



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

**Fakulta biomedicínského inženýrství
Katedra přírodovědných oborů**

Porovnání objektivních a subjektivních metod stanovení refrakce oka

**Comparison of objective and subjective methods of measurement
refraction of the eye**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Optika a optometrie

Autor práce: Vladimír Tomek

Vedoucí práce: Mgr. Markéta Žáková

Kladno, Květen 2016

Katedra přírodovědných oborů

Akademický rok: 2015/2016

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

Student: **Vladimír Tomek**
Obor: Optika a optometrie
Téma: **Porovnání objektivních a subjektivních metod stanovení refrakce oka**
Téma anglicky: Comparison of objective and subjective methods of measurement refraction of the eye

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

Student popíše fyziologii vidění a refrakční prostředí oka. Dále se zaměří na popis refrakčních vad - myopie, hypermetropie, astigmatismus. Popíše metody stanovení refrakce oka - objektivní a subjektivní. V praktické části provede porovnání výsledků (odchylek) měření pomocí objektivních a subjektivních metod.

Seznam odborné literatury:

- [1] ANTON, Milan, Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody, ed. 3, Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2004, ISBN 80-7013-402-X
[2] RUTRLE, M., Přístrojová technika: učební text pro oční optiky a oční techniky, optometristy a oftalmology, ed. 1, Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, Brno, 2000, 198 s., ISBN 80-701-3301-5
[3] BENJAMIN, W. J., BORISH, I. M., Borish's Clinical Refraction, ed. 2, Butterworth-Heinemann: Elsevier, 2006, 1255 s., ISBN 978-0-7506-7524-6

zadání platné do: 11.09.2017

Vedoucí: Mgr. Markéta Žáková


vedoucí katedry / pracoviště


děkan

V Kladně dne 23.02.2016

Název bakalářské práce: Porovnání objektivních a subjektivních metod stanovení refrakce oka

Abstrakt:

V bakalářské práci je popsán optický systém oka, jeho rozlišovací schopnost a refrakční vady. Dále se zabývá objektivními metodami měření refrakce oka. Jde o metody, které se liší zejména využitím různého přístrojového vybavení a principů. Následně jsou popsány metody subjektivní refrakce, které jsou nezbytné pro stanovení výsledné brýlové korekce. V praktické části jsou porovnávány hodnoty naměřené pomocí objektivního a subjektivního měření. Bylo zjištěno, že mezi objektivním měřením na autorefraktometru a subjektivním měření není statisticky významný rozdíl.

Klíčová slova:

Subjektivní refrakce, objektivní refrakce, refrakční vada

Bachelor's Thesis title: Comparison of objective and subjective methods of measurement refraction of the eye

Abstract:

The bachelor's thesis describes the optical system of the eye, the resolving power and refractive errors. It also deals with objective methods of measuring refraction of eye. It is a method that differs mainly by using different instruments and principles. Subsequently, describe methods of subjective refraction, which are necessary to determine the resulting spectacle correction. The practical part compares the values measured by objective and subjective refraction. It was found that a statistically significant difference does not exist between the measured values of objective and subjective refraction.

Key words:

Subjective refraction, objective refraction, refractive error

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval své vedoucí práce Mgr. Markétě Žákové za odborné rady a připomínky, které mi pomohly při psaní této práce.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Porovnání objektivních a subjektivních metod stanovení refrakce oka“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v příloženém seznamu.

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..... | 1 |
| 1 Optický systém oka..... | 2 |
| 1.1 Aberace optické soustavy oka (Optické vady oka) | 2 |
| 1.2 Rozlišovací schopnost oka | 3 |
| 1.3 Koincidenční rozlišovací schopnost oka..... | 3 |
| 1.4 Zraková ostrost..... | 3 |
| 2 Refrakční vady (ametropie) | 4 |
| 2.1 Myopie (krátkozrakost)..... | 4 |
| 2.1.1 Rozdělení myopie..... | 4 |
| 2.1.2 Typy | 5 |
| 2.1.3 Korekce | 5 |
| 2.2 Hypermetropie (dalekozrakost)..... | 6 |
| 2.2.1 Příčiny vzniku | 7 |
| 2.2.2 Typy | 7 |
| 2.2.3 Korekce | 8 |
| 2.3 Astigmatismus..... | 8 |
| 2.3.1 Příčiny vzniku | 9 |
| 2.3.2 Rozdělení astigmatismu | 9 |
| 2.3.3 Korekce | 10 |
| 2.4 Anizometropie..... | 10 |
| 2.4.1 Rozdělení anizometropie..... | 10 |
| 2.4.2 Korekce | 11 |
| 2.5 Akomodace a presbyopie | 11 |
| 3 Objektivní měření refrakčních vad oka | 13 |
| 3.1 Skiaskopie | 13 |
| 3.1.1 Skiaskopie pomocí zrcátka..... | 13 |
| 3.1.2 Bodový skiaskop | 14 |
| 3.1.3 Pásový skiaskop | 14 |
| 3.1.4 Přesnost měření | 16 |
| 3.2 Oční refraktometry | 16 |
| 3.2.1 Hardy-Astronův oční refraktometr..... | 16 |
| 3.2.2 Rodenstockův oční refraktometr..... | 17 |

| | | |
|-------|--|----|
| 3.2.3 | Hartingerův koincidenční refraktometr..... | 17 |
| 3.2.4 | Přesnost měření | 18 |
| 3.3 | Automatické oční refraktometry | 18 |
| 3.3.1 | Metoda nejlepšího zaostření..... | 19 |
| 3.3.2 | Scheinerova metoda | 19 |
| 3.3.3 | Metoda vychýlení paprsků | 20 |
| 3.3.4 | Metoda velikosti obrazu | 21 |
| 3.3.5 | Šlírová metoda | 21 |
| 3.3.6 | Metoda skiaskopie..... | 21 |
| 3.3.7 | Omezení autorefraktometru | 22 |
| 4 | Subjektivní měření refrakčních vad oka | 23 |
| 4.1 | Vyšetřovací pomůcky..... | 23 |
| 4.1.1 | Sada zkušebních čoček..... | 23 |
| 4.1.2 | Jacksonův zkřížený cylindr (JCC) | 23 |
| 4.1.3 | Astigmatická zkušební obruba | 24 |
| 4.1.4 | Foropter | 24 |
| 4.2 | Optotypy..... | 25 |
| 4.2.1 | Odstupňování | 25 |
| 4.2.2 | Znaky..... | 25 |
| 4.2.3 | Konstrukční provedení | 26 |
| 4.3 | Metody subjektivního měření | 27 |
| 4.3.1 | Zamlžovací metoda | 27 |
| 4.3.2 | Vyšetření astigmatismu | 28 |
| 4.3.3 | Akomodační vyvážení..... | 29 |
| 4.3.4 | Stanovení korekce do blízka | 29 |
| 5 | Praktická část | 31 |
| 5.1 | Úvod praktické části..... | 31 |
| 5.2 | Metodika | 31 |
| 5.2.1 | Měřené osoby | 31 |
| 5.2.2 | Pomůcky a postup měření | 31 |
| 5.2.3 | Metody statistické analýzy | 32 |
| 5.3 | Hypotézy | 33 |
| 5.3.1 | Nulové hypotézy | 33 |
| 5.3.2 | Vlastní hypotézy..... | 33 |

| | | |
|-------|--|----|
| 5.4 | Výsledky | 34 |
| 5.4.1 | Objektivní měření refrakčních vad..... | 34 |
| 5.4.2 | Subjektivní měření refrakčních vad | 35 |
| 5.4.3 | Statistická analýza nulových hypotéz | 36 |
| 5.4.4 | Vlastní hypotézy..... | 37 |
| 5.5 | Diskuze..... | 41 |
| 6 | Závěr | 43 |
| 7 | Seznam použité literatury | 44 |
| 8 | Seznam zkratk | 47 |
| 9 | Seznam obrázků a grafů..... | 48 |
| 10 | Seznam tabulek | 49 |
| 11 | Seznam příloh | 50 |

Úvod

Téma bakalářské práce s názvem „Porovnání objektivních a subjektivních metod stanovení refrakce oka“ jsem si zvolil proto, neboť se s ním budu v profesním životě neustále setkávat. Objektivní měření refrakčních vad se v dnešní době stává standardem každého očního vyšetření. Přístroj umožňující objektivní měření je dokonce povinnou součástí optometristické vyšetřovny. Z hlediska jednoduchosti ovládání a úspory času se dnes pro objektivní měření využívá nejvíce autorefraktometr.

Ke správnému vyšetření refrakční vady je důležité si umět představit, co vše se během měření v oku děje. Proto se úvodní část práce zaměřuje na optický systém oka společně s popisem a možnostmi korekce jednotlivých refrakčních vad. Další část práce popisuje možnosti objektivního a subjektivního měření. Praktická část bakalářské práce se zabývá porovnáním hodnot naměřených na autorefraktometru a hodnot získaných při subjektivním měření.

1 Optický systém oka

Než světlo dopadne na sítnici, kde dojde ke vzniku obrazu pozorovaného předmětu, musí projít optickými prostředím oka. Prvním optickým prostředím je rohovka, která má sice tvar rozptylné čočky, ale její optická mohutnost je kolem +40 D. Dále světlo prochází komorovou vodou, nitrooční čočkou a sklivcem. Nitrooční čočka má optickou mohutnost přibližně +20 D. Celková hodnota lomivosti oka v akomodačním klidu je přibližně +60 D. Důležitou roli má i duhovka a zornice, která slouží jako clona vstupujícího světla do oka. [1; 2]

Při dopadu světla na rozhraní optických prostředí oka s různým indexem lomu se část paprsku odráží a část lomí. Přichází-li paprsek z řidšího prostředí do hustšího, lomí se ke kolmici a naopak. Pokud se paprsky procházející skrz optické prostředí oka lomí do jednoho ohniska na sítnici, jde o oko emetropické. Nachází-li se ohnisko v jiném místě než na sítnici, jedná se o oko ametropické. [1; 2]

1.1 Aberace optické soustavy oka (Optické vady oka)

Jelikož oko není ideální optická soustava, vznikají průchodem optických prostředí oka aberace, které mají negativní vliv na zrakovou ostrost a kontrastní citlivost. Aberace lze rozdělit na nižšího a vyššího řádu. [3]

Mezi aberace nižšího řádu, které lze korigovat korekční pomůckou, patří defokusace (rozostření) a astigmatismus. U defokusace dochází ke změně polohy středu referenční sféry. U astigmatismu dochází k rozdílnému lomu ve dvou meridiánech. V obou případech se lomené paprsky nesbíhají na sítnici a způsobují refrakční vady, jako jsou myopie, hypermetropie a astigmatismus. [3; 4]

Aberace vyššího řádu nelze eliminovat korekční pomůckou. Do této kategorie patří sférická aberace, koma, zkreslení a chromatická aberace. Sférická aberace vzniká při vstupu širokého paprskového svazku do oka a způsobuje neostrost obrazu. U oka je částečně eliminována asfericitou rohovky. U koma, se paprsky sbíhají v bodě mimo optickou osu a výsledný bod se zobrazí jako kruhová ploška. Zkreslení se projeví zdeformováním tvaru obrazu při zachovalé ostrosti. Chromatická aberace je způsobena rozptylem jednotlivých optických prostředí oka, a může dosahovat až 2 D. Projevit se může zbarvením okrajů obrazu. Na základě spektrální citlivosti oka se projeví minimálně. [3; 4]

1.2 Rozlišovací schopnost oka

Na sítnici emetropického oka se bod zobrazí jako rozptylový kroužek. Dva body dokáže oko od sebe rozlišit jen v případě, že se mezi nimi nachází alespoň jeden neosvětlený čípek. Rozlišovací schopnost oka ψ' je vyjádřena vztahem

$$\psi' = \frac{y}{N} = \frac{0,005}{17} = 0,0003 \text{ rad} \approx 1', \quad (1)$$

kde y (mm) je vzdálenost středu čípků v bodě nejostřejšího vidění, mezi nimiž je jeden volný čípek a N (mm) je obrazový uzlový bod oka, který se nachází podle Gullstrandova schématického oka 17 mm před sítnicí. Z tohoto vztahu vyplývá, že za fyziologických podmínek je hodnota minimálního úhlu rozlišení $1'$. [5; 6]

1.3 Koincidenční rozlišovací schopnost oka

Koincidenční rozlišovací schopnost oka umožňuje rozeznat malé změny tvaru v koincidenční čar nebo teček. Za určitých podmínek je lidské oko na koincidenční zrakovou ostrost citlivější než na úhlovou rozlišovací schopnost. Mezi podmínky lze zařadit dostatečnou délku čar a dobré světelné podmínky. Během života se tato schopnost nemění. [1; 6]

1.4 Zraková ostrost

Zraková ostrost, neboli vizus, slouží pro hodnocení kvality zraku. Vizus V lze definovat podle vztahu

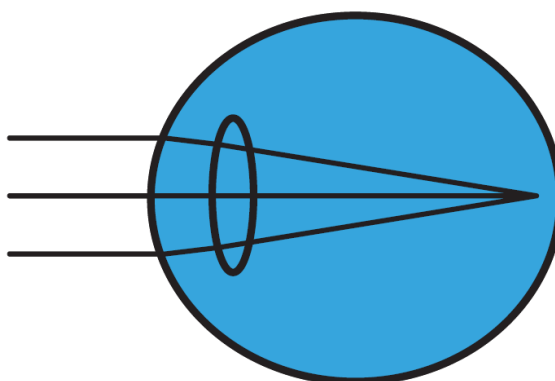
$$V = \frac{\psi'}{\psi} = \frac{1'}{\psi}, \quad (2)$$

kde ψ (') představuje reálnou hodnotu úhlového rozlišení vyšetřovaného oka. Reálné úhlové rozlišení oka se v praxi měří na optotypu a je závislé na vyšetřovacích podmínkách. [6]

2 Refrakční vady (ametropie)

2.1 Myopie (krátkozrakost)

Myopie neboli krátkozrakost je sférická refrakční vada, která nastává tehdy, pokud se paprsky rovnoběžně vstupující do neakomodujícího oka střetávají v ohnisku před sítnicí. V takovém případě vznikne na sítnici obraz neostrý. Daleký i blízký bod se u myopa nachází vždy v konečné vzdálenosti před okem. Při pozorování předmětu umístěného mezi těmito body je výsledný obraz ostrý. Nekorigovaný myop má blízký bod posunutý směrem k oku, tudíž při pozorování předmětu mezi blízkým a dalekým bodem využívá akomodaci méně než emetrop. [6]



Obrázek 1: Myopické oko [7]

2.1.1 Rozdělení myopie

Podle hodnoty refrakce

- Od -0,25 D do -3,0 D se jedná o lehkou myopii (myopia simplex).
- Od -3,25 D do -6,0 D se jedná o střední myopii (myopia modica).
- Od -6,25 D do -10,0 D se jedná o vysokou myopii (myopia gravis).
- Od -10,0 D výš se jedná o těžkou myopii (progresivní, patologickou).

Lehká a střední forma se řadí do myopie fyziologické (myopia physiologica), u které nedochází k degenerativním změnám oka. Začátek progresu je v pozdním školním věku a po 20. roce věku se již nemění. Středně těžká myopie (myopia intermedialis) začíná progredovat ve školním věku a dosahuje refrakčních hodnot v rozmezí -5,0 D až -10,0 D. Konec nebo zpomalení progresu se udává po 20. roce věku. Nejrychleji progredující je myopie patologická (myopia progressiva), u které je možný nárůst až o -4,0 D za rok. Dosahuje refrakčních hodnot od -10,0 D až po -30,0 D a konec progresu nastává mezi 20.

a 30. rokem věku. Myopie může být i *vrozená* (myopia congenitalis). Ta dosahuje refrakčních hodnot od -10,0 D a během života už neprogreduje. [6; 8]

Podle příčiny vzniku

Nejčastější příčinou myopie je zvětšená předozadní délka oka, kdy se oko nezastaví v růstu a pokračuje v prodlužování. V tomto případě se jedná o **osovou (axiální) myopii**. U tohoto typu myopie se předpokládá, že lomivost ploch, jimiž paprsek prochází je fyziologická. Běžná délka oka se udává kolem 24 mm a prodloužení o pouhý 1 mm může způsobit refrakční vadu kolem -3,0 D. [6; 8]

Méně častá je **systémová myopie**, u které je předozadní délka oka zachována na fyziologické úrovni. Při zvýšeném zakřivení rohovky nebo čočky se jedná o kurvaturní myopii. Zvýšené zakřivení u čočky je spíše vzácné. U rohovky může změna poloměru zakřivení o 1 mm způsobit refrakční vadu kolem -6,0 D. Druhým typem systémové myopie je tzv. indexová myopie. V tomto případě se jedná o změnu indexu lomu optických prostředí oka. Nejčastěji je možné se setkat s indexovou myopií při šedém zákalu (katarakta), kdy dochází ke zvýšení lomivosti jádra čočky změnou (zvýšením) indexu lomu. Další případ, kdy může dojít ke změně indexu lomu optických prostředí oka je při změně hladiny glykémie v krvi diabetika. [6; 8]

2.1.2 Typy

Noční myopie

Noční myopie se projevuje za zhoršených světelných podmínek. Její hodnota se nejčastěji pohybuje kolem -0,75 D. Mezi hlavní příčinu vzniku patří nedostatečné světelné podmínky, kdy oko nemá žádný podmět k zaostření. Tím se aktivuje tonická složka akomodace a dojde k myopizaci oka. Projevem mohou být i sférické a chromatické aberace vznikající rozšířením průměru zornic při zhoršených světelných podmínkách. [9; 10]

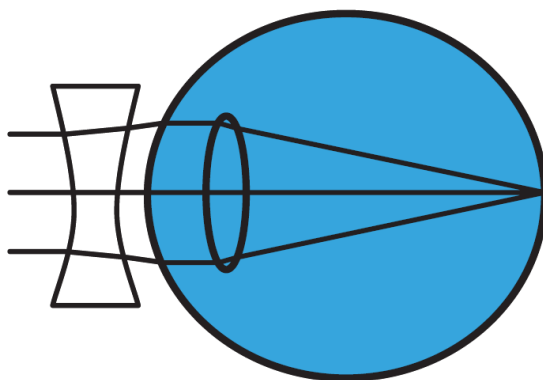
Přístrojová myopie

Přístrojová myopie vzniká při práci na přístrojích, jako jsou mikroskopy, fokometry a refraktometry. Tento typ myopie vzniká akomodací oka na bližší vzdálenost než optické nekonečno a omezením zorného pole. Některé binokulární přístroje jsou již navrženy tak, aby nedocházelo k akomodaci a tím pádem bylo zamezeno vzniku přístrojové myopie. [11]

2.1.3 Korekce

Příznakem myopie je neostré (mlhavé) vidění do dálky, které může být částečně eliminované mhouřením očí, čímž lze docílit tzv. stenopeického vidění. [8]

U myopického oka se paprsky sbíhají v ohnisku před sítnicí, aby došlo k posunutí ohniska na místo nejostřejšího vidění – žlutou skvrnu (makula), je potřeba před oko předsadit rozptylnou čočku. Důležité je, aby nedošlo k překorigování. Z tohoto důvodu se pacientům předepisuje nejnižší korekce, se kterou je dosaženo nejlepšího vizu. V případě překorigování se oko stává hypermetropickým a je nucené neustále akomodovat. To je pro myopické oko, které do optického nekonečna nikdy neakomoduje, nepřírozené. U pacientů s nízkou a střední myopií se doporučuje korigovat plný refrakční deficit, čímž se předejde akomodačnímu ochabnutí při práci na kratší vzdálenost. Je-li korigována vysoká myopie, nemusí být plná korekce ze strany pacienta vždy tolerována. [8]



Obrázek 2: Myopické oko po korekci rozptylnou čočkou [7]

Korigovat myopii lze buďto brýlemi, kontaktními čočkami nebo chirurgickým zákrokem. U korekce myopie kontaktními čočkami, je nezbytné si uvědomit, že kontaktní čočka je umístěna přímo na rohovce. Z tohoto důvodu se hodnoty naměřené pro korekci brýlemi neshodují s korekcí určenou pro kontaktní čočky. Při přepočtu hodnot z brýlové korekce na korekci pro kontaktní čočky lze použít přepočtové tabulky dodávané od výrobců kontaktních čoček, online přepočtový software nebo lze tyto hodnoty přepočíst dle vzorce

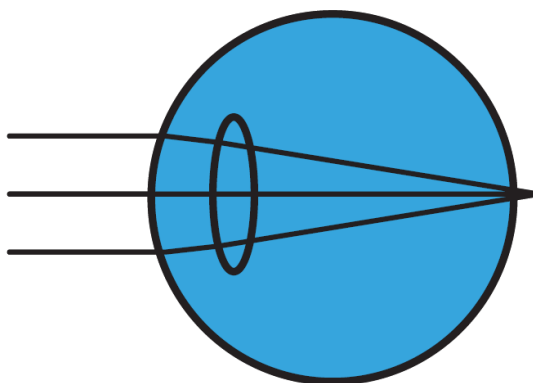
$$S'_{nová} = \frac{S'_{stará}}{1 - (\pm \Delta d) * S'_{stará}}, \quad (3)$$

kde S' (D) je vrcholová lámavost a $\pm \Delta d$ (m) je rozdíl mezi starou a novou vzdáleností. Při přibližování čočky k oku se předsadí znaménko + a u oddalování -. [8; 12; 13]

2.2 Hypermetropie (dalekozrakost)

Hypermetropie neboli dalekozrakost je další ze sférických refrakčních vad, která nastává v případě, že paprsky rovnoběžně vstupující do neakomodujícího oka se střetávají

v ohnisku za sítnicí. V případě nulové akomodace hypermetrop vidí neostře jak do dálky tak do blízka. Daleký bod se totiž nachází v konečné vzdálenosti za okem a je možné jej posunout před oko pouze akomodací nebo spojnou čočkou. Nekorigovaný hypermetrop musí oproti emetropovi nebo myopovi neustále akomodovat, aby dosáhl ostrého vidění jak do dálky tak do blízka. Někdy pacient ani nemusí tušit, že má tuto vadu. Při delším čtení nebo fixaci na blízkou vzdálenost mohou u nekorigovaného hypermetropa nastat i astenopické obtíže. [6; 8]



Obrázek 3:Hypermetropické oko [7]

2.2.1 Příčiny vzniku

Po narození je refrakční hodnota očí kolem $+2,0$ až $+3,0$ D a s růstem oka se vada zmenšuje. Pokud je vada způsobena zastavením růstu oka, čímž dojde ke zkrácení předozadní délky, jedná se o **osovou (axiální) hypermetropii**. Pokud nejde o patologický stav (např. mikroftalmus) tak se refrakční hodnota oka u osové hypermetropie udává do $+6,0$ D. Stejně jako u myopie může být hypermetropie způsobena změnou zakřivení (kurvaturní hypermetropie) nebo snížením indexu lomu (indexová hypermetropie) optických prostředí oka. Tyto dvě složky se řadí mezi **hypermetropie systémové**. [6; 8]

2.2.2 Typy

Totální hypermetropií se nazývá celková míra této refrakční vady. V případě, že část totální hypermetropie je trvale kompenzována napětím ciliárního svalu, a je plně prokazatelná pouze po vyřazení akomodačního systému oka, se jedná o **latentní hypermetropii**. Zbývající částí totální hypermetropie je **manifestní hypermetropie**. [8]

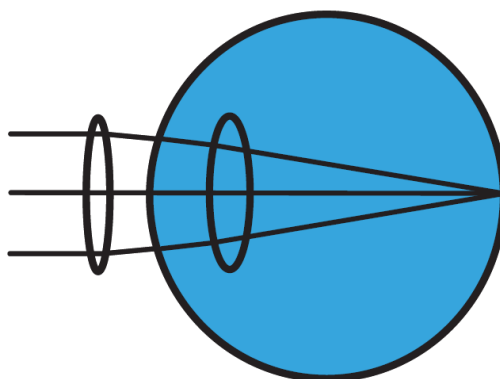
Manifestní hypermetropie se dále rozděluje na fakultativní a absolutní hypermetropii. Je-li část nebo celá manifestní hypermetropie překonána akomodací oka, jedná se o fakultativní hypermetropii. Pokud manifestní hypermetropii nelze překonat ani maximální akomodací jedná se o absolutní hypermetropii. Stárnutím dochází ke snižování

akomodační schopnosti a fakultativní hypermetropie se postupně mění na hypermetropii absolutní. [8]

2.2.3 Korekce

Je-li vada u pacienta malá, nepocituje žádné astenopické potíže a nemá příznaky porušení svalové rovnováhy, nemusí pacient ani tušit, že je hypermetrop. U těchto pacientů kolikrát ani není nutné korekci předepisovat, jelikož k tomu nemají důvod a brýle odmítají nosit. Z důvodu plného nevykorigování si tito pacienti nechávají předepisovat brýle na čtení mnohem dříve než by bylo potřeba, neboť jejich akomodační šíře se postupem času zmenšuje. Pokud ovšem pacienti mají některé z astenopických potíží nebo mají sníženou zrakovou ostrost, korekční pomůcka se předepisuje. U hypermetropů se předepisuje nejvyšší korekce, s kterou dosáhnou nejlepšího vizu. [8]

Hypermetropii lze korigovat brýlemi, chirurgickým zákrokem a kontaktními čočkami, u kterých je stejně jako u myopie nutno zohlednit rozdíl vzdálenosti korekční pomůcky před okem. [8]



Obrázek 4: Hypermetropické oko po korekci spojnou čočkou [7]

2.3 Astigmatismus

Astigmatismus patří do skupiny asférické ametropie, neboť ho nelze korigovat sférickou korekční pomůckou jako myopii či hypermetropii. U astigmatismu paprsky procházející okem vytvářejí dvě fokální linie, což znamená, že optická mohutnost oka není ve všech rovinách stejná. Vzdálenost těchto fokál je měřítkem stupně astigmatismu a nazývá se fokální interval. Pacienti s takovou mírou astigmatismu, kterou dokáží částečně vykorigovat akomodací, mají často astenopické potíže. [8]

2.3.1 Příčiny vzniku

Nejčastěji je astigmatismus způsoben rozdílným zakřivením přední plochy rohovky. Dokonce i tlak od očních víček nebo patologických struktur oka (např. chalazion) může způsobit astigmatismus vznikající na přední ploše rohovky. Astigmatismus může být také způsoben zakřivením zadní plochy rohovky. Tento parametr se v běžné praxi velice těžko měří a výsledné hodnoty jsou relativně malé, proto se často opomíjí. Další příčinou vzniku astigmatismu je zakřivení nebo naklonění nitrooční čočky. Hodnoty čočkového astigmatismu jsou oproti rohovkovému minimální a někdy dokonce dojde ke vzájemnému vykompenzování. Dále se může astigmatismus projevit i po poranění oka, keratoplastice nebo operaci katarakty. [8; 9]

2.3.2 Rozdělení astigmatismu

Pravidelný a nepravidelný astigmatismus

Svírají-li dva meridiány s největší a nejmenší lámavostí úhel 90° , jedná se o astigmatismus pravidelný. V případě, že tyto dva meridiány svírají jiný úhel než 90° , jde o astigmatismus nepravidelný. Významně nepravidelný astigmatismus se může vyskytovat v souvislosti s keratokonem nebo zjizvené rohovky po poranění. [9]

Podle orientace

Pokud se rohovkový meridián s nejmenší lámavostí nachází horizontálně mezi 160° a 20° , jedná se o astigmatismus podle pravidla. Nachází-li se vertikálně mezi 70° a 110° , jde o astigmatismus proti pravidlu. Pokud tento meridián s nejmenší lámavostí leží mezi 20° a 70° nebo 110° a 160° , jedná se o šikmý astigmatismus. [9]

V závislosti na sférické refrakční vadě

Při této klasifikaci se posuzuje pozice vytvořených ohnisek při pohledu do optického nekonečna, tedy při minimální akomodaci. Pokud jedno z ohnisek leží přímo na sítnici, jde o **jednoduchý astigmatismus**, který se podle pozice druhého ohniska dělí na jednoduchý myopický a jednoduchý hypermetropický. [9]

V případě, že ani jedno z ohnisek se nestřetává na sítnici a jsou obě buďto za nebo před sítnicí, jde o **astigmatismus složený**. Složený astigmatismus se dělí podle toho, kde se ohniska nacházejí na složený myopický a složený hypermetropický astigmatismus. [9]

Stav, kdy jedno z ohnisek se nachází před sítnicí a druhé za sítnicí se nazývá **smíšený astigmatismus**. [9]

2.3.3 Korekce

Přístup optometristy ke korekci astigmatismu je zcela individuální. Pokud nízké hodnoty jako 0,25 D nezlepšují vizus, není je potřeba v takových případech korigovat. U vysokých hodnot vykorigovaného astigmatismu může dojít k meridionální anizeikonii, kterou pacienti nemusí dobře snášet. Dětem se předepisuje astigmatická korekce v plné výši, u dospělých se začíná s plnou korekcí a podle subjektivního posouzení se případně korekce upraví na kompromis mezi binokulární snášenlivostí a nejlepší zrakovou ostroť. [8]

Astigmatismus lze korigovat jak brýlemi, tak kontaktními čočkami, u kterých se opět zohledňuje změna vzdálenosti korekční pomůcky před okem. Při přepočtu z brýlové korekce na korekci pro kontaktní čočky podle vzorce 3, se musí spočítat hodnoty pro oba hlavní řezy zvlášť a poté z těchto hodnot znovu vytvořit sféro-cylindrický zápis. [8]

2.4 Anizometropie

Anizometropie je refrakční rozdíl obou očí. Běžně se vyskytuje rozdíl do 1 D. Stejná refrakce obou očí je velmi vzácná. Nejčastější příčinou vzniku této binokulární nerovnováhy je rozdílná axiální délka oka, tedy nestejný vývoj refrakční vady. Dále anizometropie vzniká vlivem patologie oka nebo chirurgického zákroku, například při odoperování jednostranné afakie. [8; 9]

Vlivem anizometropie se vytvořené obrazy na sítnicích obou očí nezobrazují ve stejné velikosti. Tento jev se nazývá anizeikonie. Při anizometrii o hodnotě 0,25 D vzniká na sítnici obraz s diferencí 0,5 %. Obecně se udává, že rozdílná velikost vytvořených obrazů je při zachování binokulárního vidění dobře snášena do 5 %. V závislosti na rozsahu anizometropie mohou mít pacienti binokulární, alternující, nebo monokulární vidění. [8; 9]

2.4.1 Rozdělení anizometropie

Podle rozsahu

Veškeré příznaky anizometropie jsou závislé na jejím rozsahu. Při této klasifikaci však nelze s přesností určit hranice, neboť je nutné ke každému pacientovi přistupovat individuálně. [8; 9]

- Od 0,0 D do 2,0 D se jedná o nízkou anizometrii, při které vzniklý obraz odpovídá maximálně 4% rozdílu. Pacienti spadající do této skupiny nemívají žádné problémy s viděním a rozdílné hodnoty dobře snášejí. [9]

- Od 2,0 D do 6,0 D se jedná o vysokou anizometrii. Anizeikonie zde dosahuje hodnot od 4 do 12 % a pacienti mívají problémy s binokulárním viděním [9]
- Od 6,0 D výš se jedná o velmi vysokou anizometrii, kde rozdíl mezi sítnicovými obrazy je větší než 12 %. Pacienti nemívají žádné příznaky z důvodu potlačení jednoho oka. U mladých pacientů s takto vysokou binokulární nerovnováhou právě na základě potlačení jednoho oka vzniká amblyopie. [8; 9]

Podle refrakční vady

Na základě refrakční vady může být anizometropie rozdělena na isoanizometrii a antimetrii. [9]

- Isoanizometropie – obě oči mají stejnou refrakční vadu. V případě, že jsou obě myopické, jde o anizomyopii. U hypermetropických očí se jedná o anizohypermetropii. [9]
- Antimetropie – jedno z očí je myopické a druhé hypermetropické. [9]

2.4.2 Korekce

Anizometrii nelze kompenzovat akomodací, neboť probíhá na obou očích najednou. Při korekci brýlovými čočkami vzniká anizeikonie a při pohledu mimo jejich optický střed vzniká i nestejný prizmatický efekt. Kvůli tomu se u vyšší anizometropie přistupuje ke korekci kontaktními čočkami, u kterých vlivem snížení vrcholové vzdálenosti dochází k částečné eliminaci anizeikonie a nevzniká prizmatický efekt. [8]

Pokud pacient nemůže nebo nechce korigovat vadu pomocí kontaktních čoček, lze podkorigovat jedno oko a vytvořit kompromis mezi subjektivní snášenlivostí a zrakovou ostroší. Pacienti s alternujícím viděním, kteří mají refrakci každého oka výhodnou pro jinou vzdálenost, mohou anizometrii využít pro metodu monovision. [8]

2.5 Akomodace a presbyopie

Při akomodaci dochází vlivem změny tvaru (vyklenutí) čočky ke zvýšení lomivosti oka, což umožňuje zaostření na jinou vzdálenost než optické nekonečno. Kontrakcí ciliárního svalu dojde k vyklenutí čočky. Procházející paprsky se tak střetnou na sítnici v jednom ohnisku. [3]

Presbyopie (vetchozrakost) je refrakční stav oka, kdy akomodační amplituda klesne pod 4 D. Obecně se příznaky u emetropa nebo pacienta s korigovanou ametropií vyskytují po čtyřicátém roku života a absolutní presbyopie nastává kolem roku šedesátého, kdy se schopnost akomodace přibližuje k nule. U nekorigovaného hypermetropa se symptomy objeví dříve a to neschopností zaostřit na potřebnou vzdálenost, na kterou dříve viděl ostře i bez korekční pomůcky. Myop si presbyopii může kompenzovat sundáním brýlí, záleží ovšem na hodnotě jeho refrakční vady. Presbyopie se koriguje přidáním plusových hodnot ke korekci na dálku. Tato přidaná hodnota se nazývá adice a značí se zkratkou Add. Hodnota adice se liší podle vzdálenosti, na kterou je předepsána. Nejčastěji je udávána na čtecí vzdálenost 40 cm, na kterou je možné předepsat maximální adici 2,5 D. [3]

V dnešní době je mnoho způsobů jako presbyopii korigovat. Patří mezi ně korekce brýlovými čočkami, které lze rozdělit na jednoohniskové nebo multifokální (bifokální, trifokální, progresivní). Dalšími možnostmi je metoda monovision a nebo implantace progresivní nitrooční čočky. [3]

3 Objektivní měření refrakčních vad oka

Objektivní metody slouží pro rychlé a spolehlivé získání monokulárních refrakčních hodnot bez potřeby zpětné vazby vyšetřovaného klienta. Použitím objektivního měření se může výrazně zkrátit doba vyšetření. U dětí nebo pacientů, kteří nejsou schopni při vyšetření spolupracovat, je často objektivní zkouška jedinou možnou metodou pro zjištění refrakčního stavu oka. Samotné hodnoty zjištěné touto metodou však nelze předepsat pro zhotovení finální korekční pomůcky. [14]

3.1 Skiaskopie

Skiaskopie je poměrně jednoduchá a rychlá metoda sloužící k určení objektivní refrakce. Mezi její klady patří relativně nízká pořizovací cena oproti jiným přístrojům a vysoká přesnost, které lze docílit dostatečnými zkušenostmi. V dnešní době je skiaskopie často nahrazována automatickými refraktometry. [14]

3.1.1 Skiaskopie pomocí zrcátka

Tato původní metoda vyžaduje externí zdroj světla, který je odrážen zrcátkem do oka. Vyšetřující pozoruje otvorem v zrcátku pohyb stínu červeného reflexu, který vzniká po odrazu světla od cévnatky. Vyšetřovaný přitom fixuje druhým okem předmět v optickém nekonečnu, aby výsledné hodnoty nebyly zkresleny vlivem akomodace. Pohybem zrcátka dojde k ozáření další části sítnice a červený reflex se posouvá proti nebo s jeho pohybem. Čím je pohyb červeného reflexu rychlejší, tím je refrakční vada daného oka nižší. [14]

Předsazováním \pm čoček je potřeba dosáhnout toho, aby rovina dalekého bodu předsazené čočky a optického systému oka ležela v otvoru skiaskopického zrcátka, čímž dojde k odstranění pohybu červeného reflexu (neutrální situace). [14]

Při **statické skiaskopii** je dodržena konstantní vyšetřující vzdálenost mezi vyšetřujícím a vyšetřovaným. V takovém případě je nutné vzdálenost převést na dioptrie a přičíst k finální předsazené čočce. Například při vyšetřující vzdálenosti 0,5 m je zapotřebí přičíst -2,0 D. [14]

Při **labilní skiaskopii** se místo předsazování korekčních čoček mění vyšetřovací vzdálenost. Po dosažení neutrální situace se změří finální vyšetřující vzdálenost a její vergencí se určí velikost refrakční vady oka. Použití labilní skiaskopie je vhodné u myopie,

kdy se daleký bod nachází mezi zrcátkem a okem vyšetřovaného. Nevýhodou může být potřeba přeměrování vzdáleností. [14]

3.1.2 Bodový skiaskop

Bodový skiaskop je ruční přístroj, který má světelný zdroj uložený v rukojeti. První elektrický skiaskop byl představen už roku 1901. Zdroj světla prochází kondenzorem, z kterého vychází jako divergentní. Poté paprsky světla dopadají na polopropustné zrcátko, od kterého se odráží do roviny vyšetřovaného oka a vyvolávají červený reflex. Dále se v horní části skiaskopu nad polopropustným zrcátkem nachází světelná past. [14; 15]

Jednoduché bodové skiaskopy jsou dostačující pro stanovení sférické ametropie. Pokud se nedaří vyřadit pohyb červeného reflexu pomocí sférické korekce, je jím možné stanovit i astigmatismus. U stanovení astigmatismu je potřeba nejprve zjistit v jakých osách se nacházejí hlavní řezy. To se provede postupným vedením paprsku pod úhlem 0° , 45° , 90° a 135° dle TABO schématu. Hlavní rovina se nachází v takové ose, kde se shoduje směr červeného reflexu s úhlem vedení paprsku. Poté se stanoví sférická refrakce v obou na sebe kolmých hlavních rovinách a hodnota astigmatismu je dána rozdílem těchto hodnot. Na závěr je potřeba přičíst vergenční hodnotu vyšetřované vzdálenosti k výsledným hodnotám. [14]

Pomocí tzv. Lindnerovy metody lze skiaskopovat se záporným cylindrem, tudíž bez přepočtů výsledné sféro-cylindrické korekce a bez cylindrické části akomodace. Vyšetření probíhá ze vzdálenosti 0,5 m. Nejprve se do astigmatické obruby vloží sférická čočka o hodnotě +2,0 D. Dále se určí optická mohutnost přidané čočky, se kterou se červený reflex bude ve všech úhlech pohybovat proti směru vedení paprsku. Poté se předložením sférické čočky odstraní pohyb červeného reflexu hlavního řezu s nižší lámavostí. Zatím co u druhého hlavního řezu se předsazují záporné plancylindrické čočky. Osa přidávané čočky se shoduje s osou hlavního řezu s nižší lámavostí. Na konci měření je potřeba vyjmout sférickou čočku +2,0 D. [14]

3.1.3 Pásový skiaskop

Pásový skiaskop je ideální především pro objektivní měření astigmatických očí neboť použitím speciální žárovky s velmi dlouhým žhavicím vláknem dokáže při měření vytvořit úzký pás světla, který je možné nastavit tak, aby zároveň přesahoval zornici, duhovku a bělimu. Zdroj světla se společně s baterií nachází v rukojeti přístroje. Oproti bodovému skiaskopu je u pásového přidána posuvka kondenzoru, což umožňuje přeostřit světelný zdroj. Dále lze pomocí prstence obraz pásového světelného zdroje libovolně otáčet, což výrazně

usnadňuje práci při vyšetření astigmatismu, neboť není potřeba jakkoliv naklánět celý přístroj. Pomocí těchto inovací lze nastavit vystupující svazek paprsků jako divergentní, konvergentní nebo paralelní, což musí být při vyšetření zohledněné. V závislosti na paprskovém svazku se totiž mění pohyb stínu v červeném reflexu, který je klíčový pro určení ametropie. [14]



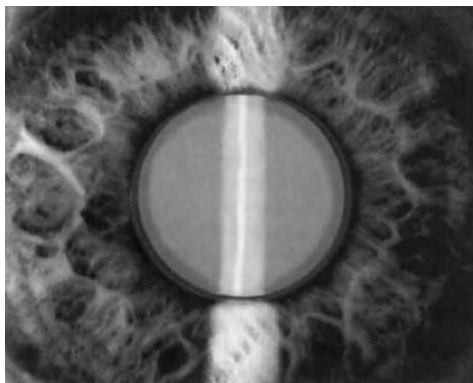
Obrázek 5: Pásový skiaskop [16]

V tabulce 1 je uvedena závislost mezi pohybem stínu červeného reflexu při různých výstupech paprskového svazku, kde se nachází daleký bod vyšetřovaného oka a jaká korekční pomůcka je použita pro dosažení neutrální situace. [14]

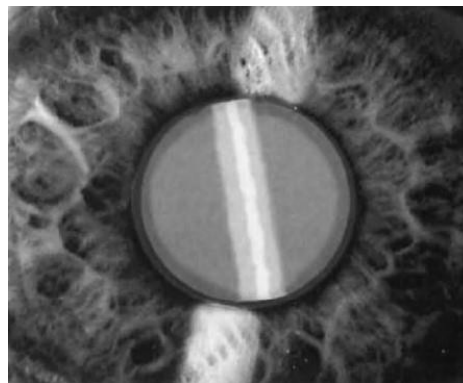
Tabulka 1: Pohyb stínu v červeném reflexu, místo dalekého bodu a vkládané neutralizační sklo v závislosti na paprskovém svazku. [14]

| Paprskový svazek | Pohyb stínu v červeném reflexu | Daleký bod | Neutralizační sklo |
|------------------|-----------------------------------|--------------|--------------------|
| Divergentní | Souběžný | Za okem | Kladné |
| Divergentní | Protiběžný | Před okem | Záporné |
| Divergentní | Neutrální | Ve skiaskopu | Žádné |
| Konvergentní | Souběžný | Před okem | Záporné |
| Konvergentní | Protiběžný | Za okem | Kladné |
| konvergentní | neutrální | Ve skiaskopu | Žádné |

Postup vyšetření astigmatismu pásovým skiaskopem se oproti bodovému liší zejména v určení hlavních řezů. Zarovnáním úzkého pásu světla promítaného na duhovku se směrem pásu červeného reflexu lze rychle a přesně určit osu jednoho z hlavních řezů. Pokud je pás světelného paprsku promítán rovnoběžně s osou skiaskopu a vycházející osvětlení nastavené na divergentní, je možné s pásovým skiaskopem pracovat stejně jako s bodovým. [14]



Obrázek 6: Stín červeného reflexu je v rovině pásu světla [9]



Obrázek 7: Osa stínu červeného reflexu nesouhlasí s osou pásu světla astigmatického oka [9]

3.1.4 Přesnost měření

Při měření může nastat chyba zejména vlivem akomodace, kdy pacient nefixuje správně předmět v optickém nekonečnu. Dále je potřeba si dát pozor na dodržování vyšetřující vzdálenosti, neboť oddálení nebo přiblížení o pouhých 7 cm znamená změnu refrakce o 0,25 D. U vysokých ametropií je rovněž důležité zohlednit vzdálenost korekčních čoček od povrchu rohovky. [14]

3.2 Oční refraktometry

Cílem očních refraktometrů je zabránit vzájemnému prolínání pozorovacího a osvětlovacího svazku paprsků. Tím se odstraní rušivé reflexní obrazy, které se nejčastěji projevují na rohovce. Pozorování bez reflexu se dosáhne oddělením osvětlovacího a pozorovacího svazku paprsku při vstupu do optického systému oka. [14]

K dosažení bezreflexního pozorování lze dosáhnout použitím různých konstrukčních typů. Například firma Rodenstock používá princip, kdy vnější kruhový prstenec osvětluje a zobrazuje testové značky na sítnici, zatímco vnitřní kruh ve středu zornice slouží pro vlastní pozorování. U Hartingerova koincidenčního refraktometru od firmy Zeiss slouží pro osvětlení a zobrazení testové značky dva půlměsíkové segmenty a kruh ve středu zornice je využit pro vlastní pozorování. [14]

3.2.1 Hardy-Astronův oční refraktometr

Tento přístroj byl jedním z prvních, u kterého bylo cílem pomocí bezreflexního pozorování dosáhnout zcela objektivních výsledků. Přístroj vychází ze systému optometru, tedy posuvného testu s oftalmoskopickou čočkou a zařízením na vyhodnocení výsledků. Při měření dochází k odražení svazku paprsků na zrcadle s kruhovým otvorem. Kruhový otvor

v zrcadle slouží pro chod paprsku určeného k samotnému vyhodnocení, zároveň musí být opatřen Rokossovým kotoučem s výměnnými čočkami. V současné době je možné se s tímto přístrojem setkat pouze v optických muzeích. [14]

3.2.2 Rodenstockův oční refraktometr

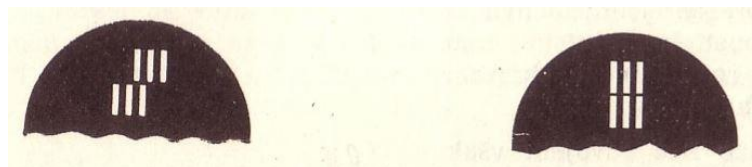
Firma Rodenstock uvedla na trh konstrukčně lepší přístroj využívající princip zaostřovacího testu, který se promítá na sítnici. Jedná se o Kühlov prismatický refraktometr s integrovaným prizmatem, pomocí kterého je možné pracovat s pevně umístěnou testovací značkou. První verze tohoto přístroje neumožňovala bezreflexní pozorování, to bylo možné až s další vylepšenou verzí od Kühle-Guilina. [14]

Přístroj umožňuje přesně stanovit parametry u astigmatických očí. Při využití prizmatu v refraktometru se výrazně zkracuje délka přístroje. Zároveň dochází při polovičním posunutí prizmatu ke stejnému efektu jako při dvojnásobném posunutí samotného testu. [14]

Dříve byl tento přístroj řazen mezi nejrozšířenější, dnes je ovšem nahrazován autorefraktometry. [14]

3.2.3 Hartingerův koincidenční refraktometr

Scheinerův pokus je založen na faktu, že lidské oko je více citlivé na rozdvojení obrazu, než na pouhém rozostření. Ovšem nejsnáze je pro oko postřehnutelný rozdíl v koincenci. Jde o rozeznání dvou úseček, jejichž konce se nedotýkají, ale jsou velmi blízko a leží na jedné přímce. Princip koincidenčního refraktometru spočívá v pozorování dvou trojic úseček na sítnici vyšetřovaného pomocí pozorovacího systému refraktometru. Ryska se stupnicí, na které se odečítá refrakční vada v dioptriích, je spojena s nastavením osvětlovacího systému. Výsledná hodnota ametropie je dána dosažením koincidence. [17]



Obrázek 8: Dvě trojice úseček při stanovení sférické ametropie [17]

Při vyšetření astigmatismu se nejprve určí osy hlavních řezů a poté jejich hodnota. Zda jde o astigmatismus je patrné při pohledu na obě trojice úseček, které se navzájem překrývají nebo jsou od sebe vzdálené stejně jako na obr. 9. [17]



Obrázek 9: Dvě trojice úseček při stanovení astigmatismu [17]

V tomto případě se přístrojem otáčí kolem optické osy do té doby, než výškový rozdíl úseček zmizí. Po zjištění osy hlavních řezů se postupuje stejně jako u sférické ametropie. [17]

3.2.4 Přesnost měření

Při měření na refraktometrech může stejně jako u skiaskopie vznikat zkreslení výsledných hodnot vlivem akomodace. Tu je možné částečně eliminovat díváním se na vzdálený předmět v optickém nekonečnu. Tím se ovšem nevyloučí akomodace u hypermetropů. Tento problém odpadá u presbyopů a pacientů s artefakií. Dále mohou chyby nastat tím, že nedochází k vyšetření refrakce bodu nejostřejšího vidění, ale excentrického bodu sítnice s jinou hodnotou refrakčního deficitu. [9; 17]

3.3 Automatické oční refraktometry

Dnes jsou pro objektivní měření refrakčních vad nejčastěji používané autorefraktometry a to zejména pro jednoduché ovládání a úspore času. Vyšetření na moderních přístrojích mnohdy nezabere ani jednu minutu. To se pozitivně projeví i na celkovém času stráveném u optometristy, jelikož naměřené hodnoty mohou posloužit jako výchozí pro subjektivní měření. Další výhodou je jednoduché ovládání a možnost měření dalších parametrů oka na jednom přístroji. Jedná se např. o keratometrii, tonometrii a pachypetrii. [14]

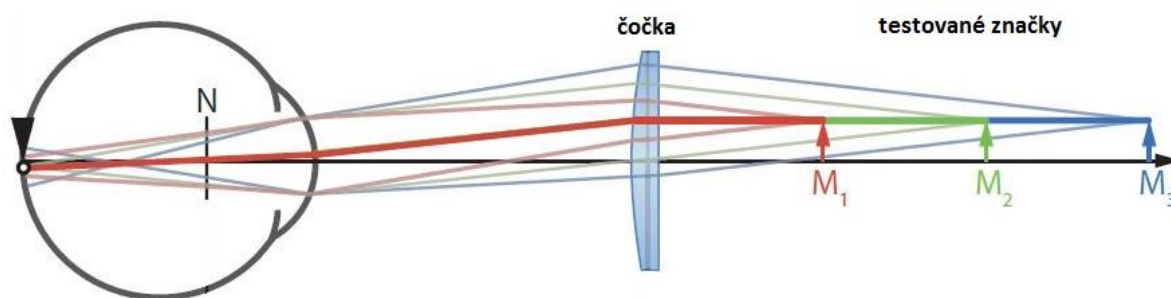
Všechny automatické oční refraktometry používají blízké infračervené záření o vlnové délce od 780 nm do 950 nm jako primární zdroj elektromagnetického záření. Záření o této vlnové délce je využíváno proto, že je účinně odraženo od sítnice. Při srovnání s viditelným světlem o vlnové délce 550 nm, kterého se od očního pozadí odrazí méně než 1 %, se infračerveného záření o vlnové délce 880 nm odrazí více než 9 %. Další důvod využití právě tohoto elektromagnetického vlnění je ten, že zobrazovací systém lidského oka je pro tyto vlnové délky necitlivý a nedokáže na ně během vyšetření jakkoliv reagovat. [9]

Autorefraktometr využívá osvětlovací paprsky a paprsky určené pro detekci. Osvětlovací paprsek se používá k osvětlení očního pozadí měřeného oka. Paprsek se na očním

pozadí rozptyluje a odráží ven z oka, kde je následně detekován a analyzován vhodnými metodami. [5]

3.3.1 Metoda nejlepšího zaostření

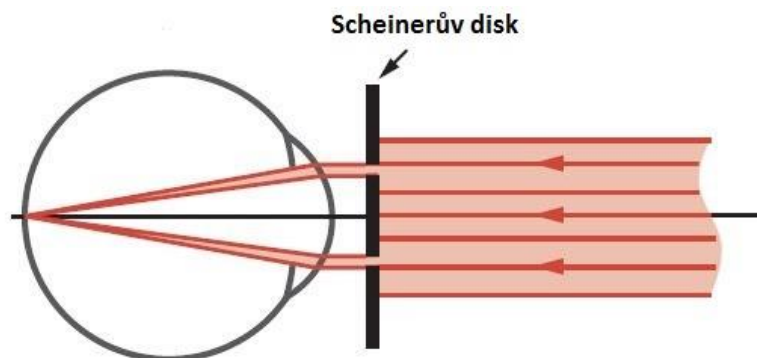
Při této metodě je zachycený obraz analyzován s ohledem na jeho kontrast a ostrost. Kontrolní signál je odvozen z dat pro nastavení polohy testované značky (objektu). V zásadě je tato metoda podobná jako u automatického ostření fotoaparátém. Badalova čočka uvnitř přístroje je umístěna tak, že její ohnisko se shoduje s uzlovým bodem oka, což je standardní provedení u optometru. Protože je vzdálenost mezi Badalovou čočkou a okem během měření konstantní, úhel dopadu hlavního paprsku je konstantní taktéž. Pokud se pohne testovací značkou podél optické osy, velikost sítnicového obrazu se v podstatě nemění. Pro oko s ametropií se sítnicový obraz jeví jako rozmazaný, pokud je testovaná značka zobrazena ostře na sítnici. Optimalizací ostrosti obrazu je možné změřit refrakci oka. [5]



Obrázek 10: Schéma promítání testovacích značek (M) do vyšetřovaného oka [5]

3.3.2 Scheinerova metoda

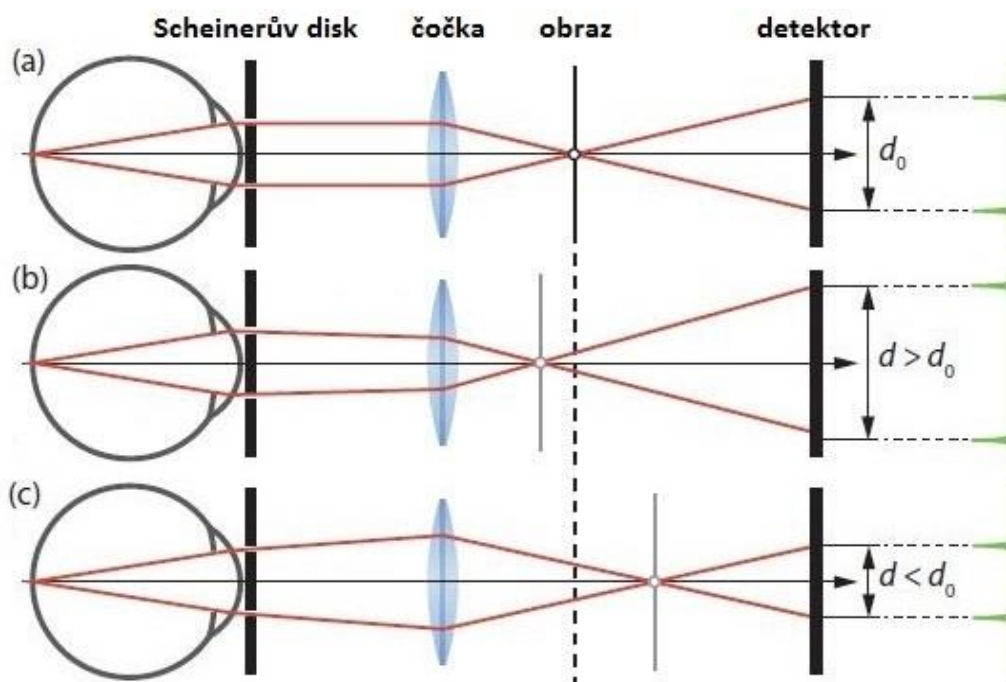
Scheinerova metoda neanalyzuje kontrast obrazu testovací značky jako u předchozí metody. Princip je založen na dvou dílčích paprscích, které vychází z paralelního svazku paprsků (obr. 11). Dílčí kruhové paprsky jsou vytvořeny kotoučem se dvěma otvory (Scheinerův disk). Po průchodu touto clonou jsou paprsky lomené do oka. U emetropického oka se ohnisko paprsků vytvoří přímo na sítnici, kde se zobrazí pouze jeden kruhový sítnicový reflex. U myopického oka se ohnisko vytvoří před a u hypermetropického oka za sítnicí. V takovém případě vznikají na sítnici dva reflexy. Pro určení astigmatismu musí být orientace otvorů upravena podle měřených meridiánů. Vyhodnocením sítnicových reflexů je možné změřit refrakci oka. Tuto metodu využívají např. přístroje firmy Nidek. [5]



Obrázek 11: Průchod paprsků skrz Scheinerův disk [5]

3.3.3 Metoda vychýlení paprsků

Při této metodě se systémem optometru skrz Scheinerův disk zobrazí na sítnici testovaná značka s co největší hloubkou ostrosti. Pro proces měření je důležité, aby byl sítnicový reflex vždy ostrý. Před tím než paprsek sítnicového reflexu opustí oko, dojde k jeho posunu vlivem optických prostředí oka (obr. 12). V závislosti na refrakční vadě je vycházející svazek buď paralelní (emetropické oko), divergentní (hypermetropické oko) nebo konvergentní (myopické oko). Pomocí oftalmoskopické čočky dojde k zaostření obou vyšlých svazků do mezilehlé zobrazovací roviny a k vyhodnocení na fotodetektoru. [5]



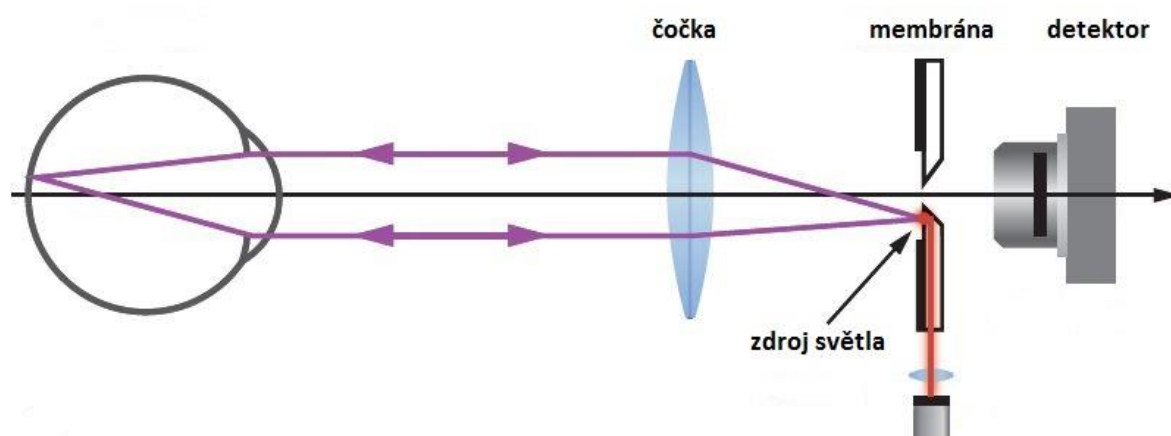
Obrázek 12: Princip metody vychýlení paprsku u emetropického (a), myopického (b) a hypermetropického (c) oka [5]

3.3.4 Metoda velikosti obrazu

Hlavní rozdíl této metody oproti ostatním je ten, že využívá systému optometru, kde se obrazové ohnisko Badalovy čočky nekryje s uzlovým bodem, ale spíše s ohniskem oka. Pokud se testovací značka zobrazí právě v ohnisku Badalovy čočky, vytvoří se na sítnici ostrý obraz. V případě ametropie se ovšem velikost sítnicového obrazu změní, čehož tato metoda využívá pro měření refrakční vady. [5]

3.3.5 Šlírová metoda

U této metody jsou paprsky soustředěny na okraj speciální membrány, která zahrnuje čtyři úzké čtvercové klíny a zároveň slouží jako zdroj světla (obr. 13). Infračervené paprsky jsou promítnuty a zaostřeny na sítnici pomocí Badalovy čočky. Sítnicový reflex je zpětně zobrazen skrz čočku do roviny membrány. Badalova čočka v tomto uspořádání slouží jako oftalmoskopická a zároveň jako čočka optometru. V závislosti na kvalitě (ostrosti) vytvořeného obrazu jsou některé paprsky zaostřeny přímo na detektor a některé jsou zachyceny na speciální membráně. V případě, že zdroj světla leží v dalekém bodě měřeného oka, zpětně odražené paprsky se vrací do bodu zdroje světla a detekovaný signál je minimální. Pokud tomu tak není, membrána se pohybuje v axiálním směru až do dosažení nulové polohy. [5]



Obrázek 13: Princip šlírové metody [5]

3.3.6 Metoda skiaskopie

Princip této metody je velmi podobný jako u pásové skiaskopie. Tento koncept se stal základem pro vývoj autorefraktometrů. První přístroj byl v podstatě automatická verze klasické skiaskopie, kdy měření končilo nalezením neutrálního bodu. Klasická metoda skiaskopie byla ovšem rychle nahrazena měřením rychlosti sítnicového reflexu v zornici,

z čehož lze vypočítat refrakční stav oka. To přinášelo jak nákladové tak časové úspory oproti první verzi. Proto je v dnešní době používán u všech přístrojů založených na metodě skiaskopie. [5]

3.3.7 Omezení autorefraktometru

Autorefraktometry mají v praxi určitá omezení a výsledné hodnoty mohou být z několika důvodů ovlivněny. Jedním z limitů je jeho rozsah. Přibližné maximální hodnoty, které je možné změřit u hypermetropů jsou 23 D, 20 D u myopů a 12 D u cylindru. Dále může být měření ovlivněno nesprávnou kalibrací, příliš malou zornicí (pod 2–3 mm), zakalením optických médií oka (katarakta), nepravidelným zakřivením rohovky (keratokonus, rohovka po chirurgickém refrakčním zákroku), špatným sítnicovým reflexem (odchlípení sítnice, retinopatie) a akomodačními abnormalitami (akomodační křeč). U osob s aktivním akomodačním systémem mohou být na autorefraktometru naměřené hodnoty více mínusové oproti skiaskopii či subjektivní metodě. Na druhou stranu mohou být výsledné hodnoty i více do plusu. Důvodem může být rušivý efekt způsobený na rozhraní sklivce a sítnice. Mezi nevýhody patří i neschopnost posouzení binokulárního vidění. [5; 9]

To jestli akomodace opravdu ovlivňuje objektivní měření je předmětem studie z roku 2006, ve které bylo pomocí 3 různých autorefraktometrů změřeno 117 dětí s věkovým průměrem 9,7 let. Měření bylo provedeno bez a poté s cykloplegií. Měření bylo prováděno na přístrojích Retinomax K plus 2 (Nikon), Canon RK10 autorefraktometr (Canon) a WR-5100K (Grand Seiko). Výsledné hodnoty byly převedeny na sférický ekvivalent a byly porovnávány se subjektivním měřením. Bylo zjištěno, že při měření bez cykloplegie měli všechny 3 autorefraktometry tendenci vykazovat hodnoty více mínusové. Při měření v cykloplegii byly výsledné hodnoty přesnější. [18]

4 Subjektivní měření refrakčních vad oka

Na základě objektivního měření následuje subjektivní stanovení refrakční vady oka. Refrakční vady lze určit i bez předchozí objektivní zkoušky, tím se ovšem celý proces měření prodlouží. [19]

4.1 Vyšetřovací pomůcky

4.1.1 Sada zkušebních čoček

Sada zkušebních čoček se vyrábí v různém provedení. Základní sady ve formě kufříku (obr. 14) obsahují pár sférických čoček nejčastěji do optické mohutnosti ± 20 D, které se při měření mohou kombinovat pro získání větší nebo správné optické mohutnosti. Optická mohutnost sférických čoček se běžně zvyšuje do ± 4 D po 0,25 D, do ± 8 D po 0,5 D a u hodnot od ± 8 D po 1 D. Cylindrické čočky jsou obsaženy do hodnot ± 10 D a mohou být stejně jako sférické čočky kombinovány. Odstupňování u cylindrických čoček je do ± 4 D po 0,25 D a poté po 0,5 D. Osy na cylindrických čočkách jsou znázorněny barevnou značkou. Dále by sada měla obsahovat prizmatické čočky, červený a zelený filtr, centrovací kříže, dvojice kruhových clon, štěrbinu o šířce 1 – 1,5 mm, Maddoxův cylindr a okluzní a matové clony. [9; 14]

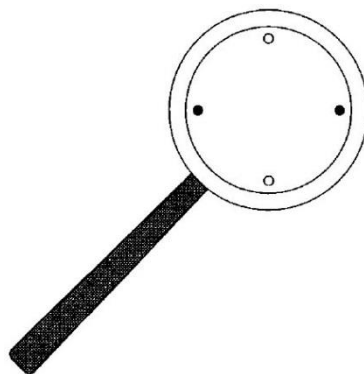


Obrázek 14: Sada zkušebních čoček [20]

4.1.2 Jacksonův zkřížený cylindr (JCC)

Tato technika byla pro stanovení cylindrické hodnoty poprvé popsána Edwardem Jacksonem v roce 1887. Pro stanovení osy cylindru až o 20 let později. JCC (obr. 15) je tvořen objímkou, ve které jsou dvě na sebe kolmé plan-cylindrické čočky. Tyto čočky mají dvojnásobnou hodnotu cylindru než sféra s opačným znaménkem. Dostupné jsou varianty v hodnotách $\pm 0,25$ D, $\pm 0,5$ D, $\pm 0,75$ D a $\pm 1,0$ D. Odlišit minusovou a plusovou osu lze

pomocí teček či čárek. Pro minusovou osu se nejčastěji používá červená barva a pro plusovou bílá. [9; 14; 21]



Obrázek 15: Jacksonův zkřížený cylindr [9]

4.1.3 Astigmatická zkušební obruba

Astigmatická zkušební obruba, ať v plastovém či kovovém provedení, slouží jako nosič zkušebních čoček při měření. Konstrukci tvoří pevná nosná část s měřítkem pro měření vzdálenosti zornic, po které se posouvají dvě očnice. Očnice jsou opatřeny stupnicí udávající osu cylindrické čočky a čtyřmi úchytkami pro vkládání zkušebních čoček, se kterými lze otáčet. Dále je součástí zkušební obruby nastavitelný nosník a stranice, u kterých lze měnit inklinaci a odečítat vzdálenost mezi zkušebními čočkami a přední plochou rohovky. V závislosti na modelu je možné ke zkušební obrubě přikoupit polarizační předsádky či filtry. Výhodou zkušební obruby je možnost vyzkoušet finální korekci například při chůzi. Mezi nevýhody patří vyšší váha způsobující otlaky na kořeni nosu. Zejména u vyšetřovaných osob s ametropií, kdy je ve zkušební obrubě více zkušebních čoček najednou. [9; 14]

4.1.4 Forofter

Forofter je optické zařízení slučující nadstandartní vybavení sady zkušebních čoček s jejím použitím. Je tvořen několika pouzdry s rekosovými kotouči, které vzájemnou kombinací dosahují požadované optické mohutnosti. Ke stanovení osy a hodnoty cylindru obsahuje forofter Jacksonovy cylindry. Pro správné nastavení vzdálenosti zornic slouží čočky s centračním křížem. Dále je forofter vybaven všemi filtry, clonami apod., které jsou potřeba pro stanovení optimální korekce včetně akomodačního vyvážení a korekce heteroforie. Po skončení měření se doporučuje výsledné hodnoty vsadit do zkušební obruby a případně sféricky dokorigovat, neboť při měření může nastat ovlivnění výsledků vlivem přístrojové myopie. Mezi přednosti forofteru patří zejména rychlost s jakou lze měnit optickou

mohutnost zkušebních čoček, což se pozitivně projeví na celkovém času stráveném ve vyšetřovně. [14]

4.2 Optotypy

Optotyp je soubor znaků, které slouží pro získání vizu měřeného oka. Znaky jsou vždy seřazené od největších po nejmenší. Optotypy se liší rozdílnými znaky, provedením, odstupňováním a vyšetřovací vzdáleností, na kterou jsou určeny. [14]

4.2.1 Odstupňování

Od roku 1909 se používá mezinárodní zkušební tabulka s **aritmetickým odstupňováním** decimálních zlomků. Členy aritmetické řady, odpovídající vizu, se zvyšují od 0,1 do 1,0 po jedné desetině a poté po 0,5 do čísla 2,0. Ve zlomkovém zápise je v čitateli měřicí vzdálenost a ve jmenovateli vzdálenost, ve které by se měřenému klientovi mělo kritérium znaku jevit pod úhlem $1'$. [7; 14]

Roku 1972 se začalo používat **logaritmické odstupňování**, kdy se velikost znaků optotypu mění na každém řádku o faktor $\sqrt[10]{10}$. Používaná modifikace tohoto optotypu je známa jako ETDRS. [7; 14]

Občas je možné se setkat se **Snellenovým odstupňováním**, které je známé od roku 1890. Tyto optotypy obsahují řádky s vizem 0,1; 0,16; 0,25; 0,33; 0,5; 0,66; 1,0; 1,33 a 2,0. [14]

4.2.2 Znaky

Landoltovy kruhy

Za nejobjektivnější vyšetřovací znak je považován Landoltův kruh (Landoltovo C), které se skládá z kruhu s výřezem připomínající písmeno C (obr. 16 a). Výřez v kruhu a tloušťka čáry znaku odpovídá $1/5$ celkové výšky znaku. U tohoto znaku je nejmenší pravděpodobnost (přibližně 12,5 %) toho, že klient polohu znaku uhádne. Štěrbina kruhu je při měření orientována do čtyř hlavních a čtyř šikmých směrů. [9; 14]

Pflügerovy háky

Tyto znaky vypadají jako písmeno E (obr. 16 b) se používají zejména u dětí a negramotných. Znak je při měření orientován do čtyř hlavních směrů a pravděpodobnost uhádnutí je 25 %. Existují ovšem modifikace, kdy je znak orientován i do šikmých směrů.

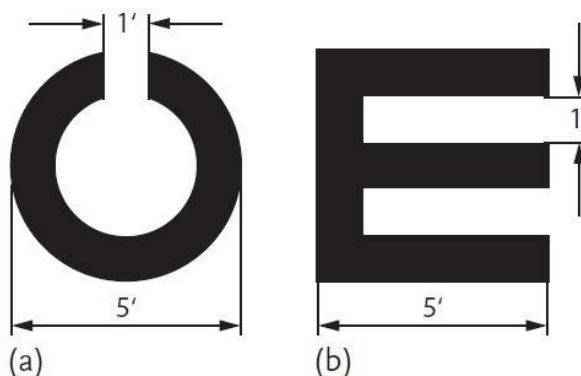
Písmeno E má většinou všechny tři větve stejně dlouhé, vyskytují se ovšem i znaky, které mají prostřední větev o jednu jednotku kratší než dvě vnější. [9; 14]

Písmena

Většina písmen navržená pro testy zrakové ostrosti jsou založena na mřížkovém modelu, kde jsou písmena pět jednotek vysoké a obvykle i široké. Občas se ale používají písmena s šířkou čtyř nebo šesti jednotek. [9]

Obrázky

Obrázkové optotypy se používají pro určení zrakové ostrosti u dětí. Používají se motivy, které jsou dětem dobře známy (židle, hrneček, klíč). Mimo obrázkových optotypů lze u dětí použít např. Pflügerovy háky nebo test založený na stejném principu, kdy se místo písmene E používá černá ruka. [14]



Obrázek 16: Znaky používané u optotypů - (a) Landoltův kruh, (b) písmeno E [5]

4.2.3 Konstrukční provedení

Tištěné

Tištěné optotypy jsou nejlevnější a nejjednodušší ze všech konstrukčních provedení. Jsou tištěné na papírovém kartonu či umělohmotných deskách. Důležité je, aby pozadí optotypu nebylo zažloutlé, ale bílé. [14]

Světelné

Jedná se o světelnou skříň, která je osvětlena ze zadní strany. Často mají více částí s různými testovými znaky, které se při měření postupně rozsvěcejí. Některé světelné optotypy určené pro měření malých dětí obsahují pouze znaky obrázků nebo Pflügerovy háky, jiné mohou být pouze se znaky písmen apod. Existují ovšem optotypy, které mají více variací testů včetně testů na akomodační vyvážení. [14]

Projekční

Projekční optotyp je v podstatě diaprojektor, ve kterém se diapozitivy střídají pomocí revolverových zásobníků. Optotypy tohoto konstrukčního provedení nabízí širokou škálu

testových znaků. Od znaků pro měření zrakové ostrosti u dětí až po testy sloužící pro korekci strabismu. Důležité je také osvětlení místnosti při měření, které by mělo být alespoň 400 lx. Práce s polarizačními testy vyžaduje stínítko s metalickým povrchem a polarizační předsádky na astigmatické zkušební obrubě. Moderní přístroje jsou určeny pro vyšetřovací vzdálenost 5 – 6 m a ovládají se dálkovým ovladačem. [14]

LCD

LCD optotypy se v dnešní době stávají oblíbenějšími a nahrazují dříve popsané konstrukční provedení optotypů. Jejich doménou je především rozsah testů, které nabízí. Nejmodernější LCD optotypy obsahují téměř všechny testy zrakové ostrosti, binokulární testy, testy barvocitu, kontrastní citlivosti, Maddoxův test, MKH metodu atd. Oproti projekčním optotypům pracuje LCD optotyp s pozitivní polarizací, kdy jsou polarizované testovací znaky. Dále je možné zakrývání v řádku, sloupci nebo jednotlivých znaků. Některé optotypy lze dokonce propojit s foropterem či počítačem a ukládat získaná data. [22]

4.3 Metody subjektivního měření

Po důkladné anamnéze a přizpůsobení zkušební obruby se zjistí naturální vizus obou očí zvláště i dohromady. Poté se provádí monokulární subjektivní měření, které zahrnuje zjištění nejlepší sféry a astigmatismu. Jedno oko se zakryje okluzní clonou a před druhé se předsadí nejprve spojná a následně rozptylná čočka. Při předsazení spojné čočky se optometrista ptá, zda je obraz stejný či horší. Při odpovědi stejný jde o hypermetropické oko. Pokud zní odpověď horší, jedná se o oko emetropické nebo myopické. Při předsazení rozptylné čočky se ptá, zda je obraz lepší či stejný. Při odpovědi lepší se jedná o oko myopické. Pokud zní odpověď stejné (nebo dokonce horší), jedná se o oko emetropické nebo hypermetropické. [9]

4.3.1 Zamlžovací metoda

Nejlepším způsobem vyřazení akomodace během vyšetření sférické ametropie je posunutí ohniska dopadajících paprsků skrz optické prostředí oka před sítnici spojnou čočkou. Akomodační systém oka je totiž schopný posouvat ohnisko paprsků pouze směrem ven z oka. Předsazuje se hodnota spojné čočky, se kterou je dosaženo zamlžení na optotypu 0,2 až 0,16. U oka s hypermetropií, složeným hypermetropickým nebo smíšeným astigmatismem musí předsazovaná spojná čočka posunout před sítnici všechna ohniska. U oka s myopií nebo složeným myopickým astigmatismem se ohniska již střetávají před sítnicí. V případě vysoké myopie, kdy je zraková ostrost nižší než požadovaný vizus, může být

předsazena rozptylná čočka. Její dioptrická hodnota však musí být nižší než korekce ohnisek před sítnicí. [9]

Dalším krokem je postupné odmlžování předsazováním čoček s dioptrickou hodnotou -0,25 D dokud se nedosáhne nejlepšího možného vizu. Je důležité si uvědomit, že hypermetropie se koriguje spojnou čočkou s nejvyšší optickou mohutností a myopie rozptylnou čočkou s nejnižší optickou mohutností, se kterou je dosaženo nejlepšího vizu. [9]

4.3.2 Vyšetření astigmatismu

Před vyšetřením astigmatismu je potřeba mít stanovenou nejlepší sféru, kdy se kroužek nejmenšího rozptylu nachází na sítnici. [9]

Zamlžovací metoda

Pro měření očního astigmatismu zamlžovací metodou se používá astigmatický vějíř, případně půl vějíř. Do astigmatické zkušební obruby se vloží spojná čočka, která posune obě ohniska před sítnici. Tím vznikne složený myopický astigmatismus. Vyšetřovaný s astigmatismem vnímá jednu z čar vějíře ostřeji. Rozptylné cylindrické čočky se vkládají do astigmatické zkušební obruby kolmo k ostřeji vnímané čáře, dokud není celý vějíř vnímán ostře. Je-li potřeba, může se během vyšetření přidat spojná sférická čočka pro zvýšení zamlžení. [14; 19]

Metoda zkřížených cylindrů

Měření metodou zkřížených cylindrů se provádí na kulatém znaku nebo za použití bodového testu. Pokud optometrsta nemá z objektivního měření přibližnou astigmatickou hodnotu a osu, začíná se vždy určením osy cylindru. [9; 14]

Zkřížený cylindr se nejprve předloží záporným cylindrem do osy 180° a poté pouhým protočením mezi prsty do osy 90° . Při předsazení zkříženého cylindru se vyšetřující vždy ptá, zda je lepší obraz 1 nebo 2. Poté se záporný cylindr předsadí do osy 45° a protočením do osy 135° . Výsledná osa se pohybuje v rozmezí 45° mezi osami, u kterých vyšetřovaný odpověděl, že je obraz lepší. Mezi tyto zjištěné osy se vloží cylindrická čočka -0,25 D. Dále se prodloužená rukojeť zkříženého cylindru vloží do osy cylindrické čočky a protočí se mezi prsty. Pokud bude jeden obraz lepší než druhý, pootočí se osa cylindrické čočky ve směru záporného cylindru, dokud nebudou oba obrazy stejné. [9; 14]

Hodnota cylindru se určuje předsazením zkříženého cylindru do osy cylindrické čočky. Pokud se obraz jeví lepší se zápornou osou zkříženého cylindru, zvýší se hodnota cylindrické čočky. Pokud se jeví lepší s kladnou osou, sníží se. Výsledná cylindrická hodnota je získána pokud se obrazy jeví stejně. Nesmí se ovšem zapomenout na to, že s každou

cylindrickou čočkou o hodnotě $-0,5$ D se přidává $+0,25$ D ke sférické hodnotě. Po skončení vyšetření metodou zkřížených cylindrů je dobré ještě jemně sféricky dokorigovat každé oko zvlášť. Nakonec by se po předsazení zkušební čočky o optické mohutnosti $+0,25$ D mělo vidění zamlžit a po předsazení $-0,25$ D by nemělo dojít ke zlepšení zrakové ostrosti. [9]

4.3.3 Akomodační vyvážení

Veškerý postup popsany dříve je aplikovaný před jedním okem, zatímco druhé je okludované clonou. Během binokulárního akomodačního vyvážení pozorují test na optotypu zároveň obě oči. Testů na akomodační vyvážení je nepřehledné množství. Některé lze provádět pouze se standardním vybavením sady brýlových čoček a jakýmkoli optotypem. U jiných je vyžadován polarizovaný optotyp včetně polarizačních předsádek. [9]

Humphrissova metoda

Tuto metodu popsali roku 1962 Humphriss a Woodruff. Je založena na rozdílném kontrastu při zamlžení jednoho oka. Při vyšetření se nejprve před levé oko předsadí sférická čočka o optické mohutnosti $+0,75$ D, čímž dojde k zamlžení oka. Před pravé oko vyšetřovaného se nejprve předsadí sférická čočka o optické mohutnosti $+0,25$ D a poté o optické mohutnosti $-0,25$ D. U spojné čočky se ptáme, zda je vidění horší nebo stejné. Pokud odpoví stejné, zkušební čočka se umístí do zkušební obruby. Při odpovědi horší se neprovádí žádná změna. U rozptylné čočky je kladena otázka, zda je vidění lepší či stejné. Při odpovědi lepší, se zkušební čočka přidá ke stávající korekci pravého oka. Pokud odpoví stejné, odmlží se pravé oko a to samé se opakuje u oka levého. [23]

Polarizační testy

Polarizace se pro měření refrakčních vad oka začala používat od roku 1939. Polarizované optotypy s polarizačními předsádkami umožňují zobrazit určité znaky pouze pravému oku a jiné pouze levému. Je-li na optotypu znak nepolarizovaný, je viděn oběma očima zároveň i přes polarizační předsádky. Takto funguje například třířádkový test, kdy prostřední řádek je viděn oběma očima a okrajové jsou vnímány každým okem zvlášť. Testy na bázi polarizace jsou často kombinovány s červenozelenými testy, jako je tomu např. u Cowenova testu. Červenozelené testy umožňují posoudit akomodační vybalancování podle poloh chromatických ohnisek. [9]

4.3.4 Stanovení korekce do blízka

Korekce do blízka se stanovuje nejčastěji na vzdálenost 40 cm postupným vkládáním spojných zkušebních čoček do astigmatické zkušební obruby ke korekci na dálku.

Na vyšetření se používají Jägerovy tabulky, což je v podstatě zmenšený optotyp s upravenou úhlovou velikostí. Měření probíhá binokulárně a vždy s předsazenou korekcí na dálku. [14]

5 Praktická část

5.1 Úvod praktické části

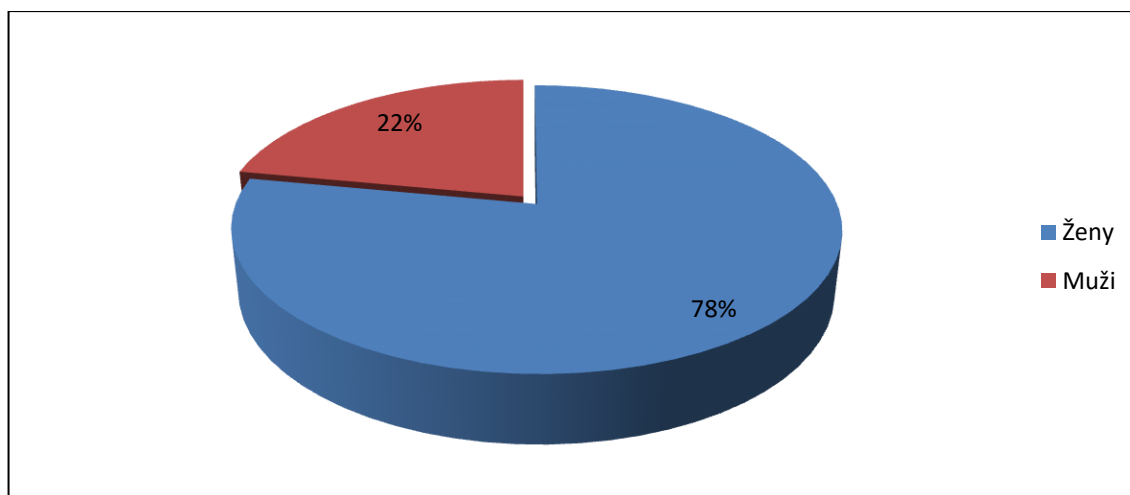
Cílem praktické části je u statistického množství osob provést změření refrakčních vad oka nejprve objektivní metodou, ke které byl použit moderní autorefraktometr, a následně bez ohledu na získaná data provést subjektivní měření refrakčních vad oka metodou zamlžení. Poté naměřené hodnoty porovnat a vyhodnotit.

V praxi jsem se již setkal s předepisováním hodnot získaných pouze objektivním měřením do korekční pomůcky. Proto je dalším cílem pokusit se vyvrátit či potvrdit dojem, že objektivní měření je dostačující pro předepsání konečné korekce.

5.2 Metodika

5.2.1 Měřené osoby

Veškeré měření proběhlo na FBMI ČVUT od listopadu 2015 do března 2016. Celkem jsem naměřil 50 osob (100 očí) ve věkovém rozmezí od 20 do 34 let, jejichž věkový průměr činí 23,5 let. Ve vzorku měřených osob bylo 39 žen a 11 mužů. Zastoupení žen a mužů je znázorněné na obr. 17. Výběr měřených osob byl náhodný a spadaly do něj jak osoby s již korigovanou refrakční vadou, tak osoby, které tyto vady korigované neměly.



Obrázek 17: Procentuální zastoupení žen a mužů

5.2.2 Pomůcky a postup měření

Postup měření probíhal u každé osoby stejně a začínal anamnézou. Poté následovalo objektivní měření refrakčních vad oka. Pro tento účel jsem použil přístroj Auto Kerato-

Refrakto-Tonometr TRK-1P od japonské firmy Topcon (obr. 18). Přístroj mimo měření refrakčních vad dokáže zpracovat data keratometrie, pachymetrie a tonometrie. Do vyhodnocení tonometrie se zároveň započítávají data pachymetrie, aby nedocházelo ke zkreslení výsledných hodnot. Objektivní měření trvá pouhých pár vteřin a je plně automatizované. Spouští se jedním stisknutím tlačítka a průběh lze pozorovat na barevné LCD obrazovce. Každé oko bylo proměřeno třikrát a použit byl vždy průměr z těchto měření.



Obrázek 18: Auto Kerato-Refrakto-Tonometr TRK-1P [24]



Obrázek 19: LCD optotyp CC-100XP [22]

Po objektivním měření následovalo subjektivní měření, které jsem stanovil na LCD optotypu CC-100XP od firmy Topcon (obr. 19). Dále jsem použil sadu zkušebních čoček společně se zkušební astigmatickou obrubou Oculus a Jacksonův zkřížený cylindr. Jako první jsem stanovil naturální vizus každého oka zvlášť i binokulárně. Dále jsem monokulárně pomocí spojné a rozptylné čočky určil, zda se jedná o hypermetropické či myopické oko. V případě hypermetropie jsem pokračoval v měření zamlžovací metodou. Přítomnost astigmatismu jsem stanovil metodou Jacksonova zkříženého cylindru a bodového testu na LCD optotypu. Provedl jsem sférické dokorigování a ověření na červozeleném monokulárním testu. K akomodačnímu vyvážení jsem zvolil Humphrissovou metodu, případně třířádkový polarizovaný test či polarizovaný červozelený Cowenův test.

5.2.3 Metody statistické analýzy

Pro statistické porovnání byl použit Studentův t-test, konkrétně Dvouvýběrový párový t-test na střední hodnotu se stanovenou hladinou významnosti (p) 5 %. V případě, že je hladina významnosti vyšší než 5 %, nelze nulovou hypotézu zamítnout. [25]

Naměřené hodnoty ve sféro-cylindrickém zápisu byly pro statistickou analýzu převedeny podle vzorců 4, 5 a 6 na nezávislé vektory lámavosti M , J_0 a J_{45} . Vektor M představuje sférický ekvivalent, J_0 vertikální Jacksonův zkřížený cylindr (v ose 0°) a J_{45}

šikmý Jacksonův zkřížený cylindr (v ose 45 °). Pro výpočet těchto vektorů je potřeba znát sférickou hodnotu $S(D)$, hodnotu cylindru $C(D)$ a osu cylindru α (°). Veškeré výpočty byly provedeny pomocí programu Microsoft Excel 2010. [26]

$$M = S + \frac{C}{2} \quad (4)$$

$$J_0 = \left(-\frac{C}{2}\right) \cos(2\alpha) \quad (5)$$

$$J_{45} = \left(-\frac{C}{2}\right) \sin(2\alpha) \quad (6)$$

5.3 Hypotézy

Před začátkem měření praktické části jsem stanovil hypotézy, které vychází z praxe získané během studia. Nulové hypotézy jsou stanoveny pro statistickou analýzu. V samotném závěru práce se pokusím tyto hypotézy potvrdit či vyvrátit.

5.3.1 Nulové hypotézy

- H_{01} - Rozdíl středních hodnot objektivního a subjektivního měření je stejný.
- H_{02} - Rozdíl středních hodnot vektoru M objektivního a subjektivního měření je stejný.
- H_{03} - Rozdíl středních hodnot vektoru J_0 objektivního a subjektivního měření je stejný.
- H_{04} - Rozdíl středních hodnot vektoru J_{45} objektivního a subjektivního měření je stejný.

5.3.2 Vlastní hypotézy

- H_1 - Předpokládám, že hodnoty získané objektivním a subjektivním měřením se budou minimálně v 80 % případů lišit.
- H_2 - Předpokládám, že hodnoty získané objektivním měřením u hypermetropických očí budou oproti subjektivně naměřeným hodnotám nižší alespoň v 80 % případů.
- H_3 - Předpokládám, že hodnoty získané objektivním měřením u myopických očí budou oproti subjektivně naměřeným hodnotám vyšší alespoň v 50 % případů.
- H_4 - Předpokládám, že objektivní metodou bude alespoň v 50 % případů naměřená cylindrická hodnota u astigmatismu vyšší než u subjektivní metody.

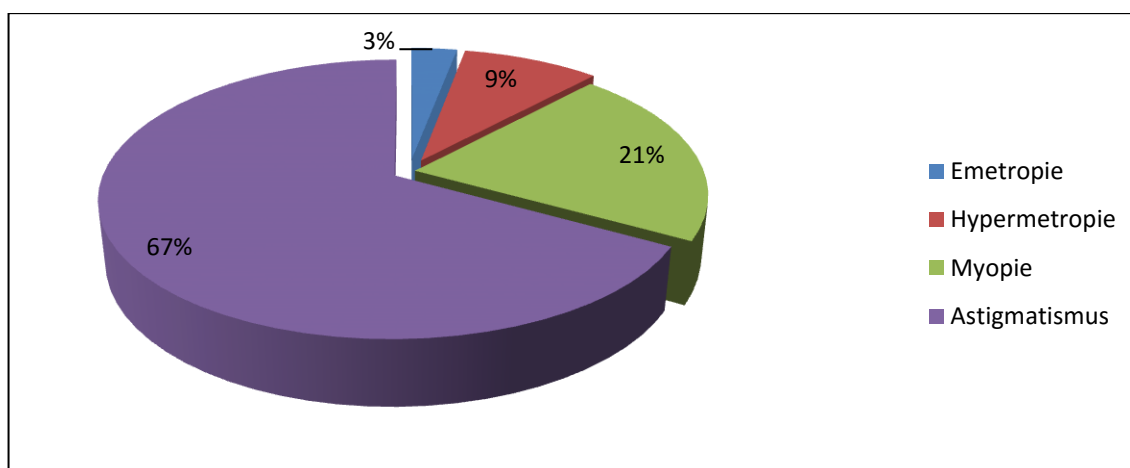
- H_5 - Předpokládám, že největší zastoupení refrakční vady bude astigmatismus. A to jak u objektivního, tak subjektivního měření.

5.4 Výsledky

Při vyhodnocování výsledků jsem bral v potaz každé oko zvlášť, jelikož ne všechny osoby měly stejnou refrakční vadu na obou očích.

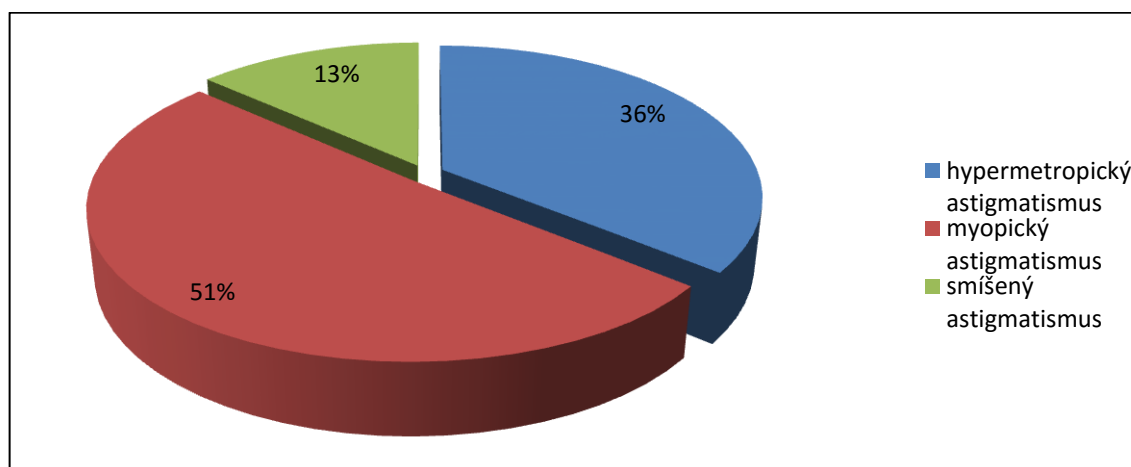
5.4.1 Objektivní měření refrakčních vad

Objektivním měřením byla u 3 očí změřena emetropie. U 30 očí byla naměřena sférická ametropie, z toho 9 očí bylo hypermetropických a 21 očí myopických. U zbylých 67 očí byl naměřen astigmatismus. Zastoupení refrakčních vad je znázorněné na obr. 20.



Obrázek 20: Zastoupení refrakčních vad podle objektivní refrakce

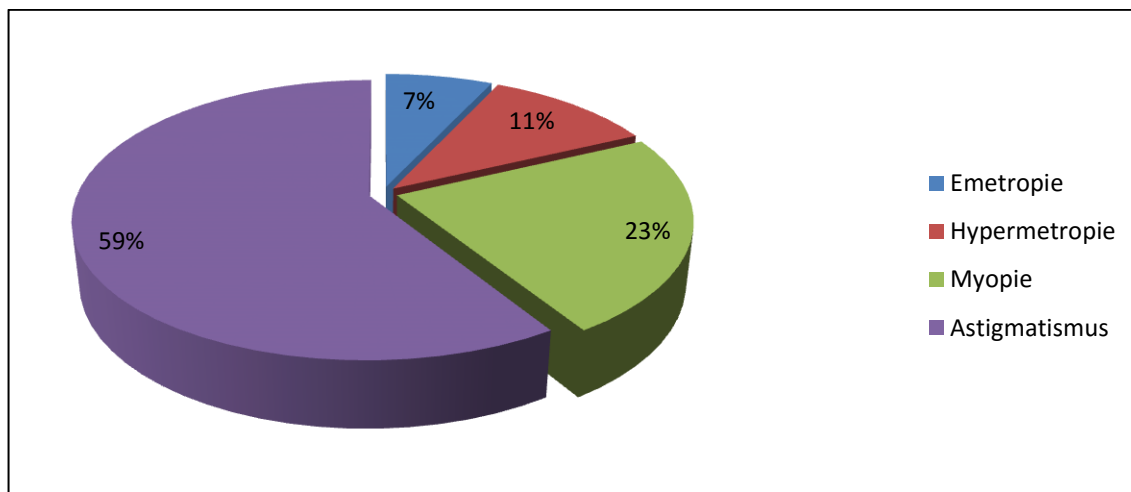
Hypermetropický astigmatismus (jednoduchý i složený) byl naměřen u 24 očí, myopický astigmatismus (jednoduchý i složený) u 34 očí a smíšený astigmatismus u 9 očí. Zastoupení astigmatismu podle sférické refrakční vady je znázorněné na obr. 21.



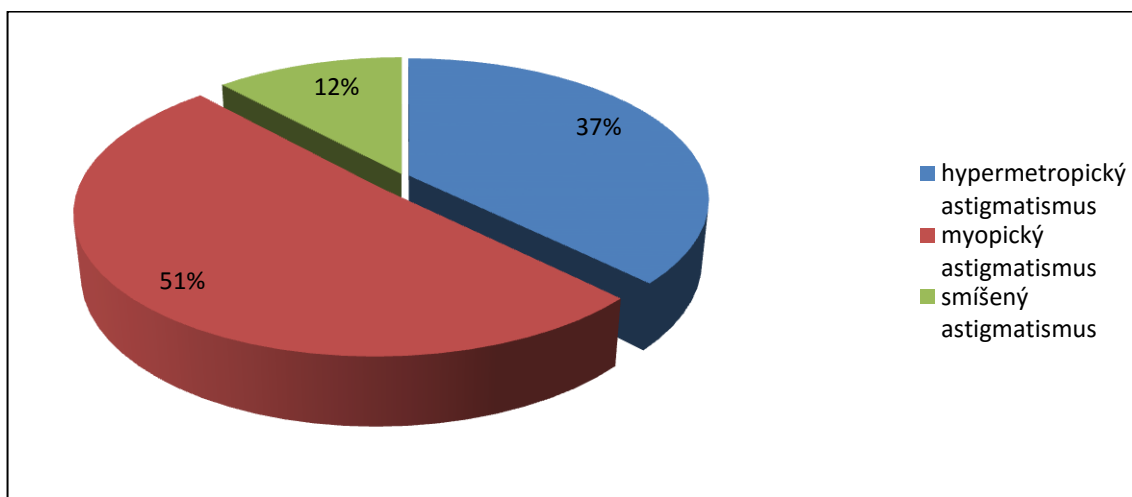
Obrázek 21: Rozdělení astigmatismu v závislosti na sférické refrakční vadě podle objektivní refrakce

5.4.2 Subjektivní měření refrakčních vad

Subjektivním měřením byla emetropie naměřena celkem u 7 očí. Sférická ametropie u 34 očí, z toho 11 očí bylo hypermetropických a 23 očí myopických. Astigmatismus byl naměřen u 59 očí. Hypermetropický astigmatismus (jednoduchý i složený) byl naměřen u 22 očí, myopický astigmatismus (jednoduchý i složený) u 30 očí a u zbylých 7 očí byl naměřen astigmatismus smíšený. Zastoupení refrakčních vad včetně rozdělení astigmatismu je znázorněné na obr. 22 a 23.



Obrázek 22: Zastoupení refrakčních vad podle subjektivní refrakce



Obrázek 23: Rozdělení astigmatismu v závislosti na sférické refrakční vadě podle subjektivní refrakce

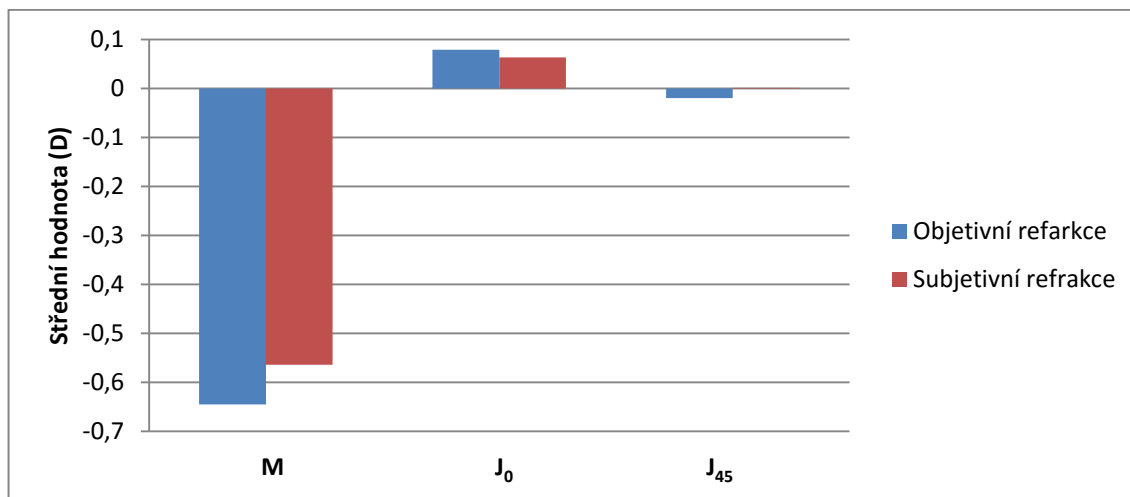
5.4.3 Statistická analýza nulových hypotéz

Tato část analýzy se zabývá statistickým porovnáním objektivního a subjektivního měření refrakčních vad oka na základě středních hodnot vektorů M , J_0 a J_{45} . Výchozí data pro zpracování statistické analýzy jsou zobrazeny v tabulce 2.

Tabulka 2: Výchozí hodnoty pro stanovení statistické analýzy.

| | Objektivní měření | | | Subjektivní měření | | |
|--------------------------------|-------------------|-------|----------|--------------------|-------|----------|
| | M | J_0 | J_{45} | M | J_0 | J_{45} |
| Střední hodnota (D) | -0,645 | 0,079 | -0,020 | -0,564 | 0,063 | 0,001 |
| Rozptyl (D) | 3,337 | 0,041 | 0,012 | 3,713 | 0,016 | 0,005 |
| Směrodatná odchylka (D) | 1,827 | 0,203 | 0,112 | 1,927 | 0,125 | 0,070 |

Na obr. 24 jsou znázorněny střední hodnoty pro Dvouvýběrový párový t-test na střední hodnotu, u kterého byla stanovena hladina významnosti 5 %. U první nulové hypotézy H_{01} se porovnávaly střední hodnoty všech lámavých vektorů. V případě hypotéz H_{02} , H_{03} a H_{04} se porovnával každý vektor zvlášť. Na obr. 24 jsou znázorněny střední hodnoty vektorů.



Obrázek 24: Střední hodnoty vektorů M , J_0 a J_{45} naměřené objektivní a subjektivní metodou

V případě hypotézy H_{01} hladina významnosti činí 42 %. Jelikož převyšuje 5 %, není možné tuto hypotézu zamítnout. Statisticky tedy vychází, objektivní a subjektivní měření refrakčních vad oka je stejný.

U hypotézy H_{02} byly statisticky porovnávány střední hodnoty vektoru lámavosti M u objektivního a subjektivního měření. Hladina významnosti činí 9,8 %. Opět převyšuje 5% hranici a hypotézu nelze zamítnout.

Hypotéza H_{03} předpokládá statistickou rovnost u vektoru lámavosti J_0 pro objektivní a subjektivní měření. I zde je hladina významnosti vyšší než stanovených 5 %. Konkrétně 21,3 % a tudíž hypotézu nelze zamítnout.

U nulové hypotézy H_{04} , která statisticky porovnává střední hodnoty vektoru lámavosti J_{45} , vyšla hladina významnosti 2,7 %. Jelikož je hodnota nižší než stanovených 5 %, je možné ji jako jedinou z nulových hypotéz zamítnout. Přehled výsledků nulových hypotéz se nachází v tabulce 3.

Tabulka 3: Výsledky nulových hypotéz

| Hypotéza | Hladina významnosti (%) | Nelze zamítnout / Zamítnuta |
|----------|-------------------------|-----------------------------|
| H_{01} | $p = 42$ | Nelze zamítnout |
| H_{02} | $p = 9,8$ | Nelze zamítnout |
| H_{03} | $p = 21,3$ | Nelze zamítnout |
| H_{04} | $p = 2,7$ | Zamítnuta |

5.4.4 Vlastní hypotézy

- H_1

U hypotézy H_1 předpokládám, že hodnoty získané objektivním a subjektivním měřením se budou minimálně v 80 % případů lišit. Pro tuto hypotézu jsem zvolil vyhodnocení na základě vektoru lámavosti M , tedy sférického ekvivalentu. Při porovnání objektivně a subjektivně naměřených hodnot vektoru lámavosti M se hodnoty lišily v 82 případech. Jelikož jsem změřil celkem 100 očí, liší se naměřené hodnoty v 82 % a hypotézu H_1 nelze zamítnout. Přehled výsledků hypotézy H_1 se nachází v tabulce 4.

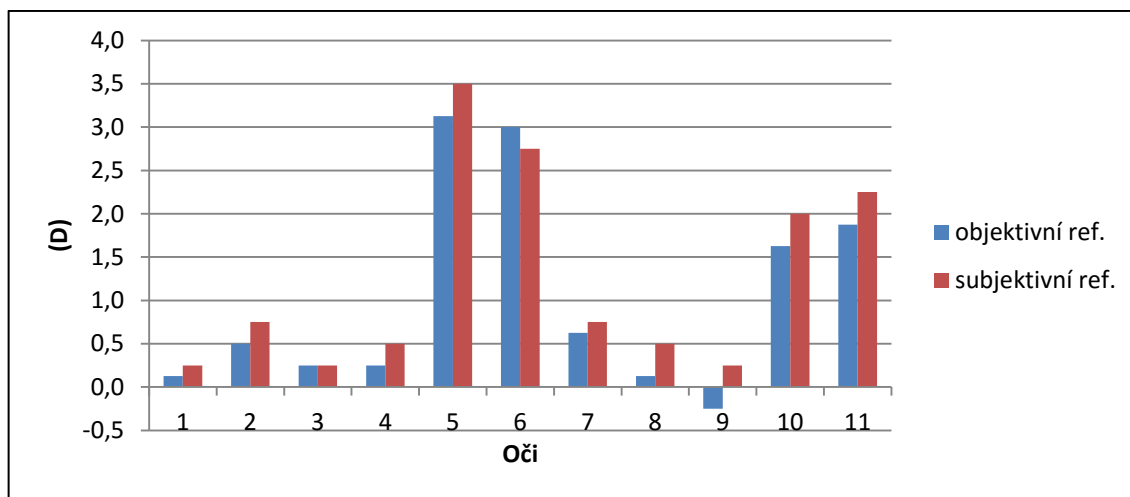
Tabulka 4: Výsledek hypotézy H_1

| Hypotéza | Kritérium (%) | Výsledek (%) | Nelze zamítnout / Zamítnuta |
|----------|---------------|--------------|-----------------------------|
| H_1 | 80 | 82 | Nelze zamítnout |

- H_2

V hypotéze H_2 předpokládám, že hodnoty získané objektivním měřením u hypermetropických očí budou oproti subjektivně naměřeným hodnotám nižší alespoň

v 80 % případů. Hypermetropickým okem je myšleno takové, u kterého byla prokázána subjektivním měřením hypermetropie bez přítomné cylindrické hodnoty. V případě, že objektivním měřením byl na hypermetropickém oku naměřen astigmatismus, byla pro porovnání použita hodnota vektoru lámavosti M .

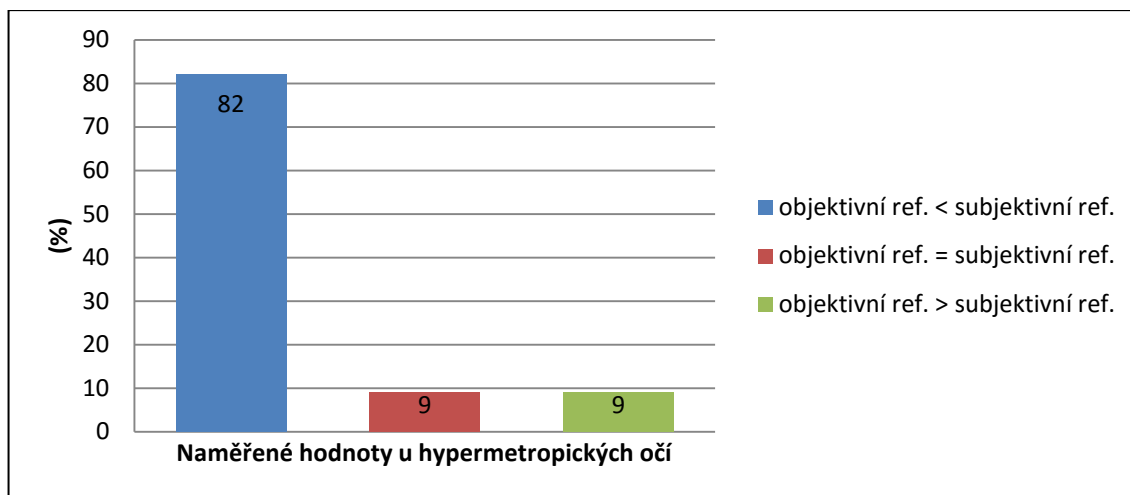


Obrázek 25: Naměřené hodnoty u hypermetropických očí

Na obr. 25 jsou naměřené hodnoty a jejich porovnání u hypermetropických očí. Objektivním měřením byla zjištěna u 1 oka nižší hodnota, než měřením subjektivním, konkrétně se jedná o oko, které se nachází pod číslem 9. V tomto případě byla objektivně naměřena myopie, přestože se jedná o oko hypermetropické. V 1 případě se naměřené hodnoty shodují a ve zbylých 9 případech je objektivní refrakce nižší než refrakce subjektivní. Z toho vyplývá, že v 82 % jsou hodnoty objektivně naměřené nižší než subjektivně naměřené a hypotézu H_2 nelze zamítnout. Grafické porovnání je znázorněné na obr. 26 a přehled výsledků v tabulce 5.

Tabulka 5: Výsledky hypotézy H_2

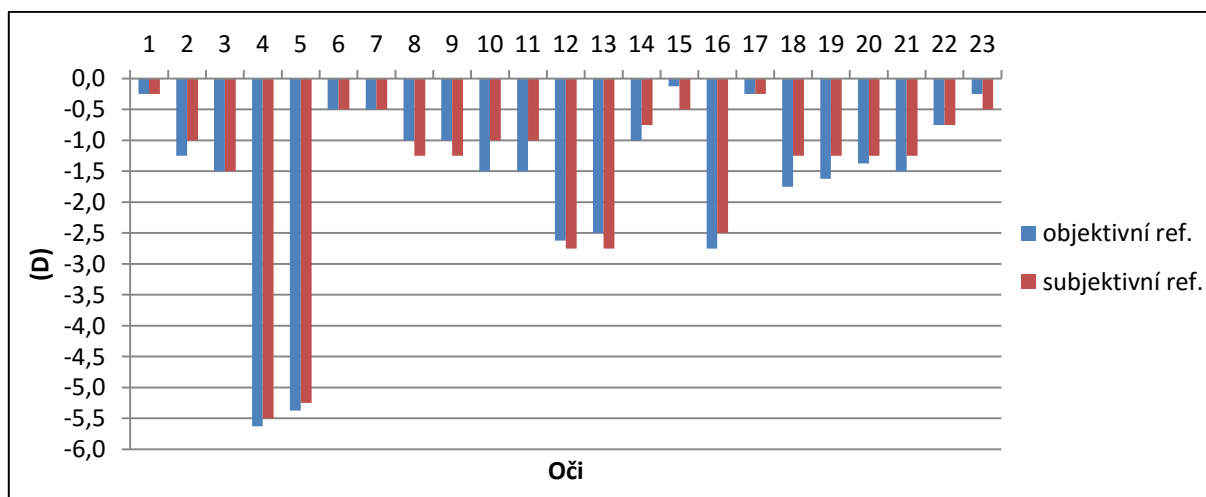
| Hypotéza | Kritérium (%) | Výsledek (%) | Nelze zamítnout / Zamítnuta |
|----------|---------------|--------------|-----------------------------|
| H_2 | 80 | 82 | Nelze zamítnout |



Obrázek 26: Porovnání objektivní a subjektivní refrakce u hypermetropických očí

- **H₃**

V hypotéze H₃ předpokládám, že hodnoty získané objektivním měřením u myopických očí budou oproti subjektivně naměřeným hodnotám vyšší alespoň v 50 % případů. Myopickým okem je opět myšleno to, kterému byla prokázána myopie bez přítomné cylindrické hodnoty při subjektivním měření. U objektivně naměřeného astigmatismu byl použit vektor lámavosti M jako u hypotézy H₂. Naměřené hodnoty u myopických očí jsou znázorněny na obr. 27.

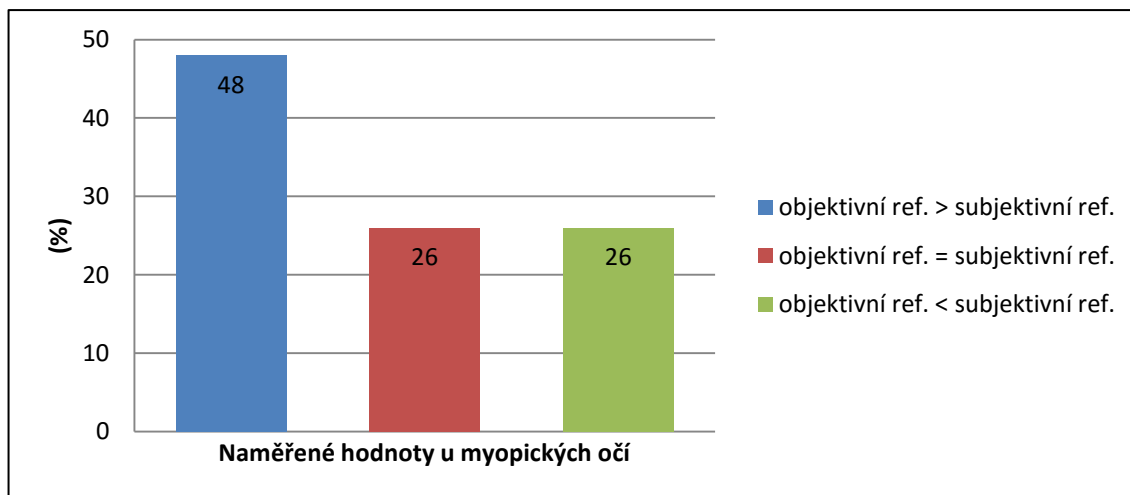


Obrázek 27: Naměřené hodnoty u myopických očí

Hodnoty naměřené objektivně byly u 6 očí nižší a u 6 očí stejné oproti hodnotám naměřeným subjektivně. Z celkových 23 myopických očí byla objektivně naměřená refrakční vada vyšší u 11, tedy ve 48 %. Z tohoto důvodu hypotézu H₃ zamítám. Na obr. 28 je znázorněné porovnání objektivního a subjektivního měření u myopických očí. Přehled výsledků hypotézy H₃ se nachází v tabulce 6.

Tabulka 6: Výsledky hypotézy H₃

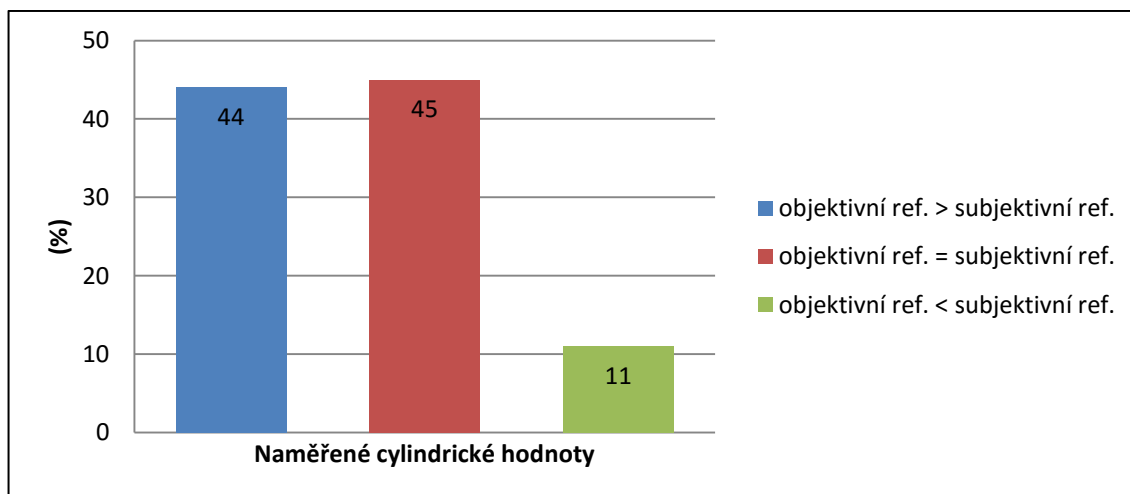
| Hypotéza | Kritérium (%) | Výsledek (%) | Nelze zamítnout / Zamítnuta |
|----------------|---------------|--------------|-----------------------------|
| H ₃ | 50 | 48 | Zamítnuta |



Obrázek 28: Porovnání objektivní a subjektivní refrakce u myopických očí

- H₄

V hypotéze H₄ předpokládám, že objektivní metodou bude alespoň v 50 % případů naměřená cylindrická hodnota u astigmatismu vyšší než u subjektivní metody.



Obrázek 29: Porovnání hodnoty cylindru mezi objektivní a subjektivní refrakcí

Z obr. 29 je patrné, že u 11 očí byla hodnota cylindru nižší u objektivního měření. Ve 45 případech se hodnota cylindru neměnila. U 44 očí se při subjektivním měření hodnota snižovala oproti měření objektivnímu. Jelikož jsem stanovil hranici na 50 %, hypotézu H₄ zamítám. Přehled výsledků hypotézy H₄ se nachází v tabulce 7.

Tabulka 7: Výsledky hypotézy H_4

| Hypotéza | Kritérium (%) | Výsledek (%) | Nelze zamítnout / Zamítnuta |
|----------|---------------|--------------|-----------------------------|
| H_4 | 50 | 44 | Zamítnuta |

- H_5

V hypotéze H_5 předpokládám, že největší zastoupení refrakční vady bude astigmatismus. A to jak u objektivního, tak subjektivního měření. Z obr. 20 je patrné, že podle objektivního měření je astigmatismus nejčastěji zastoupenou refrakční vadou (67 %). Z obr. 22, který ukazuje zastoupení refrakčních vad u subjektivního měření, je astigmatismus opět nejvíce zastoupen (59 %). Hypotézu H_5 nelze zamítnout. Přehled výsledků hypotézy H_5 se nachází v tabulce 8.

Tabulka 8: Výsledky hypotézy H_5

| Hypotéza | Kritérium obj./subj. (%) | Výsledek obj./subj. (%) | Nelze zamítnout / Zamítnuta |
|----------|-----------------------------|----------------------------|-----------------------------|
| H_5 | 50 / 50 | 67 / 59 | Nelze zamítnout |

5.5 Diskuze

Z výsledků a hodnocení nulových hypotéz je zřejmé, že mezi objektivním měřením na autorefraktometru TRK-1P a subjektivním měřením není statistický rozdíl. Jediný statisticky významný rozdíl je mezi středními hodnotami vektoru lámavosti J_{45} , znázorňující Jacksonův zkřížený cylindr v ose 45° .

Cílem praktické části ovšem nebyla pouze statistická analýza. U vyhodnocování dat týkajících se měření refrakčních vad je nutné dle mého názoru přistupovat více individuálně a při vyhodnocování výsledků se nespolehat pouze na statistickou analýzu. Proto jsem na začátku praktické části stanovil vlastní hypotézy, nezávislé na hypotézách nulových.

U hypotézy H_1 , kde se porovnávaly výsledky objektivního a subjektivního měření, se hodnoty lišily v 82 %. Pro hodnocení hypotézy byl použit vektor lámavosti M . Pokud bych při porovnání zohlednil sféro-cylindrický zápis včetně osy cylindru, výsledek by byl ještě vyšší. Konkrétně by se hodnoty lišily v 91 %. I přes to, že statisticky je rozdíl mezi objektivním a subjektivním měřením nevýznamný, v 91 % se výsledná korekce oproti objektivně naměřené upravovala.

V hypotéze H_2 se porovnávaly naměřené hodnoty u hypermetropických očí. V 82 % byly hodnoty naměřené objektivně nižší než ty naměřené subjektivně. Podkorigování u hypermetropického oka může vést ke zhoršení zrakové ostrosti (oproti plné korekci) nebo až k astenopickým potížím z důvodu neustálé akomodace.

V hypotéze H_3 se naopak porovnávaly hodnoty naměřené u myopických očí. Předpokladem bylo, že u více jak 50 % případů se objektivním měřením naměří hodnoty vyšší než subjektivním. Nakonec se toto tvrzení potvrdilo pouze ze 48 %. Ovšem při překorigování myopického oka dochází k neustálé akomodaci, na kterou není myopické oko zvyklé a může opět dojít ke zhoršení zrakové ostrosti nebo astenopickým potížím.

V případě hypotézy H_4 se porovnávaly naměřené cylindrické hodnoty. U 44 očí se hodnoty cylindru u subjektivního měření snižovaly oproti objektivně naměřeným hodnotám. U 45 očí byla hodnota stejná a u pouhých 11 očí se při subjektivním měření hodnota zvyšovala. Vysoké, ale i nízké cylindrické hodnoty nemusí být dobře snášeny, může docházet k astenopickým potížím a meridionální anizeikonii. Proto se ke korekci astigmatismu musí přistupovat vždy individuálně a je vyžadována maximální spolupráce měřené osoby.

V hypotéze H_5 předpokládám největší zastoupení refrakční vady astigmatismus. A to jak u objektivního, tak subjektivního měření. Z výsledků je patrné, že podle objektivního měření je tato vada zastoupena v 67 % a podle subjektivního měření v 59 %. Celkově byl nejčastěji naměřen astigmatismus myopický.

Naměřené hodnoty mohli být ovlivněny několika faktory. U objektivního měření mohlo dojít k ovlivnění výsledků například nesprávnou kalibrací autorefraktometru či nadměrnou akomodací při měření. U subjektivního měření je vyřazena schopnost akomodace použitím zamlžovací metody. Chyby ovšem mohou nastat při nesprávné komunikaci mezi optometristou a měřenou osobou.

6 Závěr

Jedním z cílů teoretické části bakalářské práce bylo popsat optický systém oka, jeho aberace a rozlišovací schopnost. Dále jsem se zaměřil na podrobnější popis refrakčních vad, jejich rozdělení, typy a možnosti korekce. Následně se v práci zabývám objektivním a subjektivním měřením refrakčních vad oka. U objektivního měření jsem popsal jak bývalé tak současné možnosti měření, principy a omezení těchto přístrojů v praxi. Důraz byl kladen zejména na měření pomocí autorefraktometrů, což je v dnešní době nejvíce rozšířená metoda objektivního měření. U subjektivního měření jsem se zabýval pomůckami a optotypy, které jsou pro měření nezbytné. Dále metodami a postupy pro zjištění sférické a asférické refrakční vady včetně metod akomodačního vyvážení a stanovení korekce do blízka.

Cílem praktické části bylo porovnat hodnoty naměřené autorefraktometrem s hodnotami získanými při subjektivním měření. Před samotným začátkem měření jsem stanovil 5 vlastních hypotéz, které vychází z praxe získané během studia. Pro statistickou analýzu jsem stanovil nulové hypotézy předpokládající rovnost mezi objektivním a subjektivním měřením. Z výsledků statistické analýzy vyplynulo, že mezi objektivním a subjektivním měřením není statistický rozdíl. Celkový přehled výsledků statistické analýzy se nachází v tabulce 3 (kapitola 5.4.3 Statistická analýza nulových hypotéz).

Z vlastních hypotéz vyplývá, že v 82 % případů se objektivní měření liší oproti subjektivnímu. U 82 % případů se korekce hypermetropických očí při subjektivním měření zvyšovala a ve 48 % případů se korekce u myopických očí snižovala oproti objektivnímu měření. Ve 44 % případů se hodnota cylindru při subjektivním měření snižovala. Nejvíce zastoupenou refrakční vadou (podle objektivního i subjektivního měření) ve vzorku zkoumaných osob je astigmatismus.

I přes statistickou rovnost mezi objektivním a subjektivním měřením jsou výsledné hodnoty značně rozdílné. V oboru optometrie je nutný individuální přístup u každého klienta pro dosažení nejlepší zrakové ostrosti a komfortu vidění. Neustále se usiluje o vytvoření takových přístrojů, které by dokázali plně nahradit subjektivní měření, tyto přístroje však mají stále určitá omezení. I přes neustálé zdokonalování měřících přístrojů je nutné s klienty komunikovat a nespoléhat se pouze na objektivní měření.

7 Seznam použité literatury

- [1] SYNEK, S. a Š. SKORKOVSKÁ. *Fyziologie oka a vidění*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Grada, 2014, 96 s., xi s. obr. příl. ISBN 978-80-247-3992-2.
- [2] AUTRATA, R. a J. ČERNÁ. *Nauka o zraku*. Vyd. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2002, 226 s. ISBN 80-701-3362-7.
- [3] M. BASS, editor in chief, Jay M. associate editor J. M. ENOCH a associate editor V. LAKSHMINARAYANAN. *Handbook of optics*. 3rd ed. New York: McGraw-Hill, 2010. ISBN 978-007-1629-287.
- [4] MIKŠ, Antonín. *Aplikovaná optika: geometrická a vlnová optika*. V Praze: České vysoké učení technické, 2009. ISBN 978-80-01-04254-0.
- [5] KASCHKE, Michael, Karl-Heinz DONNERHACKE, Michael Stefan RILL a Simone BENJAMIN. *Optical devices in ophthalmology and optometry: technology, design principles and clinical applications*. Weinheim, Germany: Wiley-VCH, 2014. ISBN 978-3-527-64896-2.
- [6] KUCHYNKA, P. *Oční lékařství*. 1.vyd. Praha: Grada, 2007, [40], 768 s. ISBN 978-80-247-1163-8.
- [7] DENNISTON, A. K. a P. I. MURRAY. *Oxford handbook of ophthalmology*. Third edition. Oxford, United Kingdom: Oxford University Press, 2014, xxxiv, 1069 pages. ISBN 01-996-7998-3.
- [8] KRAUS, H. *Kompéndium očního lékařství*. Vyd. 1. Praha: Grada, 1997, 341 s., [16] s. barevných obrazových příloh. ISBN 80-716-9079-1.
- [9] BENJAMIN, W. J. a I. M. BORISH. *Borish's clinical refraction*. 2nd ed. St. Louis Mo.: Butterworth Heinemann/Elsevier, 2006, xviii, 1694 p. ISBN 07-506-7524-1.
- [10] *Česká oční optika*. Novodvorská 1062/12, 142 01 Praha 4: EXPO DATA spol. s r.o., 2015, 56(1/2015 březen 2015). ISSN 1211-233x.
- [11] TING, Patrick W.K., Katrina L. SCHMID, Carly S.Y. LAM a Marion H. EDWARDS. Objective real-time measurement of instrument myopia in microscopists under different viewing conditions. *Vision Research*. 2006, 46(15): 2354-2362. DOI: 10.1016/j.visres.2006.01.014. ISSN 00426989. Dostupné také z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0042698906000502>

- [12] ToriTrack® Calculator. *Http://coopervision.com* [online]. [cit. 2015-12-28]. Dostupné z: <http://coopervision.com/practitioner/fitting-tips-and-tools/toric-support/toritrack-calculator>
- [13] BAŠTECKÝ, R. *Praktická brýlová optika*. Praha: R H Optik, 1997, 83 s.
- [14] RUTRLE, M. *Přístrojová optika: učební texty pro oční optiky a oční techniky, optometristy a oftalmology*. Vyd. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000, 189 s. ISBN 80-701-3301-5.
- [15] Retinoscopes. *Http://www.college-optometrists.org* [online]. [cit. 2015-12-28]. Dostupné z: http://www.college-optometrists.org/en/college/museyeum/online_exhibitions/optical_instruments/retinoscopes.cfm
- [16] *Strich-Skiaskop* [online]. [cit. 2016-01-03]. Dostupné z: <https://www.dao-ag.de/equipment-shop/refraktion-kl/handgeraete/strich-skiaskop.html#>
- [17] POLÁŠEK, J. (ed.). *Technický sborník oční optiky*. 1. Praha: Státní nakladatelství technické literatury, 1974, 579 s. ISBN 06-045-74.
- [18] *A Comparison of Autorefraction and Subjective Refraction With and Without Cycloplegia in Primary School Children*. 2006, (142). ISSN 0002-9394.
- [19] ANTON, M. *Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody*. Vyd. 3., přeprac. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2004, 96 s. ISBN 80-701-3402-X.
- [20] *Klasická zkušební sada* [online]. [cit. 2016-01-03]. Dostupné z: <http://www.coloroptik.com/38-Servisni-centrum/216-Vysetrovny/330-Zkusebni-obruba/3542-Klasicka-zkusebni-sada>
- [21] ELKINGTON, A. R., H. J. FRANK a M. J. GREANEY. *Clinical optics*. 3rd ed. Malden, MA: Blackwell Science, 1999. ISBN 06-320-4989-8.
- [22] LCD optotyp Topcon CC-100 / CC-100XP. *Http://www.topcomed.cz* [online]. [cit. 2015-12-28]. Dostupné z: http://www.topcomed.cz/sortiment.html?id=CC_100
- [23] GROSVENOR, T. P. *Primary care optometry*. 5th ed. St. Louis, Mo.: Butterworth-Heinemann/Elsevier, 2007, xiii, 510 p. ISBN 978-075-0675-758.
- [24] *Auto Kerato-Refrakto-Tonometr TRK-1P* [online]. [cit. 2016-05-08]. Dostupné z: <http://www.ophtalmologymanagement.com/articleviewer.aspx?articleID=102196>

[25] GIBILISCO, Stan. *Statistika bez předchozích znalostí*. Brno: Computer Press, 2009. ISBN 978-80-251-2465-9.

[26] *Power vectors: An application of Fourier analysis to the description and statistical analysis of refractive error*. 1997, 6(74). ISSN 1040-5488.

8 Seznam zkratek

| | |
|-------|---------------------|
| D | Dioptrie |
| OP | Oko pravé |
| OL | Oko levé |
| S | Sféra |
| C | Cylindr |
| O | Osa |
| S. E. | Sférický ekvivalent |
| Add | Adice |

9 Seznam obrázků a grafů

| | |
|--|----|
| Obrázek 1: Myopické oko [7]..... | 4 |
| Obrázek 2: Myopické oko po korekci rozptylnou čočkou [7]..... | 6 |
| Obrázek 3: Hypermetropické oko [7]..... | 7 |
| Obrázek 4: Hypermetropické oko po korekci spojnou čočkou [7]..... | 8 |
| Obrázek 5: Pásový skiaskop [16] | 15 |
| Obrázek 6: Stín červeného reflexu je v rovině pásu světla [9]..... | 16 |
| Obrázek 7: Osa stínu červeného reflexu nesouhlasí s osou pásu světla astigmatického oka [9] | 16 |
| Obrázek 8: Dvě trojice úseček při stanovení sférické ametropie [17]..... | 17 |
| Obrázek 9: Dvě trojice úseček při stanovení astigmatismu [17]..... | 18 |
| Obrázek 10: Schéma promítání testovacích značek (M) do vyšetřovaného oka [5] | 19 |
| Obrázek 11: Průchod paprsků skrz Scheinerův disk [5]..... | 20 |
| Obrázek 12: Princip metody vychýlení paprsku u emetropického (a), myopického (b) a hypermetropického (c) oka [5] | 20 |
| Obrázek 13: Princip šlírové metody [5] | 21 |
| Obrázek 14: Sada zkušebních čoček [20]..... | 23 |
| Obrázek 15: Jacksonův zkřížený cylindr [9] | 24 |
| Obrázek 16: Znaky používané u optotypů - (a) Landoltův kruh, (b) písmeno E [5]..... | 26 |
| Obrázek 17: Procentuální zastoupení žen a mužů | 31 |
| Obrázek 18: Auto Kerato-Refrakto-Tonometr TRK-1P [24]..... | 32 |
| Obrázek 19: LCD optotyp CC-100XP [22]..... | 32 |
| Obrázek 20: Zastoupení refrakčních vad podle objektivní refrakce..... | 34 |
| Obrázek 21: Rozdělení astigmatismu v závislosti na sférické refrakční vadě podle objektivní refrakce | 34 |
| Obrázek 22: Zastoupení refrakčních vad podle subjektivní refrakce | 35 |
| Obrázek 23: Rozdělení astigmatismu v závislosti na sférické refrakční vadě podle subjektivní refrakce | 35 |
| Obrázek 24: Střední hodnoty vektorů M , J_0 a J_{45} naměřené objektivní a subjektivní metodou | 36 |
| Obrázek 25: Naměřené hodnoty u hypermetropických očí | 38 |
| Obrázek 26: Porovnání objektivní a subjektivní refrakce u hypermetropických očí | 39 |
| Obrázek 27: Naměřené hodnoty u myopických očí | 39 |
| Obrázek 28: Porovnání objektivní a subjektivní refrakce u myopických očí..... | 40 |
| Obrázek 29: Porovnání hodnoty cylindru mezi objektivní a subjektivní refrakcí..... | 40 |

10 Seznam tabulek

| | |
|--|----|
| Tabulka 1: Pohyb stínu v červeném reflexu, místo dalekého bodu a vkládané neutralizační sklo v závislosti na paprskovém svazku. [14] | 15 |
| Tabulka 2: Výchozí hodnoty pro stanovení statistické analýzy. | 36 |
| Tabulka 3: Výsledky nulových hypotéz | 37 |
| Tabulka 4: Výsledek hypotézy H_1 | 37 |
| Tabulka 5: Výsledky hypotézy H_2 | 38 |
| Tabulka 6: Výsledky hypotézy H_3 | 40 |
| Tabulka 7: Výsledky hypotézy H_4 | 41 |
| Tabulka 8: Výsledky hypotézy H_5 | 41 |

11 Seznam příloh

Příloha 1: Naměřená data praktické části bakalářské práce

| klient | | | | objektivní refrakce | | | | subjektivní refrakce | | | |
|--------|-----|---------|-----|---------------------|-------|-----|--------|----------------------|-------|-----|--------|
| číslo | věk | pohlaví | oko | S | C | O | S. E. | S | C | O | S. E. |
| 1 | 21 | ž | OP | -6,00 | | | -6,000 | -6,25 | -0,25 | 0 | -6,375 |
| | | | OL | -6,00 | -0,50 | 157 | -6,250 | -6,50 | -0,25 | 10 | -6,625 |
| 2 | 22 | ž | OP | -0,25 | | | -0,250 | -0,25 | | | -0,250 |
| | | | OL | 0,00 | -0,25 | 175 | -0,125 | 0,00 | -0,25 | 0 | -0,125 |
| 3 | 21 | ž | OP | -1,00 | | | -1,000 | -0,25 | -0,25 | 0 | -0,375 |
| | | | OL | -1,50 | -0,25 | 148 | -1,625 | -0,25 | -0,25 | 155 | -0,375 |
| 4 | 25 | ž | OP | 0,25 | -0,50 | 165 | 0,000 | 0,25 | -0,25 | 0 | 0,125 |
| | | | OL | 0,25 | -0,50 | 179 | 0,000 | 0,25 | -0,50 | 5 | 0,000 |
| 5 | 27 | M | OP | 0,50 | -0,75 | 169 | 0,125 | 0,50 | -0,75 | 175 | 0,125 |
| | | | OL | 0,50 | -1,00 | 169 | 0,000 | 0,50 | -0,75 | 0 | 0,125 |
| 6 | 20 | ž | OP | -1,25 | | | -1,250 | -1,00 | | | -1,000 |
| | | | OL | -1,50 | | | -1,500 | -1,50 | | | -1,500 |
| 7 | 22 | ž | OP | -5,50 | -0,25 | 22 | -5,625 | -5,50 | | | -5,500 |
| | | | OL | -5,25 | -0,25 | 124 | -5,375 | -5,25 | | | -5,250 |
| 8 | 21 | ž | OP | -0,50 | | | -0,500 | -0,50 | | | -0,500 |
| | | | OL | -0,50 | | | -0,500 | -0,50 | | | -0,500 |
| 9 | 23 | ž | OP | 0,00 | -0,75 | 165 | -0,375 | 0,25 | -0,50 | 0 | 0,000 |
| | | | OL | -0,50 | -0,50 | 174 | -0,750 | 0,00 | -0,50 | 0 | -0,250 |
| 10 | 21 | ž | OP | -3,25 | -0,25 | 99 | -3,375 | -3,25 | -0,25 | 110 | -3,375 |
| | | | OL | -4,00 | -0,50 | 109 | -4,250 | -4,00 | -0,25 | 115 | -4,125 |
| 11 | 25 | M | OP | 0,25 | -0,25 | 17 | 0,125 | 0,25 | -0,25 | 15 | 0,125 |
| | | | OL | 0,25 | -0,25 | 151 | 0,125 | 0,25 | | | 0,250 |
| 12 | 25 | M | OP | -2,50 | | | -2,500 | -2,50 | -0,25 | 150 | -2,625 |
| | | | OL | -2,50 | -0,50 | 29 | -2,750 | -2,50 | -0,25 | 40 | -2,625 |
| 13 | 23 | M | OP | 0,50 | | | 0,500 | 0,50 | -0,25 | 175 | 0,375 |
| | | | OL | 0,50 | -0,25 | 32 | 0,375 | 0,50 | -0,25 | 30 | 0,375 |
| 14 | 22 | ž | OP | 0,00 | -0,50 | 172 | -0,250 | -0,25 | -0,25 | 145 | -0,375 |
| | | | OL | 0,00 | -0,50 | 168 | -0,250 | -0,25 | -0,25 | 170 | -0,375 |
| 15 | 22 | ž | OP | 0,00 | | | 0,000 | 0,00 | | | 0,000 |
| | | | OL | 0,75 | -0,25 | 172 | 0,625 | 0,50 | -0,25 | 160 | 0,375 |
| 16 | 23 | ž | OP | -1,00 | | | -1,000 | -1,25 | | | -1,250 |
| | | | OL | -1,00 | | | -1,000 | -1,25 | | | -1,250 |
| 17 | 26 | ž | OP | -4,00 | -0,25 | 61 | -4,125 | -4,25 | -0,25 | 60 | -4,375 |
| | | | OL | -4,25 | | | -4,250 | -4,25 | -0,25 | 0 | -4,375 |
| 18 | 23 | ž | OP | 0,50 | | | 0,500 | 0,75 | | | 0,750 |
| | | | OL | 0,25 | -0,25 | 25 | 0,125 | 0,75 | -0,25 | 17 | 0,625 |
| 19 | 23 | ž | OP | 1,00 | -0,25 | 6 | 0,875 | 0,75 | -0,25 | 0 | 0,625 |
| | | | OL | 0,75 | -0,50 | 177 | 0,500 | 0,25 | -0,25 | 0 | 0,125 |

| | | | | | | | | | | | |
|----|----|---|----|-------|-------|-----|--------|-------|-------|-----|--------|
| 20 | 34 | Ž | OP | 0,00 | -0,50 | 22 | -0,250 | 0,00 | -0,50 | 170 | -0,250 |
| | | | OL | -0,50 | -0,25 | 5 | -0,625 | 0,00 | -0,25 | 20 | -0,125 |
| 21 | 23 | Ž | OP | 0,25 | | | 0,250 | 0,25 | | | 0,250 |
| | | | OL | 3,50 | | | 3,500 | 1,75 | -0,25 | 0 | 1,625 |
| 22 | 23 | Ž | OP | -1,25 | -0,50 | 127 | -1,500 | -1,00 | | | -1,000 |
| | | | OL | -1,50 | | | -1,500 | -1,00 | | | -1,000 |
| 23 | 24 | Ž | OP | 0,50 | -0,50 | 98 | 0,250 | 1,00 | -0,50 | 110 | 0,750 |
| | | | OL | 1,00 | -0,75 | 81 | 0,625 | 0,50 | -0,25 | 65 | 0,375 |
| 24 | 23 | Ž | OP | -0,50 | -0,25 | 136 | -0,625 | -0,25 | -0,25 | 170 | -0,375 |
| | | | OL | -0,50 | -0,50 | 11 | -0,750 | -0,25 | -0,25 | 15 | -0,375 |
| 25 | 21 | Ž | OP | -0,25 | -0,50 | 150 | -0,500 | -0,25 | -0,25 | 165 | -0,375 |
| | | | OL | 0,00 | | | 0,000 | 0,25 | -0,25 | 35 | 0,125 |
| 26 | 22 | Ž | OP | -2,25 | -0,75 | 88 | -2,625 | -2,75 | | | -2,750 |
| | | | OL | -2,50 | | | -2,500 | -2,75 | | | -2,750 |
| 27 | 24 | M | OP | 0,75 | -0,50 | 97 | 0,500 | 0,75 | -0,25 | 110 | 0,625 |
| | | | OL | 0,25 | -0,50 | 168 | 0,000 | 1,00 | -0,25 | 170 | 0,875 |
| 28 | 22 | Ž | OP | -1,00 | -0,25 | 126 | -1,125 | -1,00 | -0,25 | 125 | -1,125 |
| | | | OL | -1,25 | -0,50 | 79 | -1,500 | -1,50 | -0,25 | 75 | -1,625 |
| 29 | 22 | Ž | OP | -1,00 | | | -1,000 | -0,75 | | | -0,750 |
| | | | OL | 0,00 | -0,25 | 147 | -0,125 | -0,50 | | | -0,500 |
| 30 | 23 | Ž | OP | 0,25 | | | 0,250 | 0,00 | | | 0,000 |
| | | | OL | 0,25 | -0,25 | 114 | 0,125 | 0,00 | | | 0,000 |
| 31 | 27 | M | OP | -2,25 | -0,50 | 7 | -2,500 | -2,50 | -0,25 | 25 | -2,625 |
| | | | OL | -3,50 | -0,75 | 42 | -3,875 | -3,25 | -0,75 | 45 | -3,625 |
| 32 | 21 | Ž | OP | 0,25 | -0,25 | 42 | 0,125 | 0,00 | | | 0,000 |
| | | | OL | 0,50 | -0,50 | 150 | 0,250 | 0,00 | | | 0,000 |
| 33 | 21 | Ž | OP | 0,75 | -0,25 | 95 | 0,625 | 0,25 | -0,25 | 90 | 0,125 |
| | | | OL | 0,25 | | | 0,250 | 0,00 | | | 0,000 |
| 34 | 23 | Ž | OP | -2,75 | | | -2,750 | -2,50 | | | -2,500 |
| | | | OL | -2,00 | -0,50 | 160 | -2,250 | -2,00 | -0,25 | 0 | -2,125 |
| 35 | 24 | M | OP | 0,00 | | | 0,000 | 0,00 | | | 0,000 |
| | | | OL | -0,25 | | | -0,250 | -0,25 | | | -0,250 |
| 36 | 22 | Ž | OP | -1,50 | -0,50 | 92 | -1,750 | -1,25 | | | -1,250 |
| | | | OL | -1,25 | -0,75 | 64 | -1,625 | -1,25 | | | -1,250 |
| 37 | 22 | Ž | OP | 0,25 | | | 0,250 | 0,50 | | | 0,500 |
| | | | OL | 0,50 | -0,75 | 9 | 0,125 | 0,25 | -0,50 | 0 | 0,000 |
| 38 | 22 | Ž | OP | -0,25 | -0,50 | 114 | -0,500 | -0,25 | -0,25 | 140 | -0,375 |
| | | | OL | 0,00 | -0,75 | 3 | -0,375 | -0,25 | -0,25 | 10 | -0,375 |
| 39 | 25 | M | OP | 2,25 | -0,25 | 133 | 2,125 | 1,50 | -0,25 | 145 | 1,375 |
| | | | OL | 2,25 | -0,75 | 178 | 1,875 | 2,25 | -0,25 | 13 | 2,125 |
| 40 | 21 | Ž | OP | -1,50 | | | -1,500 | -1,50 | -0,25 | 95 | -1,625 |
| | | | OL | -1,50 | | | -1,500 | -1,50 | -0,25 | 85 | -1,625 |
| 41 | 21 | Ž | OP | 3,25 | -0,25 | 14 | 3,125 | 3,50 | | | 3,500 |
| | | | OL | 3,00 | | | 3,000 | 2,75 | | | 2,750 |

| | | | | | | | | | | | |
|----|----|---|----|-------|-------|-----|--------|-------|-------|-----|--------|
| 42 | 22 | M | OP | -1,00 | -0,75 | 175 | -1,375 | -1,25 | | | -1,250 |
| | | | OL | -1,25 | -0,50 | 177 | -1,500 | -1,25 | | | -1,250 |
| 43 | 22 | Ž | OP | -0,75 | -0,75 | 167 | -1,125 | -1,00 | -0,50 | 0 | -1,250 |
| | | | OL | -2,50 | -0,75 | 178 | -2,875 | -2,50 | -0,50 | 5 | -2,750 |
| 44 | 27 | M | OP | 0,75 | -1,50 | 175 | 0,000 | 0,25 | -0,75 | 5 | -0,125 |
| | | | OL | 0,50 | -1,75 | 2 | -0,375 | 0,25 | -0,75 | 0 | -0,125 |
| 45 | 26 | M | OP | -0,75 | | | -0,750 | -0,75 | | | -0,750 |
| | | | OL | -0,25 | | | -0,250 | -0,50 | | | -0,500 |
| 46 | 26 | Ž | OP | 2,50 | -0,50 | 179 | 2,250 | 4,75 | -0,75 | 5 | 4,375 |
| | | | OL | 3,75 | -1,50 | 167 | 3,000 | 6,25 | -1,25 | 170 | 5,625 |
| 47 | 23 | Ž | OP | 1,00 | -0,75 | 16 | 0,625 | 0,75 | | | 0,750 |
| | | | OL | 0,50 | -0,75 | 147 | 0,125 | 0,50 | | | 0,500 |
| 48 | 23 | Ž | OP | 0,75 | -0,25 | 34 | 0,625 | 0,50 | -0,25 | 35 | 0,375 |
| | | | OL | 0,75 | | | 0,750 | 0,50 | -0,25 | 150 | 0,375 |
| 49 | 23 | Ž | OP | -0,25 | | | -0,250 | 0,25 | | | 0,250 |
| | | | OL | 0,50 | -0,25 | 3 | 0,375 | 0,25 | -0,25 | 20 | 0,125 |
| 50 | 34 | Ž | OP | 1,75 | -0,25 | 112 | 1,625 | 2,00 | | | 2,000 |
| | | | OL | 2,00 | -0,25 | 89 | 1,875 | 2,25 | | | 2,250 |