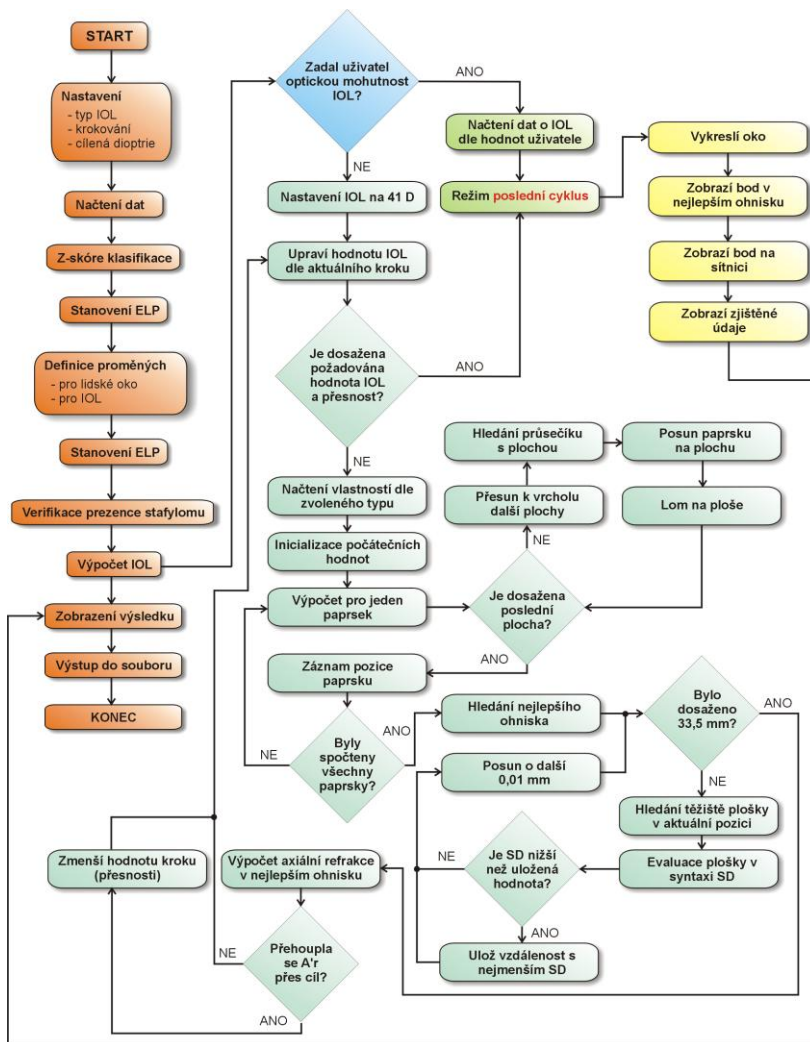
kde V je hledaná směrodatná odchylyka celého svazku. Pro nalezení nejlepšího ohniska lze obdobný princip nalézt v [3, 22].

Axiální refrakce je počítána dle vztahu [9]:

$$A'r = \frac{n_{sklivce}}{AL - S'e} - \frac{n_{sklivce}}{F' - S'e}, \quad (18)$$

kde $A'r$ je počítána axiální refrakce [D], $n_{sklivce}$ je index lomu sklivce (1,336), AL je axiální délka oka [mm], $S'e$ je celková sečná obrazová vzdálenost a F' je obrazová ohnisková vzdálenost, tedy hodnota nejlepšího ohniska zjištěna algoritmem.

Uvedený postup byl doladěn pomocí odvozené korekční rovnice. Taktéž byla vyjádřena vlastní relace pro polohu IOL a také byla navržena empirická podmínka pro přítomnost stafylomu. Tento postup byl prakticky zrealizován vytvořením programu MathEye - schéma tohoto programu je na *Obr. 4*.



Obr. 4: Schéma programu MathEye obsahující nově navrženou úpravu HiAL.

4. Výsledky práce

4.1 Klinická kontrolní studie

Odvozený číselný postup v teoretické rovině by měl být ověřen v praxi. Potvrzení přesnosti za pomoci teoretických nástrojů sice zvýší důvěryhodnost, ale bez praktického ověření deklarované přesnosti nemáme dostatek důkazů pro potvrzení správnosti. V následující kontrolní studii byla několika osobám naimplantována IOL o optické mohutnosti vypočítané dle nově navržené úpravy - HiAL. Soubor obsahuje $n = 6$ očí, což je z pohledu statistiky malý soubor. Splňuje minimální kritérium v počtu ($n > 5$), ale nedosahuje na optimální hodnotu ($n \geq 20$). Hlavní příčinou menšího vzorku kontrolního souboru je dlouhodobý charakter kontrolní studie. Klient, jenž se dostaví na operaci šedého zákalu, je biometricky proměřen (fáze možného zařazení do studie) a je objednan na operaci v horizontu 2 měsíců. Po operaci se musí čekat 2 až 4 měsíce na ustálení refrakce. V nejlepším případě je tedy oko zkontrolováno za 4 měsíce. K nižšímu číslu také přispěje nižší výskyt cílové skupiny – 18%.

Do klinické kontrolní studie bylo zahrnuto celkem $n = 6$ očí. Původní soubor obsahoval 7 očí, jedno oko muselo být z důvodů ruptury kapsuly a trabekulotomie při implantaci IOL vyřazeno. Základním výběrovým kritériem je axiální délka oka větší než 25 mm. Zařazení probandů nesměli mít žádnou oční komplikaci, cukrovku a nesměli podstoupit žádný refrakční zákrok. Jeden pár očí přísluší jedné osobě, v dalších případech se jedná o poměr jedno oko na jednu osobu. Průměrný věk je 72,5 let (nejmladší účastník má 66 let, nejstarší 78 let) v zastoupení 4 žen a 2 mužů. *Tabulka 4* nastiňuje základní biometrické údaje cílové skupiny.

Tabulka 4: Základní biometrické údaje skupiny očí pro ověření nového přístupu HiAL. R_{Cl} je poloměr křivosti přední plochy rohovky [mm], ACD je hloubka přední komory [mm], L je tloušťka čočky [mm], V je hloubka sklivcového prostoru [mm], AL je axiální délka [mm]. PreRef je předoperační brýlová korekce [D] a PreVizus je decimální vyjádření předoperační zrakové ostrosti.

ID	R_{Cl}	ACD	L	V	AL	PreRef	PreVizus
1	7,44	3,1	4,82	20,24	28,15	-8,50	0,6
2	7,66	3,86	4,78	17,81	26,46	-8,50	0,5
3	7,17	3,81	4,24	18,53	26,58	-11,00/-0,5@60	0,33
4	7,53	3,22	4,17	19,35	26,75	-8,00	0,33
5	7,59	3,28	3,93	19,18	26,40	-8,00	0,33
6	7,77	3,33	4,21	19,24	26,78	-5,00/-1,00@40	0,33

Biometrické údaje byly pořízeny imerzní ultrazvukovou metodou, měření prováděla jedna osoba. Hodnoty o poloměru křivosti byly pořízeny automaticky prostřednictvím přístroje Canon RK-3. Hodnoty předoperační korekce jsou hodnoty pro brýlovou korekci a jsou většinou měřeny příslušným oftalmologem ze spádu. Stejně tak jsou pořízené i hodnoty zrakové ostrosti.

V uvedené *Tabulce 5* jsou nastíněné vypočtené hodnoty novou úpravou HiAL, předpokládaná pooperační refrakce, skutečná pooperační refrakce a hodnoty IOL vypočtené s jinými vzorci. Tyto vzorce jsou cílené na jiné pooperační hodnoty.

Tabulka 5: Hodnota IOL nově navržené úpravy HiAL a soudobých vzorců. U biometrických vzorců má každý příslušný vzorec svou navrženou hodnotu IOL [D] pro předem definovanou axiální refrakci (Target) [D].

ID	Holladay		Haigis		SRK/T		HiAL	
	IOL	Cíl	IOL	Cíl	IOL	Cíl	IOL	Cíl
1	8,00	-2,51	8,50	-2,58	9,00	-2,52	9,00	-3,27
2	14,00	-2,03	14,50	-1,94	14,50	-2,11	14,50	-2,46
3	10,50	-2,59	10,50	-2,50	11,50	-2,52	10,00	-3,18
4	12,00	-2,01	12,50	-2,18	12,50	-1,94	11,50	-2,43
5	13,50	-1,93	14,00	-2,10	14,00	-1,98	13,00	-2,52
6	13,50	-1,88	14,00	-1,85	14,00	-1,94	13,50	-2,23

Konkrétní údaje z pooperačních výsledků jsou v *Tabulce 6*.

Tabulka 6: Pooperační výsledky axiální refrakce poukazující na přesnost metody. Sloupec PostRef vyjadřuje skutečnou naměřenou pooperační axiální refrakci (SPH/CYL@OSA). PostRefSE je přepočet na sférický ekvivalent. Sloupec Rozdíl je diference mezi cílenou axiální refrakcí HiAL a skutečnou pooperační refrakcí ve vyjádření: Rozdíl = HiAL_cíl – PostRef [D]. Vizus označuje pooperační zrakovou ostrost na dálku.

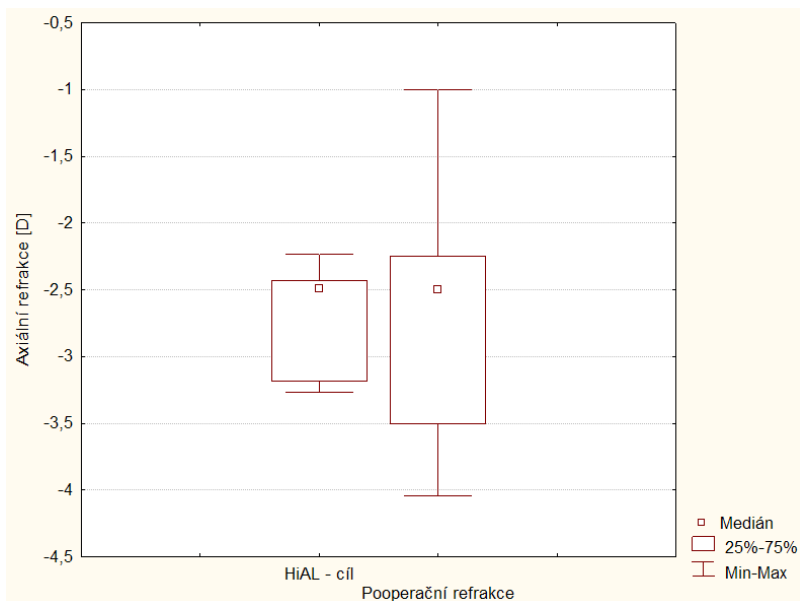
ID	HiAL - cíl	PostRef	PostRef SE	Rozdíl	Vizus
1	-3,27	-2,50/-2,00@90	-3,50	0,23	1,0
2	-2,46	-1,75/-1,00@90	-2,25	-0,21	1,0 ³⁻
3	-3,18	-4,00/-0,50@110	-4,04	0,862	0,5
4	-2,43	-2,25/-0,50@100	-2,50	0,07	1,0
5	-2,52	-2,25/-0,50@115	-2,50	-0,02	1,0
6	-2,23	-0,50/-1,00@20	-1,00	-1,23	0,6

Pooperační refrakce byla v případě 2 až 6 měřena jedním oftalmologem, v případě 1 pak spádovým očním lékařem. Pro validnější ohodnocení přesnosti nové úpravy HiAL se skutečností byl použit párový t-test středních hodnot pro závislý vzorek. Konkrétnější čísla tohoto statistického testu jsou uvedeny v Tabulce 7.

Tabulka 7: Statistický t-test shodnosti středních hodnot závislých vzorků na hladině významnosti 5%. Porovnávány byly hodnoty pooperační axiální refrakce s hodnotami cílových dioptrií, určených před samotnou implantací. Obě hodnoty jsou vyjádřené v hodnotě sférického ekvivalentu.

	Cílená refrakce	Pooperační refrakce
Aritmetický průměr	-2,681	-2,632
Směrodatná odchylka	0,433	1,056
Počet pozorování		6
Diference		-0,05
Diference – SD		0,684
<i>p</i>		0,865
<i>t</i>		-0,177

Následující Obr. 5 zobrazuje krabicový graf zjištěných hodnot. Na grafu je znázorněn medián a minimální a maximální hodnoty.



Obr. 5: Krabicový graf srovnávající axiální refrakci oka predikovanou nově navrženým přístupem HiAL a reálnou zjištěnou skutečností.

Na základě statistického testu lze prohlásit, že nemáme dostatek důkazů na vyvrácení hypotézy rovnosti středních hodnot na hladině významnosti 5%. Můžeme tedy nový přístup HiAL označit za přínosný, generující výsledky, které jsou v souladu s teoretickým předpokladem ($p = 0,865$). Průměrná zbytková pooperační axiální refrakce je $-0,04$ D, minimální hodnota $-1,23$ D a maximální hodnota $0,86$ D ($SD = 0,68$). Dosažená přesnost nově navrženého přístupu je vzhledem k vyjádřené možné chybě $0,89$ D nad očekávání dobrá (kap. 5. Závěr – bod 11). Ověřovací studie je provedená na malém počtu očí, pro potvrzení jednoznačné přesnosti by byl žádoucí větší počet (minimální 20 očí).

Z tohoto důvodu bylo ještě provedeno následné srovnání se vzorcem SRK/T, který je zástupcem vzorců 3. generace a který je doporučen pro užívání pro delší axiální délky oka. Tomuto srovnání je věnována následující kapitola.

4.2 Srovnání s SRK/T vzorcem

Do skupiny byli zařazeni všichni probandi s axiální délkou oka větší než 25 mm, splňující podmínku absence cukrovky, glaukomu, makulárního onemocnění či onemocnění silně ovlivňující metabolické procesy v těle nebo ovlivňující vizus. Stejně jako v předchozím případě, měli všechny oči podstoupit extrakci zkalené čočky, s následnou implantací IOL. Průměrná axiální délka oka v tomto souboru je 26,31 mm (SD 0,8), nejmenší hodnota je 25,03 mm, největší hodnota je 28,22 mm.

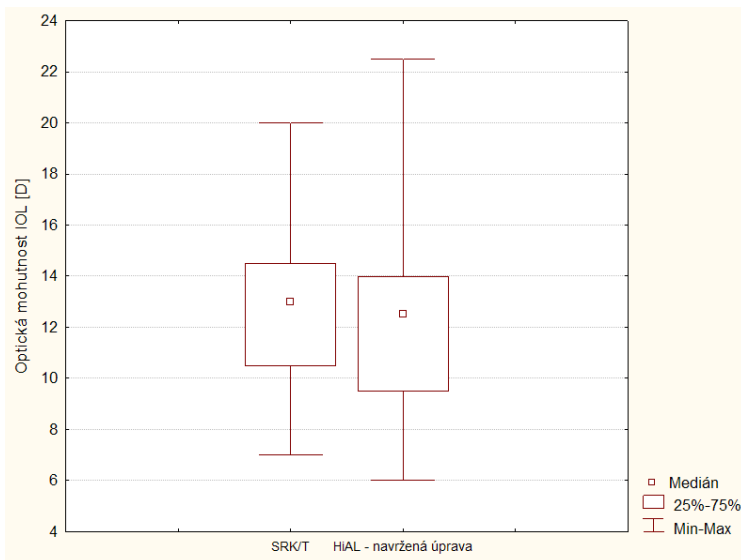
Do tohoto souboru bylo zařazeno celkem $n = 39$ očí. Ve sledované skupině bylo 23 žen (59%) a 16 mužů (41%). Průměrný věk je 70 let (SD 8,72; medián 69 let), nejmladší účastník měl 53 let, nejstarší 85 let.

Následující *Tabulka 8* znázorňuje statistické údaje výsledných hodnot optických mohutností obou přístupů.

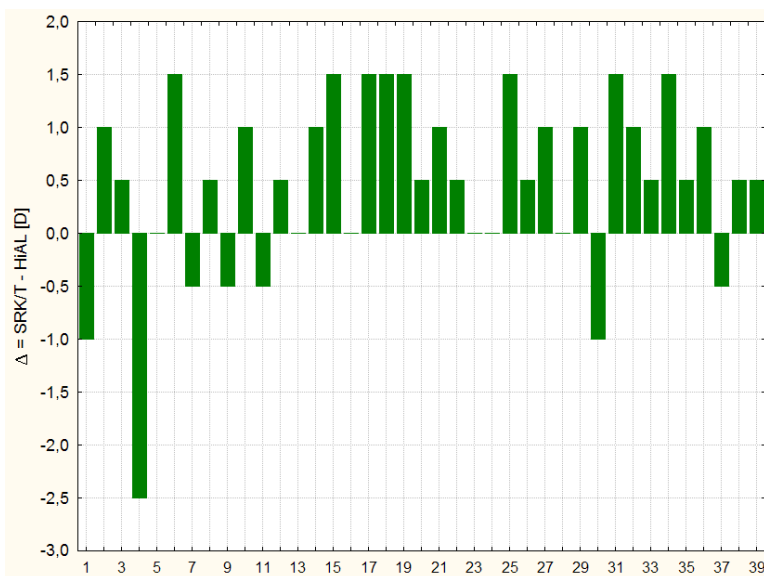
Tabulka 8: Statistické údaje optických mohutností IOL pro standardní axiální délky vypočtení vzorcem SRK/T a nově navrženou úpravou (HiAL) při $n = 39$.

	SRK/T	HiAL – navržená úprava
Aritmetický průměr	12,79	12,32
Směrodatná odchylka	2,98	3,59
Korelační koeficient		0,98

Následuje grafické znázornění pomocí krabicového grafu – *Obr. 6*. Jednotlivé diference v jednotlivých případech jsou zobrazeny na *Obr. 7*. Navržený přístup HiAL vypočítává v průměru nižší hodnotu optické mohutnosti.



Obr. 6: Krabicový graf vzorce SRK/T a nově navržené úpravy (označená jako HiAL).



Obr. 7: Rozdíl ve vypočtených optických mohutnostech IOL mezi přístupem SRK/T a HiAL. Hodnota Δ [D] je určena: $\Delta = \text{SRK/T} - \text{HiAL}$.

Tabulka 9 ukazuje bližší statistické podrobnosti z tohoto testování.

Tabulka 9: Statistický T-test shodnosti středních hodnot závislých vzorků na hladině významnosti 5%. Porovnávány byly hodnoty optické mohutnosti IOL počítané vzorcem SRK/T a nově navrženou úpravou (HiAL).

	SRK/T	HiAL – navržená úprava
Aritmetický průměr	12,79	12,32
Směrodatná odchylka	2,98	3,59
Počet pozorování		39
Diference		0,474
Diference – SD		0,873
p		0,0016
t		3,3925
Kritická t		2,0244

Velikost hodnoty t je vyšší, než kritická mez, což je podpořeno i hodnotou $p = 0,0016$, která je nižší než hladina významnosti $\alpha = 0,05$. Na tomto základě můžeme vyslovit tvrzení, že máme dostatek důkazů pro zamítnutí nulové hypotézy a lze vyvrátit rovnost obou přístupů. Na základě párového testu lze konstatovat, že vzorec SRK/T a nově navržený přístup HiAL produkují rozdílné hodnoty. Na druhou stranu oba přístupy mají vysoký stupeň korelace (0,98). Z deskriptivní statistiky HiAL je zřejmé, že počítá nepatrně menší hodnotu IOL. Pokud navýšíme hodnotu HiAL o +0,5 D v každém případě a provedeme opětovné zhodnocení párovým t-testem, dostaneme hodnoty velmi blízké hodnotě SRK/T. Konkrétně je v tomto případě $p = 0,85$, což je hodnota významně potvrzující zaměnitelnost obou metod. HiAL využívá korekční regresní rovnici, která je odvozená z klinických vzorků očí a průměrná nižší hodnota optické mohutnosti IOL o 0,5 D má své opodstatnění. V případě prokázání, že HiAL skutečně produkuje o 0,5 D menší hodnotu, je zde prostor pro případnou individualizaci korekční rovnice. Vyšší hodnotu pro větší axiální délky produkovanou přístupem SRK/T popsal také Naeser [69].

4.3 Stanovení klíčových biometrických údajů

Vezmeme-li v úvahu odvozené regresní rovnice pro každý parametr, můžeme odvodit jejich účinek na axiální refrakci a vyjádřit míru důležitosti,

s jakou ovlivňuje konečný výpočet. Následující *Tabulka 10* rekapituluje zjištěné skutečnosti a společně zavádí i další údaje, které axiální refrakci bezprostředně ovlivňují.

Tabulka 10: Tabulka regresních vzorců pro axiální refrakci na jednotlivých parametrech oka.

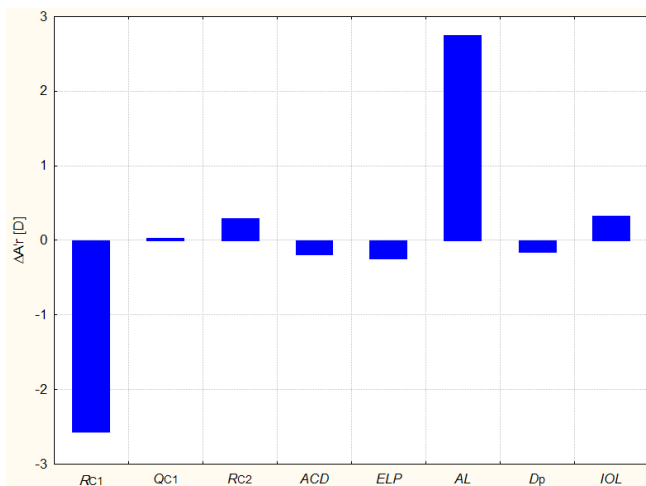
Název	Značení	Regresní vztah
Poloměr přední plochy rohovky	R_{C1}	$A'r = -54,683 + 6,948 \cdot R_{C1}$
Asféricita přední plochy rohovky	Q_{C1}	$A'r = -0,653 - 0,623 \cdot Q_{C1}$
Poloměr zadní plochy rohovky	R_{C2}	$A'r = 5,085 - 0,894 \cdot R_{C2}$
Hloubka přední komory	ACD	$A'r = -5,168 + 1,195 \cdot ACD$
Pozice ekvátoru IOL	ELP	$A'r = -6,690 + 1,0717 \cdot ELP$
Axiální délka oka	AL	$A'r = -55,439 - 2,338 \cdot AL$
Šířka pupily	D_p	$A'r = -0,37 + 0,05 \cdot D_p + 0,0428 \cdot D_p^2$
Optická mohutnost IOL	IOL	$A'r = 10,271 + 0,647 \cdot IOL$

V *Tabulce 11* je opakovaně vyjádřena každá z uvedených veličin s průměrnou hodnotou. Na základě této hodnoty je odvozena axiální refrakce. V dalším sloupci je proveden obdobný výpočet, avšak s parametrem, který se liší o +5%. Hodnoty difference jsou znázorněny na *Obr. 8*.

Tabulka 11: Tabulka znázorňuje výpočet difference axiální refrakce, pokud je parametr naměřen s 5% chybou. Hodnoty D_p a IOL jsou změněny individuálně o jinou úroveň.

Název	Počáteční hodnota	Axiální refrakce	Hodnota +5%*	Axiální refrakce po změně	Diference
R_{C1}	7,4	-3,26442	7,77	-0,69349	-2,57094
Q_{C1}	0,8	-1,1514	0,84	-1,17632	0,02492
R_{C2}	6,5	-0,726	6,825	-1,01655	0,29055
ACD	3,3	-1,2245	3,465	-1,02733	-0,19718
ELP	4,6	-1,76018	4,83	-1,51369	-0,24649
AL	23,5	-110,382	24,675	-113,129	2,74715
D_p	3	0,1652	3,5*	0,3293	-0,1641
IOL	19	-2,022	19,5*	-2,3455	0,3235

* hodnota u D_p je navýšena o 0,5 mm (+16,6%) a u IOL o 0,5 D (2,63%).



Obr. 8: Znázornění změny axiální refrakce při změně parametru o 5% (kromě hodnoty D_p a IOL).

Jako nejvíce ovlivňující parametr axiální refrakce je poloměr křivosti přední plochy rohovky a axiální délka oka. Jejich význam je patrný jelikož se jedná o vstupní parametry v regresních biometrických vzorcích (např. SRK a SRK II). Přesnost měření by měla být co největší a při zjištění nestandardních hodnot je doporučení provést měření opakovaně. Hodnoty ACD a ELP se podílejí na konečném výsledku nepoměrně méně. Jejich význam by vzrůstal v případě, kdyby byly některým biometrickým vzorcem výrazně protěžovány. Významně může refrakci ovlivnit poloměr křivosti zadní plochy rohovky. Ta může ve svém odhadu způsobit až třetí největší chybu (téměř 0,3 D). Vzhledem k faktu, že není tento parametr měřen a je spíše odhadován nebo je definován jako konstanta, může právě díky tomuto parametru vznikat nežádoucí nepřesnost. Lze jen doporučit tento parametr měřit a začlenit do výpočtu optické mohutnosti IOL. Získání hodnoty poloměru křivosti zadní plochy je ale již podmíněno použitím dalšího přístroje. Pro zajímavost lze vidět, že špatný odhad optické mohutnosti IOL o 0,5 D způsobí odchylku v axiální refrakci o 0,32 D.

5. Závěr

Tato práce má za úkol navrhnout změny, které povedou k lepšímu dosažení požadované pooperační refrakce po implantaci IOL. Na proces výpočtu je pohlíženo globálně ve všech jeho aspektech. Klíčové faktory ovlivňující přesnost jsou vyzdvížené napříč celou prací a zohledňují všechny kroky, které se na výpočtu intraokulární čočky při vysokých myopiích podílejí: měření biometrických údajů, samotný výpočet intraokulární čočky a praktický dopad chyb měření. V jednotlivých kapitolách je problematika nastíněna a vždy k příslušnému problému je případně navrženo doporučení. Tato doporučení pak vycházejí z podrobné rešerše literatury, vlastních teoretických a praktických rozborů a vlastních navržených postupů a metodik. Vzhledem k čitelnosti jsou jednotlivé závěry segmentovány do několika bodů.

1) Pro predikci optické mohutnosti intraokulární čočky není potřeba zvyšovat počet měřících přístrojů. Standardní vybavení oční ordinace autorefraktometrem a ultrazvukovým biometrem produkuje dostatek proměnných, které postačí pro dostatečně přesné zrekonstruování parametrů oka a následně pro výpočet optické mohutnosti intraokulární čočky. Navržený model oka potvrzující tuto domněnku je v [A2].

2) Biometrické vzorce běžně užívané v dnešní praxi jsou postaveny na regresních rovnicích vycházejících z hodnot, směřujících k normálním hodnotám. Tento přístup nerespektuje individuální rozmanitost hodnot proměnných. V případě nestandardních hodnot lze díky statistickému základu očekávat možnou větší odchylku výsledku od očekávané hodnoty. Metoda, která není přímo podmíněná tomuto statistickému přístupu, je ray tracing – metoda přesného sledování chodu paprsku. Zohledňuje individualitu oka a je v oftalmologické praxi běžně uplatnitelná. Metoda byla implementována napsáním programu (pracovní název MathEye) ve vývojovém prostředí Borland Delphi. Program simuluje šíření svazku paprsků vycházejícího z jednoho bodu (resp. svazku jdoucího z nekonečna) přes navržený model oka a

vyhodnocuje dosaženou axiální refrakci. Na tomto základě je algoritmus upraven pro hledání optimální hodnoty optické mohutnosti intraokulární čočky.

3) Pro detekci nestandardních hodnot byl navržen systém klasifikace biometrických údajů na základě hodnocení směrodatných odchylek. Tento systém je nazván Z-skóre klasifikace biometrických údajů a vychází z porovnání dané hodnoty s hodnotami odvozenými z velké populace očí. Každý biometrický údaj ultrazvukového měření je ohodnocen Z-skórem, které nám říká, kolik násobků směrodatných odchylek je daná hodnota vzdálena od střední hodnoty. Je-li skóre u jedné hodnoty větší než 2, nebo u více hodnot větší než 1,5, můžeme předpokládat nepřesnost statisticky odvozených vzorců. Tato klasifikace byla použita pro srovnání navržené úpravy se vzorcem SRK/T.

4) Současné biometrické vzorce jsou vybudovány na parametrech přístrojů, které jsou již překonané. Je tak nasnadě používat metody výpočtu optické mohutnosti IOL, které jsou schopny zakomponovat výsledky měření nových moderních přístrojů – rozšířený popis optických ploch, aberace vyšších řádů aj. Tuto možnost metoda ray tracing může bez problémů využít. Některé starší statistické vzorce neumožňují zakomponování nových vstupních parametrů nebo je začlení, ale s vyšším rizikem nekonzistence použitých dat. Navíc jsou odvozeny na výpočtech v paraxiálním prostoru, který je silně idealizován a odklání se od skutečného fyzikálního principu zobrazení v oku.

5) Pro použití metody ray tracing je nutné použít model oka, který zastoupí neměřitelné údaje. Byl vybudován model oka zohledňující moderní poznatky dnešní doby, který je výchozím kamenem pro početní proceduru ray tracingu.

6) Úprava HiAL je realizována programem MathEye, ve kterém je zakomponován navržený model oka. Je lehce individualizovatelná úpravou korekční rovnice a pro čočku SA60AT nebo SN60AT je schopna predikovat optickou mohutnost intraokulární čočky.

7) Praktická použitelnost úpravy HiAL byla potvrzena kontrolní klinickou studií na $n = 6$ očích. Na základě požadované pooperační axiální

refrakce byla vypočtena optická mohutnost IOL. Výsledná skutečná axiální refrakce byla porovnávána s požadovanou. Pro ověření shody výsledků s předpokladem byl použit statistický Studentův T-test na hladině významnosti 5%. Nebyly nalezeny důkazy vyvracející rovnost středních hodnot obou skupin hodnot ($p = 0,865$). Tím se navržená úprava HiAL v praxi osvědčila a lze ji pro výpočet optické mohutnosti IOL při axiálních délkách větších než 25 mm doporučit.

8) Pro porovnání byla nová úprava HiAL porovnávána s osvědčeným vzorcem SRK/T. Statistický test predikovaných hodnot obou přístupů vyvrátil rovnost ($p = 0,0016$) a v souladu s předchozí praktickou kontrolní studií můžeme novou úpravu přijmout jako novou a přínosnou.

9) V navrženém modelu byly odvozeny dva významné vlastní vztahy. Vztah pro predikci pozici IOL:

$$ELP_{IOL} = ACD + 0,36 \cdot L, \quad (18).$$

Vztah je v souladu s klinickým pozorováním dle Preussnera [36]. Druhý vztah slouží ke korekci axiální délky a eliminuje externí faktory snižující přesnost výpočtu:

$$AL_{optimal} = 5,3181 + 0,8053 \cdot AL, \quad (19)$$

Tento vztah je odvozen z praktického měření reálných očí a je zakomponován do výpočtu axiální refrakce.

10) Ray tracingová analýza umožnila analyzovat podíl jednotlivých komponent modelu oka na výsledné axiální refrakci. Výsledkem je předpokládaný největší vliv přední plochy rohovky a celkové axiální délky oka na axiální refrakci. Nově je poukázáno na významný vliv zadního poloměru rohovky, který při 5% chybě může produkovat chybu v axiální refrakci až 0,29 D.

11) Dosáhnout absolutní přesnosti v predikci IOL je velmi obtížné. Následující faktory nejvíce ovlivňují výslednou axiální refrakci:

a) Standard normy ISO 11979 povolí výrobní odchylku, která společně s krokováním po 0,5 D může způsobit chybu axiální refrakce až 0,36 D.

b) Absence astigmatismu ve výpočtu může způsobit odchylku 0,24 D.

c) Předpoklad v zadním poloměru křivosti rohovky o statisticky přijatelných 5% může způsobit chybu až 0,29 D.

Ve výsledku se jenom na základě těchto systémových chyb můžeme setkat s odchylkou v součtu 0,89 D. Takto dosažená hodnota je i částečnou odpovědí na velké intervaly přesnosti při hodnocení soudobých vzorců.

12) Pro pořízení biometrických dat je nevhodnější imerzní ultrazvuková metoda pro svou přesnost na všech optických elementech oka. Její přednost před kontaktní metodou je objasněna v impaktované publikaci [A3]. Přesnost kontaktní metody je významně degradována aplanací rohovky. Byl také prokázán vliv zkušenosti biometristy. Na tomto základě je doporučení, aby začínající biometristé používali souběžně i optickou metodu měření axiálních vzdáleností. Upřednostnění imerzní techniky bylo prokázáno upraveným ray tracingovým algoritmem pro propagaci idealizované ultrazvukové vlny společně se závěry z klinického srovnání.

Uvedené závěry a doporučení se snaží naplnit cíle disertační práce. Základ navrženého přístupu HiAL je uplatnitelný i na běžných axiálních délkách. Pro lepší přesnost je ale vhodné provést analýzu navržené korekční rovnice pro tyto standardní axiální délky. Velký potenciál je dále ve výpočtu dvou implantovaných IOL (piggy back implantace). Jedná se o techniku, kdy jsou do oka vloženy dvě intraokulární čočky za účelem dosažení vyšší optické mohutnosti. Ray tracing umožní zanalyzovat uvedenou konfiguraci IOL a lze tak na podobném principu výpočtu odhadnout vhodné hodnoty optických mohutností. Nově navržený početní přístup se snaží co nejlépe postihnout individualitu. Jeho úspěšnost a aplikovatelnost v praxi je podpořena klinickou studií.

6. Přehled autorových publikací

- [A1] FALHAR M.: Vzorce pro výpočet optické mohutnosti intraokulárních čoček. *Jemná mechanika a optika*, 2008, 53, 2: 35 – 40.
- [A2] FALHAR M., ŘEHÁK J.: A theoretical model of the human eye based on ultrasound and corneal data. *Optica Applicata*, 2009, 39, 1: 195 – 210.
- [A3] FALHAR M., ŘEHÁK J.: The contact and immersion ultrasound methods compared using the ray tracing method. *Optica Applicata*, 2010, 40 – v tisku.

7. Publikace související s tematikou předložené práce

- [1] SIEDLECKI D., KASPRZAK H., PIERSCIONEK B. K.: Dynamic changes in corneal topography and its influence on the point-spread function of the eye. *Applied Optics*, 2007, 46, 8:1361-1366.
- [2] SIEDLECKI D., NOWAK J., ZAJĄC M.: Placement of a crystalline lens and intraocular lens: retinal image quality. *Journal of Biomedical Optics*, 2006, 11, 5: 54012 – 1; 54012 – 6.
- [3] SIEDLECKI D., KASPRZAK H., PIERSCIONEK B. K.: Schematic eye with a gradient-index lens and aspheric surfaces. *Optics letters*, 2004, 29, 11: 1197 – 1199.
- [4] SIEDLECKI D., GINIS H. S.: On the longitudinal chromatic aberration of the intraocular lens. *Optometry and vision science*, 2007, 84, 10: 984 – 989.
- [5] CALOSSI A.: The optical quality of the cornea. *Fabiano*, 2002. ISBN 88-87333-77-7
- [6] CALOSSI A.: Corneal asphericity and spherical aberration. *Journal of refractive surgery*, 2007. 23: 505 – 514.
- [7] DUBBELMAN M., SICAM V. A. D. P., van der HEIJDE R. G. L.: The contribution of the posterior surface to the coma aberration of the cornea. *Journal of vision*, 2007, 7(7):10, 1 – 8.
- [8] ATCHISON D. A.: Optical models for human myopic eyes. *Vision Research*, 2006, 46: 2236 – 2250.
- [9] RUTRLE M.: *Břýlová optika*. Vydal: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně 1993. 2. vydání, ISBN 80-7013-145-4.
- [10] ATCHISON D. A.: Age-related paraxial schematic emetropic eyes. *Ophthal. Physiol. Opt*, 2009, 29: 58 – 64.
- [11] ATCHISON D. A., JONES C. E., SCHMID K. L. et al.: Eye shape in emmetropia and myopia. *Investigative ophthalmology and visual science*, 2004, 45, 10: 3380 – 3386.
- [12] ATCHISON D. A., MARKWELL E. L., KASTHURIRANGAN S., et al.: Age-related changes in optical and biometric characteristics of emetropic eyes. *Journal of vision*, 2008, 8(4), 29: 1 – 20.

- [13] ATCHISON D. A., PRITCHARD N., SCHMID K. L., et al.: Shape of the retinal surface in emmetropia and myopia. *Investigative ophthalmology and visual science*, 2005, 46, 8: 2698 – 2707.
- [14] KASTHURIRANGAN S., MARKWELL E. L., ATCHISON D. A., et al.: In vivo study of changes in refractive index distribution in the human crystalline lens with age and accommodation. *Investigative ophthalmology and visual science*, 2008, 49, 6: 2531 – 2540.
- [15] SMITH G., ATCHISON D. A.: The gradient index and spherical aberration of the lens of the human eye. *Ophthal. Physiol. Opt.*, 2001, 21, 4: 317 – 326.
- [16] BUEHL W., STOJANAC D., SACU S., et al.: Comparison of three methods of measuring corneal thickness and anterior chamber depth. *Am J Ophthalmol*, 2006, 141: 7 – 12.
- [17] SPENCER G. H., MURTY M. V. R. K.: General ray-tracing procedure. *J Optical Soc Am*, 1962, 52, 6: 672 – 678.
- [18] FINDL O.: Biometry and intraocular lens power calculation. *Curr Opin Ophthalmol*, 2005, 16: 61 – 64.
- [19] FINDL O., LEYDOLT CH.: Meta-analysis of accommodating intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*, 2007, 33: 522 – 527.
- [20] OBRAZ J.: *Ultrazvuk v měřicí technice*. Praha: SNTL 1984 (2. upravené vydání).
- [21] PETTERNEL V., KÖPPL CH-M., DEJACO – RUSHWURM I., et al.: Effect of accommodation and pupil size on the movement of a posterior chamber lens in the phakic lens. *Ophthalmology*, 2004, 111: 325 – 331.
- [22] FINK W., FROHN A., SCHIEFER U., et al.: A ray tracer for ophthalmological applications. *German J Ophthalmol*, 1996, 5: 118 – 125.
- [23] HENDL J.: *Přehled statistických metod zpracování dat*. Praha: Portál 2004 (1. vydání). ISBN 80-7178-820-1.
- [24] FINK W., MICOL D.: simEye: computer-based simulation of visual perception under various eye defects using Zernike polynomials. *Journal of biomedical optics*, 2006, 11, 5:054011 – 1; 054011 – 12.
- [25] FROHN A., FINK W., DICK H. B., et al.: Beam-deflection method of diagnosing impaired vision. *J Cataract Surg*, 2001, 27: 994 – 999.
- [26] FINK W.: Refractive correction method for digital charge-coupled device-recorded Scheimpflug photographs by means of ray tracing. *Journal of biomedical optics*, 200f, 10, 2:024003 – 1; 024003 – 6.
- [27] LIOU H-L., BRENNAN N. A.: Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. *J Opt Soc Am A*, 1997, 14, 8: 1684 – 1695.
- [28] NORRBY N. E. S., GROSSMAN L. W., GERAGHTY E. P., et al.: Determining the imaging quality of intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*, 1998, 24: 703 – 714.
- [29] NORRBY N. E. S.: Multicenter biometry study of 1 pair of eyes. *J Cataract Refract Surg*, 2001, 27: 1656 – 1661.
- [30] KORANYI G., LYDAHL E., NORRBY N. E. S., et al.: Anterior chamber depth measurement: A-scan versus optical methods. *J Cataract Refract Surg*, 2002, 28: 243 – 247.
- [31] NORRBY N. E. S.: The Dubbelman eye model analyzed by ray tracing through aspheric surfaces. *Ophthal Physiol Opt*, 2005, 25: 153 – 161.
- [32] NORRBY N. E. S., PIERS P., CAMPBELL CH., et al.: Model eyes for evaluation of intraocular lenses. *Applied optics*, 2007, 46, 26: 6595 – 6605:

- [33] NORRBY N. E. S, BORASIO E.: Letters & Reply – Pantacam keratometry and IOL power calculation. *J Cataract Refract Surg*, 2007, 34: 3 – 4.
- [34] PREUSSNER P-R., WAHL J., KRAMANN C.: Corneal model. *J Cataract Refract Surg*, 2003, 29(3): 471 - 7.
- [35] PREUSSNER P-R., WAHL J., LAHDO H., *et al.*: Ray-tracing for intraocular lens calculation. *J Cataract Refract Surg*, 2002, 28(8):1412 - 1419.
- [36] PREUSSNER P-R., OLSEN T., HOFFMANN P., *et al.*: Intraocular lens calculation accuracy limits in normal eyes. *J Cataract Refract Surg*, 2008, 34(5): 802 - 808.
- [37] HENDL J.: Přehled statistických metod zpracování dat. Praha: Portál, 2004, 1. vydání, 584 s. ISBN 80-7178-820-1
- [38] KUCHYNKA P. a kolektiv: Oční lékařství. Praha: Grada, 2007, 1. vydání, 812 s. ISBN 978-80-247-1163-8
- [39] BARTOŠ M.: Biometrické vzorce. Brno, Magisterská práce na Masarykově univerzitě v Olomouci.
- [40] BARTSCH H.-J.: Matematické vzorce. Praha: Academia, 2006, 4. vydání, 832 s. ISBN 80-200-1448-9
- [41] MELOUN M., MILITKÝ J.: Statistická analýza experimentálních dat. Praha: Academia, 2004, 2. upravené vydání, 937 s. ISBN 80-200-1254-0
- [42] MELOUN M., MILITKÝ J.: Kompendium statistického zpracování dat. Praha: Academia, 2002, 1. vydání, 764 s. ISBN 80-200-1008-4
- [43] HILL T., LEWICKI P.: Statistics – Methods and applications. Tulsa (USA): StatSoft, 1. vydání, 831 s. ISBN 1-884233-59-7
- [44] HOLLADAY J. T.: Standardizing constant for ultrasonic biometry, keratometry, and intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg*, 1997, 23: 1356 – 1370.
- [45] VETRUGNO M., CARDASCIA N., CARDIA L.: Anterior chamber depth measured by two methods in myopic and hyperopic phakic IOL omplant. *Br J Ophthalmol*, 200, 84: 1113 – 1116.
- [46] ZALDIVAR R., SHULTZ M. C., DAVIDORF J. M., *et al*: Intraocular lens power calculations in patients with extreme myopia. *J Cataract Refract Surg*, 2000, 26: 668 – 674.
- [47] POPIOLEK – MASAJADA A., KASPRZAK H. T.: A new schematic eye model incorporating accomodation. *Optom Vis Sci*, 1999, 76: 720 – 727.
- [48] HERMANS E., DUBBELMAN M., VAN DER HEIJDE R., *et al.*: The shape of the human lens nucleus with accomodation. *Journal of Vision*, 2007, 7 (10): 16, 1 – 10.
- [49] HOLLADAY J. T.: Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry, and intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg*, 1997, 23: 1356 – 1370.
- [50] VÍCHA I.: Optimalizace výpočtu dioptrické hodnoty nitroočních implantátů. Doktorandská disertační práce, Masarykova Univerzita v Brně, 2007.
- [51] HAICL P., BOGUSZAKOVA J., ŠÍBLOVÁ O.: Individuální A konstanta u SRK II formule. *Československá oftalmologie*, 1992, 48, 4:264 – 268.
- [52] HANUS P.: Některé zkušenosti s ultrazvukovým přístrojem Echo 21 ve světle požadavků oftalmologické diagnostiky. *Československá oftalmologie*, 1980, 36, 4.
- [53] KAVAN P., VLKOVÁ E., BLAŽEK J.: Přesnost ultrazvukového měření axiální délky oka. *Československá oftalmologie*, 1991, 47, 2: 144 – 149.
- [54] KORYNTA J.: Přesnost výpočtu optické mohutnosti nitrooční čočky při operaci katarakty. *Československé oftalmologie*, 1994, 50, 3: 168 – 173.

- [55] HAICL P., HAVRÁNEK R., HYNIE J., et al.: Spolehlivost vzorce SRK. *Československá oftalmologie*, 1991, 47, 2: 150 – 155.
- [56] VLKOVÁ E., KAVAN P., PREISOVÁ J.: Srovnání předpokládané a skutečné refrakce oka po implantaci nitroočních čoček. *Československá oftalmologie*, 1990, 46, 2:94 – 99.
- [57] KORYNTA J., CENDELÍN J.: Toretické základy bezchybné biometrie. *Československá oftalmologie*.
- [58] PONŤUCHOVÁ E., ČERNÁK A., POTOCKÝ M., et al: Výpočet predpokladanej pooperačnej hĺbky prednej komory jako doležití sůčast' výpočtu optickéj mohutnosti vnútroočnej šošovky. *Československá oftalmologie*, 1996, 52, 4: 215 – 219.
- [59] KORYNTA J.: Výpočet optické mohutnosti implantátu a chyby výpočtu. *Československá oftalmologie*, 1992, 48, 4.
- [60] KORYNTA J.: Význam individualizace vzorce pro zpřesnění výpočtu emetropizující IŮČ před operací katarakty. *Československá oftalmologie*, 1995, 51, 1: 45 – 51.
- [60] KORYNTA J., CENDELÍN J., BOK J.: Vztah mezi pooperační refrakční chybou a decentrací nitrooční čočky. *Československá oftalmologie*, 1994, 50, 4: 219 – 225.
- [61] JUNG Ch. K., CHUNG S. K., BAEK N. H.: Decentration and tilt: Silicone multifocal versus acrylic soft intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg*, 2000, 26: 582 – 585.
- [62] AOSHIMA S., NAGATA T., MINAKATA A.: Optical characteristics of oblique incident rays in pseudophakic eyes. *J Cataract Refract Surg*, 2004, 30: 471 – 477.
- [63] JACOBS B. J., GAYNES B. I., DEUTSCH T. A.: Refractive astigmatism after oblique clear corneal phacoemulsification cataract incision. *J Cataract Refract Surg*, 1999, 25: 949 – 952.
- [64] SANDERS D. R., RETZLAFF J. A., KRAFF M. C., et al.: Comparison of the SRK/T formula and other theoretical and regression formulas.
- [65] HOLLADAY J. T.: IOL power calculation for the unusual eye. URL: www.crstoday.com
- [66] HŘEBCOVÁ J., VAŠKŮ A.: Srovnání kontaktní a imerzní ultrazvukové biometrie. *Česká a slovenská oftalmologie*, 2008, 64, 1: 16 – 18.
- [67] HOLLADAY J. T., PRAGER T. C., RUIZ R. S., et al: Improving the predictability of intraocular lens power calculations. *Arch Ophthalmol*, 1986, 104: 539 – 541.
- [68] VERHULST E., VRIJGHEM J. C.: Accuracy of intraocular lens power calculations using the Zeiss IOL Master. A prospective study. *Bull Soc. Belge Ophtalmol*, 2001, 281: 61 – 65.
- [69] NAESER K.: Intraocular lens power formula based on vergence calculation and lens design. *J Cataract Refract Surg*, 1997, 23: 1200 – 1207.
- [70] HŘEBCOVÁ J.: Optimalizace stanovení optické mohutnosti nitrooční čočky při operaci katarakty. Doktorandská disertační práce, Masarykova Univerzita v Brně, 2008.
- [71] HOFFER K. J.: The Hoffer Q formula: A comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg*, 1993, 19: 700 – 712.

8. Bibliografická identifikace disertační práce

Jméno autora:	Mgr. Martin Falhar
Název disertační práce:	Úprava pro výpočet optické mohutnosti intraokulární čočky při axiálních délkách očí větších než 25 mm
Zvláštní příloha:	CD-ROM s programem MathEye obsahující navrženou úpravu HiAL
Pracoviště:	Oční klinika FN Olomouc; PřF Univerzita Palackého
Školitel:	Doc. MUDr. Jiří Řehák, CSc.
Rok obhajoby:	2010
Počet stran:	215 stran

Anotace:

U očí s axiální délkou větší než 25 mm není vždy dosaženo požadované pooperační refrakce. Záměrem této práce je navrhnout úpravu vedoucí ke zpřesnění predikce optické mohutnosti IOL metodou respektující individuální parametry oka u axiálních délek očí větších než 25 mm. Práce se také zabývá popisem soudobých biometrických vzorců, upřesňuje vhodnost imerzní kontaktní metody, popisuje vliv jednotlivých parametrů oka na celkovou axiální refrakci a potvrzuje nejmenší nutný počet přístrojů.

Výpočet IOL je realizován pomocí metody ray tracing, pro kterou je odvozen teoretický myopický model oka. Následným hodnocením směrodatné odchylky průřezu svazku je nalezeno nejlepší ohnisko. Aplikací odvozené korekční rovnice a nalezením pozice nejlepšího ohniska je stanovena axiální refrakce a hodnota IOL. Tento přístup respektuje individualitu oka a je uplatněný i při nestandardních biometrických hodnotách. Pro hodnocení nestandardních hodnot byla navržena evaluační Z-skóre klasifikace.

Nově navržená úprava s názvem HiAL je realizována naprogramováním programu v prostředí Delphi – název programu MathEye. Tento program zohledňuje všechny dosažené závěry a umožňuje jednoduchý výpočet v praxi. Přesnost vzorce je ověřena klinickou studií na 6 očích, kde byla potvrzena přesnost nově navrženého přístupu ($p = 0,865$). Zároveň bylo provedeno srovnání se vzorcem SRK/T. Zde byla

statisticky potvrzena odlišnost nové úpravy HiAL ($p = 0,0016$). Nově navržená metoda HiAL je v praxi uplatnitelná a generuje hodnoty, které jsou odlišné od současných řešení.

Klíčová slova: katarakta, výpočet optické mohutnosti, IOL, ray tracing, teoretický model oka, ultrazvuková biometrie, SRK/T.

Summary:

Eyes with the axial length over 25 mm do not have a desirable post-operative accuracy of the axial refraction. The aim of this work is to suggest a modification leading to more accurate prediction of the dioptric power of the IOL. This method must respect the individuality of the eye with the axial length over 25 mm. This work also describes present state-of-the-art biometric formulas, reasons the immersion ultrasound method, reveals the influence of the specific eye parameters on the final axial refraction and confirms the least amount of the measuring gadgets.

The IOL computing is realized by ray tracing method based on the new theoretical myopic eye model. The best focus is found by evaluating of the standard deviation of the beam section. The calculation of the dioptric power of the IOL is realized by the application of the new derived correction equations and by finding the best focus position. The new Z-score classification was suggested for evaluating of the non-standard biometric parameters.

The new modification called HiAL was realized in the program developed in Delphi environment. The name of this program is MathEye. This program considers all suggested findings and allows to use easy-computing dioptric power of the IOL. The accuracy of the HiAL modification was confirmed in the clinical study on 6 eyes ($p = 0,865$). The comparison with SRK/T formula was also proceeded. This comparison showed the diversity of the new modification ($p = 0,0016$). We can conclude that the new HiAL modification has valuable results for real application and provides unique values.

Key words: cataract, IOL, dioptric power calculation, ray tracing, theoretical eye model, ultrasound biometry, SRK/T.