



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

**Fakulta biomedicínského inženýrství
Katedra přírodovědných oborů**

**Porovnání tří objektivních vyšetřovacích metod refrakce tří různých století:
Skiaskopie, Refraktometrie a Aberrometrie**

**Objective methods of refraction over past three centuries. Comparison of
Retinoscopy, Refractometry and Aberrometry**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Optika a optometrie

Autor práce: Markéta Hanáčková

Vedoucí práce: Mgr. Bc. Pavel Fišer

Kladno, Květen 2017

Katedra přírodovědných oborů

Akademický rok: 2016/2017

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

Student: **Markéta Hanáčková**
Obor: Optika a optometrie
Téma: **Porovnání tří objektivních vyšetřovacích metod refrakce tří různých století: Skiaskopie, refraktometrie a aberrometrie**
Téma anglicky: Objective methods of refraction over past three centuries. Comparison of retinoscopy, refractometry and aberrometry

Zásady pro vypracování:

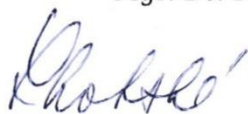
Studentka na základě studia vhodné literatury zpracuje rešerši na dané téma. Zaměří se na tři metody stanovení refrakce: skiaskopii, refraktometrii založené na využití Hartmann Schackova senzoru a současnou aberometrii vad vyšších řádů. U aberometrie porovná dva komerčně dostupné systémy- DNEye a iScription v návaznosti na výrobu korekčních čoček. V praktické části porovná výsledky měření těmito metodami s výsledkem subjektivní refrakce a výsledky statisticky zpracuje.

Seznam odborné literatury:

- [1] BENJAMIN, W. J., BORISH, I. M., Borish's Clinical Refraction, ed. 2, Butterworth-Heinemann: Elsevier, 2006, 1255 s., ISBN 978-0-7506-7524-6
- [2] KRUEGER, R. R., APPLGATE, R. A., MACRAE, S. M., Wavefront Customized Visual Correction, ed. 1, SLACK, 2004, ISBN 9781556426254
- [3] CORBOY, J.M., The Retinoscopy Book: An Introductory Manual for Eye Care Professionals, ed. 5, Thorofare, New Jersey: SLACK Incorporated, 2003, ISBN 9781556426230

Zadání platné do: 11.09.2018

Vedoucí: Mgr. Bc. Pavel Fišer



.....
vedoucí katedry / pracoviště



.....
děkan

V Kladně dne 20.02.2017

Název bakalářské práce: Porovnání tří objektivních vyšetřovacích metod refrakce tří různých století: Skiaskopie, Refraktometrie a Aberometrie

Abstrakt

Předložená práce se zabývá popisem a porovnáním tří objektivních metod refrakce: skiaskopie, refraktometrie a aberometrie. V kapitole o skiaskopii je podáno základní rozdělení, postup a obtížné situace při vyšetřování. U refraktometrů se uvádí jejich základní charakteristika, principy, přesnost a omezení. V závěrečné kapitole o aberometrii je podrobně rozebírána wavefront technologie, Hartmann-Shackův wavefront senzor a srovnání systémů DNEye scanner a IScription. Experimentální část je zaměřena na porovnání výsledků refrakčních vad změřených pomocí skiaskopie, autorefraktometrie, aberometrie a subjektivní refrakce. Výsledky těchto vybraných metod objektivního měření jsou statisticky vyhodnoceny a porovnány s výsledky subjektivní refrakce.

Klíčová slova: objektivní metody, skiaskopie, refraktometrie, aberometrie, wavefront

Bachelor's thesis title: Objective methods of refraction over past three centuries. Comparison of Retinoscopy, Refractometry and Abberometry

Abstract

This work deals with the description and comparison of three objective methods of refraction: retinoscopy, refraktometry and abberometry. Within retinoscopy I am providing a basic breakdown of work flow as well as dealing with more complex situations during examination. Within refraktometry I am describing basic characteristics of refractometers; their concepts, precision and limitations. In the final chapter relating to abberometry, I am analysing in greater depth wavefront technology, Hartmann-Shack wavefront sensor and comparing the difference between the DNEye and IScription scanner systems. The experimental part of work compares results of refractive errors measured with retinoscopy, refractometry, abberometry and subjective refraction. Results of these selected methods of objective refraction are statistically analysed and compared with results of subjective refraction.

Key words: objective methods, retinoscopy, refractometry, abberometry, wavefront

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych ráda poděkovala svému vedoucímu práce Mgr. Bc. Pavlu Fišerovi za jeho odborné vedení, zapůjčenou literaturu a cenné rady, které mi byly nápomocné při psaní této práce. Také za možnost realizace experimentální části využitím vyšetřovací místnosti v optice Alta.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Porovnání tří objektivních vyšetřovacích metod refrakce tří různých století: Skiaskopie, Refraktometrie a Aberometrie“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V dne

.....

podpis

Obsah

Úvod	7
1 Objektivní metody	8
2 Úvod do skiaskopie	8
2.1 Vývoj skiaskopie	8
2.2 Pásový skiaskop.....	9
2.3 Bodový skiaskop	9
2.4 Statická skiaskopie	10
2.5 Mohindrova blízká skiaskopie.....	12
2.6 Dynamická skiaskopie.....	12
2.6.1 Metoda Nott.....	13
2.6.2 Metoda Bell	14
2.6.3 Metoda MEM	14
2.7 Obtížné situace při skiaskopii.....	15
3 Refraktometrie	18
3.1 Automatické objektivní refraktometry	18
3.2 Společná charakteristika autorefraktometrů	18
3.3 Princip optometru	19
3.4 Princip Scheinerova disku	20
3.5 Přesnost měření a omezení automatických refraktometrů.....	22
4 Aberometrie	23
4.1 Wavefront analýza.....	23
4.2 Zernikeho polynomy	23
4.3 Rozdíl optických drah.....	27
4.4 RMS (Root Mean Square)	29
4.5 Hartmann-Shack wavefront aberometr.....	30
4.5.1 Hartmann-Shack wavefront sensor.....	30
4.5.2 Měření a analýza.....	31
4.6 Porovnání dvou komerčně dostupných aberometrů	32
4.6.1 DNEye	32
4.6.2 i.Scription	32
4.7 Využití wavefront analýzy.....	33

5	Experimentální část	35
5.1	Metodika měření.....	35
5.2	Analyzovaná data	38
5.3	Metoda statistické analýzy.....	38
5.4	Hypotézy.....	38
5.4.1	Nulové hypotézy.....	39
5.4.2	Alternativní hypotézy	39
5.4.3	Statistická analýza nulových hypotéz.....	39
5.4.4	Statistická analýza alternativních hypotéz.....	42
5.5	ANOVA (analýza rozptylu).....	44
5.6	Diskuse	45
	Závěr.....	47
	Seznam použité literatury	49
	Seznam symbolů a zkratk	53
	Seznam obrázků.....	54
	Seznam tabulek.....	55
	Seznam příloh.....	56
	Příloha s výsledky experimentální části bakalářské práce.....	57

Úvod

Toto téma bakalářské práce je aktuální, jelikož určení refrakčního stavu očí je základním pilířem povolání optometristy. Je důležité hlouběji porozumět přístrojům, se kterými bude optometrista při vyšetření korekce více či méně pracovat. V dnešní době se v oční optice pro měření objektivní refrakce nejvíce využívají automatické refraktometry, jejíž vývoj jde neustále kupředu. V praxi ovšem můžou nastat situace, kdy pacienta není možné změřit jinak než nejstarším přístrojem určující objektivní refrakci, který se nazývá skiaskop.

V teoretické části práce je podáván přehled vybraných metod sloužících k určení objektivní refrakce. Jsou v ní popsány také základní fyzikální principy, na kterých jednotlivé přístroje pracují. Jsou zde uvedeny jejich výhody, ale také obtížné situace, při kterých jsou výsledky měření zkresleny nebo nejdou určit. Výrazněji se práce zabývá inovativní wavefront technologií a v závěrečné kapitole o aberometrii jsou porovnávány dva komerčně dostupné systémy DNEye scanner a IScription. Experimentální část je zaměřena na porovnání výsledků refrakčních vad změřených pomocí skiaskopie, autorefraktometrie, aberometrie a subjektivní refrakce. Výsledky těchto vybraných metod objektivního měření jsou statisticky vyhodnocovány a porovnávány s hodnotami měření subjektivní refrakce.

1 Objektivní metody

Objektivní metody měří refrakční stav pacientova oka bez interakce s pacientem. Slouží jako odrazový můstek pro subjektivní refrakci, která určuje konečnou refrakci oka. Tento přístup může výrazně zjednodušit subjektivní měření, které bývá jinak časově náročné. Obzvláště by se objektivní metody měli využívat při měření dětí a nespolupracujících pacientů. Rozlišujeme mezi vizuálně-manuálními jako je skiaskop a automatizovanými jako jsou refraktometry a aberometry. [1]

2 Úvod do skiaskopie

Skiaskopie je objektivní metoda, která slouží k vyhodnocování a diagnostikování refrakčních vad oka. Tato metoda využívá osvětlení vnitřní části oka a pozorování světla, které je odraženo od sítnice (sítnicový reflex). Tyto odražené paprsky se změní, jakmile projdou ven optickými částmi oka a zkoumáním toho, jak se tyto vystupující paprsky mění se určí refrakční stav oka.

Je velmi užitečná pro lidi, kteří s vyšetřujícím nemohou komunikovat, jako jsou například kojenci, osoby se zdravotním postižením nebo hluché či senilní osoby. Také například u pacientů trpících nystagmem, kde všechny autorefraktometry selžou. Při posuzování sítnicového reflexu můžeme také zjistit aberace rohovky a čočky nebo zákal očních médií. Tato metoda vyžaduje praxi a zkušenosti, ovšem po osvojení dovednosti skiaskopovat, se stává určení refrakce rychlejší, efektivnější a přesnější. [2, 3]

2.1 Vývoj skiaskopie

První objektivní diagnostika refrakčních vad byla provedena francouzským oftalmologem Cuignetem v r. 1873 pomocí jednoduchého zrcadla oftalmoskopu (který odráží světlo lampy do oka). Přes skulinku v zrcadle Cuignet viděl zajímavý odraz, který pozoroval mezi lidmi s odlišnými refrakčními vadami.

Mengin, Cuignetův student, přijal Landoltovy návrhy, že oční pozadí je skutečným zdrojem reflexu. Mengin publikoval v roce 1878 jasné a jednoduché vysvětlení, které pomohlo zpopularizovat tuto novou techniku. Mezitím Parent, vypracoval optiku do té míry, že mohl skutečně měřit refrakční vady s čočkami. V r. 1880 publikoval vysvětlení

kvantifikované objektivní refrakce. Aby Parent zdůraznil roli sítnice, navrhl pojem retinoskopie, ale později na popud lingvisty zvolil pojem skiaskopie (skia – což znamená stín).

Pojem retinoskopie je obvykle používán v angličtině, ale je to nepřesný výraz, protože sítnice je průhledná a není vlastně zdrojem reflexů, které vidíme skiaskopem. Správnější je slovo skiaskopie, které se používána ve zbytku světa. [2]

2.2 Pásový skiaskop

Hlavní úkol pásového skiaskopu je, aby se prodloužil světelný svazek paprsků a tím i potencionální reflex a zároveň zužoval šířku reflexu. Přítomnost nízkého astigmatismu je poté více zřetelná a jeho směr osy se snadněji stanoví. Za tímto účelem má lineární vlákno, čímž se získá velmi úzký lineární zdroj světla. Světelný zdroj lze otáčet o 360° a z tohoto důvodu může být paprsek nastaven v libovolné orientaci. V pásové skiaskopii má orientace světelného pásu velký význam. Nemůže být přesně paralelní se světelným pásem, pokud není on sám paralelní k jednomu z hlavních meridiánů očí nebo není-li astigmatismus přítomen.

Pásové skiaskopy jsou oproti bodovým složeny ještě z kondenzoru, který se využívá na přestření světelných paprsků z divergentních na konvergentní a naopak. Pohybem kondenzoru nahoru má světlo konvergentní nebo divergentní charakter, záleží na konstrukci výrobce. [3, 4]

2.3 Bodový skiaskop

Bodový skiaskop na rozdíl od pásového skiaskopu vyzařuje bodové světlo. [3]



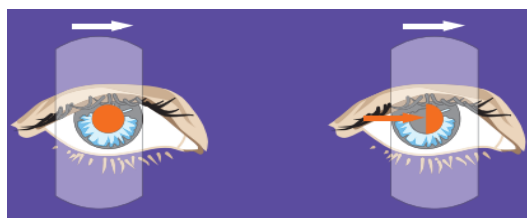
Obrázek 1: skiaskop

2.4 Statická skiaskopie

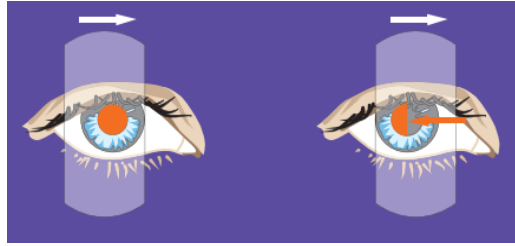
Ve statické skiaskopii je zjišťován refrakční stav oka pacienta při fixaci na objekt ve vzdálenosti 6 m následujícím postupem. [5]

1. Zkušební obruba nebo foropter se správně nastaví na střed před oči pacienta. [4]
2. Ve vyšetřovací místnosti by mělo být zatemněno, jelikož pacientovi se rozšíří zornice a sítnicový reflex půjde mnohem lépe vidět. [4]
3. Akomodace by měla být uvolněna tím, že pacient fixuje vzdálený objekt (5-6 m). Ve vyšetřovací místnosti je často používáno bodové světlo nebo duochromatický test. Tím je méně pravděpodobné, že u mladých pacientů dojde k akomodaci. [4]
4. Při měření je nutné dodržet pracovní vzdálenost, která se měří od pacienta k vyšetřujícímu. Jelikož je používána vzdálenost, která je menší než 6 m, musí se pracovní vzdálenost kompenzovat, aby byl správně vyhodnocen refrakční stav pacienta. Používají se dvě kompenzační metody: buď výpočtem nebo kompenzační čočkou.
 - a. Po nalezení korekční čočky, která udává neutralitu reflexu, je nutné odečíst příslušné dioptrie vypočítané ze vzorce $F = 1/f$.
 - b. Do zkušební obruby je vložena příslušná kompenzační čočka, která je stanovena na určitou pracovní vzdálenost (např. +2 dpt na pracovní vzdálenost 50 cm). [3]
5. Když vyšetřující měří pravé oko, drží skiaskop v pravé ruce a měl by sedět po pravé straně pacienta. U vyšetřování levého oka je to obráceně. [4]
6. Před vyšetřením je na skiaskopu nastaven divergentní svazek paprsků z důvodu zpomalení relativní rychlosti pohybu reflexu a získání ostřejšího reflexu při identifikaci osy astigmatismu. Vyšetřující pohybuje světelným svazkem skiaskopu a sleduje pohyb sítnicového reflexu. [3, 4]

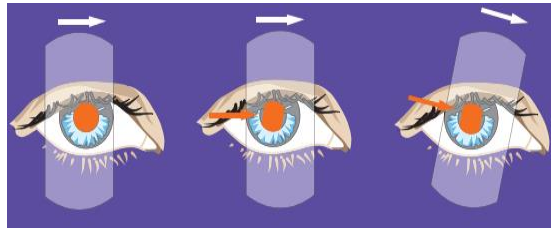
7. Jestliže se sítnicový reflex pohybuje ve stejném směru jako pohyb světelného svazku skiaskopu, znamená to, že daleký bod se nachází za skiaskopem nebo za vyšetřovaným okem. Tento pohyb se nazývá souhlasný (ve směru). Je nutné do zkušební obruby pacientovi vkládat plusové čočky do té chvíle, než se reflex stane neutrální. Zkušebními plusovými čočkami dosáhneme toho, že daleký bod pacienta se dostane na pozici skiaskopu. Jestliže se sítnicový reflex pohybuje proti směru (nesouhlasný pohyb), do zkušební obruby se pacientovi vkládají mínusové čočky do té chvíle, než se reflex stane neutrální. Zkušebními mínusovými čočkami dosáhneme toho, že daleký bod se dostane na pozici skiaskopu. [3, 4]
8. Jakmile má vyšetřovaná osoba astigmatickou refrakční vadu, sítnicový reflex bude vypadat odlišně v různých meridiánech. Když otáčíme světelným páskem skiaskopu, sítnicový reflex bude rovnoběžný pouze ve dvou meridiánech, což jsou dva hlavní meridiány astigmatismu. Každý hlavní meridián se musí neutralizovat samostatně, jelikož v každém z nich je sítnicový reflex jinak intenzivní, rychlí, široký a může se pohybovat různým směrem. Hlavní meridiány mohou mít jakoukoliv orientaci od 0° - 180° a budou vždy na sebe kolmé. Po nalezení správné osy je reflex nejtenčí, nejsvětlejší a je paralelní s paprskem skiaskopu. [3]
9. Pro kontrolu správného vyhodnocení neutrálního reflexu je doporučováno se posunout se skiaskopem dopředu k vyšetřovanému a sledovat sítnicový reflex, zda je změněn na souhlasný pohyb. Po vzdálení se od vyšetřovaného by měl být pozorován nesouhlasný pohyb. Po návratu skiaskopu na původní pracovní vzdálenost by měl být pozorován neutrální reflex. [4]



Obrázek 2: souhlasný pohyb [6]



Obrázek 3: nesouhlasný pohyb [6]



Obrázek 4: šikmý pohyb [6]

2.5 Mohindrova blízka skiaskopie

Tato technika byla vyvinuta Mohindrem v r. 1975. Umožňuje měřit refrakci kojencům bez nutnosti použití cykloplegie. Skiaskopie se provádí ve zcela temné místnosti, kde dítě fixuje světlo, které vychází ze skiaskopu, čímž dochází k požadovanému uvolnění akomodace. Pozornost dítěte by se měla udržovat pomocí zvukových efektů. Při vyšetření je dítěti zakryto nevyšetřované oko a používají se lišty natřené černou matnou barvou, aby nerozptylovali pacienta.

Doporučená pracovní vzdálenost je 50 cm. Po nalezení neutrálního reflexu se od skiaskopických nálezů odečte hodnota 1,25D. To zohledňuje fakt, že kojenci v průběhu vyšetření akomodují zhruba 0,75 dioptrie. [2, 4]

2.6 Dynamická skiaskopie

Dynamická skiaskopie je metoda objektivního určení akomodačního stavu očí fixujících na blízký bod, většinou navazující na statickou skiaskopii. Jejím cílem je zjistit o kolik více plusových nebo méně minusových čoček je potřeba k dosáhnutí neutrálního reflexu. Tato dodatečná plusová hodnota představuje opoždění akomodace u pacienta. Na rozdíl od statické skiaskopie pacient fixuje blízký objekt (obvykle obrázek, čtecí tabulka, malá písmena), který je umístěný v rovině skiaskopu (40-50 cm od oka pacienta), ale může

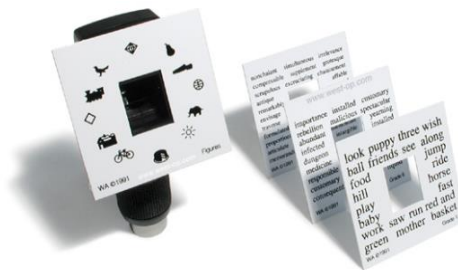
jím být i samotný skiaskop. Zároveň se v dynamické skiaskopii nepoužívají čočky na kompenzování pracovní vzdálenosti. Pokud by pacient plně akomodoval na vzdálenost fixovaného bodu, zjištění z dynamické skiaskopie by byla stejná jako ze statické skiaskopie. K refrakci změřené ve statické skiaskopii by se poté k dosažení neutrality nemuseli přidávat žádné plusové ani minusové čočky.

Při měření je nutné, aby ve vyšetřovací místnosti byla tma a na fixační bod bylo nasměrováno tlumené světlo. Fixovaný bod musí být dobře osvětlený a dostatečně detailní, aby poskytoval dobrý stimul pro akomodaci. Skiaskopický reflex je vyhodnocován v obou očích, přičemž by se měl sledovat souhlasný pohyb. Vyšetřovaný je požádán, aby se zaměřil na vzdálený bod a následně, aby fixoval blízký bod. Stejnoseměrný pohyb se rychle změnil na neutrální nebo nesouhlasný pohyb. Pokud je neutralizace neúplná, pacient musí znovu fixovat na vzdálený bod. Reflex by se měl rychle změnit na souhlasný. Nyní je nutné přistoupit blíž k pacientovi a požádat ho, aby udržel fixaci na blízko po delší dobu. To klade větší nároky na akomodační systém a umožňuje určit, zda dokáže udržet akomodaci. Nyní se může přidat plusová čočka ke korekci, aby se docílilo neutrálního reflexu. Dynamická skiaskopie je určována různými metodami, zde jsou některé uvedeny. [4, 5, 7, 8]

2.6.1 Metoda Nott

Při vyšetření pacient čte písmena v blízkosti kolem otvoru skiaskopické karty. Nalezení neutrálního reflexu neprobíhá za použití zkušebních čoček, ale pohybem skiaskopu směrem dozadu (k vyšetřujícímu), dokud není dosaženo neutrality. Vzdálenost od skiaskopu při dosažení neutrálního reflexu, je přepočítávána na dioptrie. Zpoždění akomodace se určí porovnáním této dioptrické hodnoty s vergencí vzdálenosti od brýlí ke kartě.

Například v případě, že vzdálenost od skiaskopické karty k brýlím je 40 cm a vzdálenost od skiaskopu k brýlím je 50 cm, zpoždění akomodace je 2,50 dpt -2,00 dpt = 0,50 dpt. [4]



Obrázek 5: skiaskopické karty [9]

2.6.2 Metoda Bell

U této metody se používá malá ocelová kulička připevněna k tenké kovové tyčce. Vyšetřující drží jednou rukou skiaskop ve vzdálenosti 50 cm od pacienta a druhou rukou drží dvě ocelové tyčky v úrovni očí. Pacient fixuje kuličku, zatímco vyšetřující pomalu posouvá kuličku směrem k pacientovi, dokud není pozorován neutrální reflex v každém hlavním meridiánu.

Při nalezení neutrálního reflexu se pozice kuličky změní. Jeden konec metru drží pacient a druhý konec vyšetřující. Neutralita obvykle nastane, když se kulička nachází asi 37 až 40 cm od pacienta, což má za následek zpoždění akomodace od 0,50 dpt do 0,75 dpt. [5]



Obrázek 6: Wolffovy hůlky [10]

2.6.3 Metoda MEM

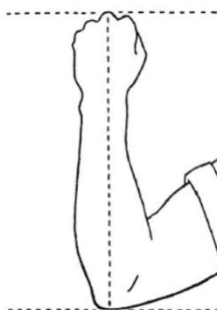
Dynamická skiaskopie se liší od jiných metod tím, že fixační cíl není umístěn do vzdálenosti 50 cm, ale do pozice obvyklé čtecí vzdálenosti vyšetřovaného.

K fixaci slouží bílá karta, která má uprostřed otvor a okolo něj jsou natištěna písmena, slova nebo obrázky. Karta je připevněna ke skiaskopu tak, aby paprsek procházel otvorem v

kartě. Aby oči pacienta při čtení karty směřovaly mírně dolů, vyšetřující sedí na stoličce mírně pod jeho úrovní očí.

Nepoužije se žádný refraktor, pacient má nasazenou správnou korekci. Čtecí vzdálenost se určuje buď podle pozorování pacienta při čtení, nebo prohlížení obrázků případně Harmonovou vzdáleností (rovnající se vzdálenosti od loktu k zápěstí).

Pacient je požádán, aby četl slova nahlas, nebo popisoval obrázky. Vyšetřující rychle pohybuje vertikálním světelným pásem přes zornici a sleduje, zda dochází k souhlasnému nebo nesouhlasnému pohybu. Odhad směru pohybu se musí vyhodnotit vždy rychle, aby nebyla narušena pacientova akomodační odezva. [5]



Obrázek 7: Harmonova vzdálenost [11]

2.7 Obtížné situace při skiaskopii

Vysoká refrakční vada

U vysoké ametropie by vyšetřující měl vložit do zkušební obruby vysoké hodnoty plusových a mínusových čoček. [3]

Široká zornice

U širokých zornic se může projevit sférická aberace. Vyšetřující se proto musí zaměřit pouze na reflex v centru a ignorovat periferii. Zesílením osvětlení ve vyšetřovací místnosti a následným stažením zornice, je možné docílit snížení sférické aberace a usnadnit nalezení neutrálního reflexu. [3]

Malé zornice

U malých zornic je také sítnicový reflex malý. Někdy jsou zornice natolik malé, že sítnicový reflex nelze vidět. Aby se zornice rozšířili, můžete ztlumit světlo ve vyšetřovací místnosti. [3]

Nůžkový reflex

Tento stav se tak nazývá proto, že připomíná pohyb nůžek. Sítnicový reflex se pohybuje od středu zornice současně v opačném směru. Dosáhnout neutrálního reflexu je velmi náročné. Tento reflex může být způsoben například širokou zornicí, optickými aberacemi jako je koma nebo keratokonus, či zdeformovanou rohovkou. Přisvětlení vyšetřovací místnosti pomůže zúžit zornici, a tím i snížit aberaci. [3]

Katarakta

Šedý zákal je název pro stav, kdy je oční čočka zakalená a již není průsvitná. Toto onemocnění je běžné u starších lidí, ale mladí mohou také trpět tímto onemocněním. Skiaskopování u lidí se šedým zákalem může být obtížné ze dvou důvodů. Buď světlo nedosahuje na sítnici, nebo odražené světlo od sítnice nemůže projít přes zornici. Vyšetřující si všimne černé skvrny v sítnicovém reflexu nebo je reflex tupý. V případě, že je čočka hustě zakalená, nemusí jít reflex vůbec vidět. Zákal také může světlo rozptýlit a reflex bude zkreslený. Nepravidelný astigmatismus může být vytvořen šedým zákalem. Také příliš mnoho odrazů může způsobit, že reflex půjde nedostatečně vidět. [3]

Zákaly sklivce

Důvody, proč lze sítnicový reflex vidět slabě nebo vůbec, jsou obdobné jako u šedého zákalu, jelikož zákaly zastavují skiaskopické světlo při vstupu nebo výstupu do oka. [3]

Kolísání akomodace

Jestliže má pacient kolísavou akomodaci, refrakční vada se bude při skiaskopování měnit v závislosti na množství akomodačních změn. Dochází k proměnlivému pohybu, změně šíře zornice a jasů reflexu. Je velmi důležité kontrolovat akomodaci při skiaskopování a

zajistit, aby pacient udržel pohled na fixační bod. Zkušební čočky jsou také užitečné pro zamlžení oka, které není měřeno. Toto pomáhá kontrolovat pacientům akomodaci. [3, 4]

3 Refraktometrie

3.1 Automatické objektivní refraktometry

Komercializace automatické objektivní refrakce byla výsledkem elektronické, elektro-optické a počítačové revoluce. Samotné autorefraktometry začali být dostupné v sedmdesátých letech dvacátého století. Automatizovaný refraktor, je počítačem řízený přístroj, který měří refrakční stav oka a zakřivení rohovky v hodnotách zaokrouhlených na jedno desetinné místo. [12, 13]

Základní optická skladba všech typů automatických objektivních refraktometrů, je složena z dráhy osvětlujícího paprsku a detekčního paprsku. Dráha osvětlujícího paprsku se používá k osvětlení očního pozadí. Následně je světelný paprsek odražen a rozptýlen očním pozadím a vystoupí z oka. Dle příslušných metod je v refraktometru odražený paprsek detekován a analyzován. [1]

V podstatě všechny dostupné refraktometry se od sebe liší pouze v metodách měření. Všechny z nich pracují se světelnými zdroji infračerveného záření (NIR) a jsou vybaveny zařízením pro kontrolu akomodace a fixaci pacientova oka. Všechny autorefraktometry používají zařízení pro rychlé a bezpečné nastavení polohy přístroje a pro potlačení odrazu. [1]

3.2 Společná charakteristika autorefraktometrů

Jako zdroj světla, používají všechny autorefraktometry NIR záření s vlnovou délkou mezi 800 a 950 nm. Ve srovnání s viditelným zářením (VIS), má několik výhod. Odrazivost očního pozadí ve spektrálním rozsahu NIR je přibližně 10krát vyšší než ve VIS spektru. Zároveň lomivé prostředí oka mají nejvyšší propustnost právě pro NIR záření. A jelikož optický systém není citlivý na NIR záření, neprojeví se žádný zornicový reflex a nedochází k akomodaci. [1]

Avšak cílem měření je zjistit stav refrakce oka ve VIS spektru a nikoli v rozmezí NIR spektra. Z tohoto důvodu je třeba brát v potaz disperzi, axiální pozici a rozšíření reflexu očního pozadí. Protože všechny optická média oka mají různé indexy lomu pro NIR a VIS záření, naměřený refrakční stav oka se pro NIR záření odchyluje o 0,7-1,0 D od refrakční hodnoty ve VIS spektru. Na rozdíl od VIS záření, NIR záření může pronikat hlouběji do tkáně sítnice (až do cévnatky) z důvodu nižší absorpce pigmentu epitelu sítnice. V důsledku toho se zpětně odražený paprsek objeví rozptýlenější, než by se objevil u VIS záření. Axiální poloha

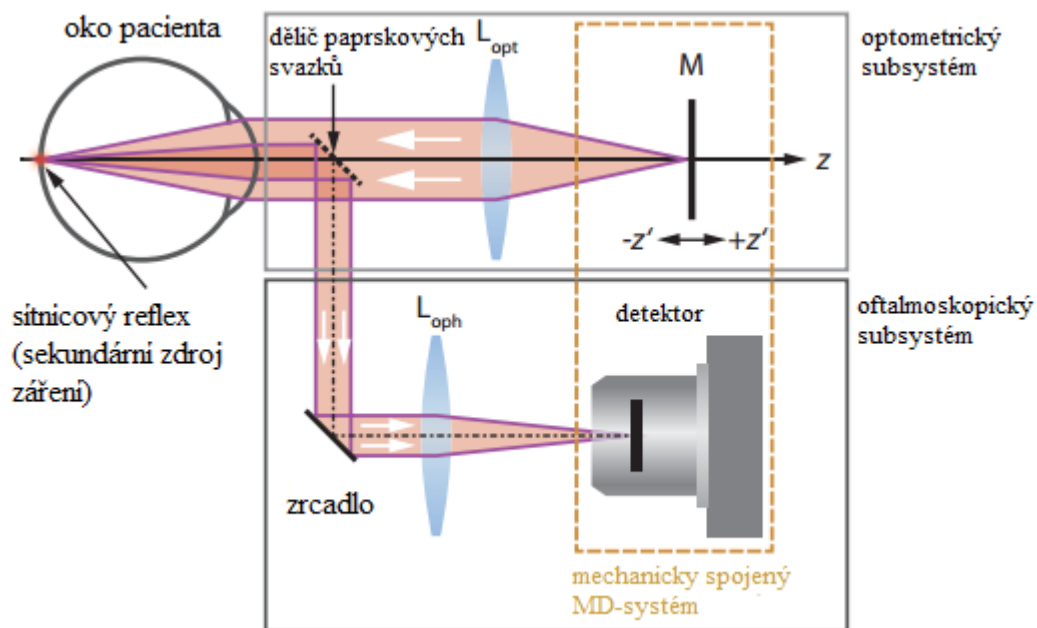
reflexu očního pozadí je tak hůř definovaná pro NIR záření. Kromě toho je poloha reflexu očního pozadí osově posunuta směrem k cévnatce. [1]

3.3 Princip optometru

System mnoha autorefraktometrů je založen na principu optometru. Ten se skládá z dráhy osvětlovacího paprsku (optometrický subsystém) a pozorovacího paprsku (oftalmoskopický subsystém). Oba subsystémy jsou od sebe odděleny děličem paprsků. V optometrickém subsystému je testová značka M promítána na sítnici pacientova oka přes optometrickou čočku L_{opt} . Vytvořený sítnicový reflex je následně pomocí čočky L_{oph} zobrazen do detekčního systému. Pro ideální zobrazení musí být umístěny čočky L_{opt} a L_{oph} tak, aby se jejich ohniskové body shodovali s uzlovým bodem oka. Jelikož uzlový bod konkrétního oka není známý, jsou v praxi čočky umístěny tak, aby se jejich ohniskové body shodovali se středem vstupní zornice oka. [1]

V případě emetropického oka je testová značka M na sítnici zobrazena ostře, když se nachází v předmětové ohniskové rovině optometrické čočky. Sítnicový reflex je tedy zobrazen na detektor, který se nachází v obrazové ohniskové rovině oftalmoskopické čočky. [1]

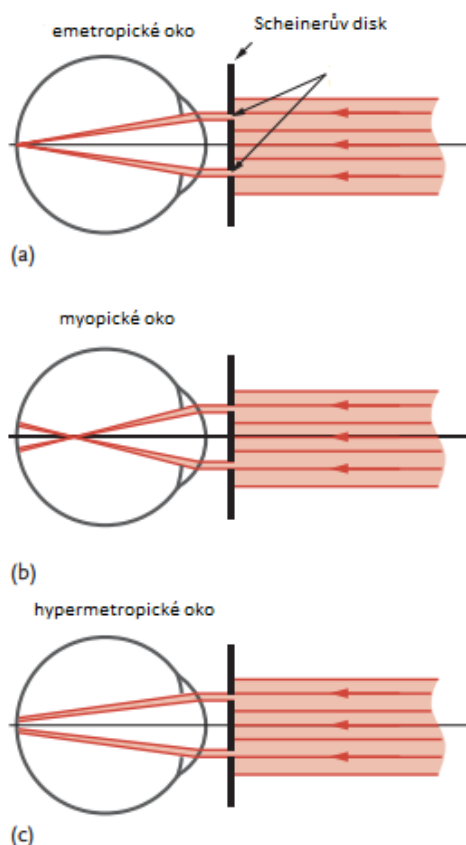
U ametropického oka je M zobrazované před nebo za sítnicí. Na detektor tedy dopadne rozmazaný obraz. Pro obnovení ostrého obrazu na sítnici, musí být testová značka M posunuta podél optické osy. Díky mechanickému propojení mezi M a detektorem (nazvaným MD-systém) se detekovaný obraz automaticky stává ostrý, jakmile je M zaostřeno na sítnici. [1]



Obrázek 8: Obecné nastavení refraktometru založeného na principu optometru [1]

3.4 Princip Scheinerova disku

Princip této metody je založen na dvou periferních dílčích paprscích, které jsou odděleny ze souboru paralelních paprsků. Dílčí paprsky jsou vytvořeny kruhovým diskem se dvěma otvory (označovaným jako Scheinerův disk). Poté, co prošly clonou duhovky, jsou dílčí paprsky lomeny optickým systémem oka. V emetropickém oku se ohniska obou dílčích paprsků střetávají na sítnici tak, že je vygenerován pouze jeden sítnicový reflex (obr. 9a). V myopickém oku se dílčí paprsky protínají před sítnicí (obr. 9b) a v hypermetropickém oku za sítnicí (obr. 9c). Proto se v případě ametropií zobrazí dva oddělené (rozmazané) reflexy. Jsou-li dílčí paprsky střídavě zablokovány, sítnicové reflexy zmizí v opačné fázi pro myopické oči a ve fázi pro hypermetropické oči. Pokud se určuje astigmatismus, musí se přizpůsobovat orientace otvorů. Spojnice mezi oběma otvory disku určuje orientaci měřeného meridiánu. To znamená, že spojovací čára musí být zarovnána rovnoběžně s hlavním meridiánem, ve kterém se určí refrakční síla oka. [1]



Obrázek 9: Svazek paralelně uspořádaných světelných paprsků procházející malými otvory v Scheinerově disku [1]

V autorefraktometrech založených na této metodě je klasický Scheinerův disk nahrazen dvěma NIR světelnými diodami, které představují dva bodové zdroje. LED diody jsou svisle přemístěny od optické osy a umístěny v ohnisku kolimační čočky. Do dráhy paprsku obou LED diod je nastaven pohyblivý otvor tak, že jejich obraz tvoří ostrý světelný bod na sítnici emetropického oka. Pokud se jedná o ametropické oko, zobrazí se dva rozmazané body. Sítnicový reflex je zachycen na čtyřkvadrantovém fotodetektoru, poté co projde rozdělovačem paprsků a oftalmoskopickým subsystémem. Kvadranty detektoru jsou orientovány tak, že jedna ze separačních linií je rovnoběžná se spojnicí obou LED diod. [1]

Při střídavém zapínání a vypínání LED diod zachycuje detektor signál buď mimo fázi pro myopické oko nebo ve fázi pro hypermetropické oko. Pro dosažení koincidence obou dílčích paprsků je pohyblivý otvor posouván podél optické osy. Refrakční vada se určí dle posunu tohoto pohyblivého otvoru. [1]

Pokud se spojnice LED diod neshoduje s jedním z hlavních meridiánů oka, jsou snímané sítnicové reflexy otočené o určitý úhel. Pro zarovnání musí dojít k rotaci, která slouží k určení astigmatismu. [1]

3.5 Přesnost měření a omezení automatických refraktometrů

Autorefraktometry dodávají spolehlivé údaje, které jsou dobrým výchozím bodem pro následné subjektivní měření. Studie ukázala, že rozdíl mezi subjektivně a objektivně naměřenými refrakčními vadami byl v 80 % menší než 0,5 D. Autorefraktometry nepodávají žádné nebo nesprávné výsledky měření, jestliže pacient má problémy s fixací nebo je průměr zornice příliš malý (menší než 2-3 mm). Další možné příčiny nepřesného měření jsou nadměrné hodnoty ametropie (mimo rozsah měření refraktometru) nebo přední oční segment (rohovka, čočka) vykazují značný rozptyl světla (např., způsobený šedým zákalem) nebo je povrch rohovky nepravidelný (např. při keratokonu nebo po refrakční chirurgii). [1]

4 Aberometrie

4.1 Wavefront analýza

Aberometrie se nazývá také wavefront analýza. Je to inovativní technologie měřící aberace optického systému oka metodou analýzy vlnoplochy prošlé okem. [14]

Aberometry většinou fungují na principu vyzařování monochromatických světelných paprsků do oka skrz zornici, které se odrážejí zpět od očního pozadí. V dokonalé optické soustavě jsou světelné paprsky odražené od očního pozadí rovnoběžné a vytváří nedeformovanou rovinnou vlnoplochu. Avšak lidské oko je nedokonalá optická soustava, proto se při průchodu světelných paprsků skrz lomivá prostředí oka vytváří deformovaná vlnoplocha. Při této metodě měření dochází k porovnáním nedokonalé vlnoplochy s ideální (referenční vlnoplochu). Výsledkem je wavefront mapa, jež nabízí přesný popis všech aberací vyšetřovaného oka. Mapa slouží jako vzor pro navrhování individuální korekce zraku. [15, 16, 17, 18]

Aberace je tedy optická vada vznikající nestejným lomem světelných paprsků. Aberace mimo jiné dělíme na aberace nižšího řádu, které zahrnují běžné sférické a torické vady. Jedná se o nejvíce klinicky významné aberace a je možné je korigovat brýlemi nebo kontaktními čočkami. A aberace vyššího řádu, které nelze korigovat standartními brýlemi, kontaktními čočkami ani běžnou refrakční chirurgií. Wavefront aberometry tedy umožnily hlubší porozumění těmto aberacím, což vede k jejich přesnější kompenzaci pomocí laserové wavefront chirurgie nebo jiných metod, jako jsou například na zakázku navržené kontaktní čočky. [18, 19]

4.2 Zernikeho polynomy

Zernikeho polynomy jsou souborem ortonormálních polynomů, které vyvstávají z rozšíření wavefront funkce pro optické systémy s kruhovou zornicí. Pojmenovány jsou podle prof. Fritze Zernikeho, který je definoval a v roce 1953 získal Nobelovu cenu za fyziku.

Jsou populární ze tří důvodů. Jsou pravoúhlé vůči kruhové zornici. Některé z nich se přímo vztahují na klasické aberace jako jsou Seidlovy a Schwarzschildovy. Zernikeho polynomy mají využití v astronomii na kompenzaci astronomické turbulence a v optice slouží k měření optických aberací. [20, 21, 22]

Je více verzí definice Zernikeho polynomů. Zde jsou například uvedeny dle ANSI standartu:

$$\frac{1}{\pi} \int_0^1 \int_0^{2\pi} Z_i(\rho, \theta) Z_j(\rho, \theta) \rho d\rho d\theta = \delta_{ij} \quad (1)$$

kde δ_{ij} je Kronekerova delta. Pokud $i = j$, $\delta_{ij} = 1$; v opačném případě $\delta_{ij} = 0$. Pokud se oční vlnoplocha $W(r, \theta)$ s poloměrem zornice R rozšíří do souboru Zernikeho polynomů $Z_i(\rho, \theta)$ vyjadřuje se jako

$$W(r, \theta) = W(R\rho, \theta) = \sum_{i=0}^{\infty} c_i Z_i(\rho, \theta) \quad (2)$$

kde $\rho = r/R$ je normalizovaný poloměr zornice a c_i je i -tý Zernikeho koeficient a dá se vypočítat díky ortonormalitě jako

$$c_i = \frac{1}{\pi} \int_0^1 \int_0^{2\pi} W(R\rho, \theta) Z_i(\rho, \theta) \rho d\rho d\theta. \quad (3)$$

Ortonormální Zernikeho polynomy se dají zapsat jako

$$Z_i(\rho, \theta) = R_n^{|m|}(\rho)(\theta) \quad (4)$$

kde n a m označují radiální úhel a azimutální frekvenci, zároveň radiální polynomy jsou definovány jako

$$R_n^{|m|}(\rho) = \sqrt{n+1} \sum_{s=0}^{(n-|m|)/2} \frac{(-1)^s (n-s)! \rho^{n-2s}}{s! [(n+m)/2-s]! [(n-m)/2-s]!} \quad (5)$$

A triangulární funkce jsou definovány jako

$$(\theta) = \begin{cases} \sqrt{2} \cos|m| \theta & (m \geq 0) \\ 1 & (m = 0) \\ \sqrt{2} \sin|m| \theta & (m < 0) \end{cases} \quad (6)$$

Tady $n \geq m$ a $n - m$ se musí rovnat. Pro zařazení Zernikeho polynomů pro každý řád n, m jde od $-n$ do n v krocích po 2. Tabulka 1. ukazuje analytické vyjádření až do čtvrtého řádu.

Existuje jedno-indexové schéma zápisu Zernikeho polynomů, které používá i a dvou-indexové schéma používá n a m . Konverze z jedno-indexového do dvou-indexového se dá vyjádřit jako

$$n = \text{int}(\sqrt{2i + 1} + 0.5) - 1 \quad (7)$$

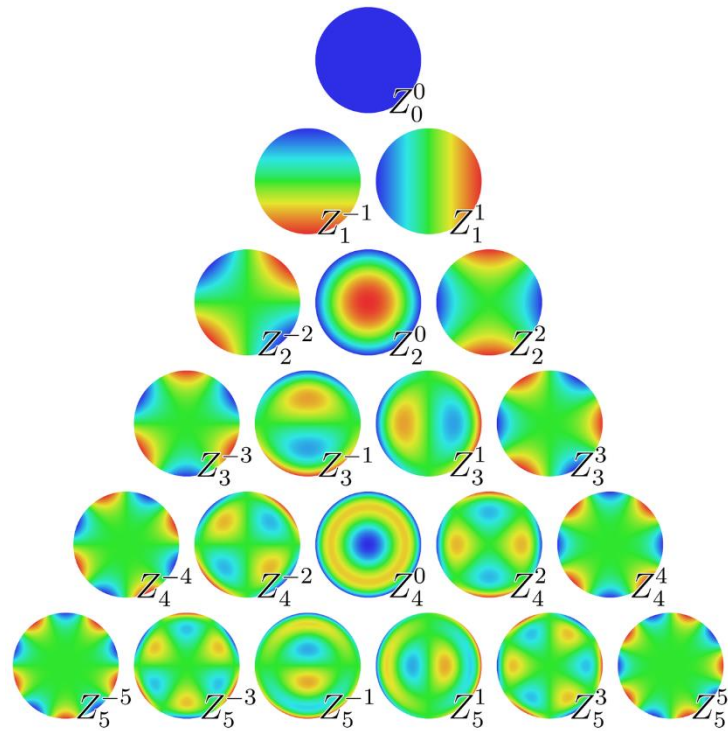
$$m = 2i - n(n + 2) \quad (8)$$

kde $\text{int}(x)$ je největší celé číslo menší než x . Konverze z dvou-indexového na jedno-indexový je

$$i = \frac{n^2 + 2n + m}{2} \quad (9)$$

Jedno-indexové schéma se používá, jelikož je jednoduché na vyjádření. Dvou-indexové schéma polynomu se používá, protože radiální úhel nám vyjadřuje, do jakého radiálního řádu ρ polynom patří a azimutální frekvence nám udává druh polynomu. Například tři polynomy, které mají $n = 2$, patří do skupiny nejdůležitějších očních aberací jako jsou běžná sféra a astigmatismus. Díky prvnímu specifiku ortonormálních polynomů můžeme vypočítat RMS (střední kvadratickou odchylku aberační funkce) pro skupinu polynomů s tím samým radiálním úhlem n . Dalším příkladem může být, situace kdy $m = 2$. Zernikeho polynomy s $m = 2$ souvisí s astigmatismem, buď primárním ($n = 2$), sekundárním ($n = 4$), terciálním

($n = 6$) nebo vyšším. Ve všeobecnosti polynomy se stejným m mají podobný tvar. Pro každý řád n je počet polynomů o jeden víc než v předešlém řádu, a tedy Zernikeho polynomy zobrazené řád za řádem mají pyramidovou strukturu a ta se označuje jako Zernikeho pyramida. [20, 23]



Obrázek 10: Zernikeho pyramida [21]

Tabulka 1: Analytické vyjádření Zernikeho polynomů [20]

i	n	m	Zernikeho polynom	Název
0	0	0	1	piston
1	1	-1	$2\rho \sin \theta$	y -prisma
2	1	1	$2\rho \cos \theta$	x -prisma
3	2	-2	$\sqrt{6}\rho^2 \sin 2\theta$	y -astigmatismus
4	2	0	$\sqrt{3}(2\rho^2 - 1)$	defocus
5	2	2	$\sqrt{6}\rho^2 \cos 2\theta$	x -astigmatismus
6	3	-3	$\sqrt{8}\rho^3 \sin 3\theta$	y -trefoil
7	3	-1	$\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho) \sin \theta$	y -coma
8	3	1	$\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho) \cos \theta$	x -coma
9	3	3	$\sqrt{8}\rho^3 \cos 3\theta$	x -trefoil
10	4	-4	$\sqrt{10}\rho^4 \sin 4\theta$	y -quadrofoil
11	4	-2	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2) \sin 2\theta$	y -sekundární astigmatismus
12	4	0	$\sqrt{5}(6\rho^4 - 6\rho^2 + 1)$	sférická aberace
13	4	2	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2) \cos 2\theta$	x -sekundární astigmatismus
14	4	4	$\sqrt{10}\rho^4 \cos 4\theta$	x -quadrofoil

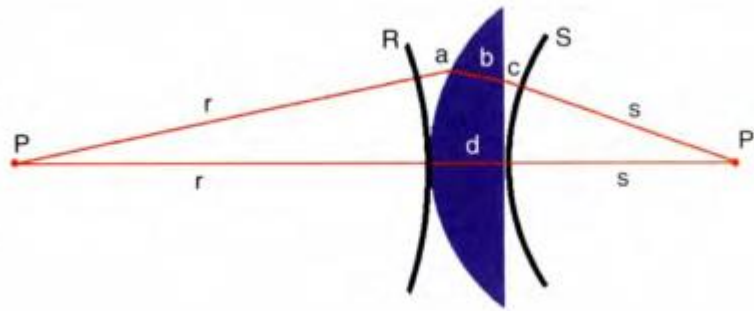
4.3 Rozdíl optických drah

Rozdíl optických drah (OPD-*optical path difference*) je z klinického pohledu jedním z nejužitečnějších způsobů, jak vysvětlit wavefront aberační funkce. Znamená rozdíl v délce optických drah, které urazí paprsky šířící se z předmětu P do obrazu P' . Při výpočtu OPL je nutné spočítat, kolikrát světelná vlna musí oscilovat při šíření z jednoho bodu do druhého. Vzhledem k tomu, že oční média mají vyšší index lomu než vzduch, rychlost šíření světla se v optickém systému zpomaluje. Při stejné fyzikální vzdálenosti tedy proběhne víc oscilací v oku než před okem. Konkrétní příklad OPL je znázorněn na obrázku 2. Světlo, vyslané z bodu P prochází vzduchem, následně přes skleněnou čočku o indexu lomu n , a opět přes vzduch, než dosáhne obrazové roviny v bodě P' . Délka optické dráhy od P k P' podél optické osy se vypočítá následujícím způsobem:

$$OPL_1 = r + nd + sv \quad (10)$$

Vzdálenost mezi dvěma stejnými body, podél mezní dráhy se vypočítá následujícím způsobem:

$$OPL_2 = r + a + nb + c + s \quad (11)$$



Obrázek 11: Znázornění délky optické dráhy a optického dráhového rozdílu. [12]

To znamená, že rozdíl optické dráhy (OPD) je vypočítán následovně:

$$OPD = OPL_2 + OPL_1 = a + c + n(b - d) \quad (12)$$

V tomto výpočtu jsou vzdálenosti R a S společné pro obě dráhy, a proto jsou nepodstatné. Rozdíl optických drah je obvykle vypočítán mezi sférickou referenční plochou R , centrovanou v bodě předmětu P , a sférickou referenční plochou S , centrovanou v obrazovém bodu P' .

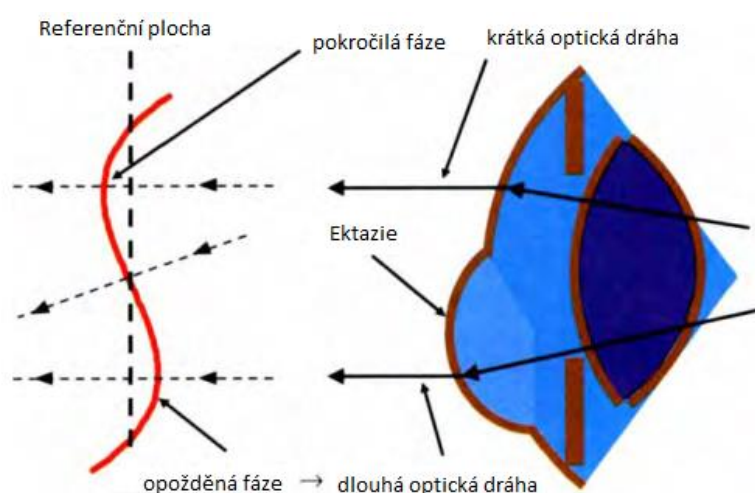
V dokonalém optickém systému je vzdálenost od předmětu k obrazu stejná pro každý paprsek, který vstupuje zornicí do optického systému oka. V důsledku toho je OPD nula pro každý bod na zornici a všechny paprsky dorazí na obrazovou rovinu se stejným počtem oscilací, tzn. jsou ve fázi. Výsledkem je interference, která produkuje intenzivní, dobře vytvořený obraz P' . Naopak, nedokonalý systém má odlišné optické dráhy pro různé paprsky světla, které dorazí s nesejnou fází. Následkem je deformovaná vlnoplocha a neostře zobrazený obraz P' na sítnici.

Vlnoplocha je definována jako množina bodů v prostoru, které kmitají se stejnou fází. Protože OPL bylo koncipováno jako měřítko těchto oscilací, musí platit, že vlnoplocha je množina bodů umístěná ve stejné vzdálenosti (optické dráze) od zdroje. To znamená, že aberační mapa se rovná $-OPD$.

Důvod změny znaménka je následovný. Periferní dráha, která je delší než centrální dráha, odpovídá záporné hodnotě OPD. Krátká dráha centrálního paprsku umožní světlu

vystoupit dříve, protože se paprsek šíří rychleji. To znamená, že fáze oscilujícího vlnoplochy je napřed, což se podle konvence považuje za pozitivní wavefront aberaci.

Tedy pokud jsou optické vady koncipována jako rozdíly OPL, je snadné pochopit, jak by mohli aberace vzniknout v důsledku tloušťky anomálií slzného filmu, rohovky, čočky a tak dále, nebo z důvodu anomálií indexu lomu oční média, které by mohly doprovázet zánět, nemoc, stárnutí, a tak dále. Například, optická dráha přes vrchol rohovky u keratokonu je relativně dlouhá, což zpomaluje šíření světla a deformuje vlnoplochu, jak je znázorněno na obrázku 3. [12]



Obrázek 12: Odchylka vlnoplochy při keratokonu [12]

4.4 RMS (Root Mean Square)

Vlnová aberační funkce W obsahuje všechny informace o monochromatických aberacích optického systému. V praxi se používá pro wavefront analýzu vhodná míra. Nejčastěji používaná míra roviny zornice je střední kvadratická odchylka vlnoplochy, která je definována rovnicí. [1]

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_i (W(h, r_i, a_i) - \langle W \rangle)^2} \quad (13)$$

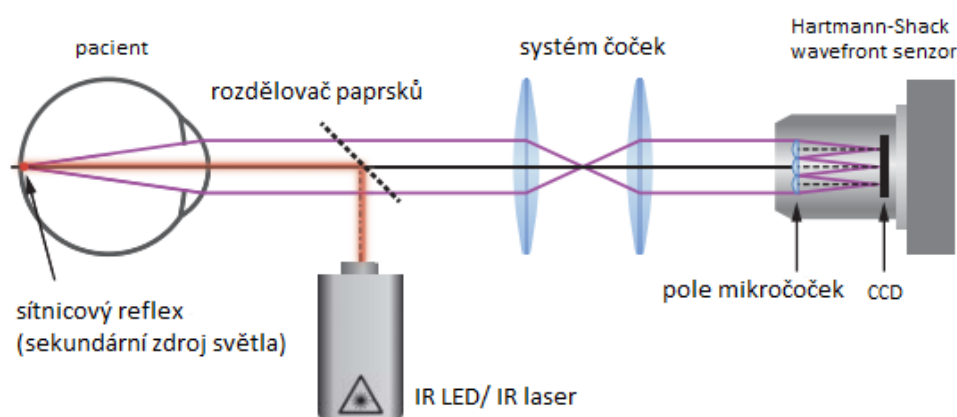
Vzhledem k tomu, že Zernikeho polynomy jsou ortonormální, lze střední kvadratickou odchylku vlnoplochy vypočítat dle vzorce. [1]

$$RMS = \sqrt{\sum_{n>1,m} (c_n^m)^2} \quad (14)$$

Celková *RMS* udává, jak velmi se naměřená vlnoplocha odchyluje od referenční vlnoplochy. Je vyjádřena v mikrometrech. [1]

4.5 Hartmann-Shack wavefront aberometr

Hartmann-Shack aberometr využívá k měření vysílané infračervené záření (LED nebo laserové), jehož paprsek se následně odráží od očního pozadí. Vzhledem k tomu, že průměr paprsku záření je malý (přibližně 1 mm), přechod přes optickou soustavu oka a dopad na sítnici je do značné míry nezávislý na potenciálních aberacích oka. Sítnicový reflex působí jako sekundární bodový zdroj světla, který vysílá sférické vlny. Vlnoplochy procházejí přes čočkový systém a jsou následně analyzovány Hartmann-Shackovým senzorem. [1]



Obrázek 13: Hartmann-Shack Wavefront aberometr [1]

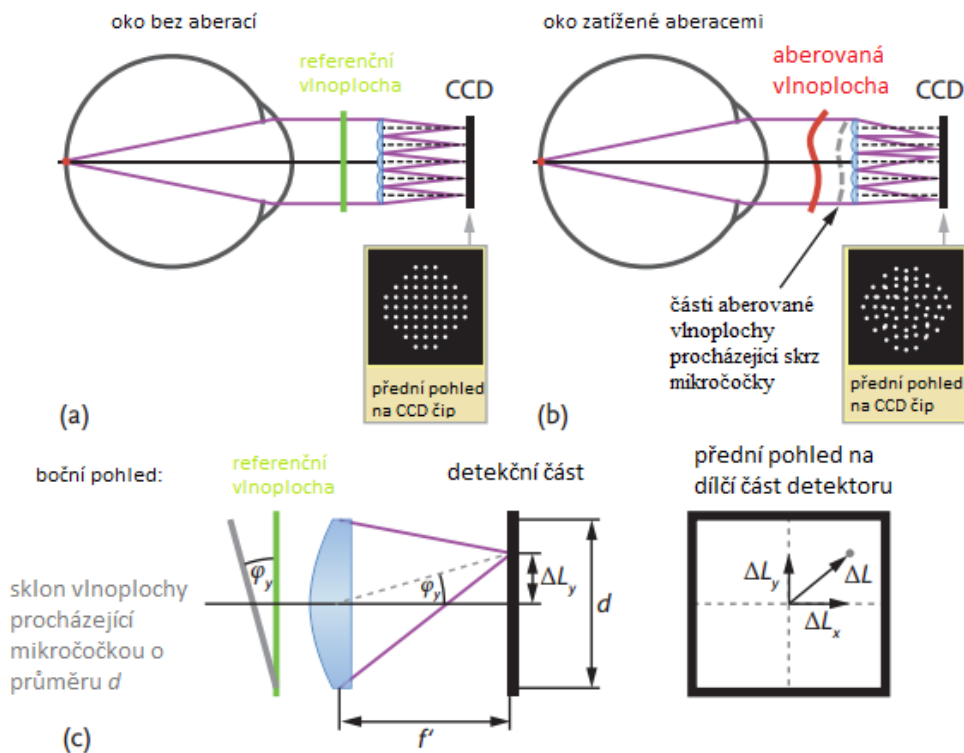
4.5.1 Hartmann-Shack wavefront sensor

Se skládá z pole mikročoček a CCD snímače. Snímač je umístěn tak, že se jeho poloha shoduje s ohniskem soustavy mikročoček, a tím je vlnoplocha světla vystupující z oka zachycena na ploše senzoru. Pole mikročoček se skládá z několika set identických

plankonvexních čoček. Jednotlivé čočky mají obvykle průměr asi 100 až 600 μm a ohniskovou vzdálenost v rozsahu maximálně 20 až 30 mm. Tato soustava rozděluje celou zornici oka do mnoha malých ploch, které mají všechny stejný průměr d jako mají mikročočky. Výsledkem je, že každá mikročočka zobrazuje jenom malou část celé vlnoplochy, která je poté zaostřena na CCD snímači jako difrakčně limitovaný bod. [1]

4.5.2 Měření a analýza

V případě oka bez aberací je celá výstupní vlnoplocha rovinná (to znamená, že vysílané světelné paprsky jsou rovnoběžné). Jelikož každá mikročočka zaostřuje jen část vlnoplochy na svojí optické ose, CCD snímač v tomto případě zachycuje pravidelný bodový vzor. Pokud jde o oko zatížené aberacemi, vystupující vlnoplocha je deformovaná a má komplexní tvar. Každou jednotlivou část vlnoplochy lze považovat za rovinnou vlnoplochu, která je následně mikročočkou vychýlena vzhledem k referenční vlnoploše o úhel $\varphi(x_{pi}, y_{pi})$. Výsledkem je nepravidelný bodový vzor na snímači. Z relativních místních posunů těchto bodů vůči jejich referenčním pozicím je následně pomocí výpočtů zrekonstruovaný tvar vlnové aberace v celé ploše zornice. [1]



Obrázek 14: Hartmann-Shack Wavefront sensor [1]

4.6 Porovnání dvou komerčně dostupných aberometrů

4.6.1 DNEye

Moderní technologie výroby korekčních čoček firmy Rodenstock využívá údaje měření z aberometru DNEye Scanner. Scanner měří aberace nižšího a vyššího řádu, jako i změny závislé na velikosti zornice při různých světelných podmínkách. Výsledky měření jsou využívány na optimalizaci čoček Rodenstock. Výsledkem je korekční čočka, která poskytuje nositeli optimální korekci v každém pohledovém směru. Scanner zahrnuje rohovkovou topografii a autorefraktometrii. Měření je plně automatizované, založené na sledování oka v reálném čase. Zobrazuje wavefront mapu a simuluje ametropii. Jeho přesnost je 0,01 dioptrie. Měří s vysokou precizností na 1000 měřících bodech, poté jsou výsledky z měření scanneru spolu se informacemi ze subjektivního měření refrakce poskytnuty firmě Rodenstock, aby skrze DNEye technologii vyrobili individualizované korekční čočky, zabezpečující ostré a vysokokontrastní vidění i v šeru. [24, 25]



Obrázek 15: DNEye Scanner [26, 27]

4.6.2 i.Scription

i.Scription technologie na výrobu individualizovaných korekčních čoček využívá podobně jako Rodenstock DNEye technologie kombinaci výsledků měření subjektivní refrakce a aberometru. V případě firmy Zeiss se jedná o aberometr i.Profiler plus. Účelem této technologie je výroba individualizovaných čoček se precizností jako DNEye, zabezpečující vyšší kontrast, intenzivnější barvy a lepší vidění za šera. i.Profiler kombinuje wavefront aberometr, autorefraktometr, rohovkový topograf ATLAS a keratometr. Jedná se také o plně automatizované měření přes všechny velikosti zornice. Na rozdíl od DNEye scanneru je u i.Profileru wavefront mapa měřena na 1500 bodech. [28, 29]



Obrázek 16: i.Profiler plus [30, 31]

4.7 Využití wavefront analýzy

S rostoucí přítomností aberometrů ve zdravotnických zařízeních se zvyšují i očekávání, že tato technologie zvýší standart péče ve všech oblastech týkajících se optického systému oka. To proto, že wavefront aberometrie popisuje refrakční vady podrobnějším způsobem, což vede k jednoznačnější diagnóze.

Jeden klinický impuls pro wavefront aberometrii byl potenciál pro zlepšení zraku víc, než poskytují klasické korekce za využití kontaktních čoček, intraokulárních čoček nebo brýlových čoček. Dalším impulsem je rostoucí popularita refrakční chirurgie jako prostředek korekce zraku.

Přestože refrakční chirurgie může minimalizovat defokusaci a astigmatismus, nepříjemným důsledkem je neúmyslné zavedení velkého množství monochromatických aberací, především sférické aberace a komy. Tyto odchylky jsou spojovány s běžnými a příležitostně těžkými pooperačními zrakovými příznaky, jako je například oslnění nebo halo efekt. Wavefront řízená refrakční chirurgie snižuje četnost, nebo úplně odstraňuje zbytkové pooperační aberace.

Také díky možnostem wavefront analýzy vznikají nové konstrukce kontaktních čoček, nitroočních čoček a brýlových čoček pro korekci aberací vyššího řádu. [12]

Co se týče operací, v současnosti se nejvíce využívá pro dva typy chirurgických zákroků: [32]

Wavefront optimalizovaná laserová ablace zlepšuje pooperační tvar rohovky tím, že bere v potaz zakřivení rohovky a zvýšení počtu okrajových pulzů. Tento přístup minimalizuje

pooperační zavedení aberací vyšších řádů a vede k lepší kvalitě vidění. K naprogramování ablace se využívají výsledky měření, dle kterých se vytváří individuální ablační plocha. Tato technologie vychází ze studií, které prokázali, že více než 80 % pacientů netrpí na významné předoperační aberace vyššího řádu. Přínosem této technologie je tedy ochrana, respektive zachování předoperační kvality vidění. [32, 33, 34]

Ve Wavefront řízené operaci jsou informace získané z wavefront-sensing aberometru přeneseny elektronicky do operačního laseru, aby se naprogramovala řízená ablace. Řízený laser se pokouší korigovat aberace nižšího i vyššího řádu použitím složitých vzorů ablace na rohovku. Rozdíl mezi požadovanou a skutečnou vlnoplochou se používá k výrobě 3D mapy plánované ablace. Je nutné zabezpečit přesný záznam, aby byla ablace správně naaplikovaná podle předlohy. Před nasnímáním vlnoplochy je nutné tento údaj zaznamenat použitím značek na limbus nebo na duhovku. Řízený laser je v průběhu operace udržován v centru zornice systémem zornicového sledování, za účelem přesné aplikace přizpůsobeného ablačního profilu. [33]

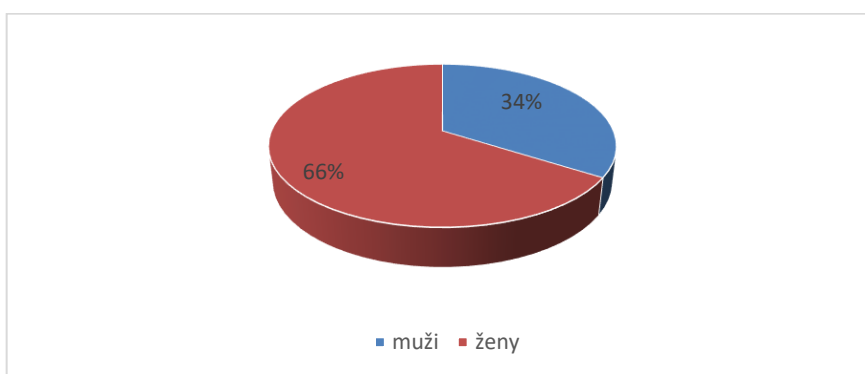
5 Experimentální část

Cílem experimentální části je změření refrakčních vad pomocí skiaskopie, autorefraktometrie, aberometrie a subjektivní refrakce. Následně jsou naměřené hodnoty těchto vybraných metod objektivního měření statisticky vyhodnoceny a porovnány s výsledky subjektivní refrakce.

5.1 Metodika měření

Metodika měření

Všechna měření probíhala ve vyšetřovací místnosti optiky Alta v Praze, od února do dubna roku 2017. Celkem byl výzkum proveden na souboru 100 očí 50 probandů ve věku 18-63 let. Vyšetření se zúčastnilo 33 žen a 17 mužů. Výběr probandů byl náhodný a do výzkumu byly zařazeny osoby jak s již korigovanou refrakční vadou, tak i osoby, které korekci neměly. Testování probíhalo vždy ve stejném pořadí a při stejných světelných podmínkách. Jako první bylo vyšetření provedeno pomocí skiaskopu a následně byl zjištěn refrakční stav oka na aberometru, z kterého byly hodnoty přeneseny do foropteru a poté proběhlo určení subjektivní refrakce. Jako poslední proběhlo měření na autorefraktometru. Celkové vyšetření trvalo přibližně 45 minut.



Obrázek 17: Procentuální rozložení probandů dle pohlaví

Přístrojové vybavení

K vyšetření objektivní refrakce byl použit skiaskop značky Welch Allyn, autorefraktometr značky Huvitz HRK-7000A a DNEye 2 scanner od německé značky

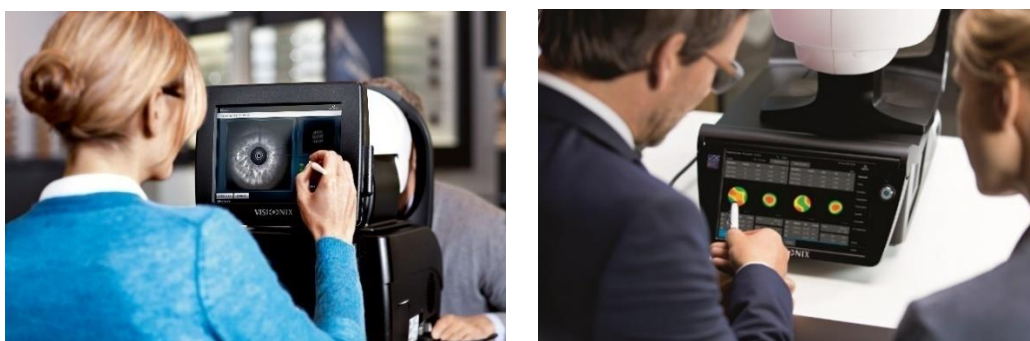
Rodenstock. Subjektivní refrakce byla měřena pomocí foropteru a projekčního optotypu značky Huvitz.

Postup měření pomocí skiaskopu

Před měřením byla nejprve probandovi upravena výška křesla, čelní opěrka foropteru a pupilární rozestup. Ve foropteru byl nastaven test „retinoscopy“, který zajišťoval binokulární předsazení +1,5 dpt, čemuž odpovídala vyšetřovací vzdálenost 68 cm. Proband při vyšetření sledoval červeno-zelený test ve vzdálenosti 5 m. Nejprve bylo vyšetřeno oko pravé a následně oko levé. Podrobný postup a měření refrakčního stavu oka pomocí skiaskopu je uveden v kapitole 2.4.

Postup měření na aberometru

Měření probíhalo na DNEye 2 scanneru firmy Rodenstock. Nejdříve byla probandovi upravena výška křesla tak, aby měl pohodlně opřenou bradu a čelo o příslušné opěrky. Poté byl na dotykové obrazovce do systému aberometru zadán nový pacient (jméno, příjmení, datum narození). Následně byl zvolen typ měření „DNEye scanner binokulárně“. Na displeji scanneru se zobrazovalo pacientovo oko v reálném čase. Jakmile byla zornice správně vycentrovaná, automaticky se aktivovalo měření. Po změření pravého oka se přístroj automaticky posunul a změřil oko levé.



Obrázek 18: Zobrazení měření a výsledků na displeji DNEye scanneru [35]

Postup měření subjektivní refrakce

Změřená refrakce na aberometru byla odeslána do foropteru značky Huvitz. Nejprve byla probandovi upravena výška křesla a čelní opěrka foropteru. Před vyšetřením byl probandovi nastaven pupilární rozestup. Byla určena hodnota nejlepší sféry. Při vyšetření myopie byl proband dotazován, zda vidí po předložení minusových sférických hodnot obraz na optotypu stejně nebo lépe. Probandovi byly předkládány minusové hodnoty, dokud byl visus lepší. Nadále bylo nutné sledovat, zda se vyšetřovanému obraz nezmenšil. Bylo dodrženo základní pravidlo nejslabší rozptylné čočky, se kterou proband viděl ostře nejvyšší dosažený visus. Pro zjištění nejlepší sférické hodnoty u hypermetropie byla probandovi položena otázka, zda vidí obraz na optotypu po předložení plusových hodnot hůř nebo stejně. Probandovi byly předloženy nejvyšší plusové hodnoty, s kterými byl na optotypu dosažen nejlepší visus. Změření správné osy a síly cylindru probíhalo za použití bodového testu. Pro jemné sférické dokorigování byl zvolen monokulární červeno-zelený test. Vyšetřovaný byl dotazován, zda vidí ostřejší text na červeném nebo zeleném poli. Pokud viděl text výrazněji v červeném poli, byla mu orientačně předložena -0,25 dpt. Jestliže byl text ostřejší na zeleném poli, byla předložena +0,25 dpt. Cílem testu bylo, aby vyšetřovaný viděl texty na obou polích stejně ostře. Pro akomodační vyvážení byl zvolen třířádkový test. Jelikož je u toho testu užita V polarizace, vyšetřovaný viděl horní řádek okem pravým a dolní řádek testu okem levým. Proband byl tázán na kontrast znaků horního a dolního řádku. V případě, že byl kontrast obou řádků stejný, byla stanovená korekce vyrovnaná. Pokud byl zaznamenán rozdílný kontrast, byla předřazena před „lepší oko“ +0,25 dpt. Přítomnost binokulárního vidění byla ověřena Worthovými světly. Vyšetřovaný binokulárně sledoval test a odpovídal na otázku, kolik světél vidí. Pokud viděl čtyři světla, byla fúze v pořádku. [36, 37, 38]



Obrázek 19: Worthova světla a červeno-zelený test [39, 40]

Postup měření na autorefraktometru

Nejdříve byla probandovi nastavena výška křesla tak, aby měl pohodlně opřenou bradu a čelo o příslušné opěrky. Na displeji autorefraktometru se zobrazilo pacientovo oko a pomocí joysticku byl přístroj vycentrován. Po změření pravého oka se přístroj automaticky posunul a změřil oko levé.

5.2 Analyzovaná data

Všechny změřené hodnoty byly ve sférickém nebo sféro-cylindrickém zápisu. Jelikož nejsou tyto hodnoty pro statické analýzy vzájemně nezávislé, je nutné, aby byly převedeny na vektor lámavosti M . Výsledky tedy byly převedeny dle vzorce č.15 na vektor M , který uvádí sférický ekvivalent v dioptriích. [41]

$$M = S + \frac{C}{2} \quad (15)$$

5.3 Metoda statistické analýzy

Pro statistické zpracování naměřených dat byl použit Studentův dvouvýběrový párový t-test. Všechny výsledky měření po převedení na sférický ekvivalent byly porovnány prostřednictvím t-testu v programu Microsoft Excel. Byly stanoveny tři dvojice, z nich každá se skládala z hodnot naměřených dle jednotlivých objektivních metod a z výsledků subjektivní refrakce. [42, 43]

Byla stanovena hodnota $\alpha = 0,05$ nazývána jako hladina významnosti. Připouští se tedy existence vzniku chyby s pravděpodobností 0,05. Jestliže je výsledek hladiny statické významnosti menší než 0,05 je nutné nulovou hypotézu zamítnout. [44]

5.4 Hypotézy

Byla stanovena nulová a alternativní hypotéza. V nulové hypotéze H_0 : nenastává změna ve výsledcích měřených metod a u alternativní hypotézy H_A : nastává změna ve výsledcích měřených metod.

5.4.1 Nulové hypotézy

- $H_{0,1}$: Rozdíl středních hodnot subjektivního měření a hodnot měřených pomocí skiaskopu je nulový.
- $H_{0,2}$: Rozdíl středních hodnot subjektivního měření a hodnot z autorefraktometru je nulový.
- $H_{0,3}$: Rozdíl středních hodnot subjektivního měření a hodnot z aberometru je nulový.

5.4.2 Alternativní hypotézy

- $H_{A,1}$: Stanovil se předpoklad, že hodnoty získané pomocí skiaskopie budou oproti hodnotám změřeným subjektivní refrakcí nižší alespoň v 45 % případů.
- $H_{A,2}$: Stanovil se předpoklad, že hodnoty změřené na autorefraktometru budou oproti hodnotám změřeným subjektivní refrakcí nižší alespoň v 45 % případů.
- $H_{A,3}$: Stanovil se předpoklad, že hodnoty změřené na aberometru budou oproti hodnotám změřeným subjektivní refrakcí nižší alespoň v 45 % případů.

5.4.3 Statistická analýza nulových hypotéz

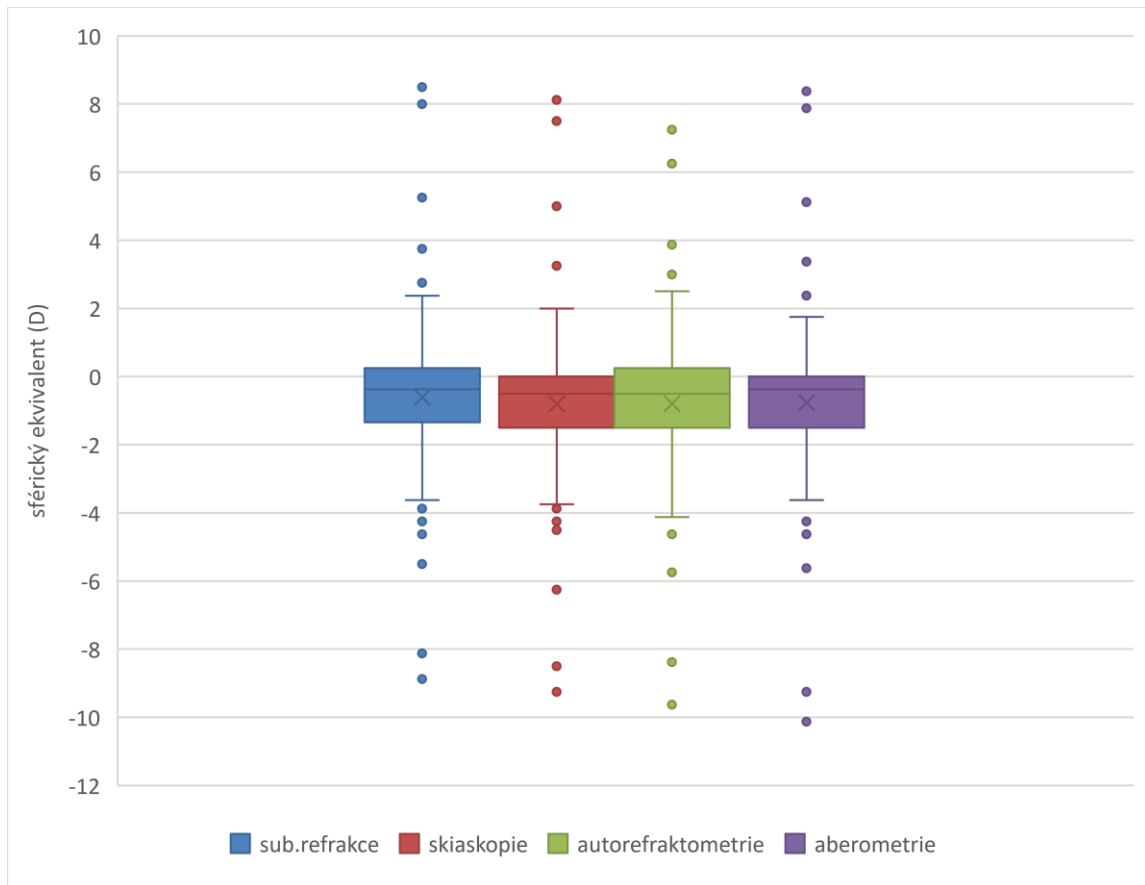
Zde jsou statisticky porovnány vybrané objektivní metody měření (skiaskopie, autorefraktometrie, aberometrie) se subjektivní metodou měření refrakčního stavu oka. Porovnání je založeno na středních hodnotách vektoru M . Data, z kterých vychází statistické zpracování, jsou uvedeny v tabulce 2.

Tabulka 2: Základní charakteristika souboru sférického ekvivalentu

sférický ekvivalent				
	sub. refrakce	skiaskopie	autorefraktometrie	aberometrie
počet pozorování	100	100	100	100
střední hodnota	-0,60	-0,81	-0,79	-0,80
rozptyl výběru	5,41	5,47	4,95	5,45
směrodatná odchylka	2,32	2,34	2,22	2,33

Na krabicovém grafu v obrázku 20 jsou znázorněny výsledky sférického ekvivalentu měřeného již zmíněnými čtyřmi metodami měření. Barevně označené střední části sloupce

jsou seshora ohraničeny třetím kvantilem a zespodu prvním kvantilem. Uprostřed sloupců se nachází linie, která vyobrazuje střední hodnotu. Sloupce také obsahují linie, které znázorňují směrodatné odchylky. Tyto linie vycházejí ze střední části sloupců nahoru (maximální hodnoty) a dolů (minimální hodnoty). Na grafu jsou také zaznačeny jednotlivé body, které znázorňují odlehlé hodnoty. [45]



Obrázek 20: Graf měření složky sférického ekvivalentu

Nulová hypotéza $H_{0,1}$ předpokládá, že rozdíl středních hodnot subjektivního měření a hodnot měřených pomocí skiaskopu je nulový. U této nulové hypotézy je hladina významnosti $p = 3,12E-06$ a jelikož nepřevyšuje hodnotu $\alpha = 0,05$ je nutné tuto hypotézu zamítnout.

U nulové hypotézy $H_{0,2}$ se předpokládá, že rozdíl středních hodnot subjektivního měření a hodnot z autorefraktometru je nulový. Jelikož je hladina významnosti $p = 0,00019$, tedy menší než hodnota $\alpha = 0,05$ je nutné tuto hypotézu zamítnout.

Hypotéza $H_{0,3}$ předpokládá, že rozdíl středních hodnot subjektivního měření a hodnot z aberometru je nulový. Výsledek hladiny významnosti $p = 1,61E-06$ opět nepřevyšuje hodnotu $\alpha = 0,05$ a hypotéza $H_{0,3}$ je stejně jako předchozí nulové hypotézy zamítnuta.

Tabulka 3: Výsledky nulových hypotéz sférického ekvivalentu

Hypotéza	Hladina významnosti	Nelze zamítnout / Zamítnuta
$H_{0,1}$	$p = 3,12E-06$	Zamítnuta
$H_{0,2}$	$p = 0,00019$	Zamítnuta
$H_{0,3}$	$p = 1,61E-06$	Zamítnuta

Pomocí korelačního koeficientu je porovnávána přímá či nepřímá závislost mezi jednotlivými metodami. V případě, že hodnota korelačního koeficientu vykazuje hodnotu -1, jsou sledované metody nepřímo závislé. Pokud je hodnota +1, je vztah mezi metodami přímo závislý. Jestliže je ovšem korelační koeficient 0, není mezi metodami žádná statisticky zjištělná lineární závislost. [46]

Výsledek korelačního koeficientu mezi subjektivní refrakcí a skiaskopií je 0,98 a pro subjektivní refrakci a autorefraktometrii je stejná míra korelace, tedy 0,98.

Nejvyšší míra korelace sférického ekvivalentu je zaznamenána mezi subjektivní refrakcí a aberometrií. Korelační koeficient mezi těmito metodami činí 0,99.

Jelikož výsledky všech korelačních koeficientů nabývají vysokých kladných hodnot je mezi nimi zjištěná určitá statistická lineárnost. V tabulce 4 je zaznamenáno, jak spolu určité metody korelují.

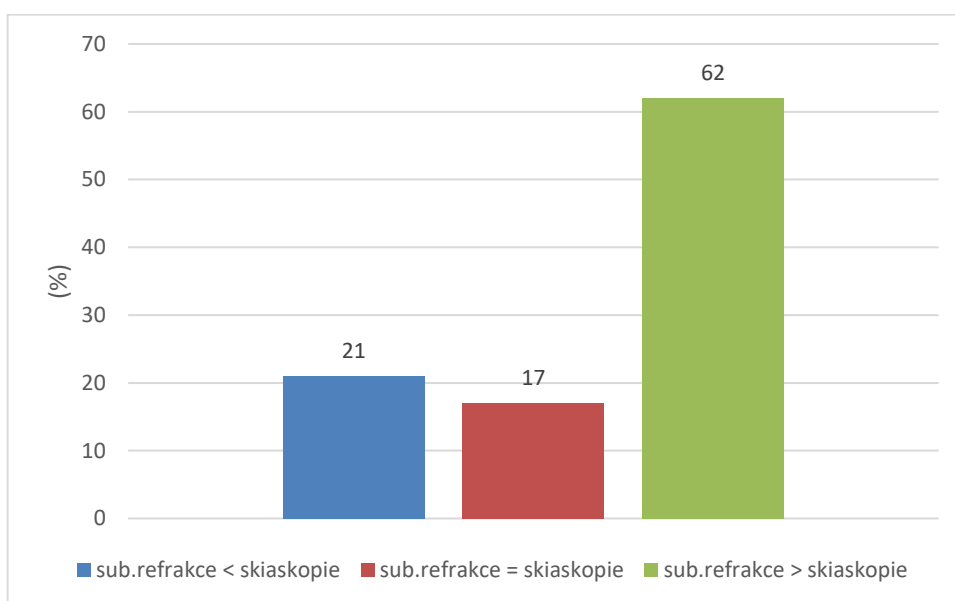
Tabulka 4: Korelační koeficienty mezi jednotlivými metodami

	sférický ekvivalent
sub. refrakce / skiaskopie	0,98
sub. refrakce / autorefraktometrie	0,98
sub. refrakce / aberometrie	0,99

5.4.4 Statistická analýza alternativních hypotéz

- $H_{A,1}$

Předpokládá se, že u hypotézy $H_{A,1}$ budou hodnoty získané pomocí skiaskopie oproti hodnotám změřeným subjektivní refrakcí nižší alespoň v 45 % případů. Při porovnání výsledků naměřených hodnot vektoru lámavosti M metodou subjektivní refrakce a skiaskopie byly výsledky v 17 % případech totožné a v 83 % rozdílné. Jelikož jsou hodnoty získané pomocí skiaskopie v 62 % nižší než hodnoty změřené subjektivní refrakcí, hypotézu $H_{A,1}$ nelze zamítnout.



Obrázek 21: Porovnání subjektivní refrakce a skiaskopie

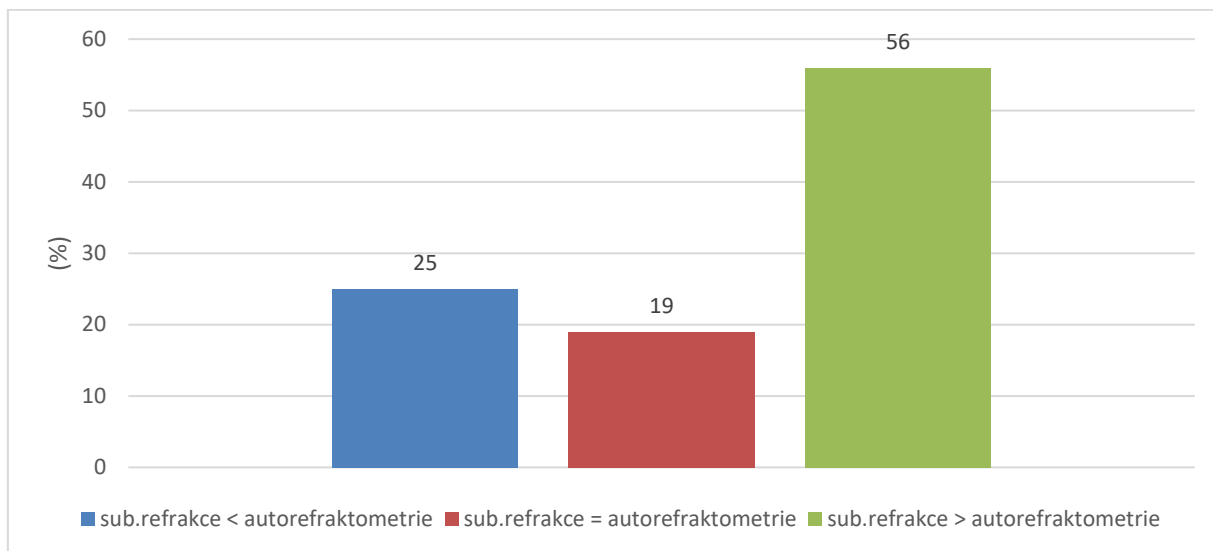
Tabulka 5: Výsledky hypotézy $H_{A,1}$

Hypotéza	Kritérium (%)	Výsledek (%)	Nelze zamítnout / Zamítnuta
$H_{A,1}$	45	62	Nelze zamítnout

- $H_{A,2}$

Předpokládá se, že v hypotéze $H_{A,2}$ budou hodnoty změřené na autorefraktometru oproti hodnotám změřeným subjektivní refrakcí nižší alespoň v 45 % případů. Z celkového počtu změřených 100 očí byly hodnoty sférického ekvivalentu změřené jak na autorefraktometru, tak pomocí subjektivní refrakce v 19 % stejné a v 25 % byly hodnoty subjektivní refrakce nižší než výsledky získané na autorefraktometru. V 56 %

byly hodnoty změřené na autorefraktometru oproti hodnotám změřeným subjektivní refrakcí nižší. Z tohoto důvodu nelze hypotézu $H_{A,2}$ zamítnout.



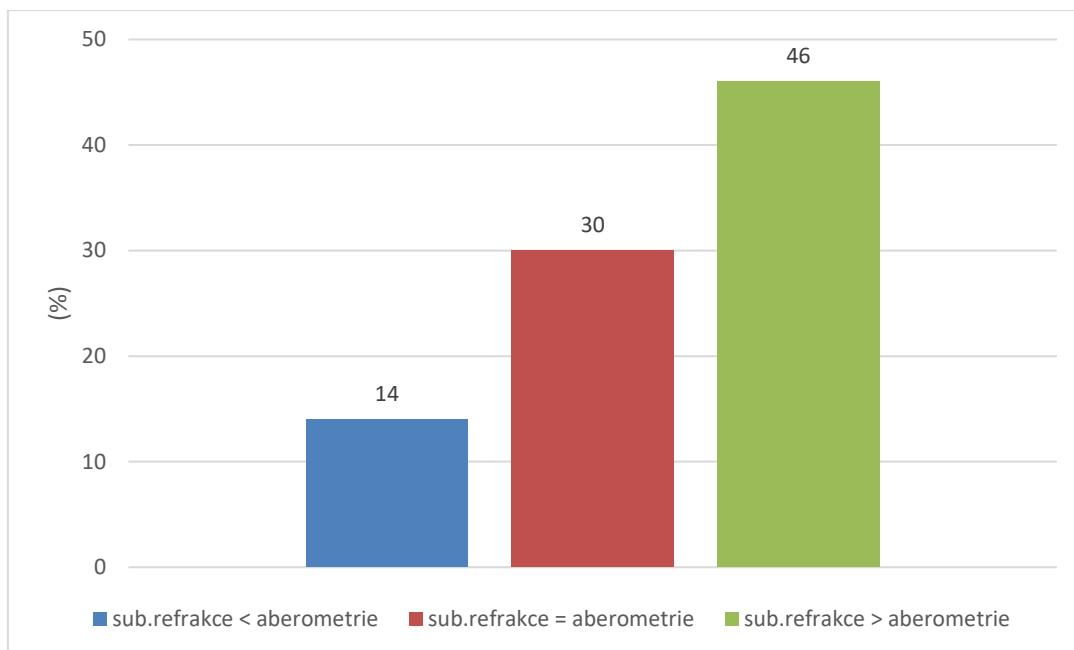
Obrázek 22: Porovnání subjektivní refrakce a autorefraktometrie

Tabulka 6: Výsledky hypotézy $H_{A,2}$

Hypotéza	Kritérium (%)	Výsledek (%)	Nelze zamítnout / Zamítnuta
$H_{A,2}$	45	56	Nelze zamítnout

- $H_{A,3}$

Předpokládá se, že v hypotéze $H_{A,3}$ budou hodnoty změřené na aberometru oproti hodnotám změřeným subjektivní refrakcí nižší alespoň v 45 % případů. Při porovnání výsledků naměřených hodnot sférického ekvivalentu metodou subjektivní refrakce a aberometrie byly výsledky v 30 % případech totožné a v 70 % rozdílné. V 14 % byly hodnoty subjektivní refrakce nižší než výsledky získané na aberometru. Jelikož jsou hodnoty získané pomocí aberometrie nižší, než hodnoty změřené subjektivní refrakcí v 46 %, hypotézu $H_{A,3}$ nelze zamítnout.



Obrázek 23: Porovnání subjektivní refrakce a aberometrie

Tabulka 7: Výsledky hypotézy $H_{A,3}$

Hypotéza	Kritérium (%)	Výsledek (%)	Nelze zamítnout / Zamítnuta
$H_{A,3}$	45	46	Nelze zamítnout

5.5 ANOVA (analýza rozptylu)

Pro zjištění rozdílů průměrů mezi všemi čtyřmi metodami měření byla použita jednofaktorová analýza rozptylu. [47]

Za účelem testování, zda existuje rozdíl mezi všemi čtyřmi měřenými metodami, je stanovena nulová hypotéza H_0 : neexistuje rozdíl mezi p skupinami výsledků a alternativní hypotéza H_A : existuje rozdíl mezi p skupinami výsledků.

Z výsledků analýzy rozptylu bylo zjištěno, že kritická hodnota koeficientu F na 95% hladině spolehlivosti je $F_{krit} = 2,63$ a vypočtená hodnota je $F = 0,16$. Jelikož je vypočtená hodnota menší než kritická, nulová hypotéza se potvrzuje. Z toho vyplývá, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi měřenými metodami. [48]

Tabulka 8: Základní charakteristika souboru pro jednofaktorovou analýzu rozptylu

	počet	součet	průměr	rozptyl
sub. refrakce	100	-60,75	-0,61	5,41
skiaskopie	100	-80,88	-0,81	5,46
autorefraktometrie	100	-79,25	-0,79	4,95
aberometrie	100	-76,88	-0,77	5,81

Tabulka 9: Výsledky jednofaktorové analýzy rozptylu

zdroj variability	SS	df	MS	F	p-hodnota	F _{krit}
mezi skupinami	2,58	3	0,86	0,16	0,92	2,63
uvnitř skupin	2143,72	396	5,41			
celkem	2146,299844	399				

5.6 Diskuse

Z předložených výsledků získaných dle Studentova dvouvýběrového párového t-testu vyplývá, že mezi jednotlivými objektivními metodami měření a subjektivní refrakcí je statisticky významný rozdíl. Porovnávána je střední hodnota sférického ekvivalentu. Zatímco z výsledků jednofaktorové analýzy rozptylu pro zjištění rozdílů průměrů sférického ekvivalentu mezi všemi čtyřmi metodami měření vyplývá, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi měřenými metodami.

Pomocí korelačního koeficientu je porovnávána přímá či nepřímá závislost mezi jednotlivými metodami. Stejná míra korelace je zjištěna mezi subjektivní refrakcí a skiaskopií a mezi subjektivní refrakcí a autorefraktometrií. Korelační koeficient nabývá hodnot 0,98. Nejlépe mezi sebou korelují aberometrie a subjektivní refrakce, konkrétně na 99 %. Jelikož výsledky všech korelačních koeficientů nabývají vysokých hodnot přibližujících se k hodnotě +1, je mezi všemi zjištěná určitá statistická lineárnost.

Stejně jako nulové hypotézy jsou i alternativní hypotézy založeny na základě výpočtu vektoru lámavosti M . U všech alternativních hypotéz se stanovil předpoklad, že hodnoty získané pomocí objektivních metod měření budou oproti hodnotám změřeným subjektivní

refrakcí nižší alespoň v 45 % případů. Stav přijetí u všech alternativních hypotéz je takový, že je nelze zamítnou. Z toho vyplývá, že všechny alternativní hypotézy jsou potvrzeny.

V případě, kdy byla subjektivní refrakce vyšší než objektivní refrakce, dosáhl nejvyššího procentuálního zastoupení skiaskop, v 62 % měření. Následně byly hodnoty subjektivní refrakce vyšší v 56 % měření oproti hodnotám zjištěných na autorefraktometru. V 46 % jsou výsledky sférického ekvivalentu změřené pomocí subjektivní refrakce vyšší než výsledky měření na aberometru.

V opačném případě, kdy je subjektivní refrakce nižší než objektivní, dosahuje v nejvyšší počet případů autorefraktometrie, a to v 25 %. Subjektivní refrakce je nižší u skiaskopie v 21 % a u aberometrie ve 14 % měření.

Nejvíce se subjektivní refrakce shodovala s aberometrií, konkrétně v 30 % případů. Autorefraktometr dosahoval stejných výsledků jako subjektivní refrakce v 19 % a skiaskopie v 17 %.

Výsledky měření mohou být ovlivněny mnoha faktory. Například u autorefraktometrie a aberometrie je možné navození proximální akomodace, a tím spojené přístrojové myopie. U měření pomocí skiaskopu hraje významnou roli lidský faktor, jelikož tato metoda vyžaduje znalost a dlouhodobou praxi vyšetřování. Chyby v měření mohou také nastat při nepřesné komunikaci mezi vyšetřujícím a klientem.

Závěr

V práci byl podán přehled vybraných metod měření od nejstarší metody po ty nejnovejší. Nejstarším přístrojem k určení objektivní refrakce je skiaskop. Tento přenosný přístroj je skladný a jeho pořizovací cena je oproti autorefraktometrům velmi nízká. Vyšetření skiaskopem je značně užitečné pro lidi, kteří s vyšetřujícím nemohou komunikovat. Neocenitelná je například při vyšetření pacienta trpící nystagmem, kde všechny autorefraktometry selžou. Metoda skiaskopie je ze všech objektivních metod časově nejnáročnější a také oproti automatickým přístrojům klade vysoké nároky na vyšetřujícího, jeho znalost a praxi.

V dnešní době dochází k neustálému vývoji a zdokonalování metod objektivní refrakce, ať již na základě nových vědeckých poznatků, nebo díky technologickým pokrokům. V současnosti je na měření objektivní refrakce nejpoužívanější metoda pomocí autorefraktometrů. Tyto automatizované přístroje se snadno obsluhují, na vyšetřujícího tedy nejsou zdaleka kladeny takové nároky jako je tomu u skiaskopie. Vyšetření na autorefraktometru probíhá rychle, většinou trvá necelou minutu. Nevýhodou, která ovlivňuje výsledky měření, je možné navození proximální akomodace a tím spojené přístrojové myopie. Nepřesných výsledků měření mohou autorefraktometry dosáhnout například u lidí se špatnou fixací, amblyopií nebo také u osob trpících věkem podmíněnou makulární degenerací. Jelikož jsou autorefraktometry složitější přístroje než skiaskopy, jsou i více náchylné k poruchám.

Nejmodernější a nejkomplexnější metoda objektivních měření je aberometrie, díky které můžeme přesněji měřit aberace, což vede k jejich preciznější kompenzaci pomocí laserové wavefront chirurgie, nebo na zakázku navržených korekčních čoček

Cílem experimentální části bylo změření refrakčních vad vybraných metod objektivního měření, jejich statistické vyhodnocení a porovnání s výsledky subjektivní refrakce. V úvodu experimentálního výzkumu byla charakterizována metodika měření a byly popsány použité metody statistické analýzy.

Z předložených výsledků statistické analýzy vyplynulo, že mezi jednotlivými objektivními metodami měření a subjektivní refrakcí je statisticky významný rozdíl. Porovnána byla střední hodnota sférického ekvivalentu. Naopak z výsledků jednofaktorové analýzy rozptylu pro zjištění rozdílů průměrů sférického ekvivalentu mezi všemi čtyřmi metodami měření bylo určeno, že neexistuje statisticky významný rozdíl mezi měřenými metodami.

Pomocí korelačního koeficientu byla porovnána přímá či nepřímá závislost mezi jednotlivými metodami. Nejlepší hodnota korelace byla zaznamenána mezi aberometrií a subjektivní refrakcí, kdy korelační koeficient dosahoval hodnot 99 %. Jelikož výsledky všech korelačních koeficientů nabývaly vysokých kladných hodnot, byla mezi všemi metodami zjištěna určitá statistická lineárnost.

Byly stanoveny nulové a alternativní hypotézy. U všech alternativních hypotéz byl stanoven předpoklad, že hodnoty získané pomocí objektivních metod měření budou oproti hodnotám změřeným subjektivní refrakcí nižší alespoň v 45 % případů. Všechny alternativní hypotézy byly potvrzeny.

V případě, kdy byla subjektivní refrakce vyšší než objektivní refrakce, dosáhl nejvyššího procentuálního zastoupení skiaskop, v 62 % měření. V opačném případě, kdy byla subjektivní refrakce nižší než objektivní refrakce, dosáhl nejvyššího procentuálního zastoupení autorefraktometr, v 25 % měření. Nejvíce se subjektivní refrakce shodovala s aberometrií, konkrétně v 30 % případů. Autorefraktometr dosahoval stejných výsledků jako subjektivní refrakce v 19 % a skiaskopie v 17 %.

Výsledky měření mohou být ovlivněny mnoha faktory. Proto je nutné výsledky refrakce zjištěné pomocí objektivních metod vždy ověřit a dokorigovat subjektivním vyšetřením.

Seznam použité literatury

- [1] RILL, Michael Stefan, Karl-Heinz DONNERHACKE a Michael KASCHKE. *Optical Devices in Ophthalmology and Optometry: Technology, Design Principles and Clinical Applications*. John Wiley, 2013. ISBN 3527648984.
- [2] CORBOY, J.M., *The Retinoscopy Book: An Introductory Manual for Eye Care Professionals*, ed. 5, Thorofare, New Jersey: SLACK Incorporated, 2003, ISBN 9781556426230
- [3] *Retinoscopy-student manual* [online]. In: . ISSN ICEE giving sight, 2008, s. 48 [cit. 2016-10-11]. Dostupné z: <http://www.vargellini.it/zaccagnini/download/approfondimenti/optometria/retinoscopia%20english.pdf>
- [4] BENNETT AND RABBETTS. *Clinical Visual Optics*. 4. Butterworth-Heinemann, 2007. ISBN 9780750688741.
- [5] GROSVENOR T. *Primary Care Optometry*. 5th. St. Louis: Butterworth-Heinemann Elsevier, 2007. ISBN 978-0-7506-7575-.
- [6] MESLIN, Dominique. *Ophthalmic Optics Files*. Paris, France: ESSILOR ACADEMY EUROPE, 2008.
- [7] HARRIS, Paul, Robert Hohendorf HOHENDORF, Gregory KITCHENER, Kenneth KOSLOWE a Robin Lewis LEWIS. *Retinoscopy* [online]. In: . East Carnegie Avenue, Suite 3-L Santa Ana, CA 92705: Optometric Extension Program Foundation, s. 5 [cit. 2016-12-09]. Dostupné z: <https://www.oepf.org/VTaids/Retinoscopy.pdf>
- [8] BHALLA, Sonali. *The Lost Art of Dynamic Retinoscopy* [online]. In: . Delhi Ophthalmological Society [cit. 2016-12-09]. Dostupné z: <http://www.djo.org.in/articles/25/2/the-lost-art-of.html>
- [9] [online]. [cit. 2016-12-14]. Dostupné z: <http://www.bocinstruments.com.au/shop/item/dynamic-retinoscopy-cards>
- [10] [online]. [cit. 2016-12-11]. Dostupné z: <http://optometrytimes.modernmedicine.com/optometrytimes/content/tags/brock-string/vision-therapy-top-10-must-have-list>
- [11] [online]. [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <http://www.djo.org.in/articles/25/2/the-lost-art-of.html>
- [12] BENJAMIN, William J, BORISH, Irvin M. *Borish's Clinical Refraction*. 2nd ed. St. Louis Mo: Butterworth Heinemann/Elsevier, 2006. ISBN 0750675241.

- [13] Autorefraktometr. [Http://www.cocky.cz/](http://www.cocky.cz/) [online]. [cit. 2017-01-07]. Dostupné z: <http://www.cocky.cz/autorefraktometr.html>
- [14] ROZSÍVAL AL ET.AL, Pavel. *Oční lékařství*. Galén, 2006. ISBN 80-7262-404-0.
- [15] Wavefront aberrations and spectacle lenses part one. *Dispensing optics* [online]. 2010, , 12 [cit. 2016-12-18]. Dostupné z: http://64.50.176.246/files/wavefront_aberrations_and_spectacle_lenses.pdf
- [16] ATCHISON, David A. *Recent advances in measurement of monochromatic aberrations of human eyes* [online]. 2005 [cit. 2016-11-27]. DOI: 10.1111/j.1444-0938.2005.tb06659.x. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1444-0938.2005.tb06659.x/full>
- [17] VESSEL, Madeleine. *Wavefront Technology in Eye Exams* [online]. Gary Heiting, 2016 [cit. 2016-12-02]. Dostupné z: <http://www.allaboutvision.com/eye-exam/wavefront.htm>
- [18] *Ocular aberrations and wavefront aberrometry: A review*. Durbanville, South Africa, 7551: AOSIS, 2015. ISSN 2410-1516.
- [19] SEAMONT, David A. a Chan NGUYEN,. *Intraoperative aberrometry* [online]. American academy of ophtalmology, 2016 [cit. 2017-05-05]. Dostupné z: http://eyewiki.aao.org/Intraoperative_aberrrometry
- [20] DAI, Guang-ming. *Wavefront Optics for Vision Correction*. SPIE Publications, 2008. ISBN 0819469661.
- [21] BORN, MAX, WOLF a EMIL. 9780521642224: *Electromagnetic Theory of Propagation, Interference and Diffraction of Light* [online]. Cambridge University Press, 1999.
- [22] *Zernike Polynomial*. <http://mathworld.wolfram.com/> [online]. [cit. 2016-12-02]. Dostupné z: <http://mathworld.wolfram.com/ZernikePolynomial.html>
- [23] JAGERMAN, Louis S. *Ophthalmologists, Meet Zernike and Fourier*. 1. Trafford Publishing, 2007. ISBN 1425133673.
- [24] *Optical Scanner Sets New Standards in Made-to-Measure Lenses*. <http://rodenstock-uk-ltd.mynewsdesk.com/> [online]. 2014 [cit. 2016-12-13]. Dostupné z: <http://rodenstock-uk-ltd.mynewsdesk.com/pressreleases/optical-scanner-sets-new-standards-in-made-to-measure-lenses-1063309>
- [25] <http://www.rodenstock.com/com/en/index.html> [online]. [cit. 2016-12-14]. Dostupné z: <http://www.rodenstock.com/com/en/house-of-better-vision/why-eye-measurement-is-so-important.html>
- [26] [online]. [cit. 2016-12-14]. Dostupné z: <http://www.brillegallerietaalborg.dk/Guide-til-godt-syn/DNEye.aspx>

- [27] [online]. [cit. 2016-12-14]. Dostupné z: http://www.rodstock.com/rodb2c/kr/ko/docId-1393629/2012_01_opti%20'12_EyeLT%20mit%20DNEye%20Scanner.html?docPart=0
- [28] *Autorefracton with the i.Profiler®plus Fewer questions and more answers.* <https://www.zeiss.com/corporate/us/home.html> [online]. [cit. 2016-12-15]. Dostupné z: https://www.zeiss.com/vision-care/en_us/products/dispensing-tools-and-instruments-by-zeiss/exam-and-refraction/iprofiler-plus.html#details
- [29] *ZEISS Precision lenses with i.Scription® Technology The outcome is the key.* <https://www.zeiss.com/corporate/us/home.html> [online]. [cit. 2016-12-15]. Dostupné z: https://www.zeiss.com/vision-care/en_us/products/dispensing-tools-and-instruments-by-zeiss/exam-and-refraction/iscrition.html
- [30] [online]. [cit. 2016-12-15]. Dostupné z: <https://offensichtlich.de/weitere-leistungen/computersehtest>
- [31] [online]. [cit. 2016-12-14]. Dostupné z: https://www.zeiss.ca/vision-care/en_ca/products/dispensing-tools-and-instruments-by-zeiss/exam-and-refraction/iprofiler-plus.htm
- [32] *Wavefront analýza - nový směr ve vyšetřování a léčbě refrakčních vad.* <http://www.lekari-online.cz/> [online]. 2010 [cit. 2016-12-03]. Dostupné z: <http://www.lekari-online.cz/ocni-lekarstvi/novinky/wavefront-analyza-novy-smer>
- [33] *Wavefront-optimized and wavefront-guided laser ablations.* In: <https://www.aao.org/> [online]. AmericanAcademyofOphthalmology [cit. 2016-11-27]. Dostupné z: <https://www.aao.org/bcscsnippetdetail.aspx?id=9338b90c-0b0d-4331-a7e3-56954fe7cb83>
- [34] KRUEGER, Ronald R., Raymond Alan APPLGATE a Scott MACRAE. *Wavefront Customized Visual Corrections: The Questfor Super Vision II.* SLACK, 2004. ISBN 1556426259.
- [35] *The DNEye® Scanner* [online]. In: . [cit. 2017-04-20]. Dostupné z: http://www.rodstock.ro/rodb2c/ro/ro/docId1393629/2012_01_opti%20%2712_EyeLT%20mit%20DNEye%20Scanner.html?print=true
- [36] RUTRLE, Miloš. *Břýlová optika*, Vydal: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví BRNO, roku 1993
- [37] WRIGHT, Kenneth W., Peter H. SPIEGEL a Lisa THOMPSON. *Handbook of Pediatric Strabismus and Amblyopia.* 1. Springer-Verlag New York, 2006. ISBN 978-0-387-27925-1.
- [38] WRIGHT, Kenneth W. a Peter H. SPIEGEL. *Pediatric Ophthalmology and Strabismus.* 2. Springer-Verlag New York, 2003. ISBN 978-0-387-21753-6.

- [39] VERFUERTH, Claudio. *Worth Four Light Test* [online]. In: . 2009 [cit. 2017-05-06]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Worth_4_dot_test
- [40] *Duochrome chart* [online]. In: . [cit. 2017-04-06]. Dostupné z: <https://www.eyedocs.co.uk/ophthalmology-articles/optics-refraction/676-duochrome-test>
- [41] MIKEŠOVÁ, Jana. *Metody a přístroje pro měření parametrů rohovky*. Kladno, 2016. Bakalářská práce. České vysoké učení technické. Vedoucí práce Prof. Ing. Jiří Novák, Ph.D.
- [42] GIBILISCO, Stan. *Statistika bez předchozích znalostí*. Brno: ComputerPress, 2009.
- [43] ZVÁROVÁ, Jana. *Biomedicínská statistika I.: Základy statistiky pro biomedicínské obory*. Praha: Karolinum, 2007
- [44] *Testování hypotéz na základě jednoho a dvou výběrů* [online]. [cit. 2017-04-28]. Dostupné z: <http://kmi.ef.jcu.cz/vyuka/statistika/grant/6test1a2/tema6.pdf>
- [45] MCGILL, Robert, John W. TUKEY a Wayne A. LARSEN. *Variationsof Box Plots*. 1978. ISBN 10.2307/2683468.
- [46] *Korelace v Excelu*. <http://vyuka-excelu.cz/> [online]. [cit. 2017-04-28]. Dostupné z: <http://vyuka-excelu.cz/navody/pokrocila-analyza-regrese-korelace/korelace-v-excelu/>
- [47] *Analýza rozptylu: Jednofaktorová analýza rozptylu* [online]. [cit. 2017-04-28]. Dostupné z: <http://cit.vfu.cz/statwelf/welf/teorie/predn3/anova.htm>
- [48] BURKE, S., HARDCASTLE, B.: *Statistics in context: Analysis of Variance (ANOVA)*. VAM Bulletin, 1999, český překlad L. Dohnal, Analýza rozptylu - ANOVA, Fons, 1999

Seznam symbolů a zkratek

VIS	viditelné záření
NIR	infračervené záření
RMS	střední kvadratická odchylka
SE	sférický ekvivalent
dpt	dioptrie
sph	sféra
cyl	cylindr
ax	osa
OP	oko pravé
OL	oko levé

Seznam obrázků

Obrázek 1: skiaskop	9
Obrázek 2: souhlasný pohyb [6].....	11
Obrázek 3: nesouhlasný pohyb [6]	12
Obrázek 4: šikmý pohyb [6].....	12
Obrázek 5: skiaskopické karty [9]	14
Obrázek 6: Wolffovy hůlky [10]	14
Obrázek 7: Harmonova vzdálenost [11].....	15
Obrázek 8: Obecné nastavení refraktometru založeného na principu optometru [1].....	20
Obrázek 9: Svazek paralelně uspořádaných světelných paprsků procházející malými otvory v Scheinerově disku [1]	21
Obrázek 10: Zernikeho pyramida [21]	26
Obrázek 11: Znázornění délky optické dráhy a optického dráhového rozdílu. [12].....	28
Obrázek 12: Odchylka vlnoplochy při keratokonu [12].....	29
Obrázek 13: Hartmann-Shack Wavefront aberometr [1]	30
Obrázek 14: Hartmann-Shack Wavefront sensor [1]	31
Obrázek 15: DNEye Scanner [26, 27]	32
Obrázek 16: i.Profiler plus [30, 31].....	33
Obrázek 17: Procentuální rozložení probandů dle pohlaví	35
Obrázek 18: Zobrazení měření a výsledků na displeji DNEye scanneru [35].....	36
Obrázek 19: Worthova světla a červeno-zelený test [39, 40].....	37
Obrázek 20: Graf měření složky sférického ekvivalentu	40
Obrázek 21: Porovnání subjektivní refrakce a skiaskopie	42
Obrázek 22: Porovnání subjektivní refrakce a autorefraktometrie.....	43
Obrázek 23: Porovnání subjektivní refrakce a aberometrie	44

Seznam tabulek

Tabulka 1: Analytické vyjádření Zernikeho polynomů [20]	27
Tabulka 2: Základní charakteristika souboru sférického ekvivalentu	39
Tabulka 3: Výsledky nulových hypotéz sférického ekvivalentu	41
Tabulka 4: Korelační koeficienty mezi jednotlivými metodami	41
Tabulka 5: Výsledky hypotézy $H_{A,1}$	42
Tabulka 6: Výsledky hypotézy $H_{A,2}$	43
Tabulka 7: Výsledky hypotézy $H_{A,3}$	44
Tabulka 8: Základní charakteristika souboru pro jednofaktorovou analýzu rozptylu	45
Tabulka 9: Výsledky jednofaktorové analýzy rozptylu	45

Seznam příloh

Příloha 1: Seznam probandů a naměřených hodnot subjektivní refrakce	58
Příloha 2: Seznam probandů a naměřených hodnot pomocí skiaskopie	60
Příloha 3: Seznam probandů a naměřených hodnot z autorefraktometru.....	62
Příloha 4: Seznam probandů a naměřených hodnot z aberometru	64

Příloha s výsledky experimentální části bakalářské práce

Vysvětlení k přílohám:

Hodnoty sférické a cylindrické složky jsou uvedeny v dioptriích. Naměřené osy astigmatismů jsou uvedeny ve stupních. Výsledky sférického ekvivalentu jsou zaznamenány v dioptriích.

Příloha 1: Seznam probandů a naměřených hodnot subjektivní refrakce

Subjektivní refrakce								
Proband	OP				OL			
	P-sph	P-cyl	P-ax	P-SE	L-sph	L-cyl	L-ax	L-SE
1	0.5	-1	90	0	0.5	-0.5	80	0.25
2	0.5	-0.5	160	0.25	0.25	-0.5	10	0
3	-1.25			-1.25	-1	-1.5	175	-1.75
4	-1.25	-0.5	25	-1.5	-2			-2
5	-0.75	-0.5	150	-1	-0.5			-0.5
6	-2	-0.5	175	-2.25	-2	-0.5		-2.25
7	0.75	-0.5	10	0.5	1.25	-0.75	165	0.875
8	-0.25	-0.75	175	-0.625	-0.75	-0.75	5	-1.125
9	-4.5	-0.25	65	-4.625	-4.5	-0.25	155	-4.625
10	0.5			0.5	0.5	-0.25	20	0.375
11	1.5			1.5	2.75			2.75
12	-1			-1	-0.25	-0.75	160	-0.625
13	0.75	-2	100	-0.25	1.75	-2	90	0.75
14	0.25	-0.75	15	-0.125	0.25	-0.75	178	-0.125
15	1.75	-0.75	170	1.375	2.5	-0.25	120	2.375
16	-0.75			-0.75	-0.5	-0.75	165	-0.875
17	-2.5			-2.5	-2.5	-1	170	-3
18	-0.25			-0.25	-0.5	-0.75	65	-0.875
19	-3.75	-1	10	-4.25	-3.5	-0.75	180	-3.875
20	0.75			0.75	1.25	-1	135	0.75
21	8.5	-1	110	8	10.25	-3.5	40	8.5
22	0.25			0.25				0
23	0.25			0.25	0.5			0.5
24	0.75			0.75	0.5	-0.25	15	0.375
25	-3.25	-0.5	15	-3.5	-3.25	-0.75	120	-3.625
26	-0.25	-0.5	170	-0.5	-0.25	-0.5	175	-0.5
27	-2.25	-0.75	135	-2.625	-3.5	-0.75	85	-3.875
28	-0.5	-0.25	5	-0.625	-0.25	-0.25	175	-0.375
29		-0.5	150	-0.25		-0.25	15	-0.125
30	-0.25	-0.25	45	-0.375		-0.25	105	-0.125
31	0.5	-0.25	45	0.375	0.25	-0.75	50	-0.125
32	-1	-0.25	10	-1.125	-1.25	-0.25	20	-1.375
33	-1	-0.25	90	-1.125	-0.75	-0.75	140	-1.125
34	-0.25			-0.25	-0.25			-0.25
35	-0.25			-0.25	-0.5			-0.5

36		-0.25	90	-0.125	-0.25	-0.25	130	-0.375
37	-7.25	-1.75	40	-8.125	-8.5	-0.75	125	-8.875
38	-0.25	-1	95	-0.75	-0.25	-0.5	90	-0.5
39	-0.25	-0.25	135	-0.375	-0.25	-0.25	120	-0.375
40	0.25	-1.75	55	-0.625	0.25	-0.75	70	-0.125
41	-1.25	-0.5	135	-1.5	-1	-1	70	-1.5
42	2	-0.5	165	1.75		-0.5	115	-0.25
43	-1.25	-0.5	90	-1.5	-1.25	-0.25	135	-1.375
44	-0.5			-0.5		-0.5	110	-0.25
45	0.25	-0.25	105	0.125		-0.25	160	-0.125
46	3.75			3.75	5.25			5.25
47	-1	-0.25	10	-1.125	-1.25	-0.25	80	-1.375
48	0.5	-0.25	20	0.375	0.5	-0.25	140	0.375
49	-1.25			-1.25	-1			-1
50	-4.5	-2	180	-5.5	-3	1.5	10	-2.25

Příloha 2: Seznam probandů a naměřených hodnot pomocí skiaskopie

Skiaskopie								
Proband	OP				OL			
	P-sph	P-cyl	P-ax	P-SE	L-sph	L-cyl	L-ax	L-SE
1	0.50	-1.00	90.00	0	0.5	-1	90	0
2	0.50	-0.50	180.00	0.25	0.25	-0.5	180	0
3	-1.75			-1.75	-1	-1.75	180	-1.875
4	-1.75	-0.50	180.00	-2	-2.5			-2.5
5	-1.00	-0.25	180.00	-1.125				0
6	-2.25	-0.50	180.00	-2.5	-2.25	-0.5	180	-2.5
7	0.75			0.75	0.75	-0.5	180	0.5
8	-0.25	-0.75	180.00	-0.625	-1	-0.25	180	-1.125
9	-4.25			-4.25	-4.5			-4.5
10	0.50	-0.25	180.00	0.375	0.5			0.5
11	1.75			1.75	1.25			1.25
12	-0.75	-0.25	180.00	-0.875	-0.25			-0.25
13	0.75	-1.25	90.00	0.125	0.5	-1.5	90	-0.25
14		-1.00	180.00	-0.5	0.25	-0.75	180	-0.125
15	0.50	-1.50	180.00	-0.25	2			2
16	-0.75	-0.50	180.00	-1	-0.5	-0.5	180	-0.75
17	-2.25	-0.75	180.00	-2.625	-3.25	-0.5	180	-3.5
18	-0.50			-0.5	-0.5			-0.5
19	-3.75	-1.25	180.00	-4.375	-3.75	-1.25	180	-4.375
20	0.50			0.5	1			1
21	8.00	-1.00	90.00	7.5	10	-3.75	45	8.125
22	0.00			0				0
23	0.25			0.25	0.5			0.5
24	0.75			0.75	0.5	-0.25	180	0.375
25	-3.75	-0.25	180.00	-3.875	-4	-0.75	145	-4.375
26	-0.50	-0.50	180.00	-0.75	-0.5	-0.5	180	-0.75
27	-2.75	-0.25	45.00	-2.875	-3.75		45	-3.75
28	-0.25	-0.25	180.00	-0.375	-0.5			-0.5
29				0	-0.25	-0.25	180	-0.375
30	-0.50			-0.5		-0.5	90	-0.25
31	0.25			0.25	0.25			0.25
32	-1.00	-0.25	180.00	-1.125	-1.5			-1.5
33	-1.00	-0.50	90.00	-1.25	-1	-0.5	180	-1.25
34	-0.75			-0.75	-0.5			-0.5
35				0	-0.75			-0.75

36	-0.25			-0.25	-0.25	-0.25	180	-0.375
37	-7.50	-2.00	180.00	-8.5	-9	-0.5	90	-9.25
38	-0.50	-1.00	90.00	-1	-0.25	-0.5	90	-0.5
39	-0.25	-0.75	180.00	-0.625	-0.25	-0.75	180	-0.625
40	0.25	-1.50	90.00	-0.5	0.25	-0.75	90	-0.125
41	-2.00	-0.25	135.00	-2.125	-2	-0.75	45	-2.375
42				0				0
43	-1.75			-1.75	-1.5			-1.5
44	-1.00			-1	-0.5			-0.5
45	0.25			0.25				0
46	3.25			3.25	5			5
47	-1.00	-0.25	180.00	-1.125	-1.5	-0.5	180	-1.75
48	0.25			0.25	0.25			0.25
49	-1.25			-1.25	-1.5			-1.5
50	-5.25	-2.00	180.00	-6.25	-3	-1.75	180	-3.875

Příloha 3: Seznam probandů a naměřených hodnot z autorefraktometru

Autorefraktometrie								
Proband	OP				OL			
	P-sph	P-cyl	P-ax	P-SE	L-sph	L-cyl	L-ax	L-SE
1	0.5	-1	94	0	0.5	-0.5	85	0.25
2	0.75	-0.25	172	0.625	0.25	-0.5	10	0
3	-1.5	-0.5	0	-1.75	-0.75	-1.5	3	-1.5
4	-1.5	-0.25	164	-1.625	-1.5	-0.25	49	-1.625
5	-0.5	-0.25	136	-0.625	-0.25	-0.25	6	-0.375
6	-2.25	-0.5	12	-2.5	-2	-0.75	168	-2.375
7	0.75	-0.25	8	0.625	1	-0.75	0	0.625
8		-0.75	175	-0.375	-0.5	-0.25	14	-0.625
9	-4.5	-0.25	60	-4.625	-4.5	-0.25	157	-4.625
10		-0.25	145	-0.125	0.5	-0.25	27	0.375
11	1.25			1.25	2.5			2.5
12	-1.25	-0.5	60	-1.5	-0.75	-0.5	146	-1
13	0.75	-1	102	0.25	1	-0.75	86	0.625
14		-0.75	50	-0.375	-0.25	-0.75	170	-0.625
15	1	-1.5	173	0.25	1.5	-0.75	1	1.125
16	-0.75	-0.5	153	-1	-0.5	-0.75	11	-0.875
17	-2.75	-0.25	176	-2.875	-2.5	-0.75	180	-2.875
18				0	0.25	-0.5	25	0
19	-4	-1	23	-4.5	-3.75	-0.75	8	-4.125
20	0.5	-0.25	137	0.375	0.75	-0.75	165	0.375
21	6.5	-0.5	150	6.25	9	-3.5	51	7.25
22	0.25			0.25	0.25	-0.5	11	0
23	0.5			0.5	0.25			0.25
24	0.25	-0.5	8	0	0.25	-0.25	31	0.125
25	-3.5	-0.5	4	-3.75	-3.5	-0.25	164	-3.625
26	-0.25	-0.5	174	-0.5	-0.25	-0.5	11	-0.5
27	-2.5	-1	137	-3	-3.5	-0.75	85	-3.875
28	-0.5	-0.5	76	-0.75	-0.75	-0.25	147	-0.875
29	0.5	-0.5	154	0.25	0.5	-0.25	34	0.375
30				0	0.5	-0.25	95	0.375
31	0.5	-0.25	49	0.375	0.25	-0.25	56	0.125
32	-1.25	-0.25	8	-1.375	-0.75	-0.25	173	-0.875
33	-1	-0.25	80	-1.125	-0.75	-1	147	-1.25
34	-0.5	-0.5	68	-0.75	-0.5	-0.5	177	-0.75
35	-0.75	-0.25	125	-0.875	-0.5			-0.5

36				0	0.25	-0.25	56	0.125
37	-7.75	-1.25	36	-8.375	-9.25	-0.75	127	-9.625
38	-0.25	-1	93	-0.75	-0.25	-0.5	66	-0.5
39	-0.5	-0.25	173	-0.625	-0.25	-0.5	179	-0.5
40		-2	87	-1	0.25	-1	68	-0.25
41	-1.25	-0.25	130	-1.375	-1	-0.75	68	-1.375
42	1.25	-1	171	0.75				0
43	-1.5	-0.5	54	-1.75	-1.5	-0.5	124	-1.75
44	-0.5	-0.5	27	-0.75	0.25	-0.5	135	0
45		-0.75	6	-0.375	-0.25	-0.5	172	-0.5
46	3			3	4	-0.25	163	3.875
47	-1	-0.5	167	-1.25	-1.25	-0.5	42	-1.5
48	0.5			0.5	0.5	-0.25	163	0.375
49	-1.75	-0.5	154	-2	-2.5	-0.25	5	-2.625
50	-4.75	-2	9	-5.75	-3	-1.5	179	-3.75

Příloha 4: Seznam probandů a naměřených hodnot z aberometru

Aberometrie								
	OP				OL			
Proband	P-sph	P-cyl	P-ax	P-SE	L-sph	L-cyl	L-ax	L-SE
1	0.25	-1	99	-0.25	0.25	-0.5	90	0
2	0.5	-0.5	7	0.25	0.25	-0.5	174	0
3	-1.25			-1.25	-0.5	-1.5	179	-1.25
4	-1.75	-0.5	175	-2	-2.25			-2.25
5	-1.25			-1.25	-0.5	-1.5	180	-1.25
6	-2.25	-0.5	38	-2.5	-2.25	-0.5	159	-2.5
7	0.75	-0.5	175	0.5	1	-0.5	174	0.75
8	-0.25	-1	170	-0.75	-0.75	-0.75	7	-1.125
9	-4.25	-0.5	81	-4.5	-4.5	-0.25	133	-4.625
10	0.25	-0.25	147	0.125	0.25	-0.25	27	0.125
11	1.5			1.5	1.75	-0.25	30	1.625
12	-1	-0.25	79	-1.125	-0.25	-0.75	166	-0.625
13	0.75	-1.75	105	-0.125	1.5	-2	79	0.5
14	0.25	-0.75	15	-0.125	0.25	-0.75	178	-0.125
15	1.5	-1.25	168	0.875	2.5	-0.25	135	2.375
16	-1	-0.25	158	-1.125	-0.75	-0.75	13	-1.125
17	-2.5			-2.5	-2.75	-0.25	164	-2.875
18		-0.25	103	-0.125		-0.5	51	-0.25
19	-4	-1.25	21	-4.625	-3.75	-1	175	-4.25
20	0.5			0.5	1.25	-1	135	0.75
21	8.25	-0.75	111	7.875	10	-3.25	53	8.375
22	0.25	-0.75	94	-0.125		-0.25	184	-0.125
23				0		-0.25	179	-0.125
24	0.25	-0.25	179	0.125	0.25	-0.5	2	0
25	-3.75	-0.75	13	-4.125	-4.25	-0.75	166	-4.625
26	-0.25	-0.25	173	-0.375	-0.25	-0.5	3	-0.5
27	-2.5	-1	143	-3	-3.25	-0.75	74	-3.625
28	-0.5	-0.25	3	-0.625	-0.5	-0.25	172	-0.625
29		-0.5	152	-0.25		-0.5	16	-0.25
30	-0.25	-0.25	62	-0.375	0.25	-0.5	100	0
31	0.25			0.25	0.25	-0.75	180	-0.125
32	-1.25	-0.5	175	-1.5	-1.25	-0.25	167	-1.375
33	-1.25	-0.5	92	-1.5	-1	-1	140	-1.5
34	-0.5	-0.5	80	-0.75	-0.25	-0.25	93	-0.375
35	-0.25			-0.25	-0.5			-0.5

36		-0.25	88	-0.125	-0.25	-0.25	133	-0.375
37	-8.25	-2	38	-9.25	-9.75	-0.75	103	-10.125
38	0.25	-1	95	-0.25		-0.5	83	-0.25
39	-0.5	-0.25	150	-0.625	-0.25	-0.5	172	-0.5
40	0.25	-2	91	-0.75	0.25	-0.75	69	-0.125
41	-1.5	-0.5	123	-1.75	-1.25	-1	68	-1.75
42	2	-0.5	168	1.75		-0.5	112	-0.25
43	-1.5	-0.5	66	-1.75	-1.25	-0.5	171	-1.5
44	-0.5	-0.75	77	-0.875		-0.5	129	-0.25
45	0.5	-0.25	110	0.375	0.5	-0.5	162	0.25
46	3.5	-0.25	125	3.375	5.25	-0.25	162	5.125
47	-0.75	-0.25	2	-0.875	-1.5	-0.25	48	-1.625
48	0.5	-0.25	32	0.375	0.5	-0.25	137	0.375
49	-1	-0.5	41	-1.25	-1.75			-1.75
50	-4.75	-1.75	6	-5.625	-3	1.5	3	-2.25