

**ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE**

**FAKULTA
BIOMEDICÍNSKÉHO
INŽENÝRSTVÍ**



**BAKALÁŘSKÁ
PRÁCE**

2023

**KLÁRA
POTĚŠILOVÁ**



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta biomedicínského inženýrství

Katedra přírodovědných oborů

Porovnání subjektivních a objektivních metod vyšetření refrakčních vad

Comparison of subjective and objective methods for examination of refractive errors

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Optika a optometrie

Autor bakalářské práce: Klára Potěšilová

Vedoucí bakalářské práce: prof. Ing. Jiří Novák, Ph.D.



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Potěšilová** Jméno: **Klára** Osobní číslo: **499995**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra přírodovědných oborů**
Studijní program: **Biomedicínská a klinická technika**
Studijní obor: **Optika a optometrie**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Porovnání subjektivních a objektivních metod vyšetření refrakčních vad

Název bakalářské práce anglicky:

Comparison of subjective and objective methods for examination of refractive errors

Pokyny pro vypracování:

Na základě rešerše odborné literatury analyzujte rozdíly mezi postupy a dosahovanými výsledky při vyšetření refrakčních vad subjektivními a objektivními metodami. Analyzujte podrobně faktory, které způsobují odlišnost dosažených výsledků subjektivními a objektivními postupy. Analyzujte souvislost mezi velikostí a typem refrakční vady, sítnicovým obrazem a zrakovou ostroší. Na vybrané reprezentativní skupině jedinců proveďte statistické porovnání výsledků vyšetření subjektivním vyšetřovacím postupem s využitím brýlové skříně a objektivní metodou vyšetření refrakčních vad pomocí autorefraktometru. Na této skupině proveďte též analýzu souvislosti refrakční vady a zrakové ostroší. Cíle projektu: Provedení teoretické a experimentální analýzy mezi objektivními a subjektivními metodami při vyšetření a korekci refrakčních vad. Provedení teoretické a experimentální analýzy mezi velikostí a typem refrakční vady, geometrickým průměrem rozptylového kroužku na sítnici a dosahovanou zrakovou ostroší.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Goss, D.A., Grosvenor, T. , Reliability of refraction, J Am Optom Assoc. , ročník 67, číslo 10, 1996, Říjen, 619-30 s., PMID: 8942135
- [2] Pesudovs, K., Parker, K.E., Cheng, H., Applegate, R.A., The precision of wavefront refraction compared to subjective refraction and autorefraction, Optometry and Vision Science , ročník 84, číslo 5, 2007, Květen, 387-392 s., PMID: 17502821
- [3] Rosenfield, M., Chiu, N.N., Repeatability of subjective and objective refraction, Optometry and Vision Science , ročník 72, číslo 8, 1995, Srpen, PMID: 8539026.

Jméno a příjmení vedoucí(ho) bakalářské práce:

prof. Ing. Jiří Novák, Ph.D.

Jméno a příjmení konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **15.02.2023**

Platnost zadání bakalářské práce: **20.09.2024**

.....
doc. Ing. Petr Kudrna, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) katedry

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

Název bakalářské práce: Porovnání subjektivních a objektivních metod vyšetření refrakčních vad

Abstrakt:

Práce je zaměřena na analýzu rozdílů mezi postupy a dosahovanými výsledky při vyšetření refrakčních vad subjektivními a objektivními metodami. V teoretické části práce je uveden popis refrakčních vad, souvislost zrakové ostrosti a refrakčních vad, metody subjektivního a objektivního vyšetření refrakčních vad a analýza rozdílů mezi těmito dvěma odlišnými vyšetřovacími přístupy, kdy je na základě relevantních vědeckých studií zhodnocena spolehlivost, opakovatelnost a přesnost jednotlivých metod měření. V experimentální části je poté provedena studie na souboru vyšetřovaných jedinců, která analyzuje rozdíly mezi dosaženými výsledky vyšetření refrakčních vad subjektivní metodou pomocí brýlové obruby, zkušební brýlové skříně a Jacksonova zkříženého cylindru a objektivní metodou monokulárního měření refrakční vady pomocí autorefraktometru. Následně je též provedeno porovnání dosahované zrakové ostrosti s brýlovou korekcí podle obou metod vyšetření, analýza závislosti mezi velikostí a typem refrakční vady a dosahovanou zrakovou ostrostití, analýza korelace mezi velikostí akomodačního rozsahu jedince a odchylkou mezi vyšetřením objektivní a subjektivní metodou a stanovení závislosti zrakové ostrosti při zamlžování sférickou čočkou.

Klíčová slova:

refrakční vady, zraková ostrost, objektivní refrakce, subjektivní refrakce

Bachelor's Thesis title: Comparison of subjective and objective methods for examination of refractive errors

Abstract:

The thesis is focused on the analysis of the differences between the methods and results achieved in the examination of refractive errors by subjective and objective methods. In the theoretical part of the thesis, a description of refractive errors, the relation between visual acuity and refractive errors, methods of subjective and objective examination of refractive errors and an analysis of the differences between these two different examination approaches are presented, where the reliability, repeatability and accuracy of each measurement method is evaluated on the basis of relevant scientific studies. Then, in the experimental part, a study on a set of examined subjects is conducted to analyse the differences between the results obtained by the subjective method of refractive error examination using a trial frame, trial lens case and Jackson's crossed cylinder and the objective method of monocular refractive error measurement using an autorefractometer. Subsequently, a comparison of the achieved visual acuity with spectacle correction according to both methods of examination, an analysis of the relationship between the size and type of refractive error and the achieved visual acuity, an analysis of the correlation between the size of an amplitude of accommodation and the absolute difference between the objective and subjective methods of examination, and a determination of the relationship of visual acuity during spherical lens fogging are also made.

Key words:

refractive errors, visual acuity, objective refraction, subjective refraction

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce prof. Ing. Jiřímu Novákovi, Ph.D. za trpělivost a veškeré odborné rady a připomínky. Stejně tak bych ráda poděkovala Ing. Václavu Petrákovi, Ph.D za podporu a pomoc se statistickou analýzou.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „*Porovnání subjektivních a objektivních metod vyšetření refrakčních vad*“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

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

V Kladně dne

.....

podpis

Obsah

1	Úvod	7
2	Refrakční vady a zraková ostrost.....	8
2.1	Refrakční vady, jejich klasifikace, příčiny a výskyt v populaci	8
2.1.1	Myopie.....	9
2.1.2	Hypermetropie	10
2.1.3	Astigmatismus	12
2.1.4	Prevalence refrakčních vad a jejich vývoj.....	14
2.2	Refrakční vady a jejich popis.....	15
2.2.1	Analytický popis a zápis refrakčních vad.....	15
2.2.2	Souvislost refrakčních vad s aberacemi optické soustavy.....	18
2.3	Zraková ostrost	20
2.3.1	Subjektivní metody zjišťování zrakové ostrosti	20
2.3.2	Objektivní metody zjišťování zrakové ostrosti	21
2.3.3	Zraková ostrost a kontrastní citlivost	22
2.4	Vztah nekorigované refrakční vady a zrakové ostrosti.....	23
3	Objektivní metody určení refrakčních vad	27
3.1	Skiaskopie (retinoskopie)	27
3.2	Autorefraktometrie.....	29
3.2.1	Společné charakteristiky autorefraktometrů	29
3.2.2	Princip Badalova optometru	31
3.2.3	Scheinerův princip.....	32
3.3	Vyšetření v cykloplegii	33
3.4	Faktory ovlivňující výsledky objektivních metod měření refrakčních vad	34
4	Subjektivní metody určení refrakčních vad.....	36
4.1	Vyšetřovací místnost a pomůcky pro subjektivní vyšetření refrakčních vad	36
4.2	Fáze subjektivního vyšetření refrakčních vad.....	38
4.2.1	Výchozí bod subjektivní refrakce.....	38
4.2.2	Monokulární stanovení nejlepší sférické korekce a kontrola akomodace	39
4.2.3	Ověření hodnoty nejlepší sférické čočky.....	39
4.2.4	Monokulární vyšetření astigmatismu	40
4.2.5	Binokulární vyvážení korigovaného refrakčního stavu.....	42

4.3	Vyšetření v cykloplegii	43
4.4	Faktory ovlivňující výsledky subjektivních metod měření refrakčních vad.....	43
5	Analýza odchylek mezi objektivními a subjektivními metodami určení refrakčních vad...	45
5.1	Základní rozdíly mezi objektivním a subjektivním měřením refrakčních vad	45
5.2	Spolehlivost a opakovatelnost subjektivních a objektivních metod měření	46
6	Experimentální studie	51
6.1	Metodika	51
6.2	Analyzovaná data.....	52
6.3	Hypotézy	53
6.4	Výsledky statistické analýzy	54
6.4.1	Porovnání refrakčních vad naměřených autorefraktometrií a subjektivní refrakcí	54
6.4.2	Porovnání dosažené zrakové ostrosti z vyšetření autorefraktometrem a subjektivní metodou	58
6.4.3	Stanovení závislosti mezi velikostí refrakční vady a dosahovanou zrakovou ostrostití	59
6.4.4	Závislost akomodačního rozsahu a odchylky mezi subjektivním a objektivním vyšetřením	63
6.4.5	Závislost zrakové ostrosti na velikosti zamlžení sférickou čočkou.....	64
6.5	Diskuse.....	65
7	Závěr.....	67
	Seznam použité literatury	69
	Seznam symbolů a zkratk	85
	Seznam obrázků.....	86
	Seznam tabulek.....	88

1 Úvod

Stanovení velikosti refrakční vady a její ideální korekce je hlavní součástí klinické praxe optometristů a oftalmologů. Zlatým standardem vyšetření zraku stále zůstává subjektivní refrakce prováděná pomocí brýlové skříně (popř. foropteru) a optotypu. Pro její uskutečnění je zapotřebí aktivní účasti pacienta v podobě vzájemné komunikace s vyšetřujícím. Tento proces může být časově náročný, pro pacienta nepohodlný a v některých případech neuskutečnitelný. Oproti tomu objektivní refrakce nevyžaduje aktivní účast pacienta. Můžeme ji změřit například pomocí skiaskopie nebo automatizovaných přístrojů, jako jsou autorefraktometry a aberometry. Zejména automatizované přístroje poskytují změření refrakční vady během několika sekund. Objektivní refrakce však ve většině případů stále zůstává pouze orientačním výchozím bodem pro následné subjektivní vyšetření, které se řídí potřebami pacienta.

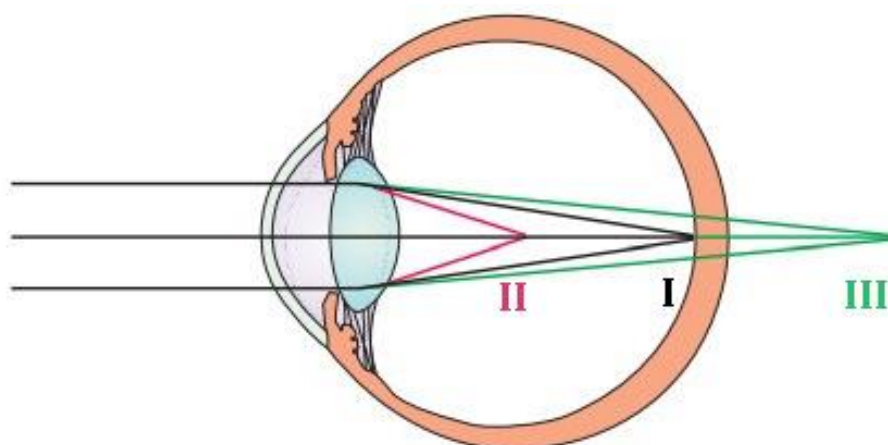
Subjektivní refrakce a objektivní refrakce se liší nejen svými postupy, ale i dosahovanými výsledky. Měření refrakčních vad mohou být ovlivněna řadou faktorů, které snižují jejich přesnost. Právě odhalení a minimalizace těchto faktorů umožňuje kvalitnější a spolehlivější výsledky.

Cílem této bakalářské práce je popsat problematiku objektivních a subjektivních metod pro určení refrakčních vad a provést důkladnou analýzu faktorů, které způsobují odlišnost dosažených výsledků subjektivními a objektivními postupy. Dále si práce dává za cíl experimentálně analyzovat rozdíly mezi objektivním měřením pomocí autorefraktometru a subjektivním vyšetřením pomocí brýlové skříně a brýlové obruby, jak z hlediska získané hodnoty refrakční vady, tak z hlediska dosahované zrakové ostrosti se získanou korekcí podle obou typů metod. V neposlední řadě je zkoumána závislost mezi dosahovanou zrakovou ostroostí a velikostí refrakční vady, která přímo souvisí s velikostí geometrického rozptylového kroužku na sítnici.

2 Refrakční vady a zraková ostrost

2.1 Refrakční vady, jejich klasifikace, příčiny a výskyt v populaci

Refrakční stav oka při minimální akomodaci můžeme rozdělit na emetropii a ametropii. Pokud se paprsky světla jdoucí z nekonečna při minimální akomodaci sbíhají na sítnici, jedná se o oko emetropické. Tj. předmět (bod) v nekonečnu se geometricky zobrazí do jednoho bodu na sítnici při nulové akomodaci. V tomto případě oko nevykazuje známky refrakční vady a není nutná korekce. Bod, který se u oka s minimální akomodací zobrazí přímo na sítnici se nazývá daleký bod (*punctum remotum*). U emetropického oka leží tento bod v nekonečnu. Ametropie je stav, kdy oko není emetropické a vykazuje refrakční vadu. Paralelní paprsky z předmětu v nekonečnu se při minimální akomodaci nesbíhají do jednoho bodu na sítnici, vzniká tak neostřý obraz a je nutná korekce zraku. Daleký bod ametropického oka může ležet buď v konečné vzdálenosti před nebo za okem. [1, 2, 3, 4] Poloha obrazového ohniska a lom paprsků emetropického a ametropického oka je znázorněn na obrázku 2.1 [5].



Obr. 2.1: Obrazové ohnisko emetropického (I) a ametropického (II, III) oka (upraveno) [5]

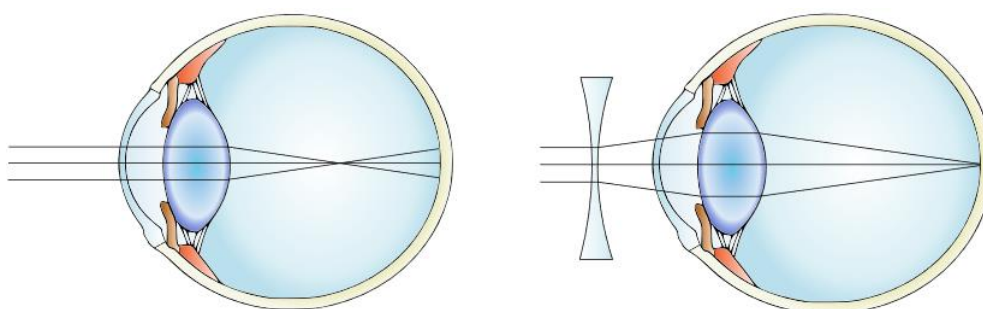
Ametropie se dělí na dvě základní kategorie – sférickou ametropii a astigmatismus. Sférická ametropie je stav, kdy rovnoběžné paprsky z osového předmětového bodu v nekonečnu prochází rotačně symetrickým optickým systémem oka a sbíhají se geometricky do jednoho bodu před, popř. za sítnicí. Astigmatismem označujeme ametropii, při které paprsky procházejí přes optický systém, který není rotačně symetrický a nevzniká tak jednoduché ohnisko. U astigmatického svazku je tak odlišná pozice obrazu pro sagitální a tangenciální rovinu svazku. Sférickou ametropii můžeme dále členit na fyziologickou a patologickou nebo podle příčin vzniku na osovou a refrakční. [2, 6, 7]

Příčin refrakčních vad může být hned několik. Jedná se především o geometrické parametry a optické vlastnosti optické soustavy oka, které ovlivňují lámavost optické soustavy oka

a pozici obrazové roviny (sítnice). Nejdůležitějšími z těchto ovlivňujících faktorů jsou: osová délka oka, zakřivení optických ploch (rohovka a oční čočka), hloubka přední komory, tloušťka oční čočky, indexy lomu očních médií a jejich prostorové rozložení, decentrace oční čočky vůči rohovce nebo její absence. [1, 6, 7]

2.1.1 Myopie

Myopie neboli krátkozrakost, je refrakční vada, u níž paprsky jdoucí při zobrazení předmětu z nekonečna při minimální akomodaci vytváří obrazové ohnisko geometricky v jednom bodě před sítnicí. Vzniká jako důsledek faktu, že optická soustava oka je příliš lomivá vzhledem k jeho axiální délce. To znamená, že čočka nebo rohovka mají zvýšenou lámavost, nebo že axiální délka oka je relativně velká vzhledem k lámavosti oka, popřípadě je možná kombinace obojího. Aby se paprsky geometricky sbíhaly do jednoho bodu na sítnici, musí na oko dopadat rozbíhavý homocentrický paprskový svazek vycházející z jednoho bodu v konečné vzdálenosti před okem. Daleký bod myopického oka leží tudíž v konečné vzdálenosti před okem. Tato vzdálenost se zkracuje s rostoucí refrakční vadou. Díky akomodaci může myop vidět ostře předměty umístěné v kratší vzdálenosti, než je jeho daleký bod, ale už ne objekty za ním. Myopie se tedy vyznačuje dobrým viděním do blízka, ale zhoršeným viděním do dálky. Krátkozrakost se dá korigovat sférickou či rotačně symetrickou asférickou rozptylnou čočkou (obr. 2.2), která zvýší rozbíhavost procházejícího paprskového svazku a jejíž obrazové ohnisko splývá s dalekým bodem oka. [1, 2, 3, 4, 7, 8]



Obr. 2.2: Myopie a její korekce rozptylnou čočkou [9]

Myopii podle stupně závažnosti můžeme rozdělit prostřednictvím počtu dioptrií na lehkou (do -3 D), střední (od -3,25 D do -6 D) a vysokou (od -6 D výše). Pokud se jedná o krátkozrakost vzniklou nesouladem refrakčních komponentů, mluvíme o ní jako o fyziologické (nepatologické). Do této skupiny spadá typicky myopie lehkého a středního stupně a bývá definována jako refrakční vada, kdy každá ze složky refrakce leží v intervalu daným normálním rozložením populace. V případě, že je myopie doprovázena degenerativními změnami na zadním segmentu oka, jedná se o myopii patologickou, někdy označovanou

i jako maligní. Tato vzácná forma krátkozrakosti bývá vyššího stupně a způsobuje progresivní prodloužení bulbu, které je doprovázeno natahováním skléry, což obvykle vede k refrakční vadě nad -6 D. Takto vysoká vada často způsobuje atrofii cévnatky a následnou makulární degeneraci sítnice se ztrátou centrálního vidění. Zvyšuje se také výskyt odchlípení sítnice, glaukomu a strabismu. [1, 4, 10]

Dále můžeme myopii členit dle její progresse. Stacionární myopie bývá často nízkého stupně (1,50 až 2,00 D) a s dospíváním se zvyšuje. V dospělosti se růst vady ustálí a v některých případech může s přibývajícím věkem ubývat. Dočasná progresivní myopie se objevuje v raném mladistvém věku a postupuje až do pozdních dvaceti let, kdy se růst zastaví. Jako trvale progresivní myopie se označuje stav, kdy vada dosahuje již okolo patnáctého roku vysokého stupně, rychle stoupá do věku okolo 30 let a poté roste pomaleji. [1]

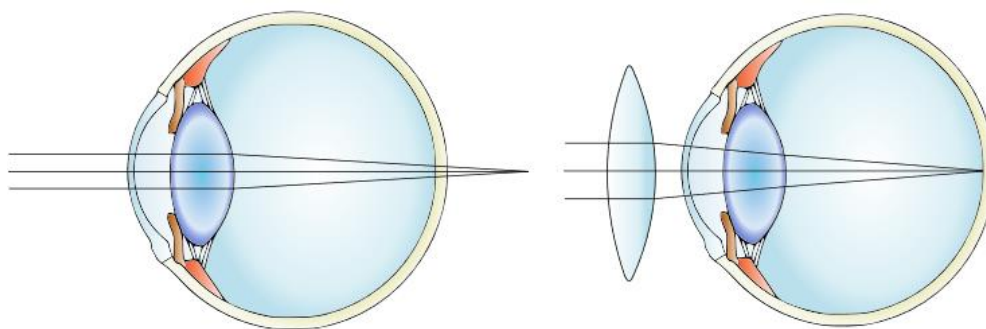
Podle anatomických rysů dělíme krátkozrakost na axiální, křivostní a indexovou. Axiální myopie je refrakční stav vyplývající z větší předozadní délky oka. Křivostní myopie vzniká kvůli menšímu poloměru zakřivení lámavých ploch čočky nebo rohovky, což způsobuje zvýšení jejich optické mohutnosti. U indexové myopie je větší lámavost způsobena vyšším indexem lomu refrakčních médií. [3, 11]

Několik studií klasifikovalo myopii na základě věku subjektů v době nástupu vady. Označení vrozená myopie zahrnuje děti, které se narodily s krátkozrakostí a vada u nich přetrvává v průběhu celého dětství. V období přibližně mezi 6 lety do let dospívání má svůj počátek myopie mladistvá. Velké množství jedinců zapadajících do této skupiny má relativně malou vadu a mnozí z nich se v pozdějších letech stanou emetropickými nebo dokonce hypermetropickými. Krátkozrakost s počátkem nástupu mezi 20 a zhruba 40 lety se nazývá myopie středního věku. U této skupiny obdobně platí, že jedinci s relativně nízkou vadou se později stávají emetropickými, popř. hypermetropickými. Poslední kategorií je kategorie myopie pozdního věku, která se objevuje po 40 roce života. [10, 12]

2.1.2 Hypermetropie

Hypermetropie (hyperopie), neboli dalekozrakost, je refrakční vada, u níž paprsky jdoucí z předmětového bodu v nekonečnu při minimální akomodaci vytváří obrazové ohnisko za okem. Příčinou je malá lámavost oka vzhledem k jeho axiální délce. To může být způsobeno buď příliš malou lámavostí čočky nebo rohovky, nebo tím, že je oko příliš krátké. Aby se paprsky z bodu v nekonečnu sbíhaly do jednoho bodu na sítnici, musí být homocentrický svazek dopadající na oko konvergentní (sbíhavý). Z toho vyplývá, že neexistuje žádná reálná vzdálenost před okem, ze které by se paprsky sbíhaly do jednoho bodu přímo na sítnici.

Daleký bod hypermetropického oka leží za okem a jedná se o virtuální předmětový bod. Dalekozrakost může způsobit zhoršené vidění jak do dálky, tak do blízka, záleží na akomodačním rozsahu daného člověka. Pro mladé hypermetropy je typické, že refrakční deficit do dálky vyrovnají akomodačním úsilím. Věkem však akomodační amplituda klesá a je nutná korekce. Hypermetropie se koriguje sférickou či rotačně symetrickou asférickou spojnou čočkou (obr. 2.3), která zvýší konvergenci paprsků a jejíž obrazové ohnisko splývá s dalekým bodem oka. Pokud se vada nekoriguje, může mít jedinec mimo neostrého vidění astenopické potíže, binokulární dysfunkci, amblyopii nebo strabismus. [1, 2, 8, 13]



Obr. 2.3: Hypermetropie a její korekce rozptylnou čočkou [14]

Hypermetropii podle stupně závažnosti můžeme rozdělit na lehkou (do +3 D), střední (od +3,25 D do +5 D) a vysokou (od +5 D výše). Tato klasifikace má však malou vypovídající hodnotu, pokud není doprovázena údajem o akomodační schopnosti jedince. Fyziologickou hypermetropii označujeme jako nepatologickou. Pod patologickou hypermetropii spadá patologické oploštění rohovky a stavy, kdy je zmenšení axiální délky oka zapříčiněno lézí, jako je nádor, hemoragie nebo edém. Podle anatomických rysů můžeme rozdělit hypermetropii obdobně jako myopii na axiální, křivostní a indexovou. [1]

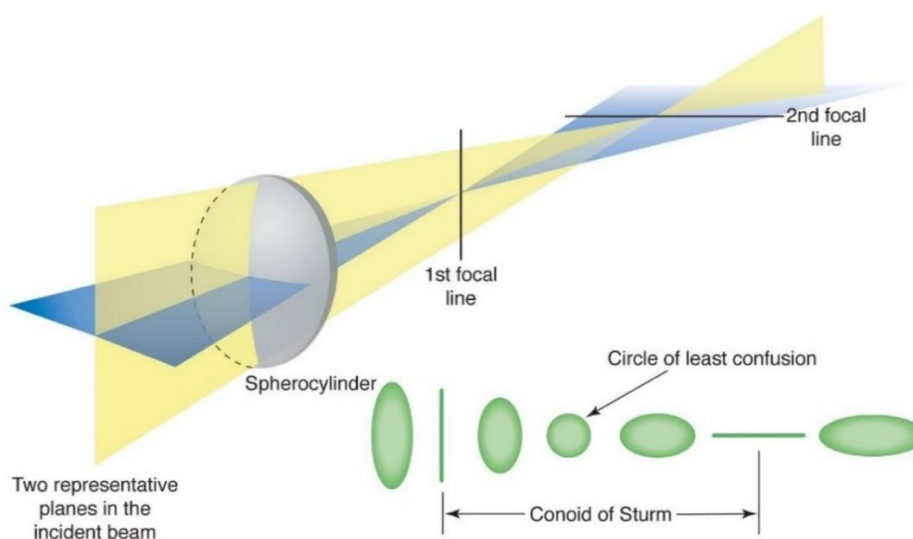
Hypermetropie úzce souvisí s akomodací. Nekorigovaný hypermetrop musí vyvíjet trvalé akomodační úsilí, aby mohl vidět relativně ostře do dálky, a ještě větší úsilí pro zaostření bližších předmětů. Kvůli této nadměrné aktivitě získává ciliární sval čočky mladého hypermetropa jistý stupeň fyziologického napětí (tonusu). To znamená, že určité množství akomodace zůstává trvale neuvolněno. Dalekozrakost podle vlivu akomodace dělíme tedy na latentní a manifestní. Latentní vada je plně kryta akomodací, kterou zajišťuje klidový tonus ciliárního svalu. K odhalení takovéto vady je zapotřebí cykloplegické refrakce. Manifestní hypermetropii udává nejsilnější plusová čočka, která poskytuje maximální zrakovou ostrost do dálky. Součet latentní a manifestní chyby se označuje jako hypermetropie celková, které se dále člení na fakultativní a absolutní. Část vady, kterou lze vyrovnat akomodačním úsilím, se nazývá fakultativní. Zbytková refrakční vada, která přesahuje akomodační šíři a nelze ji

kompenzovat, se nazývá absolutní. Vzhledem k přibývajícimu věku a úbytku akomodační amplitudy fakultativní hypermetropie postupně ubývá a absolutní přibývá. [1, 2]

2.1.3 Astigmatismus

Astigmatismus je refrakční vada způsobená nesejnou optickou mohutností v různých směrech (tangenciální, sagitální). Astigmatismus se projeví i u úzkých paprskových svazků, kdy je velikost pupily oka malá. Astigmatický lámavý povrch má jinými slovy různá zakřivení v různých meridiánech a každému ze dvou hlavních meridiánů odpovídá odlišná optická mohutnost. Po průchodu paprsků optickou soustavou zatíženou astigmatismem vzniká astigmatický svazek. Obrazem bodu není bod, ale při zobrazení se vytváří tzv. tangenciální a sagitální fokála, která odpovídá obrazu předmětového bodu v tangenciální a sagitální rovině paprskového svazku. Interval mezi fokály se obvykle nazývá astigmatický interval nebo tzv. Sturmův interval. Geometrický rozptylový kroužek, který vytváří astigmatický paprskový svazek na sítnici, má obecně nesymetrický eliptický tvar. Mezi fokály se nachází kroužek nejmenšího rozptylu, ve kterém má astigmatický svazek minimální průměr. V případě, že se kroužek nejmenšího rozptylu nachází na sítnici (např. při korekci astigmatického oka nejlepší sférickou čočkou s dioptrickou hodnotou sférického ekvivalentu refrakční vady), je kvalita sítnicového obrazu u astigmatického oka nejlepší. [2, 6]

Astigmatický svazek, poloha fokál, Sturmův interval a poloha kroužku nejmenšího rozptylu je znázorněna na obrázku 2.4 [15].



Obr. 2.4: Astigmatický svazek [15]

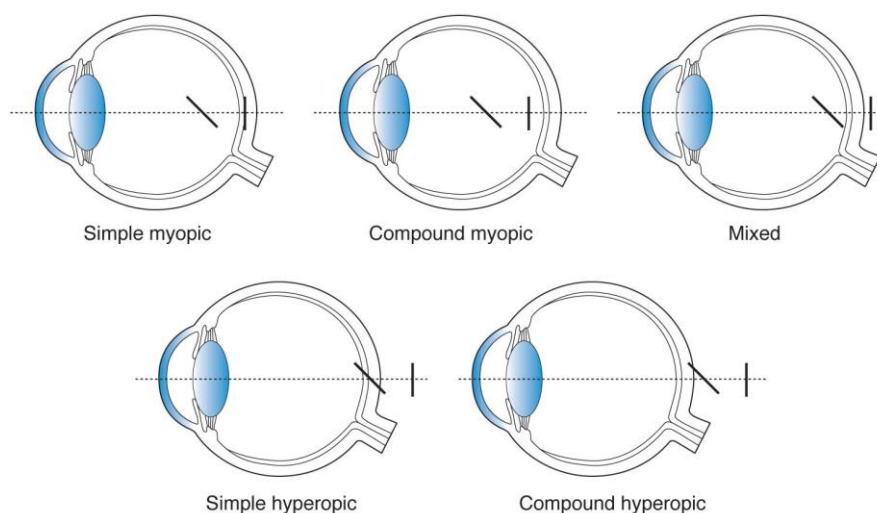
Jedinec s astigmatismem se potýká s rozmazaným nebo zkresleným viděním jak na dálku, tak na blízko. Astigmatismus se může vyskytovat samostatně nebo v kombinaci se sférickými refrakčními vadami. Nejčastější příčinou astigmatismu je nepravidelné zakřivení rohovky,

především její přední plochy (rohovkový astigmatismus). Vliv na asféricitu optické soustavy oka může mít i vada zakřivení povrchů oční čočky nebo její decentrace (lentikulární astigmatismus). Vysoké stupně astigmatismu jsou často přítomny v dětství a rychle ustupují během raného vývoje. Významný zbytkový astigmatismus je považován za rizikový faktor pro vznik amblyopie, pokud není korigován. [6, 13, 16]

Základní rozdělení astigmatismu na pravidelný a nepravidelný určuje lokální nepravidelnosti směru hlavních meridiánů astigmatického svazku. U tzv. pravidelného astigmatismu nedochází prakticky k lokálním nepravidelnostem ve směru hlavních meridiánů a velikosti optické mohutnosti v jednotlivých meridiánech. Tento typ astigmatismu se dá optimálně korigovat pomocí sférocylindrické korekce (např. sférocylindrickou nebo torickou brýlovou nebo kontaktní čočkou). Méně častý je tzv. nepravidelný astigmatismus, kdy dochází k lokálním nepravidelnostem optické mohutnosti v jednotlivých meridiánech. Orientace hlavních meridiánů se lokálně mění v rámci pupily nebo se mění velikost astigmatismu v rámci meridiánu. Vzhledem k tomu, že u takového oka se vyskytují i jiné vady zobrazení, můžeme se setkat i s označením „nepravidelná refrakce“ místo označení „nepravidelný astigmatismus“, které se používá spíše z historických důvodů. Nepravidelný astigmatismus může vzniknout například jako následek keratokonu, zjizvení rohovky nebo chirurgického zákroku zahrnující přední oční segment a lze jej obtížně korigovat. Nejčastěji se ke korekci používají tvrdé kontaktní čočky nebo refrakční operace pomocí excimerového laseru. [17, 18]

Dále můžeme astigmatismus klasifikovat podle orientace hlavních os (meridiánů). Stav, kdy je meridián o největší lámavosti vertikální ($\pm 20^\circ$), se nazývá astigmatismus podle pravidla a vyskytuje se častěji. O astigmatismu proti pravidlu mluvíme, pokud je meridián o největší lámavosti v horizontální poloze ($\pm 20^\circ$). Když meridián o největší lámavosti není ani vertikální, ani horizontální, jedná se o astigmatismus šikmých os. [1, 18]

V souvislosti se sférickou refrakční vadou za pomoci pozice retinálního obrazu vzdáleného předmětu při minimální akomodaci členíme astigmatismus na jednoduchý (*simplex*), složený (*compositus*) a smíšený (*mixtus*) – obrázek 2.5. U jednoduchého myopického astigmatismu jeden meridián fokusuje obraz přímo na sítnici a druhý před sítnici. U jednoduchého hypermetropického astigmatismu jeden meridián fokusuje světlo taktéž na sítnici a druhý za sítnici. Složený astigmatismus můžeme obdobně rozdělit na myopický a hypermetropický. V případě složeného myopického astigmatismu oba meridiány fokusují obraz před sítnici. V případě hypermetropického složeného astigmatismu za sítnici. Pokud jeden meridián fokusuje obraz před a druhý za sítnici, jedná se o astigmatismus smíšený. [1, 17]



Obr. 2.5: Typy astigmatismu podle polohy fokál [19]

2.1.4 Prevalence refrakčních vad a jejich vývoj

Refrakční vady jsou celosvětově nejčastější příčinou zrakového postižení a ztráty zraku. Prevalence refrakčních vad se mezi zeměmi značně liší, což naznačuje etnické, genetické nebo environmentální vlivy na jejich vývoj [13, 20].

Výsledky různých studií ukázaly, že prevalence myopie u dětí je nejvyšší v oblasti západního Pacifiku a nejnižší v jihovýchodní Asii. Prevalence u dospělých byla naopak zaznamenána nejvyšší v jihovýchodní Asii a nejnižší v Africe. Důvodem, proč je v jihovýchodní Asii prevalence krátkozrakosti nízká u dětí a vysoká u dospělých, může být to, že environmentální faktor hraje významnější roli než genetické a etnické faktory. Myopie nejčastěji v dětském věku časně a rychle progreduje. Poté následuje zpomalení nárůstu, popřípadě stabilizace vady v pozdní adolescenci. Mezi jednotlivci a etnickými skupinami však existuje významná variabilita ve věku nástupu myopie a jejího následného vývoje. Výskyt myopie se za poslední čtyři desetiletí zvyšuje po celém světě. Mnoho studií uvádí, že myopie začíná mít epidemický charakter, zejména v zemích východní Asie. Důvodem mohou být například změny životního stylu a čím dál tím častější používání počítače a digitálních zařízení, což má za následek častější práci do blízka. [13, 20]

Nejvyšší prevalence hypermetropie u dětí je v Americe a nejnižší v jihovýchodní Asii. U dospělých mají Afričané a Američané nejvyšší a Evropané nejnižší prevalenci hypermetropie. Děti se nejčastěji rodí dalekozraké. S věkem má však hypermetropie tendenci se snižovat. Prevalence klinicky významné hypermetropie se ve stárnoucí populaci kvůli snižující se schopnosti akomodovat a tím i nemožností kompenzovat vadu, znovu zvyšuje. [13, 20]

Prevalence astigmatismu u dětí byla zaznamenána nejnižší v jihovýchodní Asii a nejvyšší v Americe. Země východního Středomoří a západního Pacifiku však vykazují největší rozdíly v prevalenci astigmatismu. U dospělých je prevalence astigmatismu nejvyšší v jihovýchodní Asii a nejnižší v Africe. Etnické a rasové rozdíly mohou mít významnější vliv na astigmatismus ve srovnání s myopií a hypermetropií. Například tvar oční šterbiny a víčka lidí v jihovýchodní Asii je hlavní příčinou vysokého astigmatismu v této oblasti. V porovnání se staršími dětmi a dospělými se kojenci rodí se strmějšími rohovkami a relativně vysokým astigmatismem, který bývá obecně proti pravidlu. Astigmatismus následně klesá přibližně do 18. roku života, a bývá typicky podle pravidla. [13, 20]

2.2 Refrakční vady a jejich popis

2.2.1 Analytický popis a zápis refrakčních vad

Hodnota refrakční vady je základním měřítkem jak v optometrii, tak v oftalmologii. V klinické praxi se pro záznam a vyhodnocení refrakčních dat nejčastěji používá sférocylindrický zápis $S/C \times \alpha$, jehož složky jsou na sobě závislé. S udává sférickou složku refrakční vady v dioptriích, C udává cylindrickou složku refrakční vady v dioptriích a α udává směr osy cylindru ve stupních a může nabývat hodnot od 0° do 180° . Jelikož cylindrická složka může být vyjádřena jako kladná i záporná hodnota, existuje druhý ekvivalentní zápis v podobě $(S + C)/-C \times (\alpha \pm 90^\circ)$. Sférocylindrický zápis je tak charakterizován dioptrickými hodnotami ve dvou hlavních řezech: S a $(S+C)$. Změna vyjádření refrakční vady z původní formy na formu ekvivalentní se nazývá transpozice. [21, 22, 23]

Průměrnou sférickou dioptrickou hodnotu ze sférocylindrické refrakce určuje tzv. sférický ekvivalent SE [D]. Jedná se tedy o průměr dioptrických hodnot ve dvou hlavních řezech daný rovnicí [21]:

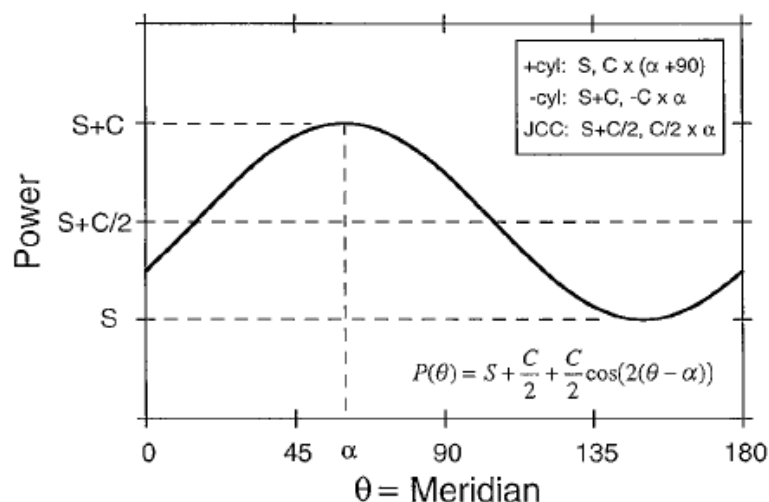
$$SE = S + \frac{C}{2}. \quad (2.1)$$

Pokud by byla astigmatická refrakční vada korigována pouze sférickou čočkou o optické mohutnosti odpovídající hodnotě sférického ekvivalentu, kroužek nejmenšího rozptylu bude umístěn na sítnici [21, 22].

Pro určení dioptrické hodnoty $P(\theta)$ v libovolném řezu lámavé plochy slouží vztah označovaný jako tzv. profil lámavosti plochy [23]:

$$P(\theta) = S + C \cos^2(\theta - \alpha) = S + \frac{C}{2} + \frac{C}{2} \cos(2(\theta - \alpha)), \quad (2.2)$$

který vychází ze skutečnosti, že se dioptrická hodnota mění jako jednoduchá sinusoidální funkce dvojnásobku úhlového rozdílu daného řezu θ a směru osy cylindru α (hlavní řez) [23]. Na obrázku 2.6 je graficky znázorněn profil lámavosti plochy sférocylindrické čočky (resp. dioptrická hodnota refrakční vady v daném řezu θ) podle rovnice (2.2) [23].

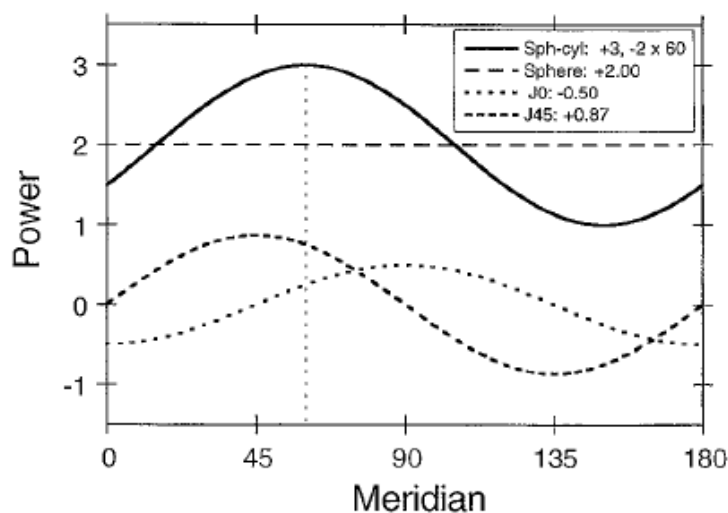


Obr. 2.6: Profil lámavosti sférocylindrické plochy dle rovnice (2.2) [23]

Další alternativní zápis pro vyjádření dioptrické hodnoty v řezu θ je založen na kombinaci hodnoty sférického ekvivalentu $M = S + C/2$ a Jacksonova zkříženého cylindru (JCC) $J = C/2$ (Fourierova dekompozice). Po rozdělení JCC na dva JCC, z nichž jeden odpovídá ose 0° (J_0) a druhý ose 45° (J_{45}), získáme vztah [23]:

$$P(\theta) = M + J \cos(2(\theta - \alpha)) = M + J_0 \cos 2\theta + J_{45} \sin 2\theta. \quad (2.3)$$

Průběh jednotlivých složek Fourierovy dekompozice v závislosti na jejich dioptrické hodnotě a meridiánu je graficky znázorněn na obrázku 2.7 [23].



Obr. 2.7: Fourierova dekompozice [23]

Dioptrická hodnota může být tedy vyjádřena pomocí složek M [D], J_0 [D] a J_{45} [D] jako Fourierův zápis $[M, J_0, J_{45}]$. Ze složek Fourierova zápisu lze získat tradiční sférocyklindrický zápis $S/C \times \alpha$ se zápornou hodnotou cylindru prostřednictvím následujících vztahů [23]:

$$\begin{aligned} S &= M + \sqrt{J_0^2 + J_{45}^2}, \\ C &= -2\sqrt{J_0^2 + J_{45}^2}, \\ \alpha &= \frac{1}{2} \tan^{-1}\left(\frac{J_{45}}{J_0}\right). \end{aligned} \quad (2.4)$$

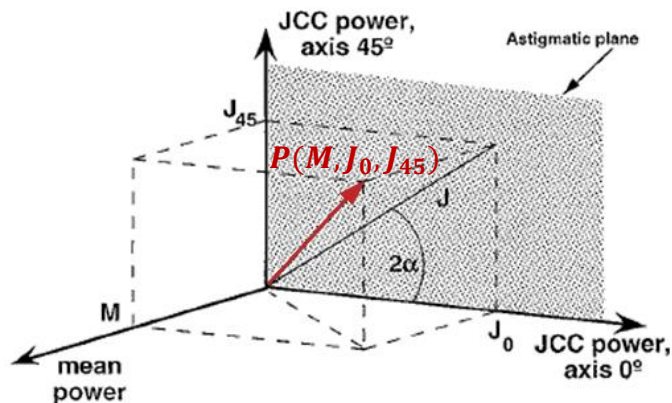
Zpětná transpozice na Fourierův zápis by následně vypadala takto [23]:

$$\begin{aligned} M &= S + \frac{C}{2}, \\ J_0 &= -\frac{C}{2} \cos 2\alpha, \\ J_{45} &= -\frac{C}{2} \sin 2\alpha. \end{aligned} \quad (2.5)$$

Vzorečky (2.5) mohou být zároveň použity pro tzv. astigmatický rozklad sférocyklindrické kombinace $S/C \times \alpha$, kdy jsou M , J_0 a J_{45} vnímané jako 3 nezávislé složky vektoru lámavosti \mathbf{P} . Toto geometrické pojetí umožňuje vyjádření refrakční vady v trojrozměrném dioptrickém prostoru. Délka vektoru lámavosti $|\mathbf{P}|$ (odpovídajícího sférocyklindrickému zápisu refrakční vady) udává celkovou velikost refrakční vady a míru celkového rozostření. Matematicky jej můžeme vyjádřit pomocí Pythagorovy věty vztahem [23]:

$$|\mathbf{P}| = \sqrt{M^2 + J_0^2 + J_{45}^2} = \sqrt{S^2 + SC + \frac{C^2}{2}}. \quad (2.6)$$

Refrakční vada jako vektor lámavosti je geometricky znázorněna v trojrozměrném dioptrickém prostoru na obrázku 2.8 [23].



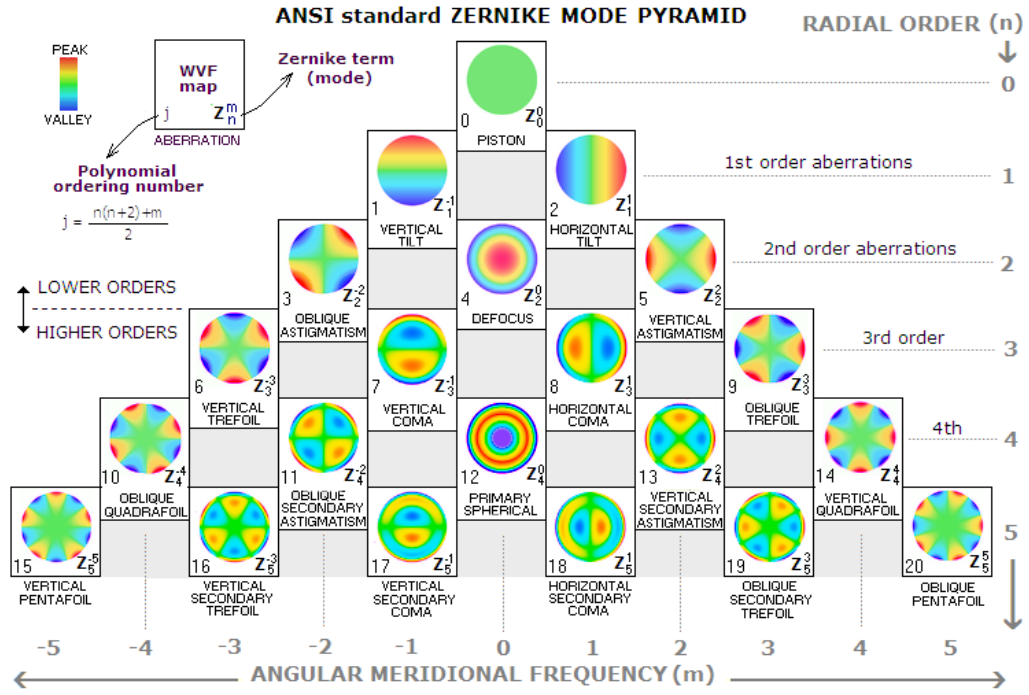
Obr. 2.8: Vektor lámavosti \mathbf{P} v 3D prostoru (upraveno) [23]

Přehled dalších možností popisu refrakčních vad a dioptrických hodnot, jejich rozdílů a možností aplikací rozepsal A. Rubin a kol. ve studii [24].

2.2.2 Souvislost refrakčních vad s aberacemi optické soustavy

Lidské oko je stejně jako veškeré optické systémy zatíženo aberacemi, které zhoršují kvalitu vidění. Způsobují například rozostření sítnicového obrazu nebo snížení jeho kontrastu. Základní rozdělení aberací na monochromatické a chromatické se řídí tím, zda byly způsobeny světlem o jedné vlnové délce, nebo světlem o více vlnových délkách (polychromatické světlo). Mezi monochromatické vady optických soustav patří sférická aberace, koma, defokusace, astigmatismus, zklenutí pole a zkreslení obrazu. Defokusace a astigmatismus jsou primární optické vady oka označované jako aberace nižšího řádu a jsou zodpovědné za refrakční vady. [8, 25]

V dokonalém optickém systému by paprsky procházející optickou soustavou oka dopadaly na sítnici v jednom bodě. Reálný systém oka je však, jak už bylo zmíněno, zatížen aberacemi, a tak se jeho zobrazení od ideálního optického systému liší. Nejběžněji se aberace optické soustavy a tím i kvalita zobrazení znázorňují z hlediska tzv. vlnové aberace, která je definována jako odchylka reálné deformované vlnoplochy od ideální sférické referenční vlnoplochy (sbíhající se geometricky do jednoho bodu obrazu). Jinými slovy míra deformace tvaru vlnoplochy, vystupující z optické soustavy oka, určuje velikost zbytkové aberace této soustavy. Vlnová aberace se obvykle měří a vztahuje k výstupní pupile optické soustavy a dá se vyjádřit jako mapa odchylek v jednotlivých bodech pupily. Vlnovou aberaci můžeme matematicky charakterizovat a kvantifikovat, např. pomocí tzv. Zernikeových polynomů, jejichž koeficienty umožňují charakterizovat velikost aberací oka a rozdělit aberace na aberace tzv. nižšího a vyššího řádu dle nejvyšší mocniny u Zernikeových polynomů. Členy nízkého řádu odpovídají konvenčním refrakčním vadám – defokusace a astigmatismus spadají do aberací druhého řádu a určují pouze kvadratickou část vlnové aberace. [8, 25] Jednotlivé členy Zernikeových polynomů jsou schematicky znázorněny na obrázku 2.9 [26].



Obr. 2.9: Pyramida Zernikeových polynomů [26]

Velikost refrakční vady vyjádřené sférocylindrickým zápisem $S/C \times \alpha$ se zápornou hodnotou cylindru můžeme získat pomocí Zernikeových koeficientů následujícími vztahy [27]:

$$S = -\frac{4\sqrt{3}c_2^0}{R^2} + \frac{2\sqrt{6}\sqrt{(c_2^{-2})^2 + (c_2^2)^2}}{R^2},$$

$$C = -\frac{4\sqrt{6}\sqrt{(c_2^{-2})^2 + (c_2^2)^2}}{R^2}, \quad (2.7)$$

$$\alpha = \frac{1}{2} \tan^{-1} \left(\frac{c_2^{-2}}{c_2^2} \right) + \frac{\pi}{2},$$

kde R [mm] udává poloměr pupily optické soustavy oka a koeficient c_2^0 [μm] odpovídá defokusaci, koeficient c_2^{-2} [μm] šikmému astigmatismu a koeficient c_2^2 [μm] vertikálnímu astigmatismu [27].

Obdobně lze ze sférocylindrického zápisu $S/C \times \alpha$ získat Zernikeho koeficienty odpovídající aberacím druhého řádu [27]:

$$c_2^{-2} = \frac{R^2 C \sin 2\alpha}{4\sqrt{6}},$$

$$c_2^0 = -\frac{R^2(S+C/2)}{4\sqrt{3}}, \quad (2.8)$$

$$c_2^2 = \frac{R^2 C \cos 2\alpha}{4\sqrt{6}}.$$

2.3 Zraková ostrost

Zraková ostrost charakterizuje úhlovou rozlišovací schopnost zrakového systému při vysokém kontrastu pozorovaných předmětů. Je definována na základě minimálního úhlového rozlišení jako převrácená hodnota prahu rozlišení, který představuje minimální úhel, který umožňuje optickému systému identifikovat dva body jako různé podněty. Existuje několik faktorů ovlivňujících zrakovou ostrost, které se dají rozdělit na optické a neurální. Mezi optické faktory patří například velikost zornice, průhlednost očních médií, defokusace nebo astigmatismus a další optické aberace oka. Mezi neurální faktory patří velikost a hustota fotoreceptorů, neurální interakce na sítnici a funkce zrakové dráhy. [1, 28, 29, 30]

2.3.1 Subjektivní metody zjišťování zrakové ostrosti

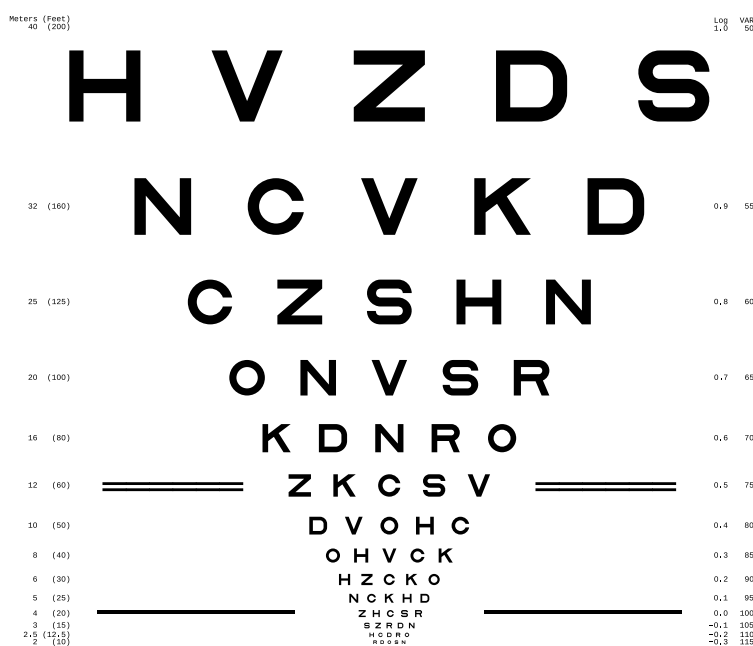
Hodnocení zrakové ostrosti se považuje za jeden z hlavních ukazatelů kvality zraku. Landoltovy kruhy nám umožňují určit zrakovou ostrost skrze rozlišovací schopnost určenou minimálním úhlem rozlišení. V kruhu se nachází mezera, která může být umístěna ve dvou horizontálních a ve dvou vertikálních pozicích. Nejmenší kruh, v kterém je mezera správně rozpoznána vyšetřovaným jedincem, udává zrakovou ostrost. Obdobně fungují například i čárové testy. [1, 2, 28, 29]

Zrakovou ostrost jde hodnotit i na základě rozpoznávání jednotlivých znaků. Asi nejznámějším znakovým testem je Snellenova tabulka. Snellenův test používá velká písmena o různé velikosti, která jsou seřazená od největších po nejmenší. Nejmenší řádek tabulky, který subjekt přečte, udává zrakovou ostrost. Znakové testy vyžadují rozpoznání symbolu i rozlišení detailu samotného písmena. Při identifikaci písmene hraje velkou roli i jeho celkový tvar. Většina písmen, navržených pro testování zrakové ostrosti, je založena na mřížkových vzorech o výšce a šířce pěti jednotek. [1, 2, 28]

Existuje několik různých způsobů, jak zapsat hodnotu zrakové ostrosti. Jednou z možností je zápis pomocí Snellenova zlomku. V čitateli je standardní vzdálenost, ve které je optotyp umístěn (6 m), a ze které se znak jeví pod úhlem 5'. Ve jmenovateli je vzdálenost, ze které vyšetřovaný subjekt ještě daný znak rozpozná. Hodnoty vzdálenosti se ve většině zemí udávají v metrech, v USA ve stopách. Zraková ostrost se dá vyjádřit i pomocí decimálního zápisu, který redukuje Snellenův zlomek, nebo vyjadřuje převrácenou hodnotu zorného úhlu v minutách. [1, 2, 28]

Další možností je zápis zrakové ostrosti pomocí logMAR stupnice. Jedná se o vyjádření zrakové ostrosti pomocí logaritmu minimálního úhlu rozlišení v úhlových minutách (MAR –

Minimum Angle of Resolution) písmen rozpoznaných na vzdálenost 6 metrů. Tato stupnice vychází z designu Bailey-Lovie testovací tabulky, která má specifické uspořádání. Na každém řádku je dodržen stejný počet pěti písmen, mezi nimiž jsou mezery úměrné šířce jednoho písmena. Mezi řádky je dodržena mezera úměrná výšce písmena následujícího řádku. Standardizovaná logaritmická progresse velikosti řádků odpovídá 0,1 logMAR. Stanovení zrakové ostrosti pomocí logMAR využívá i ETDRS (*Early Treatment of Diabetic Retinopathy Study*) optotyp znázorněný na obrázku 2.10, který vznikl na základě uspořádání Bailey-Lovie tabulky. [1, 2, 28]



Obr. 2.10: ETDRS optotyp [31]

2.3.2 Objektívni metody zjišťování zrakové ostrosti

Výše zmíněné testy se provádí především subjektivními psychofyzickými technikami a spoléhají na schopnost a motivaci jednotlivce komunikovat. Pro určení zrakové ostrosti u nespolutracujících subjektů nebo v přítomnosti jazykových bariér, existuje několik objektivních metod. Objektívni metody hodnocení zrakové ostrosti jsou určeny pro kojence, preverbální děti, mentálně postižené a pro dospělé po mozkové mrtvici nebo s demencí apod. [32, 33, 34]

Metoda preferenčního vidění je založena na vrozené tendenci dítěte fixovat výraznější vzor spíše než prázdné pozadí. Tohoto předpokladu využívá například tzv. Cardiff test. Dítěti jsou ukazovány obrázky na neutrálním šedém pozadí, které jsou umístěny v horní nebo spodní části karty. Vyšetřující po předložení karty sleduje fixační pohyby očí dítěte. Černobílé obrysy tvořící obrázky mají stejný kombinovaný jas jako pozadí. Když obrys leží za hranicí

zrakové ostrosti, obrázek zmizí a karta se bude zdát prázdná. Vyšetřovaný jedinec tak přestane obrázek fixovat. [28, 32]

Další objektivní metoda je založena na evokování optokinetického nystagmu (OKN). OKN se skládá ze série fyziologických reflexních pohybů. Plynulý sledovací pohyb vizuálního fixačního cíle následuje rychlá doháněcí sakáda pro opětovné zaostření na nový cíl. Tento reflex je téměř nemožné potlačit vůlí. Testování zrakové ostrosti pomocí optokinetického nystagmu může probíhat dvěma způsoby. První je založen na indukci OKN, kdy se zvyšuje prostorové rozlišení pohybujícího se mřížkového vzoru, dokud není OKN vyvolán. Druhý je založen na supresi OKN, kdy je OKN navozen prostřednictvím pohybující se mřížky o nízkém prostorovém rozlišení a přerušen poté, co dojde k fixaci postupně se zvětšujícího fixačního cíle. [33, 35]

Objektivní hodnocení zrakové ostrosti lze dále získat zaznamenáváním vizuálních evokovaných potenciálů (VEP). Vizuální evokovaný potenciál je elektrofyziologický signál získaný z elektroencefalografické (EEG) aktivity ve zrakové kůře, vyvolaný vizuálním podnětem a zaznamenaný pomocí elektrod připevněných na pokožce hlavy. Protože je zraková kůra aktivována primárně centrálním zorným polem, závisí VEP na funkční integritě centrálního vidění na všech úrovních zrakové dráhy. Vyšetřovaný jedinec pozoruje vysoce kontrastní černobílé šachovnice nebo mřížky na obrazovce. Změnou prostorové frekvence zrakového podnětu lze měřit zrakovou ostrost analýzou odpovídajících EEG signálů. Čím jsou detaily vzoru jemnější, tím menší je velikost elektrické odezvy. Zrakovou ostrost určuje velikost detailu v nejjemnějším vzoru, který ještě vyvolá měřitelnou EEG odezvu. [1, 34, 36]

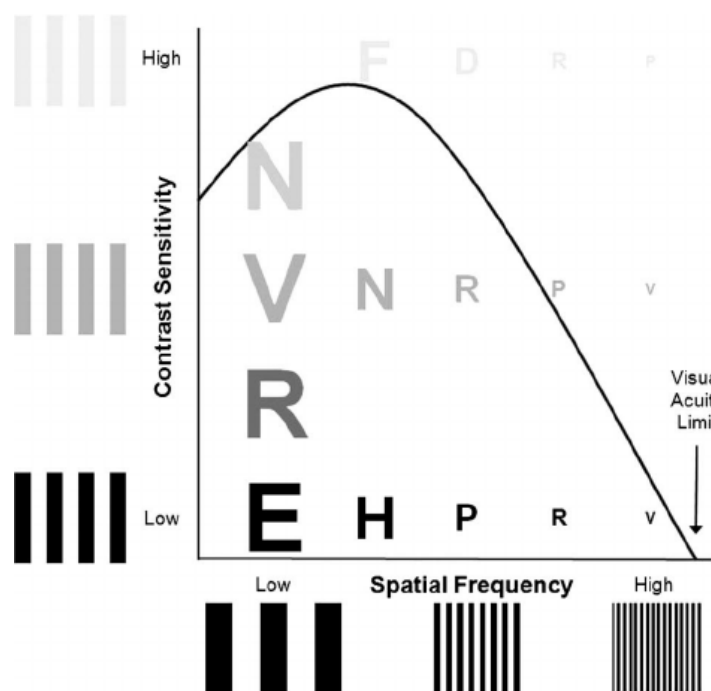
2.3.3 Zraková ostrost a kontrastní citlivost

Vyšetření zrakové ostrosti určuje schopnost vizuálního systému rozlišit jemné detaily na určitou vzdálenost pomocí vysoce kontrastních znaků různé velikosti. Pokud jde ale o vidění v reálném světě, mimo vyšetřovací místnost, zraková ostrost má omezený význam. Každodenní činnosti zahrnují fungování v širokém rozsahu úrovní osvětlení a kontrastu. Kvalitu vidění v těchto podmínkách zrakovou ostrostí nelze klasifikovat. K predikci zrakových schopností v běžném životě výrazně napomáhá testování kontrastní citlivosti. Čím nižší je kontrast, tím horší je zraková ostrost. [37, 38, 39]

Kontrastní citlivost (CS – *Contrast Sensitivity*) je schopnost jedince detekovat objekty různých velikostí s nízkým kontrastem. Dá se definovat jako převrácená hodnota prahového kontrastu, která určuje minimální množství kontrastu předmětu, které je potřebné, aby byl rozlišen. Čím menší má jedinec prahovou hodnotu kontrastu, tím větší má kontrastní citlivost.

Funkce kontrastní citlivosti (CSF – *Contrast Sensitivity Function*) je definovaná pomocí kontrastní citlivosti vztažené k prostorové frekvenci sinusoidální mřížky. Funkce kontrastní citlivosti má maximální kontrastní citlivost v oblasti 3–6 cyklů/stupeň, což znamená, že člověk je vizuálně nejcitlivější na vidění objektů v tomto rozsahu prostorových frekvencí. Vysoká mezní prostorová frekvence určuje zrakovou ostrost. Jinými slovy funkce kontrastní citlivosti zachycuje širší rozsah zrakových funkcí, včetně kontrastní citlivosti na více prostorových frekvencí a nejjemnější detekovaná sinusoidální mřížka definuje zrakovou ostrost. [38, 39, 40, 41]

Na obrázku 2.11 je znázorněna funkce kontrastní citlivosti daná zrakovou ostroť odpovídající vysoké prostorové frekvenci a kontrastní citlivostí pro velká písmena odpovídající výšce CSF [41].



Obr. 2.11: Funkce kontrastní citlivosti (CSF) [41]

Testování kontrastní citlivosti může v klinické praxi odhalit přítomnost zrakové dysfunkce a časné oční onemocnění, které použitím klasických testů zrakové ostrosti nelze identifikovat. Kontrastní citlivost může být použita například k určení zhoršeného funkčního vidění způsobeného kataraktou, pro stanovení cystoidního makulárního edému nebo pro odhalení zrakových problémů u oční neuritidy spojené s roztroušenou sklerózou. [38, 39]

2.4 Vztah nekorigované refrakční vady a zrakové ostrosti

Vztah mezi nekorigovanou refrakční vadou a zrakovou ostroť je složitý a mezi jednotlivci, i přes podobné optické faktory, existují značné rozdíly. Zraková ostrost je ovlivněna mimo

optické faktory, jako jsou optické aberace oka, velikost zornice a průhlednost optických médií, i neurálními faktory. Nekorigovaná ametropie je častou příčinou snížené zrakové ostrosti. Záleží především na typu a množství refrakční vady, přičemž velikost zornice hraje důležitou roli. Se zmenšujícím se průměrem zornice se zvyšuje vliv difrakce a klesá vliv zbytkových aberací oka. [1, 6, 28, 29, 42, 43] Nejlepší kvality zobrazení je dosahováno s průměrem pupily 2–4 mm [43].

Refrakční vady způsobují rozostření obrazu vytvářeného na sítnici. U sférických ametropií se vytváří na sítnici místo bodu rozmazaná ploška ve tvaru kruhu, u astigmatismu obecně rozmazaná elipsa (tzv. rozptylový kroužek). Na základě velikosti refrakční vady lze určit přibližnou zrakovou ostrost a naopak. Pro mladé nekorigované sférické hypermetropy s dostatečnou akomodační amplitudou je však typické, že použijí akomodaci k částečnému nebo úplnému vyrovnání refrakční vady. Nedojde tak k očekávanému snížení zrakové ostrosti. Nejlepší korekce by měla maximalizovat zrakovou ostrost. [1, 6, 28, 42, 43]

Existuje řada modelů vztahu mezi refrakční vadou a zrakovou ostrostí [44–50]. Mezi ně patří například model popsáný ve studii G. Smithe [44]. Pro vysoké sférické refrakční vady, kdy se dá předpokládat, že je vztah mezi zrakovou ostrostí a refrakční vadou lineární, určil Smith jako dobře fungující rovnici [44]

$$VA = k \cdot D \cdot E, \quad (2.9)$$

kde VA je zraková ostrost vyjádřena v úhlových minutách (minimální úhel rozlišení), k je konstanta se střední hodnotou 0,83 nebo 0,85, D je průměr pupily v milimetrech a E je refrakční vada v dioptriích [44].

Při nižších sférických refrakčních vadách je vhodnější použití rovnice [44]

$$VA = \sqrt{[1 + (k \cdot D \cdot E)^2]}, \quad (2.10)$$

která v těchto případech poskytuje lepší popis vztahu refrakční vady a zrakové ostrosti. Při vysokých úrovních refrakčních vad se rovnice 2.10 blíží asymptoticky k lineárnímu vztahu daného rovnicí 2.9 [44].

Matematické vyjádření souvislosti mezi refrakční vadou a zrakovou ostrostí je značně komplikovanější, pokud je přítomen astigmatismus. Zdroje sférického a cylindrického rozostření se totiž vzájemně ovlivňují. Pro popsání míry rozostření a tím i velikosti refrakční vady se nejčastěji používá již dříve zmíněná délka vektoru lámavosti (kapitola 2.2.1.

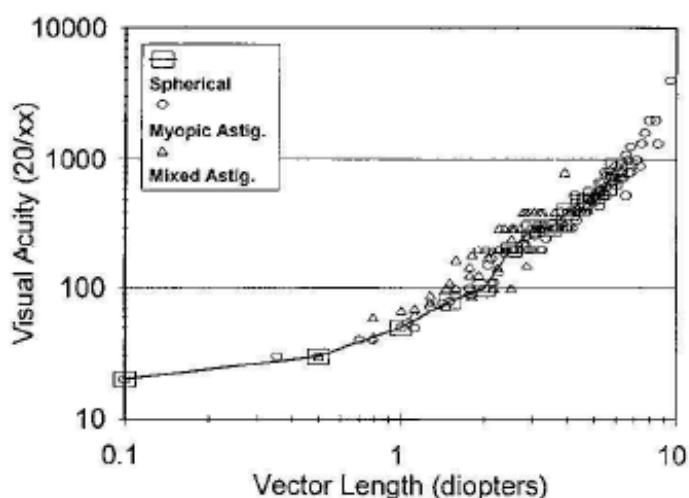
rovnice 2.6). T. W. Raasch ve své studii [45] využil metodu délky vektorové lámavosti pro stanovení zrakové ostrosti a určil vztah [45]

$$\log MAR = a_0 + a_1(\log P) + a_2(\log P)^2, \quad (2.11)$$

popř. pro zrakovou ostrost v decimálním zápisu

$$VA_{dec} = 10^{-(a_0 + a_1 \log P + a_2 (\log P)^2)}, \quad (2.12)$$

kde P je vektor lámavosti a parametr $a_0 \approx 0,48$, $a_1 \approx 1,07$ a $a_2 \approx 0,46$. Obrázek 2.12 znázorňuje zrakovou ostrost v závislosti na délce vektoru lámavosti pro sférickou myopii, složený myopický astigmatismus a smíšený astigmatismus [45].



Obr. 2.12: Zraková ostrost jako funkce míry rozostření vyjádřená délkou vektoru lámavosti [45]

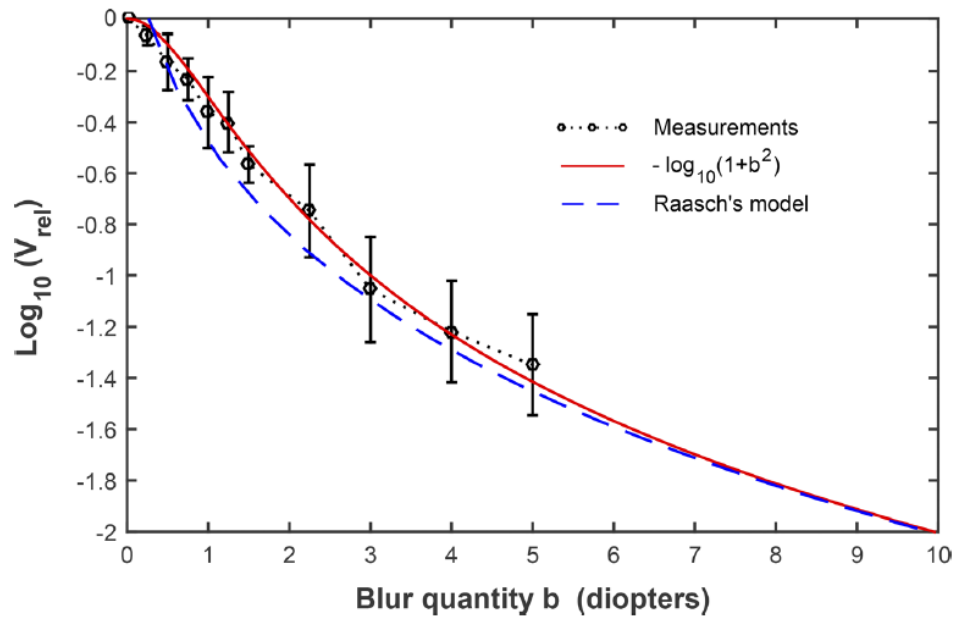
Studie R. Blendowskeho [42] vychází taktéž z hodnoty rozostření vypočtené pomocí délky vektoru lámavosti. Popis zrakové ostrosti v jeho jednoduchém modelu však vychází z relativní nekorigované zrakové ostrosti VA_{rel} definované jako zlomek [42]

$$VA_{rel} = \frac{VA}{VA_{bc}}, \quad (2.13)$$

kde VA je nekorigovaná zraková ostrost a VA_{bc} je zraková ostrost s nejlepší korekcí. Celý jednoduchý model R. Blendowskeho má poté následující tvar [42]

$$VA_{rel} = \frac{1}{1+P^2}. \quad (2.14)$$

Obrázek 2.13 představuje porovnání výsledků získaných na základě modelu T. W. Raasche [45] a jednoduchého modelu R. Blendowske [42], přičemž byla zahrnuta data pouze pro pupily o velikosti mezi 2 až 5 mm.



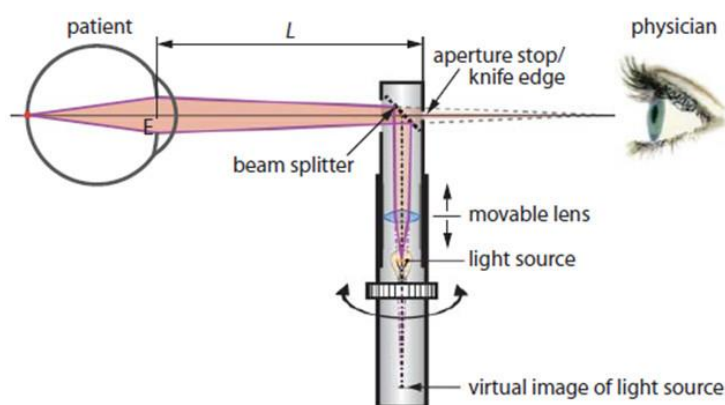
Obr. 2.13: Logaritmus relativní nekorigované zrakové ostrosti v závislosti na hodnotě rozostření [42]

3 Objektivní metody určení refrakčních vad

Metody objektivní refrakce spočívají ve zjištění refrakčního stavu oka bez aktivní účasti pacienta. Jinými slovy k určení refrakce není zapotřebí žádná zpětná vazba vyšetřovaného ohledně kvality vidění. Objektivními metodami zjišťujeme pouze vlastnosti optického systému oka – neurální část zrakové dráhy není brána v potaz. Proto objektivní refrakce slouží většinou pouze pro předběžný odhad refrakční vady a následuje ji refrakce subjektivní. V případech, kdy vyšetřovaný subjekt není schopen spolupracovat ani komunikovat (děti, mentálně postižení atd.), je objektivní refrakce důležitým zdrojem informací. Objektivní metody se dají rozdělit podle toho, zda konečný výsledek vyhodnocuje specialista (např. skiaskopie) nebo naprogramovaný počítačový systém (např. autorefraktometrie). [1, 25, 51]

3.1 Skiaskopie (retinoskopie)

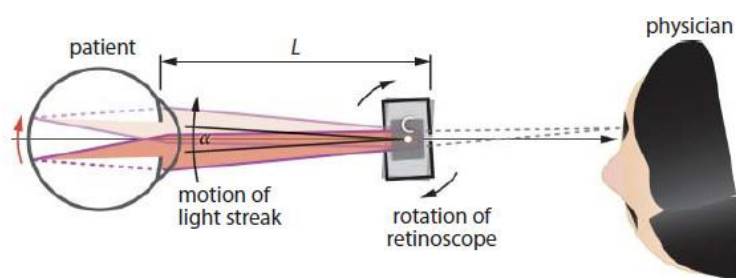
Skiaskopie umožňuje určit velikost refrakční vady pomocí stanovení dalekého bodu oka. Vyšetření je založeno na vyvolání a sledování sítnicového reflexu a jeho následné neutralizaci předkládáním zkušebních čoček před oko. Sítnicový reflex je vyvolán pomocí malého ručního zařízení – skiaskopu (retinoskopu). Skiaskopy využívají viditelné bílé záření, které je pomocí polopropustného zrcadla směřováno přímo do oka. Rozbíhavost paprsků lze libovolně měnit prostřednictvím posuvné čočky. Nejčastěji se používá úzký proužek osvětlení, který je možné otáčet o 360°. [1, 25, 51] Obrázek 3.1 znázorňuje boční pohled na optickou soustavu skiaskopu [51].



Obr. 3.1: Princip skiaskopu [51]

Skiaskopie probíhá za snížených světelných podmínek, aby byla zornice ve srovnání s normálním osvětlením místnosti více rozšířená a sítnicový reflex viditelnější. Aby byla během vyšetření uvolněná akomodace, vyšetřovaný subjekt fixuje vzdálený předmět. Vyšetřující mezitím skrz aperturu skiaskopu sleduje reflex na sítnici ze vzdálenosti 40 až

100 cm před okem. Pokud se při pohybu světelného paprsku sítnicový reflex pohybuje ve stejném směru, vzdálený bod oka leží mezi aperturou skiaskopu a nekonečnem (lehká myopie až emetropie) nebo za okem (hypermetropie) – sítnicový reflex postupně zneutralizujeme pomocí spojných čoček. Pokud se sítnicový reflex pohybuje v proti směru pohybu světelného paprsku, daleký bod leží mezi aperturou a okem vyšetřovaného (středí až vysoká myopie) – sítnicový reflex postupně zneutralizujeme přikládáním rozptylných čoček. Neutralizací rozumíme stav, kdy je pozice dalekého bodu shodná s aperturou skiaskopu a pozorovaný reflex nevykazuje pohyb ve směru ani proti směru pohybu osvětlení. Výslednou refrakční vadu stanovuje dioptrická hodnota neutralizační čočky, ke které je nutné přičíst vergenci záporné pracovní vzdálenosti v metrech (např. přidání -2 D by odpovídalo pracovní vzdálenosti 50 cm před okem). [1, 2, 51] Obrázek 3.2 znázorňuje pohled shora a přibližný pracovní princip skiaskopie [51].



Obr. 3.2: Pracovní princip skiaskopie [51]

Při vyšetření astigmatismu je potřeba zjistit hodnotu neutralizační čočky pro oba hlavní meridiány zvlášť. U sférické ametropie se reflex pohybuje kolmo k světelnému paprsku. U astigmatismu je nejdříve nutné natočit světelný proužek do zarovnání s reflexem, aby se k němu pohyboval kolmo. Tímto se zároveň určí orientace hlavní osy. Pro stanovení finální hodnoty refrakční vady je i v tomto případě nutné vergenci záporné pracovní vzdálenosti přičíst k optické mohutnosti neutralizační čočky v obou hlavních řezech. [1, 2, 51]

Skiaskopie patří mezi jednu z nejpresnějších metod stanovení objektivní refrakce, za předpokladu, že vyšetřující tuto metodu skvěle ovládá. V praxi lze refrakci oka určit s přesností $\pm 0,50\text{ D}$ a orientaci hlavních meridiánů s přesností $\pm 5^\circ$ (pokud se nejedná o nepravidelnou refrakci). Existuje několik zdrojů chyb, které mohou potenciálně ovlivnit výsledky měření, například změny pracovní vzdálenosti během měření, velikost zornice, nepravidelnosti očních médií nebo akomodace. Velký průměr zornice umožňuje lepší viditelnost sítnicového reflexu, ale také zvyšuje účinek sférické aberace oka, zvláště pokud byla použita mydriatika nebo cykloplegika. V důsledku se reflex může současně pohybovat ve směru pohybu ve středu zornice a proti pohybu v periferii, což může ovlivnit (ztížit) určení

neutralizační čočky. Tento jev se označuje jako tzv. nůžkový reflex. Nepravidelnosti pohybu, jeho směru i rychlosti, a šířky reflexu mohou být dále způsobeny anatomickými deformitami rohovky (keratokonus, keratoglobus) nebo dalšími monochromatickými optickými aberacemi (koma). Pro minimalizaci chyb měření vzniklých v důsledku akomodace je její uvolnění a stabilita zajištěna pomocí binokulárního zamlžení pacienta do plusu přibližně o 0,75 D. [1, 2, 51, 52]

3.2 Autorefraktometrie

Stanovení refrakční vady oka pomocí automatizovaného objektivního refrakčního přístroje (autorefraktometru) se nazývá autorefraktometrie. Díky automatizovanému zpracování měření se oproti časově náročné skiaskopii jedná o rychlé vyšetření, které je přívětivější jak pro uživatele, tak pro pacienta. Autorefraktometry se skládají z dráhy světelného svazku, který po průchodu přes aperturu duhovky dopadá na oční pozadí (fundus). Světelný svazek se od fundu difúzně odrazí a putuje zpět. Toto sekundární osvětlení je detekováno a analyzováno detekční a pozorovací dráhou. Existuje několik druhů autorefraktometrů, které se od sebe liší tím, že využívají různé principy měření a vyhodnocují různé charakteristiky sekundárního záření, aby určily refrakční stav oka. Autorefraktometry mohou být založeny např. na principu Scheinerova disku, skiaskopie, fokusační metody, Foucaultovy metody, odklonu paprsku a měření velikosti obrazu, aberometrii apod. Nejčastěji používaná metoda měření je založena na Scheinerově principu. K zaostření a detekci obrazu na sítnici pomocí automatického optomechanického systému používá většina moderních autorefraktometrů obdobný princip jako tzv. Badalův optometr. [1, 25, 51]

3.2.1 Společné charakteristiky autorefraktometrů

Všechny moderní automatizované objektivní refraktometry používají jako primární zdroj elektromagnetického záření blízké infračervené záření (NIR) o vlnových délkách 780–950 nm. Hlavním důvodem je, že ve srovnání s viditelným světlem (VIS) je pro NIR záření odrazivost fundu znatelně vyšší. Navíc s rostoucí vlnovou délkou klesají rozptylové účinky očních médií. Z toho vyplývá, že propustnost očních médií je pro NIR světlo větší. Dalším důvodem použití blízkého infračerveného záření je, že lidský zrakový systém na něj není citlivý, tzn. že NIR záření je pro vyšetřovaného neviditelné. Díky tomu vyšetřovaný subjekt nepocítuje fotofobii, není vyvolán pupilární reflex a akomodační systém není aktivován. [1, 51]

Přes vyjmenovaná pozitiva s sebou použití infračerveného záření přináší i několik nevýhod. Jelikož lidské oko není achromatické, jeho lámavost je pro NIR záření a viditelné světlo odlišná. V důsledku disperze je tedy nutné stanovit korekční faktor, který bere v potaz rozdíl mezi indexy lomu pro tyto dvě oblasti vlnových délek. V případě vlnové délky 880 nm (NIR) a 550 nm (VIS) daný rozdíl odpovídá přibližně 0,7–1,0 D. Korekční faktor dále kompenzuje skutečnost, že průměrná odrazná plocha NIR záření leží za povrchem sítnice, kde se v případě viditelného světla formuje ostrý obraz. Důvodem je, že na rozdíl od viditelného světla pigmentový epitel sítnice účinně nepohlcuje infračervené záření. Zpětně odražený paprsek se tak jeví více difúzní. [1], [2], [51], [53]

Jako sekundární zdroj elektromagnetického záření slouží zpětný rozptyl od očního pozadí. Výkon tohoto signálu se odvíjí od intenzity IR zdroje světla. Přestože je relativně velké procento NIR odraženo od fundu, vzhledem k difúzní povaze reflexu a omezené oblasti výstupu, kterou představuje zornice, jen malé množství záření opustí oko. Z toho vyplývá, že pro měření musí být použit vysoce intenzivní zdroj infračerveného záření, který je však v souladu s maximální přípustnou expozicí bezpečnou pro oko. Mimo to musí být minimalizovány nežádoucí zrcadlové odlesky od optických povrchů oka a optických součástí refraktometru, které by mohly vést k chybám měření. Odlesky od prvků pozorovací a osvětlovací dráhy přístroje mohou být eliminovány jejich vhodným nakloněním nebo použitím polarizovaného záření v kombinaci s polarizátory v detekční dráze. Pro potlačení zrcadlového odlesku od povrchu rohovky a vitreoretinálního rozhraní se taktéž používají polarizátory. Ztlumení rohovkového reflexu má důležitý význam, jelikož může být jasnější než reflex fundu a mohl by tak ztěžovat jeho detekci a analýzu. [1, 2, 51]

Obvyklým cílem autorefraktometrie je stanovení refrakční vady na dálku. Pro navození dalekého vidění a kontroly fixace a akomodace je součástí autorefraktometrů fixační terč většinou v podobě obrázku krajiny simulující vzdálený předmět. Aby bylo měření co nejvíce přesné, akomodační systém musí být v uvolněném stavu. Fixační objekt je umístěn na stejné optické ose jako dráha primárního zdroje záření. Reflex fundu je tak vyvolán v oblasti nejostřejšího vidění. Obrázek je pomocí zaostřovacího systému (čoček) posunut do oblasti dalekého bodu oka. Dioptrická poloha fixačního terče se poté shoduje s dioptrickou polohou dalekého bodu. [1, 51]

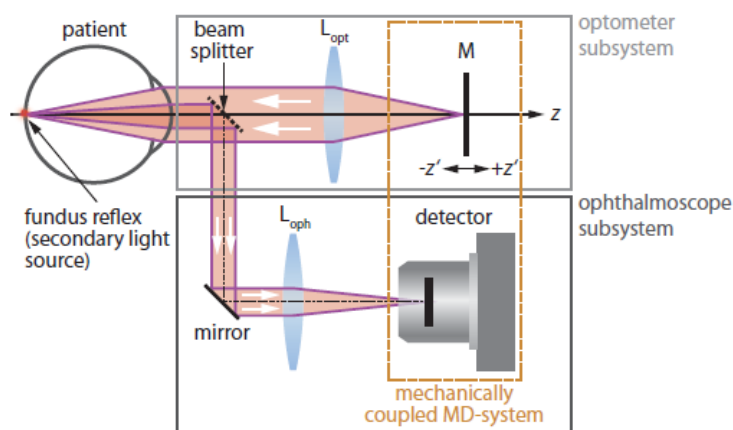
Autorefraktometry jsou dále opatřeny videokamerou, skrze níž vyšetřující může pozorovat oko pacienta a seřizovacím zařízením (joystickem) tak nastavit potřebnou vzdálenost přístroje od oka i jeho vyrovnání na střed zornice. Obojí se provádí po vyzvání pacienta k pozorování

fixačního terče. U novějších autorefraktometrů obvykle stačí hrubé přednastavení – konečné přizpůsobení provede přístroj automaticky. [1, 51]

3.2.2 Princip Badalova optometru

Badalův optometr se skládá z pohyblivého fixačního terče a pevně umístěné spojné čočky, jejíž ohnisko se shoduje s uzlovým bodem vyšetřovaného oka. Změněnímvergence paprsků vstupujících do oka posunutím fixačního terče se najde poloha, ve které se obraz bude jevit nejostřejší. Refrakční stav oka lze následně určit pomocí známé optické mohutnosti čočky optometru a vzdálenosti terče od jejího ohniska. Vzhledem k tomu, že posunutí terče do zaostření provádí sám pacient, jedná se o optometr subjektivní. V kombinaci s oftalmoskopem je z něj však možné vytvořit optometr objektivní. Hlavní výhody Badalova optometru oproti starším optometrům jsou, že umožňuje, aby úhlová velikost vnímaného obrazu zůstala téměř konstantní nezávisle na umístění fixačního terče a poskytuje lineární vztah mezi polohou terče a refrakční vadou pozorovatele. [6, 25, 54]

Většina autorefraktometrů využívá stejný princip. Badalův systém spojený s oftalmoskopickým systémem (obr. 3.3) je jejich klíčovou optickou součástí, která umožňuje odvození objektivní refrakce pomocí analýzy kvality obrazu. Testovací fixační terč je promítán na oční pozadí pacienta přes čočku optometru a reflex fundu je následně zobrazen skrze oftalmoskopickou čočku na detekční systém autorefraktometru. Ideálního zobrazení je dosaženo v případě, že se ohniska obou čoček shodují s uzlovým bodem oka. To ale v praxi není možné, jelikož vyšetřující předem nezná optickou mohutnost oka pacienta stejně tak jako přesnou polohu uzlového bodu. Proto se poloha čočky optometru a oftalmoskopické čočky nastavuje tak, aby se jejich ohniska shodovaly se středem vstupní pupily. Aby bylo možné maximalizovat kvalitu obrazu, je fixační terč mechanicky propojen s detekčním systémem, což umožňuje jejich souběžný pohyb. [1, 51]

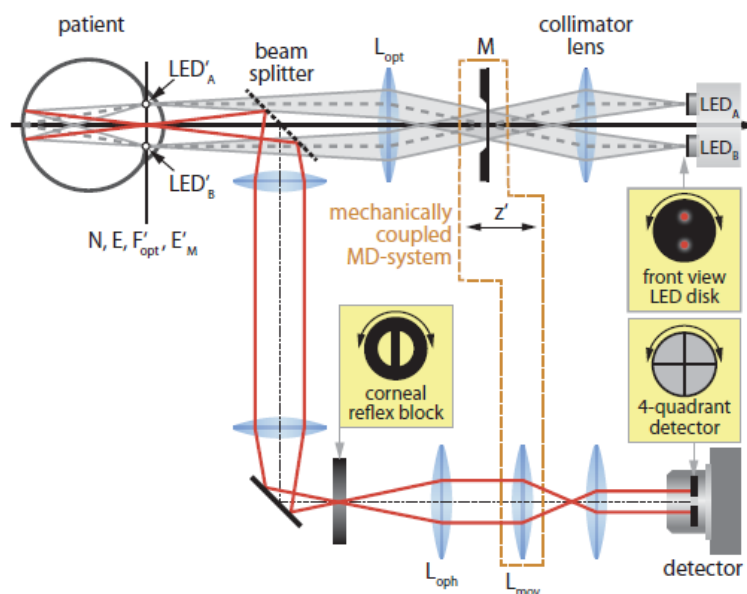


Obr. 3.3: Obecné uspořádání autorefraktometru na principu Badalova optometru [51]

3.2.3 Scheinerův princip

Nejběžněji dostupnými automatizovanými objektivními refraktory jsou autorefraktometry založené na Scheinerově principu. Hlavní součástí původní Scheinerovy metody byl neprůhledný disk se dvěma kruhovými otvory o průměru okolo 0,75 mm s jejich středy vzdálenými asi 2–3 mm od sebe. Tyto rozměry umožňují světlu projít skrz zornici přes oba otvory. Disk umístěný před okem vytvoří z dopadajícího paralelního osvětlení dva bodové paprskové svazky. Vzniklý obraz vnímaný okem je závislý na jeho refrakční vadě. U emetropického oka se paprsky na fundu protnou ve stejném místě a je vytvořen jeden ostrý kruhový reflex. V případě ametropického oka se na fundu zobrazí dva oddělené rozmazané reflexy. U myopie se paprsky před dopadem na oční pozadí překříží. U hypermetropie se paprsky nezkříží, ale protnou se až za sítnicí. To znamená, že u myopie na sítnici po zakrytí horního otvoru disku zmizí spodní světelný reflex (a naopak) a u hypermetropie horní. Pro vyšetření astigmatismu je potřeba určit refrakční vadu v obou hlavních meridiánech. Proto musí být orientace otvorů přizpůsobena tak, aby byla jejich spojnice rovnoběžně vyrovnána s jednou z hlavních os. Tím je zároveň určena osa astigmatismu. [1, 6, 25, 51]

Autorefraktometry založené na Scheinerově principu (obr. 3.4) nahrazují otvory původního Scheinerova disku dvěma infračervenými světelnými diodami (IR-LED). Ke stanovení refrakčního stavu stejně tak jako k projekci emitovaného světla a sběru sítnicových reflexů se používá princip Badalova optometru. IR-LED bodový zdroj světla prochází přes čočku kolimátoru skrz malou pohyblivou kruhovou aperturu a je následně zobrazen pomocí Badalovy čočky na oční pozadí. Aperturu, která funguje zároveň jako fixační terč, je možné díky její pohyblivosti v axiálním směru nastavit vzhledem k Badalově čočce tak, aby bylo dosaženo zaostřeného obrazu na fundu. Zaostřeným obrazem rozumíme stav, kdy se oba bodové reflexy na sítnici shodují (překrývají). Sekundární záření je následně nasměrováno děličem paprsků a soustavou čoček na fotodetekční zařízení, které zajišťuje jeho zobrazení a analýzu. Před detekcí sítnicového reflexu odražené světlo prochází přes rotační blokátor, který odstraní nežádoucí rohovkový reflex. Světlo dále prochází přes pohyblivou kolimační čočku, která je mechanicky propojena s kruhovou aperturou. Fotodetekční zařízení se skládá ze čtyř kvadrantů, které jsou orientovány tak, aby byla jedna z dělicích čar rovnoběžná ke spojnici IR-LED. Při vyšetření astigmatického oka může být obraz reflexů fundu natočený vůči dělicím čarám o určitý úhel. Detekční systém je proto synchronizován s primárním IR-LED zdrojem a blokátorem rohovkového reflexu. To umožňuje jejich vzájemné otáčení, které je zásadní pro určení osy astigmatismu a stanovení refrakční vady v hlavních meridiánech. [1, 51, 55]



Obr. 3.4: Uspořádání autorefraktometru na základě Scheinerovy metody [51]

3.3 Vyšetření v cykloplegii

Kompletní cykloplegické vyšetření je významnou součástí diagnostiky a léčby závažných očních onemocnění, a to zejména u dětí, jejichž zrakové funkce se stále vyvíjí a jejichž vysoká akomodační amplituda znemožňuje přesné určení refrakční vady. Cykloplegická refrakce je důležitá pro vyšetření osob s akomodačními poruchami nebo poruchami binokulárního vidění jako je např. strabismus (heterotropie a heteroforie), amblyopie nebo vergenční poruchy. Použití cykloplegik je dále doporučeno pro odhalení pseudomyopie, latentní hypermetropie a u pacientů s rodinnou anamnézou zrakových problémů. Při vyšetření nespolupracujících osob, kdy provedení subjektivní refrakce není možné, jsou výsledky cykloplegické objektivní refrakce zásadní. [56, 57, 58]

Cykloplegie spočívá v použití vhodných cykloplegických činidel (nejčastěji v podobě očních kapek), které blokují muskarinové receptory v ciliárním svalu. Ty nemohou přijímat acetylcholin, a tak je akomodační systém paralyzován. Jelikož jsou muskarinové receptory i ve svěrači duhovky dojde zároveň k mydriáze. Objektivní stanovení refrakční vady je díky vyřazení akomodace přesnější a spolehlivější. Mezi nejběžnější cykloplegika patří atropin, tropikamid a cyklopentalát, z nichž tropikamid vykazuje nejmenší vedlejší účinky a toxicitu. [58, 59]

Podle studie [60] vede objektivní refrakce za použití autorefraktometru bez cykloplegie k více myopickým výsledkům. Autorefraktometry jako kontrolní mechanismus akomodace během měření používají automatické zamlžování. To ale nemusí akomodační úsilí zcela eliminovat. Důvodem je především přítomnost proximální akomodace, která není zamlžovacím

mechanismem adekvátně neutralizována. Překorigování směrem do minusu zvyšuje akomodační úsilí jedince, které je spojeno s progresí myopie. Vzhledem k tomu, že by předpis korekce na základě necykloplegické autorefraktometrie mohl predisponovat k progresi krátkozrakosti, je použití cykloplegik zvláště u dětí zásadní. [60]

Vyšetření v cykloplegii za použití autorefraktometru umožňuje přesnější výsledky a odhalení celkové refrakční vady, která by jinak mohla být částečně kompenzována nežádoucí akomodací. V porovnání se subjektivní refrakcí jakožto zlatým standardem stanovení refrakční vady vede cykloplegická autorefraktometrie podle výzkumu [57] k hypermetropickému posunu, který je více patrný u hypermetropických pacientů než u těch myopických. Důvodem rozdílu je nejspíše skutečnost, že hypermetropové obecně vykazují vyšší úroveň tonické akomodace, kterou lze inhibovat pouze za použití cykloplegik, než myopové. V některých případech můžeme ale zaznamenat oproti subjektivní refrakci při autorefraktometrii v cykloplegii lehce myopický posun. Myopický posun můžeme připsat vlivu pozitivní sférické aberace v důsledku mydriázy, která doprovází cykloplegii. [57] Přesnost cykloplegické a necykloplegické autorefrakce a skiaskopie byla blíže prozkoumána ve studii [61].

Použití cykloplegik s sebou přináší i několik nevýhod, mezi něž patří fotofobie, kvůli rozšířeným zornicím, dočasně snížená schopnost práce na bližší vzdálenost a riziko nežádoucích účinků a alergických reakcí. Navíc děti a někteří další pacienti nemusejí dobře snášet kapání kapek, což znesnadňuje jejich aplikaci. Cykloplegie je omezena také časem potřebným k dosažení plného vyřazení akomodace. U spolupracujících pacientů by měla cykloplegickou objektivní refrakci následovat ještě subjektivní refrakce, aby mohl být stanoven konečný předpis korekce. [56, 59]

3.4 Faktory ovlivňující výsledky objektivních metod měření refrakčních vad

Určení refrakčních vad objektivním způsobem je bezesporu důležité a užitečné nejen v klinické praxi. Ve většině případů nám objektivní metody poskytují relativně spolehlivé výsledky. Na přesnost měření však mohou mít vliv různé faktory, které mohou být v rámci přístroje (měřící rozsah, fixační terč), pacienta (oční patologie, fixace očí nebo hlavy), okolního prostředí (světelné podmínky v místnosti, obsluha přístroje) a jejich vzájemným propojením. [62]

Autorefraktometry mají omezený rozsah měření, který se v průměru pohybuje od +23 D do -25 D sférické ametropie a od 6 D do 12 D astigmatismu. Sporná přesnost (popř. nedosažitelnost) výsledků autorefraktometrie nastává při vyšetření pacientů s refrakční vadou na hranici rozsahu měření nebo vyšší, než je daný rozsah. [1, 51]

Snížení přesnosti měření nebo nedosažitelnost výsledků může nastat u osob s velikostí pupily pod minimální přijatelný průměr k provedení autorefraktometrie (pod 2–3 mm). Velmi malý průměr pupily mají například pacienti s miotickou léčbou glaukomu nebo staří lidé. Naopak u nadměrně dilatovaných pupil jsou chybné výsledky způsobeny pozitivní sférickou aberací. [1, 51] Ve studii [63] zkoumající potenciální dopad změny průměru zornice v dynamickém rozsahu, typickém pro fotopické podmínky (4 a 6 mm) na výkon objektivní refrakce, bylo zjištěno, že průměr zornice neovlivňuje objektivní výsledky refrakce nad rámec opakovatelnosti subjektivní refrakce [63].

Mezi další komplikace patří neschopnost fixovat po dobu měření fixační terč, což může být způsobeno nedostatečnou fixací očí (např. při nystagmu nebo strabismu) nebo neschopností udržet hlavu v klidné pozici (např. u Parkinsonovy choroby). To se týká hlavně dětských a geriatrických pacientů, kdy může být vyšetření pomocí autorefraktometru nebo skiaskopie obtížné, v některých případech nemožné. [1, 51, 62]

Jak už bylo zmíněno výše, důležitým faktorem je vliv akomodace, která by v ideálním případě měla být během měření vyřazena z provozu. Zapojením akomodace dochází k posunu dalekého bodu oka. V důsledku získáme více myopické, popř. méně hypermetropické hodnoty. [51, 62] Myopický posun je nižší u presbyopů s nízkou akomodační amplitudou, jelikož u pacientů s neschopností akomodovat nenastane přístrojová myopie [64].

Přesnost objektivních metod refrakce dále obecně snižují oční patologie. Nepřesné výsledky získáme u osob s nepravidelným tvarem rohovky ať už vzniklým přirozeně (keratokonus) nebo v důsledku úrazů (zjizvení rohovky) či chirurgických zákroků [1, 51]. Dalším faktorem, který zkresluje výsledky měření je zakalení očních médií. Nejběžněji se jedná o metabolické poruchy čočky nebo rohovky způsobující zákal (katarakta) nebo edém. V důsledku je infračervené záření použité při autorefraktometrii rozptýleno, což ztěžuje proces měření, které nemusí vést ke správným výsledkům [1, 51, 62]. Měření může být dále ovlivněno některými abnormalitami zadního segmentu (např. makulární edém), které snižují intenzitu reflexu očního pozadí a tím znesnadňují jeho detekci a analýzu [51, 62].

4 Subjektivní metody určení refrakčních vad

Jelikož objektivní metody určení refrakčních vad zohledňují pouze optický systém oka, slouží převážně jako orientační vyšetření před provedením subjektivní refrakce. Subjektivní metody určení refrakčních vad zohledňují jak optický systém oka, tak i neurální část zrakové dráhy. Jinými slovy proces subjektivní refrakce a její výsledky závisí na aktivní interakci s pacientem, díky čemuž je možné vyšetřit funkčnost celého zrakového aparátu. Refrakční stav oka se zjišťuje nepřímo testováním zrakové ostrosti, kdy pacient pozoruje optotyp (testovací tabulku), přičemž mu jsou předkládány zkušební sférické a cylindrické čočky před oko. Cílem je získat pomocí zpětné vazby vyšetřované osoby kombinaci dioptrických čoček, které vedou k maximální zrakové ostrosti. [1, 2, 51, 65]

4.1 Vyšetřovací místnost a pomůcky pro subjektivní vyšetření refrakčních vad

Vyšetřovací místnost musí splňovat určité požadavky. Mezi základní přístrojové vybavení vyšetřovací místnosti patří autorefraktometr (popř. skiaskop), šterbinová lampa a keratometr (oftalmometr), který slouží pro účely posouzení zakřivení, optické mohutnosti a toricity rohovky. Dále by zde měla být vyšetřovací jednotka, brýlová skříň se zkušební obrubou (popř. foropter) a optotyp. Konvenční vyšetřovací vzdálenost odpovídá 5-6 metrům. V případě, že rozměry vyšetřovací místnosti tuto vzdálenost neumožňují, může být použit tzv. nepřímý optotyp, který pacient pozoruje v zrcadle, čímž je vzdálenost prodloužena. Aby bylo možné co nejpřesněji stanovit refrakční stav pacienta, osvětlení v místnosti musí přibližně odpovídat intenzitě denního světla. Optotypy jsou pro klasické vyšetření reprezentovány s maximálním kontrastem a jasnem v rozmezí 80 cd/m^2 až 320 cd/m^2 . Jas okolo testovací plochy optotypu by měl odpovídat 10–25 % jasů testovacího pole optotypu. Existuje několik provedení optotypů – tištěné, světlené, projekční a LCD. V dnešní době se převážně používají projekční nebo LCD optotypy, které umožňují použití více než stovky testů. [2, 25, 66]

Subjektivní refrakce může být provedena za použití zkušební obruby a brýlové skříně (obrázek 4.1) nebo za použití foropteru. Brýlovou skříní rozumíme sadu přibližně 270 zkušebních čoček v kufříku. Základem jsou spojené a rozptylné sférické čočky v párech o optické mohutnosti od $\pm 0,25 \text{ D}$ do $\pm 20 \text{ D}$ a spojné a rozptylné cylindrické čočky o optické mohutnosti od $\pm 0,25 \text{ D}$ do $\pm 6 \text{ D}$. Sférické a cylindrické čočky se dají navzájem kombinovat pro dosažení nejlepší zrakové ostrosti vyšetřované osoby. Mezi běžné příslušenství dále patří sada optických klínů (prizmat) o účinku od $0,5 \text{ pD}$ do 10 pD . Mimo korekčních čoček brýlová

skříň také obsahuje polarizační a barvené filtry (červený a zelený), různé druhy clon (okluzní, matové, stenopeické), centrační kříž, Jacksonovy zkřížené cylindry, Maddoxův cylindr atd. Zkušební čočky se dle potřeby vkládají do objímek zkušební obruby, kterou lze upravit podle parametrů vyšetřovaného jedince. [1, 25, 66]



Obr. 4.1: Brýlová skříň vlevo [67] a zkušební obruba vpravo [69]

Forofter je opticko-mechanické zařízení, které umožňuje rychlé a snadné umístění jakékoliv kombinace sférických a cylindrických čoček před oko pacienta. Forofter se skládá z kotoučů, jejichž rotací dochází k výměně sférických a cylindrických čoček v průzoru, skrz který pacient pozoruje optotyp. Osa cylindru je stejně jako u zkušební obruby libovolně nastavitelná. Mezi příslušenství forofteru dále patří otočné Jacksonovy zkřížené cylindry a dva rotační hranoly (Risleyho prizmata). Součástí přídatného disku jsou také další čočky shodné s vybavením brýlové skříňe (filtry, clony atd.). Dříve se foroftery ovládaly mechanicky, dnes převládají foroftery automatizované (obrázek 4.2), které lze ovládat dálkově pomocí digitálního ovladače, přičemž nastavené hodnoty, možnosti testů a další podrobnosti se zobrazují na displeji. [1, 2, 25, 66]



Obr. 4.2: Digitální forofter značky Topcon [69]

Velkou výhodou foropterů je tedy rychlost výměny čoček, což zároveň umožňuje zrychlení a zjednodušení klasických metod subjektivní refrakce. Automatizace navíc snižuje možnosti pochybení při postupu stanovení refrakce. Nevýhodou oproti zkušební obrubě je jejich robustnost, kvůli níž jsou pevně připevněny většinou k vyšetřovací jednotce. V důsledku pacient musí držet hlavu přitisknutou k přístroji, což může být nepohodlné. Zkušební obrubu jde lépe přizpůsobit individuálním parametrům vyšetřované osoby, věrohodněji simuluje budoucí brýle a neomezuje volnost pohybu pacienta při vyšetření. Na druhou stranu po přidání několika zkušebních skel do objímky se stává obruba těžkou a nepohodlnou. Při vyšetření pomocí foropteru je větší pravděpodobnost aktivace proximální akomodace kvůli velikosti průzorů než při použití zkušební brýlové obruby. [1, 2, 66]

4.2 Fáze subjektivního vyšetření refrakčních vad

Samotný proces subjektivní refrakce se dá rozdělit do několika fází od určení nejlepší sférické korekce, přes vyšetření astigmatismu, až po vyvážení a úpravu konečné korekce, která bude zajišťovat optimální zrakovou ostrost a pohodlí pacienta. Subjektivní refrakce je běžně od začátku prováděna za monokulárních podmínek a až v závěru přichází binokulární vyvážení. V moderní době však stoupá oblíbenost a využití binokulární refrakce, kdy jsou všechny fáze subjektivního vyšetření prováděny při současném zapojení pravého a levého oka. [1, 70] Rozdíly mezi vyšetřením za monokulárních a binokulárních podmínek a jejich možné příčiny prozkoumala například studie [71].

4.2.1 Výchozí bod subjektivní refrakce

Před samotným vyšetřením je důležité zvolení výchozího bodu, který určuje prvotní kombinaci sférických a cylindrických čoček vedoucích ke zlepšení zrakové ostrosti. K tomuto účelu nejběžněji slouží výsledky objektivní refrakce nebo alternativně znalost stávající brýlové korekce, popřípadě výsledky subjektivní refrakce z předchozího vyšetření. V případě, že ani jedna ze zmíněných možností není možná, může jako výchozí bod posloužit vhodný odhad velikosti myopie, manifestní hypermetropie nebo astigmatismu ze vztahu mezi zrakovou ostroť a nekorigovanou refrakční vadou (kapitola 2.4.). Správná centrace brýlové obruby (popř. foropteru) vzhledem ke středům zornic pacienta a její vhodné upravení (vrcholová vzdálenost, inklinace atd.) před zahájením měření je samozřejmostí. [1, 2, 70]

4.2.2 Monokulární stanovení nejlepší sférické korekce a kontrola akomodace

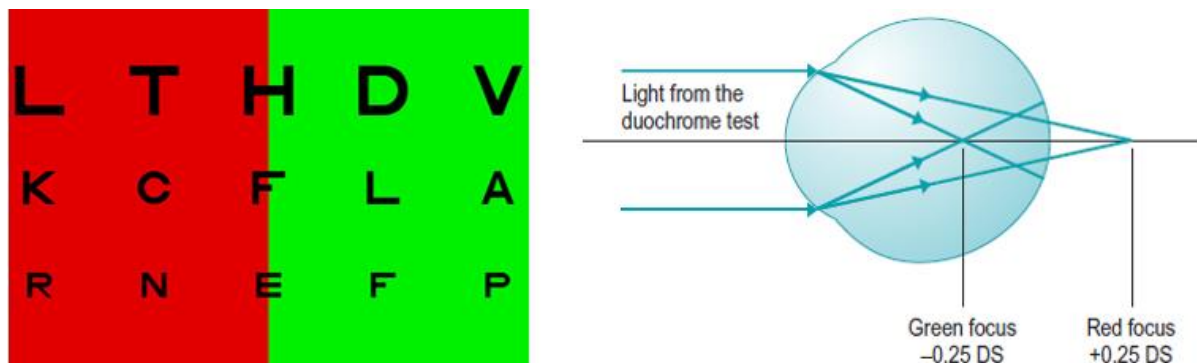
První fáze zahrnuje monokulární zjištění nejlepší sférické korekce. Konvenčně se začíná vyšetřením pravého oka (levé je zakryto okluzní clonou) a poté se proces opakuje pro levé oko. Cílem je posunout pomocí sférických čoček pozici tzv. kroužku nejmenšího rozptylu na sítnici, abychom vykorigovali sférickou ametropii a abychom usnadnili následující vyšetření případné astigmatické složky refrakční vady. Tímto postupem získáme nejlepší zrakovou ostrost u vyšetřovaného při korekci sférickou čočkou. V principu postupně předkládáme pacientovi před oko $\pm 0,25$ D a postupujeme na základě jeho reakcí. Pro korekci myopie přidáváme minusové hodnoty dioptrií do bodu, kdy přidání dalších $-0,25$ D nezlepší ostrost obrazu. Krátkozrakost je tedy korigována nejnižší rozptylnou čočkou, která maximalizuje zrakovou ostrost. U hypermetropie přidáváme plusové dioptrické hodnoty, dokud přidání dalších $+0,25$ D nezpůsobí rozostření obrazu. Dalekozrakost je tedy korigována nejvyšší spojnou čočkou, která maximalizuje zrakovou ostrost. [2, 70]

Během celého procesu je žádoucí, aby byla akomodace v uvolněném stavu. Toho dosáhneme použitím cykloplegik, anebo zamlžovací technikou. Zamlžovací technika spočívá v přidání plusové sférické čočky (obvykle $+0,75$ D až $+1$ D), nebo odebrání minusové sférické čočky, aby došlo k posunu obrazového ohniska (v případě astigmatického oka obou fokál) před sítnici a aby se snížila zraková ostrost alespoň na hodnotu $0,2$. Poté následuje proces odmlžování – snižování dioptrické hodnoty v krocích po $0,25$ D (méně plus nebo více minus), dokud nedosáhneme nejlepší zrakové ostrosti pomocí nejvyšší spojné nebo nejnižší rozptylné čočky. [1, 65]

4.2.3 Ověření hodnoty nejlepší sférické čočky

Konečným bodem monokulárního stanovení nejlepší sférické korekce, by mělo být její ověření. K tomuto účelu slouží například duochromní (bichromatické) testy, které využívají chromatickou aberaci oka. Duochromní test se skládá ze znaků prezentovaných na zeleném a červeném podkladu stejného jasů (obr. 4.3). Jeho konstrukce vychází z předpokladu, že okem je preferováno pro zaostření na sítnici žluté světlo o vlnové délce přibližně 570 nm [2]. Je tedy bráno jako referenční bod mezi zeleným světlem o vlnové délce 535 nm, které je fokusováno $0,20$ D před sítnicí a červeným světlem o vlnové délce 620 nm, které je fokusováno $0,24$ D za sítnicí (obrázek 18). Pokud tedy pacient vidí ostřeji znaky na zeleném podkladu, přidáme $+0,25$ D (odebereme $-0,25$ D). Pokud vidí ostřeji znaky na červeném podkladu, přidáme $-0,25$ D (odebereme $+0,25$ D). [65, 70] Omezení tohoto typu testu jsou

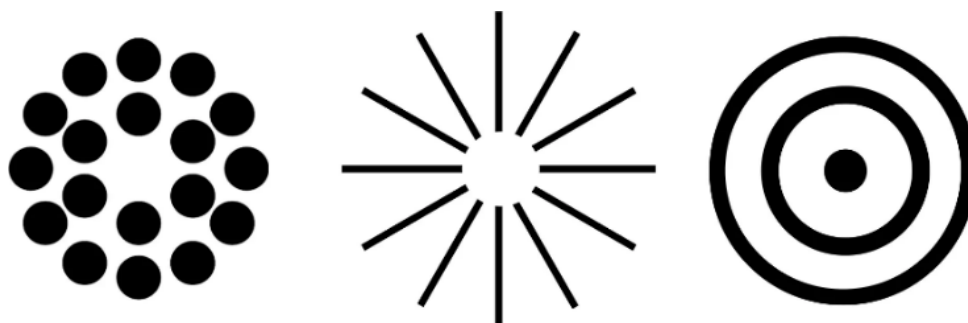
diskutována A. Franklinem v [70]. Ověření sférické korekce následuje i po určení astigmatické složky refrakční vady.



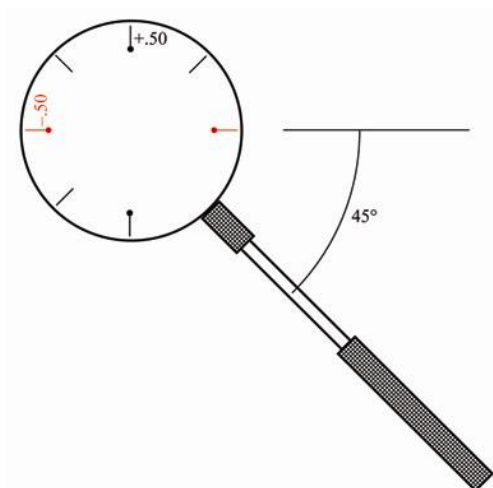
Obr. 4.3: Duochromní test vlevo [72] a znázornění lomu zeleného a červeného světla vpravo [70]

4.2.4 Monokulární vyšetření astigmatismu

Cílem korekce očního astigmatismu je ztotožnění pozice ohniskových linií (fokál) astigmatického svazku a zmenšení kroužku nejmenšího rozptylu na minimum, aby bylo možné vytvořit ostrý obraz na sítnici. Existuje několik metod určení astigmatismu, mezi které patří například dříve frekventovaně používaná zamlžovací metoda s využitím speciálního astigmatického vějíře. V dnešní době je však pro svou rychlost a přesnost převážně používaná metoda Jacksonových zkřížených cylindrů (JCC) v kombinaci s bodovým testem (resp. jiným testem vhodným pro vyšetření astigmatismu – obr. 4.4) prezentovaným na optotypu. Jacksonův křížený cylindr se skládá ze dvou kolmo zkřížených plancylindrů o stejné velikosti lámavosti, ale opačného znaménka. Vyrábějí se nejčastěji v hodnotách $\pm 0,25$, $\pm 0,50$ a $\pm 1,00$ D zasazené do objímky s osou držátka 45° (135°) vůči ose cylindru (obr. 4.5). Jacksonovým zkříženým cylindrem lze účinně stanovit jak osu astigmatismu, tak jeho velikost. [66, 73, 74]



Obr. 4.4: Testy pro vyšetření astigmatismu [75]



Obr. 4.5: Jacksonův zkřížený cylindr v hodnotě $\pm 0,50$ D [74]

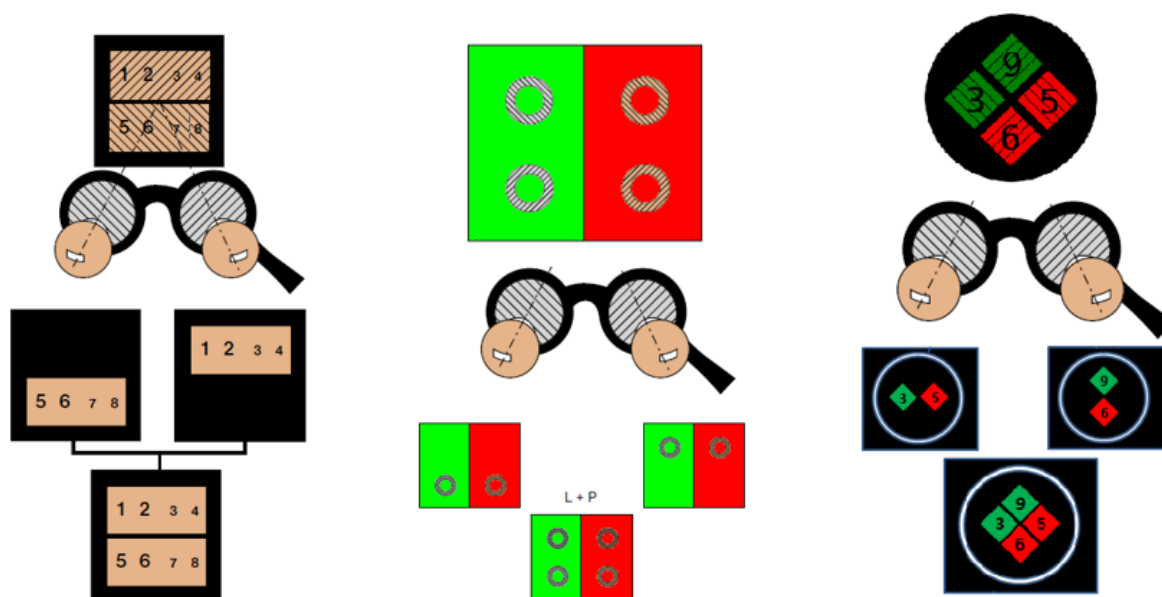
Výchozím bodem JCC metody je předchozím postupem stanovená hodnota nejlepší sférické čočky. U astigmatického oka jsme tak došli do situace, kdy je kroužek nejmenšího rozptylu umístěn na sítnici a fokály jsou ve stejné dioptrické vzdálenosti před a za sítnicí. Tento stav představuje nejkvalitnější zobrazení pro nekorigované astigmatické oko. Díky nulovému sférickému ekvivalentu JCC nedochází po jeho přiložení před oko k posunu polohy kroužku nejmenšího rozptylu. V první fázi Jacksonovy metody zkřížených cylindrů je zjištěna orientace hlavních os otáčením JCC před okem pacienta do čtyř základních pozic. Nejdříve s orientací záporného (popř. kladného) cylindru v ose 90° a 180° , poté v ose 45° a 135° . Tyto pozice mění vzájemnou polohu fokál tak, že se v jedné z nich jejich vzdálenost zmenší a v druhé zvětší, což ovlivní velikost kroužku nejmenšího rozptylu. Pacient je vyzván, aby zvolil pozice, ve kterých je obraz ostřejší – mezi nimi leží osa astigmatismu. Následně je do zkušební obruby vložena cylindrická čočka o dioptrické hodnotě JCC s odpovídající orientací osy. Finální osa astigmatismu je určena předsazením záporné osy JCC 45° od korekčního cylindru a jeho otáčením směrem k poloze, která poskytuje ostřejší zobrazení. Takto se postupuje, dokud pacient nerozezná žádný rozdíl mezi obrazy reprezentovanými dvěma polohami. [1, 66, 73]

Po zjištění přesné osy astigmatismu následuje určení jeho velikosti. Za tímto účelem je JCC otáčen tak, aby byly jeho osy v zarovnání s orientací hlavních meridiánů. Takto buď zvyšujeme, nebo snižujeme cylindrický dioptrický účinek. Zároveň chceme udržet kroužek nejmenšího rozptylu na sítnici, takže s každým přidáním $-0,50$ cylindrem upravíme hodnotu sféry přidáním $+0,25$ D. Finální velikosti cylindru je dosaženo, pokud je ostrost obrazu stejná v obou předložených pozicích. [1, 66, 73]

Výsledkem celého postupu je zcela korigovaná astigmatická vada oka s ohnisky všech meridiánů umístěnými na sítnici. Po monokulárním vyšetření astigmatismu by mělo znovu přijít jemné sférické dokorigování, např. v podobě duochromního testu. Cílem je dodržení dříve zmíněného pravidla – získat nejsilnější plusovou nebo nejslabší minusovou sférickou korekci. U plně korigovaného oka (při okluzi druhého) přidání čočky +0,25 D vidění lehce zhorší a předložení čočky -0,25 D vidění znatelně nezlepší. [1, 66]

4.2.5 Binokulární vyvážení korigovaného refrakčního stavu

Pokud má pacient dobré binokulární vidění, je důležité subjektivní refrakci zakončit binokulárním vyvážením. Vyvážení korigovaného refrakčního stavu spočívá ve snaze vyrovnat akomodační úsilí obou očí. Pokud by akomodační úsilí nebylo stejné pro pravé i levé oko, mohla by tato nerovnováha vyústit v nepohodlí a astenopické potíže. Většina metod binokulárního vyvážení je založena na monokulárním vyšetření pravého a levého oka za binokulárních podmínek. Dříve byla používána převážně Humprissova zamlžovací metoda, která spočívá ve sférickém zamlžení jednoho oka +0,75 D, zatímco je před druhé oko předloženo +0,25 D a poté -0,25 D pro ověření vyváženosti. Dnes se spíše používají disociační metody, které oddělují vjem pravého a levého oka pomocí polarizace. Před pacientovy oči jsou vloženy polarizační filtry, skrz něž pozoruje speciální polarizační test (např. dvouřádkový (Schultzeho test) nebo třířádkový polarizační test). Princip polarizace může být využit i v kombinaci s bichromatickým testem (např. Cowenův bichromatický balanční test, Osterbergův test). [1, 2, 66] Příklady polarizačních testů a znázornění disociace jsou na obrázku 4.6 [76].



Obr. 4.6: Schultzeho test vlevo, Cowenův test uprostřed a Osterbergův test vpravo [76]

4.3 Vyšetření v cykloplegii

Důležitost a indikace cykloplegického vyšetření byly zmíněny již v kapitole 3.3. Klasické rutinní subjektivní vyšetření nemusí vždy neodhalit celou refrakční vadu, a to hlavně u pacientů s latentní hypermetropií, která je maskovaná akomodací. U malých dětí může kolísání refrakčního stavu způsobit akomodační spasmus. Použití cykloplegie je dále doporučeno, pokud brýlová korekce sestavená na základě necykloplegické refrakce, neřeší přetrvávající potíže a astenopii. [1, 2]

Výsledky subjektivní refrakce za použití cykloplegik se od výsledů necykloplegické subjektivní refrakce liší především u hypermetropů v závislosti na věku. U dětí a mladých lidí vykazují výsledky cykloplegického vyšetření oproti výsledkům měření bez cykloplegie více plusové hodnoty než u starších a presbyopických pacientů [57]. Důvodem je pravděpodobně fakt, že v mladém věku je akomodace aktivnější a že s věkem přichází pokles akomodační amplitudy. Z toho plyne, že spolehlivost necykloplegické refrakce u hypermetropů narůstá s přibývajícím věkem. Celkový výskyt více plusových hodnot výsledků cykloplegického vyšetření je přičítán skutečnosti, že zamlžovací metoda pro kontrolu akomodace používaná při klasické subjektivní refrakci může akomodaci inaktivovat pouze částečně, zatímco cykloplegika ji inaktivují celkově a spolehlivěji. [24]

U myopů ve všech věkových kategoriích je rozdíl mezi výsledky cykloplegické subjektivní refrakce a necykloplegické subjektivní refrakce srovnatelný. Obecně při použití cykloplegik mohou výsledky měření u myopů poskytovat více minusové hodnoty. Důvodem je větší průměr pupily (cykloplegiky vyvolaná mydriáza) a již dříve zmíněná sférická aberace. [24] Aby byla chyba z tohoto důvodu při předepisování konečné korekce eliminována, provádí se subjektivní refrakce znovu po vymývací periodě cykloplegické látky (tzv. postmydriatický test), což zvyšuje časovou náročnost. Tento proces však může být nahrazen provedením cykloplegické subjektivní refrakce s použitím umělé aperturní clony o velikosti 2–4 mm [56].

4.4 Faktory ovlivňující výsledky subjektivních metod měření refrakčních vad

Subjektivní refrakce je odjakživa považována za zlatý standard stanovení refrakčních vad. Přesnost jejích výsledků však může být ovlivněna několika faktory, mezi které patří stejně jako u objektivních metod měření především vliv akomodace nebo oční patologie. Dále může být měření ovlivněno špatnou centrací zkušební obruby (resp. foroptery), její inklinací

a odlišnou vrcholovou vzdáleností od skutečné brýlové korekce. Na výsledky subjektivní refrakce může mít vliv také hloubka ostrosti. [77]

Jedním z hlavních problémů je, že při celém procesu se vyšetřující musí spoléhat převážně na subjektivní informace získané od pacienta o vnímaných rozdílech ostrosti obrazu při předkládání zkušebních čoček. Přesnost subjektivních metod měření tedy závisí na individuální schopnosti pacienta rozlišovat dané rozdíly a přesně komunikovat. Tato schopnost závisí nejenom na inteligenci a soustředění pacienta ale i na minulé zkušenosti se subjektivním vyšetřením. [1, 70]

Dalším faktorem ovlivňujícím výsledky subjektivní refrakce je vyšetřovací vzdálenost. Pokud je vzdálenost mezi pacientem a optotypem kratší než doporučených 5–6 m, dochází k hypermetropickým posunům výsledků, které se se zmenšující vzdáleností zvětšují. V takovém případě by měla být k finální korekci přidána záporná hodnota odpovídající akomodaci na danou vzdálenost nebo by měl být použit zrcadlový systém. [78]

Intenzita osvětlení ve vyšetřovací místnosti je často brána jako jeden z faktorů majících vliv na výsledky subjektivní refrakce. Studie [79] potvrdila, že osvětlení ovlivňuje zrakovou ostrost – při změně intenzity světla z 500 lx na 50 lx dochází ke snížení zrakové ostrosti o 0,12 logMAR [79]. Studie [80] také potvrdila, že snížení osvětlení zvyšuje optické aberace oka a tím snižuje kvalitu retinálního obrazu a zrakovou ostrost. Při změně podmínek z fotopických na mezopické zaznamenala posun v průměru o -0,17 D, což by se vzhledem k hodnotě menší jak 0,25 D ve finální korekci neprojevílo. Zvýšení aberací však podle ní nemá vliv na refrakci. Změny ve výsledcích subjektivní refrakce (myopické rozostření) přikládá snížené hloubce ostrosti v důsledku rozšíření zornice. [80] Další výzkum [81] naznačil, že s příchodem LCD optotypů již osvětlení místnosti při vyšetření nehraje kritickou roli, jak tomu bylo při použití optotypů projekčních [81].

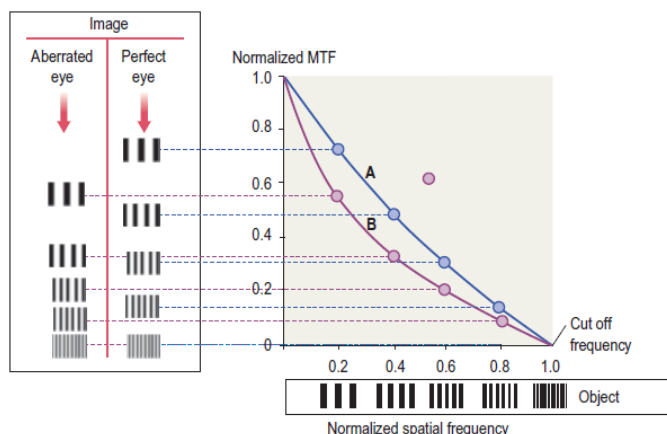
5 Analýza odchylek mezi objektivními a subjektivními metodami určení refrakčních vad

Přestože jsou objektivní metody určení refrakčních vad nepostradatelnou součástí klinické praxe všech optometristů a oftalmologů, subjektivní metody zůstávají vzhledem k zohlednění neurálních faktorů zlatým standardem. Odchytky mezi oběma metodami se však s vývinem technologií a snahou co nejvíce přiblížit objektivní refrakci té subjektivní postupně zmenšují.

5.1 Základní rozdíly mezi objektivním a subjektivním měřením refrakčních vad

Základním rozdílem je skutečnost, že subjektivní metody stanovení refrakčních vad vyšetřují na rozdíl od objektivních metod, které zhodnocují pouze kvalitu optického systému oka, celý zrakový systém včetně neurálního zpracování sítnicového obrazu. Jelikož se vizuální vnímání člověka odvíjí jak od funkce optických prvků oka tvořících obraz na sítnici, tak od schopnosti sítnice spolu s mozkem obraz rozlišit, je tento rozdíl stěžejní. Některé z dalších rozdílů již byly popsány v kapitolách 3 a 4.

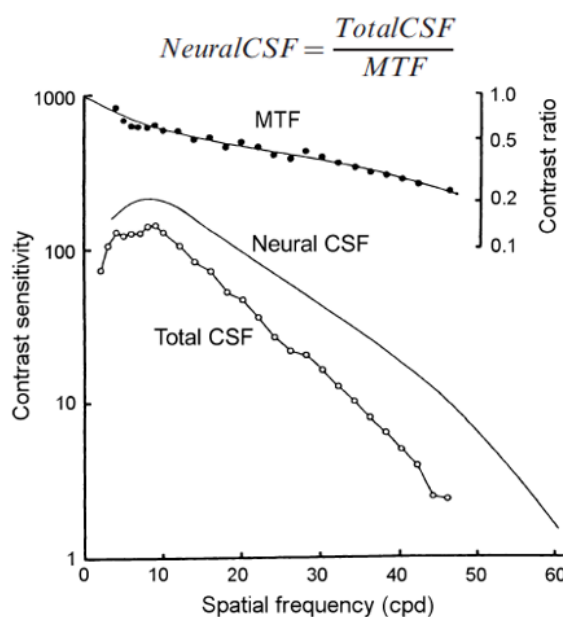
Kvalita optického systému se posuzuje na základě kvality sítnicového obrazu. Tu ovlivňují faktory jako jsou refrakční vady, velikost pupily, optické aberace oka, difrakce nebo rozptyl. Kvalita sítnicového obrazu může být hodnocena pomocí rozptylové funkce bodu (PSF – *Point Spread Function*) nebo lépe pomocí funkce přenosu kontrastu (MTF – *Modulation Transfer Function*). Obraz na sítnici je tvořen světlem vstupujícím do oka. Značné množství energie dopadajícího optického záření se však při průchodu skrz optické prvky oka ztratí v důsledku odrazu, rozptylu a absorpce. Veškeré tyto procesy snižují kontrast obrazu. MTF vyjadřuje ztrátu kontrastu definovanou poměrem kontrastu obrazu a kontrastu předmětu jako funkci prostorové frekvence (obr. 5.1). MTF lze získat např. z aberometrických dat. [82, 83]



Obr. 5.1: Funkce přenosu kontrastu (MTF) [84]

Po dopadu světla na sítnici se světelná energie biochemickými procesy přemění na neurální signál, který skrz zrakovou dráhu přenesení vizuální informace ke zpracování až do zrakového centra v mozku. Neurální zpracování sítnicového obrazu a tím i kvalitu zrakového systému ovlivňují faktory zahrnující velikost a strukturu fotoreceptorů sítnice nebo prostorovou sumaci signálů na různých úrovních zrakové dráhy. Schopnost sítnice spolu s mozkiem rozlišit zrakový vjem může být charakterizována tzv. neurální funkcí kontrastní citlivosti (neurální CSF – *Neural Contrast Sensitivity Function*). Neurální CSF lze experimentálně změřit subjektivní interferometrickou technikou (vytvoření vysoce kontrastní sinusoidální mřížky přímo na sítnici pomocí interference) nebo ji lze vypočítat z naměřených hodnot CSF a MTF. [82, 85, 86]

Celkový výkon zrakového systému (optických prvků oka, sítnice a mozku) můžeme charakterizovat zrakovou ostrostí nebo funkcí kontrastní citlivosti (CSF, kapitola 2.3.3.). CSF představuje součin MTF a neurální CSF – zahrnuje tak kvalitu optické soustavy oka i neurální zpracování zrakového vjemu (obr. 5.2). [82, 87]



Obr. 5.2: Vztah mezi funkcí přenosu kontrastu (MTF), neurální CSF a celkovou funkcí kontrastní citlivosti CSF (upraveno) [86]

5.2 Spolehlivost a opakovatelnost subjektivních a objektivních metod měření

Spolehlivost a opakovatelnost měření refrakčních vad objektivními i subjektivními metodami je tématem různých studií [88–105]. Tyto parametry jsou podstatné jak z hlediska klinického, tak vědeckého. Jako standard, od kterého se odvíjí zhodnocení přesnosti různých metod měření, se považuje subjektivní refrakce, jelikož brýlová korekce předepsaná na základě

jejích výsledků vykazuje nejvyšší pravděpodobnost, že bude pacienty bez obtíží akceptována [88]. Objektivních metod stanovení refrakčního stavu oka v praxi je v dnešní době velké množství. Žádná z těchto metod však zatím nemůže s jistotou subjektivní refrakci nahradit. Úroveň spolehlivosti a přesnosti měření refrakčních vad se liší podle zvolené metody a technologie.

Gross a Grossvenor posoudili ve své práci [88] relevantní studie týkající se opakovatelnosti objektivních a subjektivních metod. Došli k závěru, že se spolehlivost subjektivní refrakce ve většině studií blížila 80% shodě v rozmezí $\pm 0,25$ D a 95% shodě v rozmezí $\pm 0,50$ D pro sférický ekvivalent, hodnotu sféry a hodnotu cylindru. Spolehlivost většiny autorefraktometrů podle posouzených studií je podobná spolehlivosti konvenční subjektivní refrakce. Dále ve své práci potvrdili, že přesnost autorefraktometrů je dostatečná pro předběžnou refrakci, ale není na takové úrovni jako přesnost subjektivní refrakce. [88]

Rosenfield a Chiu [89] zkoumali opakovatelnost subjektivní refrakce získané pomocí foropteru a objektivní refrakce získané autorefraktorem Canon R-1. 95% limit shody pro sférický ekvivalent zjistili u subjektivní refrakce $\pm 0,29$ D a u objektivní refrakce $\pm 0,27$ D. Vzhledem k tomu, že obě metody mají podobný stupeň opakovatelnosti s 95% limitem shody $\pm 0,3$ D stanovili minimální práh pro odhad významné změny v refrakčním stavu při použití těchto metod na $\pm 0,50$ D. [89] Toto kritérium je menší než bylo navrženo ve studii [90] Karlou Zadnik a kolegy. Ti došli pro subjektivní a objektivní refrakci k hodnotě $\pm 0,75$ D [90].

Zadnik a kol. [90] se věnovali necykloplegické i cykloplegické refrakci. Došli ke spolehlivosti necykloplegické objektivní refrakce pomocí autorefraktometru Canon R-1 $\pm 0,72$ D s 95% limitem shody. Výsledky cykloplegického vyšetření autorefraktometrem byly o dost spolehlivější – 95% limit shody odpovídal $\pm 0,32$ D. Pro subjektivní necykloplegickou a cykloplegickou refrakci stanovili 95% limit shody $\pm 0,63$ D a $\pm 0,94$ D. [90] Podobné limity shody pro necykloplegickou autorefrakci a necykloplegickou subjektivní refrakci udává i studie Bullimora a kol. [91], kteří došli k závěru, že objektivní refrakce získaná autorefraktometrem je více opakovatelná než subjektivní refrakce. Výsledky této studie jsou znázorněny na obrázku 5.3 [91]. Zadnik a kol. [90] dále zhodnotili spolehlivost necykloplegické a cykloplegické skiaskopie s 95% limitem shody $\pm 0,78$ D a $\pm 0,95$ D. Podle této studie nejspolehlivější výsledky měření refrakčních vad tedy poskytuje autorefraktometrie za použití cykloplegik a nejméně spolehlivé výsledky poskytuje cykloplegická skiaskopie [90].

Summary of 95% limits of agreement (95% LoA) and mean for clinician (OD) and auto-refractor (AR) comparisons.^a

	MSE	J_0	J_{45}
AR vs. AR			
Mean	+0.01	+0.00	-0.00
95% LoA	-0.36 to +0.40	-0.21 to +0.21	-0.18 to +0.17
OD vs. OD			
Mean	-0.12	+0.01	+0.00
95% LoA	-0.90 to +0.65	-0.37 to +0.39	-0.31 to +0.31
OD vs. AR			
Mean	-0.07	+0.02	+0.03
95% LoA	-0.87 to +0.75	-0.29 to +0.33	-0.20 to +0.25

^a All values are in diopters.

Obr. 5.3: 95% limity shody pro subjektivní a objektivní refrakci stanovené studií [91]

Studie G. E. MacKenzieho [92] se zabývala reprodukovatelností sférocylindrického zápisu a došla k závěru, že pro sférický ekvivalent M získaný subjektivní refrakcí je 95% limit shody $\pm 0,549$ D a pro hodnotu cylindru $\pm 0,47$ D (směrodatná odchylka pro cylindrické komponenty J_0 a J_{45} byla $\pm 0,084$ D a $\pm 0,086$ D) [92]. K obdobnému výsledku ($\pm 0,5$ D) došla i studie [93]. Spolehlivostí subjektivní refrakce se dále zabývala studie [94], která zkoumala opakovatelnost měření refrakčních vad zdravých očí, očí s kataraktou a pseudofakických očí nebo průzkumná studie [95].

Pesudovs a kol. ve své studii [96] určili opakovatelnost autorefraktometrie založené na aberometrii – výpočtu refrakční vady z měření vlnové aberace (Wavefront Sciences Complete Ophthalmic Analysis System) a porovnali tuto metodu se subjektivní refrakcí a klasickou autorefraktometrií (Nidek AR-800 a Topcon KR-8000). Došli k závěru, že veškeré použité objektivní metody byly více opakovatelné než subjektivní refrakce. Výsledky autorefraktometrie založené na aberometrii však nebyly statisticky tak přesné jako standardní autorefraktometrie. [96] Detailnější výsledky studie jsou zastoupeny obrázkem 5.4 [96]. Spolehlivostí objektivní autorefraktometrie založené na aberometrii se dále zabývá např. studie [97].

The agreement between four clinicians for each method of refraction

Interobserver agreement	Bland-Altman limits of agreement			Median (95th percentile)	
	M	J_0	J_{45}	Astigmatism vector	TDD
Topcon autorefraction	± 0.180	± 0.099	± 0.056	0.053 (0.087)	0.101 (0.176)
Lower-order refraction	± 0.166	± 0.095	± 0.059	0.044 (0.102)	0.085 (0.212)
Nidek autorefraction	± 0.277	± 0.156	± 0.090	0.079 (0.172)	0.184 (0.255)
PCM ₄ refraction	± 0.257	± 0.094	± 0.059	0.043 (0.102)	0.103 (0.268)
WAT refraction	± 0.276	± 0.199	± 0.150	0.109 (0.224)	0.151 (0.358)
PCM ₆ refraction	± 0.370	± 0.168	± 0.336	0.120 (0.352)	0.190 (0.484)
Subjective refraction most plus	± 0.484	± 0.202	± 0.125	0.110 (0.345)	0.197 (0.611)
PCM ₁₀ refraction	± 0.537	± 0.320	± 0.400	0.234 (0.399)	0.327 (0.623)

The units are diopters presented as Bland-Altman limits of agreement for M , J_0 , J_{45} and as median and 95th percentile for the astigmatism vector and the total dioptric difference (TDD).

Obr. 5.4: Spolehlivost vybraných metod a technologií objektivní a subjektivní refrakce [96]

Odchylkami různých objektivních metod měření refrakčního stavu oka od subjektivního měření se zabývalo několik studií [106]. Studie [107–113] se věnují přesnosti autorefraktometrie (popř. skiaskopie). Studie [115–119] se věnují především přesnosti autorefraktometrie na základě aberometrie, event. i přesnosti standardní autorefraktometrie. Speciálním případem autorefraktometrů na základě aberometrie jsou ruční autorefraktometry, jejichž přesností se zabývají studie [120–125].

J. Jorge a kol. ve své studii [108] zhodnotili přesnost skiaskopie a autorefrakce (Nidek ARK 700A) oproti standardní subjektivní refrakci. Došli k závěru, že skiaskopie provedená zkušeným vyšetřujícím poskytuje přesnější výsledky než autorefraktometrie. Například získané výsledky pro hodnotu sférického ekvivalentu M ukázaly, že autorefraktometrie vede u myopie k negativnějším výsledkům a u hypermetropie k méně pozitivním výsledkům než skiaskopie a subjektivní refrakce. [108] Tato tendence byla pro autorefraktometrii a subjektivní refrakci taktéž zpozorována ve studii Zadnik a kol [90] a Bullimora a kol [91]. Výzkum J. Jorgeho a kol. byl proveden na 192 očích lidí v rozmezí 18–34 let. V klinickém rozsahu $\pm 0,25$ D pro hodnotu sféry v porovnání se subjektivní refrakcí bylo 44,3 % výsledků neměřených autorefraktometrem a 74,5 % výsledků získaných skiaskopií. U hodnoty cylindru bylo rozdílu v rozmezí $\pm 0,25$ D dosaženo v 89,6 % měření autorefraktometrem a v 96,9 % měření skiaskopem. Klinicky přijatelné rozmezí pro vychýlení osy cylindru mezi dvěma objektivními metodami a subjektivní refrakcí stanovili vedoucí studie na 10° . Tuto podmínku splnilo 55,2 % výsledků autorefraktometrie a 65,6 % výsledků skiaskopie. [108] Obrázek 5.5 představuje podrobnější výsledky studie [108].

Mean difference, significance level, and 95% confidence interval limits between any two techniques for the components M , J_0 , and J_{45}

	Mean	S.D.	p	Limits of agreement	
				Mean - 1.96*SD	Mean + 1.96*SD
Autorefraction vs. subjective refraction					
M	-0.44	0.54	0.000	-1.50	0.61
J_0	0.05	0.13	0.000	-0.20	0.30
J_{45}	-0.02	0.09	0.019	-0.20	0.16
Retinoscopy vs. subjective refraction					
M	-0.02	0.33	0.304	-0.63	0.68
J_0	0.07	0.10	0.000	-0.26	0.12
J_{45}	-0.01	0.08	0.008	-0.14	0.17

Obr. 5.5: Porovnání výsledků autorefraktometrie a skiaskopie s výsledky subjektivní refrakce [108]

J. R. 2 a kol. [114] porovnávali výsledky měření refrakčních vad pomocí aberometru (Nidek OPD-Scan II) s výsledky získanými pomocí autorefraktometru (Nidek 530-A) a subjektivní refrakcí na vzorku 60 lidí ve věku 18–59 let. Došli k závěru, že obě testované objektivní metody vykazují vysokou úroveň shody se subjektivní refrakcí, ale autorefraktometrie o něco

vyšší než aberometrie (přibližně 80 % výsledků autorefraktometrie a 72 % výsledků aberometrie bylo v rozmezí $\pm 0,25$ D hodnot subjektivní refrakce). Vzhledem k tomuto zjištění rozhodli, že ačkoli může aberometrie poskytnout užitečné informace o zkreslení vlivem aberací vyššího řádu, nemá ve výsledku pro určení předpisu standardní sférocylindrické korekce nad autorefrakcí rozhodující převahu. [114] K obdobnému závěru došli i Lebow a Campbell [115].

6 Experimentální studie

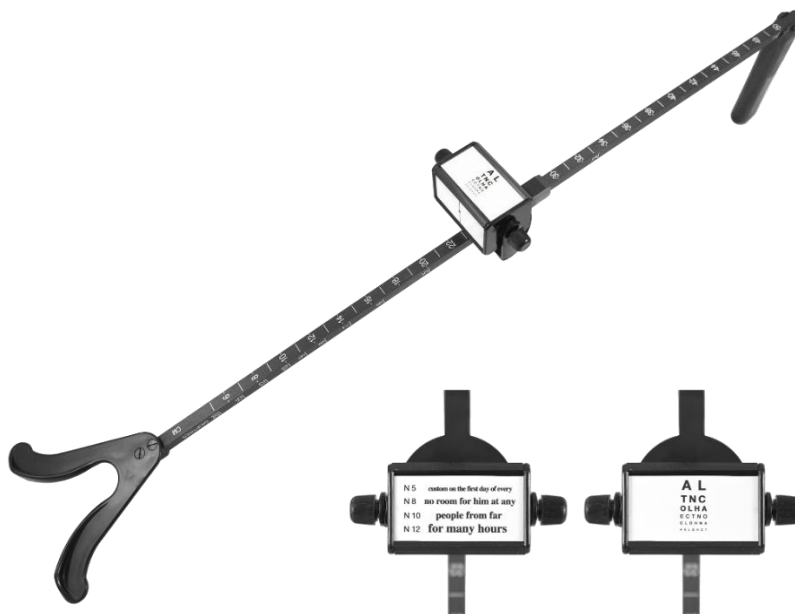
Experimentální část bakalářské práce se zabývá zejména porovnáním dat naměřených objektivní a subjektivní metodou vyšetření refrakčních vad a následně porovnáním dosahované zrakové ostrosti z obou metod vyšetření. Dále se experimentální práce věnuje analýze závislosti mezi velikostí a typem refrakční vady a dosahovanou zrakovou ostroší, korelací mezi velikostí akomodačního rozsahu jedince a odchylkou mezi vyšetřením objektivní a subjektivní metodou a na závěr stanovením závislosti zrakové ostrosti na velikosti zamlžení sférickou čočkou. Veškeré měření probíhalo ve stejné vyšetřovací místnosti, aby bylo docíleno stálých vyšetřovacích podmínek (např. osvětlení) a spolehlivých dat.

6.1 Metodika

Pro měření experimentální části bakalářské práce jsem si zvolila vyšetřovací místnost Optiky dak sídlící v Říčanech [126]. Objektivní refrakce byla stanovena pomocí autorefraktometru Nidek ARK-1a od firmy Oculus [127]. Subjektivní měření probíhalo vždy stejnou vyšetřovací osobou, aby nedocházelo ke zkreslení dat za využití brýlové skříně a zkušební brýlové obruby. K měření dosaženého visu byl použit optotyp PolaSkop3D 24“ FullHD firmy Augenoptik [128]. Měření praktické části bakalářské práce proběhlo na 52 osobách, z čehož bylo 24 mužů a 28 žen, ve věkovém rozmezí 20 – 68 let.

Vyšetření začalo vyplněním anamnézy, aby došlo k vyřazení jedinců např. s oční patologií nebo jedinců po refrakčním zákroku. Dalším krokem bylo monokulární a binokulární vyšetření naturální zrakové ostrosti bez korekce a zapsání výsledných hodnot do připraveného protokolu. Následně byla provedena objektivní refrakce pomocí autorefraktometru. Měření probíhalo monokulárně a opakovalo se dvakrát. Výsledné objektivní dioptrické hodnoty byly zprůměrovány a nasazeny do zkušební obruby, aby se mohla stanovit zraková ostrost monokulárně i binokulárně. Dalším krokem již bylo stanovení subjektivní refrakce, ke které bylo využito brýlové obruby, zkušební skříně a Jacksonova zkříženého cylindru. Měření probíhalo nejdříve monokulárně a drželo se pravidla korekce nejnižší rozptylnou, respektive nejvyšší spojnou čočkou, která maximalizuje zrakovou ostrost. Následovalo zaznamenání naměřených dat a dosažené zrakové ostrosti (monokulárně i binokulárně). Posledním krokem měření stanovovaným u všech klientů bylo vyšetření akomodačního rozsahu pomocí akomodačního pravítka (obr. 6.1) a metody push-up, které probíhalo binokulárně. U 10

vybraných klientů dále proběhlo vyšetření zrakové ostrosti při postupném zamlžování spojnou sférickou čočkou z nejlepší dosahované zrakové ostrosti od +0,25 D až po +2,00 D.



Obr. 6.1: Akomodační pravítko RAF [129]

6.2 Analyzovaná data

Naměřená data objektivní i subjektivní metodou byla pro účely statistické analýzy převedena ze sférocylindrického zápisu na nezávislé složky M , J_0 a J_{45} vektoru lámavosti P podle vzorce 2.5. Celková velikost refrakční vady byla posuzována pomocí délky vektoru lámavosti $|P|$, která byla vyjádřena vzorcem 2.6.

Data pro hodnocení zrakové ostrosti byla zaznamenána v decimálním zápisu prezentovaném zrakovou ostroostí odpovídající velikosti posledního čteného řádku a počtem nepřečtených písmen. Pro statistické zpracování byla zraková ostrost interpolována dle vzorce z přednášky s názvem Zraková ostrost a kontrastní citlivost prof. Ing. Jiřího Nováka, Ph.D. v rámci předmětu Nauka o refrakci [130]

$$L_{m,int} = L_{m,i} + m \frac{(L_{m,i-1} - L_{m,i})}{N_i}, \quad (6.1)$$

kde $L_{m,int}$ představuje interpolovanou zrakovou ostrost v logMAR zápisu, $L_{m,i}$ představuje logMAR hodnotu odpovídající zrakové ostroosti VA_i prezentovaného řádku, $L_{m,i-1}$ zrakovou ostrost předešlého celého přečteného řádku v logMAR, m počet nepřečtených znaků a N_i celkový počet znaků na řádku. Pro zpětný přepočítání interpolované hodnoty visu z logMAR zápisu $L_{m,int}$ na decimální zápis VA_{int} byl použit vztah

$$VA_{int} = 10^{-L_{m,int}}. \quad (6.2)$$

Pro interpolaci hodnot zrakové ostrosti existuje několik dalších metod, které jsou popsány v [131–135].

6.3 Hypotézy

Pro experimentální studii byly stanoveny nulové (H_{0i}) a alternativní (H_i) hypotézy, které jsou níže rozděleny dle týkající se problematiky.

Pro statistické porovnání refrakčních vad naměřených autorefraktometrem a subjektivně pomocí brýlové skříně a JCC byly stanoveny nulové hypotézy H_{01} , H_{02} , H_{03} , H_{04} a alternativní hypotézy H_1 , H_2 , H_3 a H_4 zahrnující vektor lámavosti a jeho jednotlivé složky.

- H_{01} : Rozdíl středních hodnot velikosti vektoru lámavosti $|P|$ objektivního a subjektivního měření je nulový.
- H_1 : Rozdíl středních hodnot velikosti vektoru lámavosti $|P|$ objektivního a subjektivního měření není nulový.
- H_{02} : Rozdíl středních hodnot sférického ekvivalentu M objektivního a subjektivního měření je nulový.
- H_2 : Rozdíl středních hodnot sférického ekvivalentu M objektivního a subjektivního měření není nulový.
- H_{03} : Rozdíl středních hodnot astigmatické složky J_0 objektivního a subjektivního měření je nulový.
- H_3 : Rozdíl středních hodnot astigmatické složky J_0 objektivního a subjektivního měření není nulový.
- H_{04} : Rozdíl středních hodnot astigmatické složky J_{45} objektivního a subjektivního měření je nulový.
- H_4 : Rozdíl středních hodnot astigmatické složky J_{45} objektivního a subjektivního měření není nulový.

Další hypotézy H_{05} a H_5 byly dána pro porovnání dosažené zrakové ostrosti z vyšetření autorefraktometrem a subjektivní metodou.

- H_{05} : Rozdíl středních hodnot dosažené zrakové ostrosti z objektivního a subjektivního vyšetření je nulový.
- H_5 : Rozdíl středních hodnot dosažené zrakové ostrosti z objektivního a subjektivního vyšetření není nulový.

Pro stanovení závislosti mezi velikostí refrakční vady (dané velikostí vektoru lámavosti) a dosahovanou zrakovou ostroší byla dána nulová a alternativní hypotéza H_{06} a H_6 .

- H_{06} : Hodnoty velikosti refrakční vady nekorelují s hodnotou dosahované zrakové ostroší.
- H_6 : Hodnoty velikosti refrakční vady korelují s hodnotou dosahované zrakové ostroší.

Předposlední hypotézy H_{07} a H_7 zkoumají korelaci mezi velikostí akomodačního rozsahu jedince a odchylkou mezi vyšetřením subjektivní a objektivní metodou.

- H_{07} : Hodnota akomodačního rozsahu nekoreluje s velikostí rozdílu mezi subjektivní a objektivní metodou.
- H_7 : Hodnota akomodačního rozsahu koreluje s velikostí rozdílu mezi subjektivní a objektivní metodou.

Závislost zrakové ostroší na velikosti zamlžení sférickou čočkou zkoumají poslední hypotézy H_{08} a H_8 .

- H_{08} : Zamlžení sférickou čočkou nekoreluje s hodnotou zrakové ostroší.
- H_8 : Zamlžení sférickou čočkou koreluje s hodnotou zrakové ostroší.

6.4 Výsledky statistické analýzy

Výsledky statistické analýzy jsou rozřazeny podle problematiky do čtyř následujících částí. K analýze byla použita data pro každé oko zvlášť (celkem 104 očí), jelikož pro pravé a levé oko vycházela většina měření odlišně. Průměrné hodnoty všech měření byly počítané jako rozdíl objektivní a subjektivní refrakce (tzn. data z objektivní refrakce minus data ze subjektivní refrakce). Naměřená data byla analyzována pomocí programu Microsoft Office Excel 2019 a testy hypotéz byly provedeny pomocí online kalkulačků dostupných na stránce Social Science Statistics [136].

6.4.1 Porovnání refrakčních vad naměřených autorefraktometrií a subjektivní refrakcí

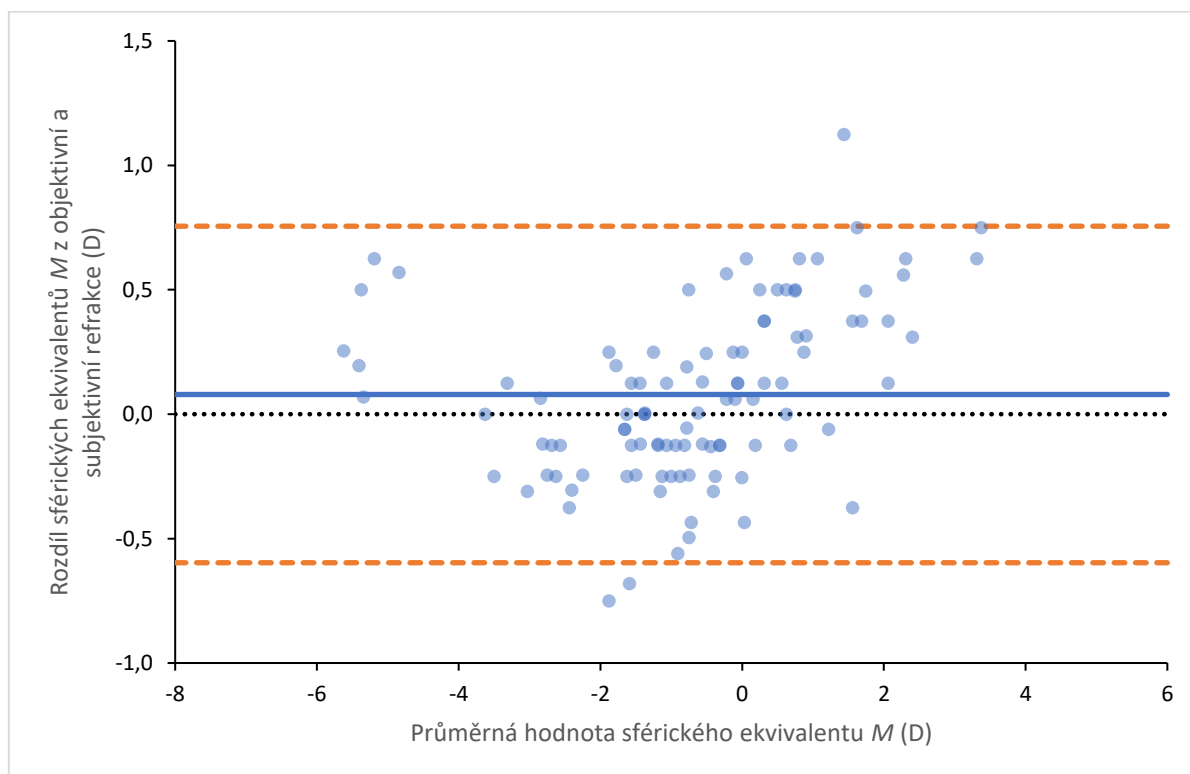
První část statistické analýzy se zabývá rozdíly mezi daty refrakčních vad naměřenými autorefraktometrem Nidek AR-1a a subjektivním vyšetřením pomocí brýlové skříně. Pro testování hypotéz byl zvolen Studentův párový t-test s 5% stanovenou hladinou významnosti [137]. Průměrná naměřená data sférického ekvivalentu M , astigmatických složek J_0 a J_{45} a velikosti vektoru lámavosti $|P|$ pro obě metody jsou uvedena v tabulce 6.1.

Tab. 6.1: Přehled průměrných naměřených dat pro statistickou analýzu získaných pomocí autorefraktometrie a subjektivní refrakce

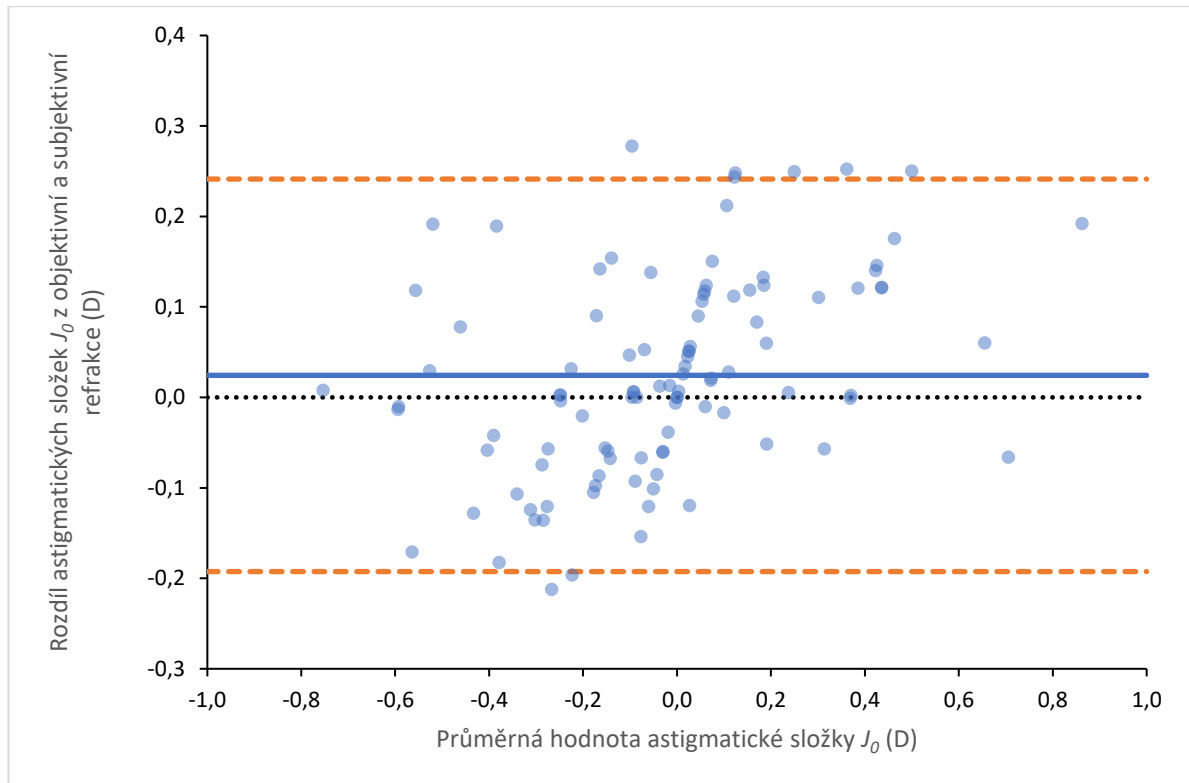
	Autorefraktometrie		Subjektivní refrakce	
	Průměr (D)	<i>SD</i>	Průměr (D)	<i>SD</i>
<i>M</i>	-0,70	1,90	-0,78	1,78
<i>J</i> ₀	-0,02	0,32	-0,04	0,27
<i>J</i> ₄₅	0,01	0,23	0,02	0,19
<i> P </i>	1,65	1,23	1,49	1,29

SD v tabulce představuje směrodatnou odchylku vypočteného průměru.

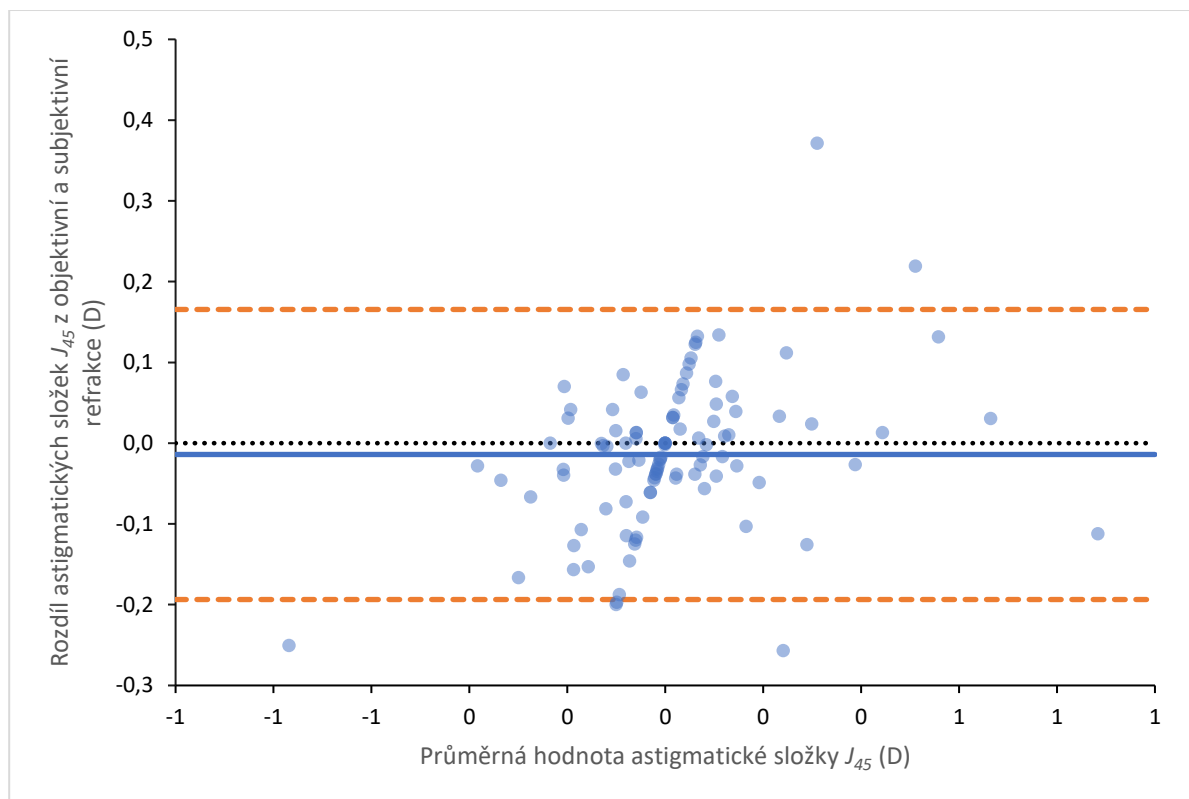
Obrázky 6.2, 6.3, 6.4 a 6.5 představují Bland-Altmanovy grafy, které popisují shodu mezi dvěma kvantitativními měřeními pomocí konstrukce 95 % limitu shody (horního a dolního). Tyto statistické meze se vypočítají pomocí průměru naměřených dat a směrodatné odchylky *SD* rozdílů mezi dvěma měřeními. Jedná se o ideální metodu porovnání měření získaných různými metodami (v tomto případě objektivní a subjektivní refrakcí), pokud nejsou známy skutečné hodnoty. [138] Na zmíněných obrázcích oranžové přerušované linie znázorňují 95 % limit shody a modrá souvislá linie znázorňuje průměrný rozdíl mezi měřeními.



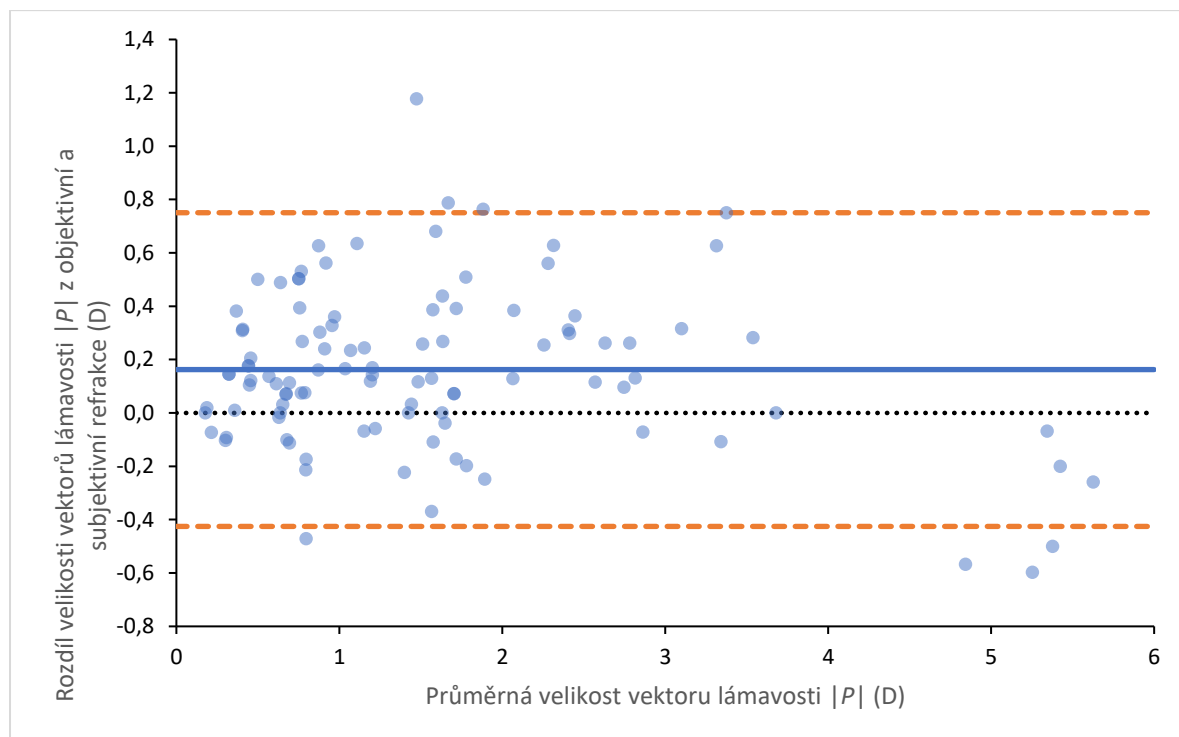
Obr. 6.2: Bland-Altmanův graf pro sférický ekvivalent *M*



Obr. 6.3: Bland-Altmanův graf pro astigmatickou složku J_0



Obr. 6.4: Bland-Altmanův graf pro astigmatickou složku J_{45}

Obr. 6.5: Bland-Altmanův graf pro velikost vektoru lámavosti $|P|$

Konkrétní průměrný rozdíl mezi měřením autorefraktometrem a subjektivní refrakcí, směrodatnou odchylku, hladinu statistické významnosti a meze shody v rámci srovnávaných metod na 95% intervalu spolehlivosti představuje tabulka 6.2.

Tab. 6.2: Porovnání autorefraktometrie a subjektivní refrakce a Bland-Altmanovy hranice shody

	Průměrný rozdíl (D)	SD	p	95% hranice shody	
				dolní	horní
M	0,08	0,35	0,021*	-0,60	0,76
J_0	0,02	0,11	0,025*	-0,19	0,24
J_{45}	-0,01	0,09	0,111	-0,19	0,17
$ P $	0,16	0,30	0,000*	-0,43	0,75

SD v tabulce představuje směrodatnou odchylku rozdílů mezi měřeními a p představuje hladinu významnosti. Symbol * značí statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) mezi zvolenými metodami měření refrakčních vad.

Výsledky nulových hypotéz H_{01} , H_{02} , H_{03} a H_{04} na zvolené hladině významnosti uvádí tabulka 6.3.

Tab. 6.3: Přehled výsledků nulových hypotéz H_{01} – H_{04}

Nulová hypotéza	p	Výsledek
H_{01}	0,021 < 0,05	Zamítnutá
H_{02}	0,025 < 0,05	Zamítnutá
H_{03}	0,111 > 0,05	Nelze zamítnout
H_{04}	0,000 < 0,05	Zamítnutá

V tabulce je hladina významnosti p porovnávána se zvolenou hranicí 5 %.

6.4.2 Porovnání dosažené zrakové ostrosti z vyšetření autorefraktometrem a subjektivní metodou

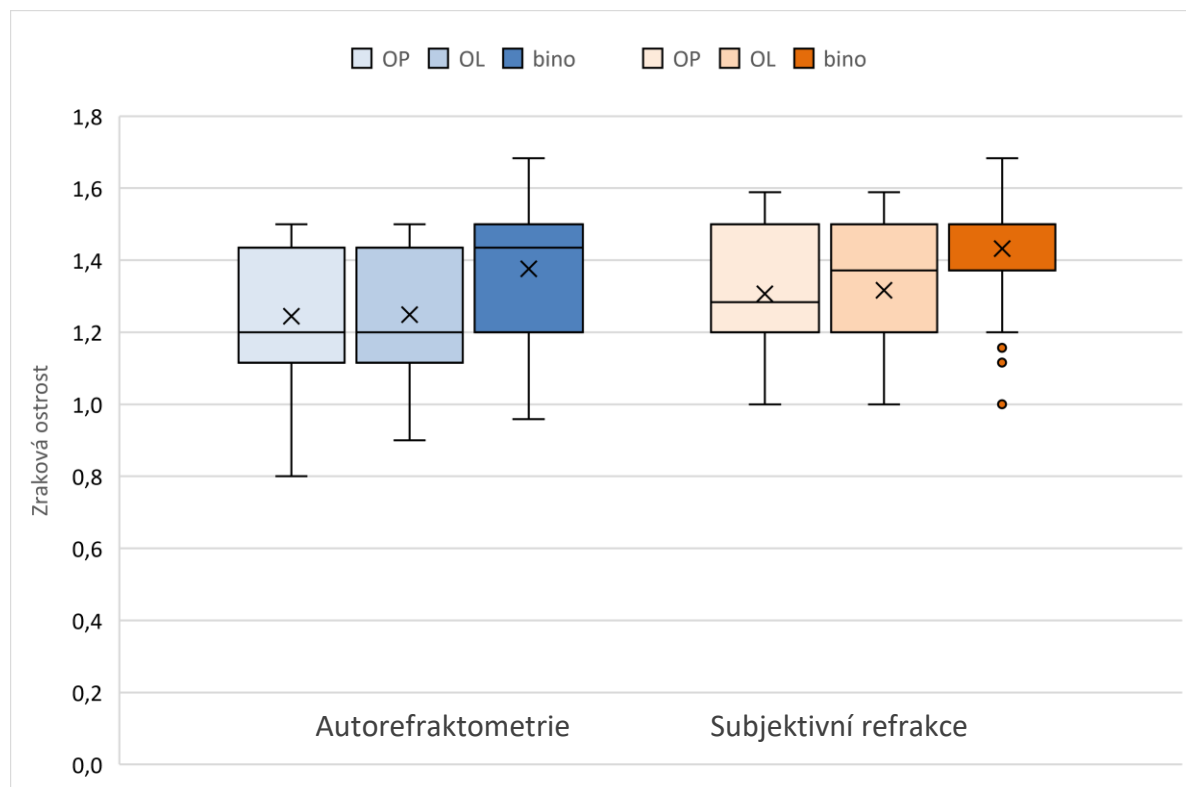
Další část analýzy se zabývá porovnáním dosažené zrakové ostrosti z vyšetření pomocí autorefraktometru a subjektivní metodou pomocí brýlové skříně. Průměr naměřených hodnot z objektivní a subjektivní refrakce pro pravé oko, levé oko a binokulárně je zaznamenán v tabulce 6.4. Jelikož hodnoty zrakové ostrosti neodpovídají normální distribuci, byl pro testování hypotéz zvolen párový Wilcoxonův test s 5% stanovenou hladinou významnosti [137].

Tab. 6.4: Přehled průměrných naměřených hodnot zrakové ostrosti pro statistickou analýzu z autorefraktometrie a subjektivní refrakce

	Autorefraktometrie		Subjektivní refrakce	
	Průměr	<i>SD</i>	Průměr	<i>SD</i>
OP	1,24	0,20	1,31	0,17
OL	1,25	0,18	1,32	0,17
BINO	1,38	0,17	1,43	0,15

Průměr udává průměrné hodnoty dosažené zrakové ostrosti, *SD* značí směrodatnou odchylku.

Rozdíly mezi dosahovanou zrakovou ostroostí pravého oka, levého oka a binokulárně z daných metod znázorňuje obrázek 6.6.



Obr. 6.6: Porovnání dosažené zrakové ostrosti z autorefraktometrie a subjektivní refrakce
Křížek v boxu značí střední hodnotu a čára v boxu značí medián. Hrany boxu znázorňují horní a dolní kvartil. Úsečky (tzv. vousy) udávají variabilitu dat pod prvním a třetím kvartilem. Jednotlivé body značí odlehlé hodnoty.

Do tabulky 6.5 byla zapsána data pro průměrný rozdíl mezi naměřenou zrakovou ostroší z objektivní a subjektivní refrakce.

Tab. 6.5: Porovnání dosahované zrakové ostroší z autorefraktometrie a subjektivní refrakce

	Průměrný rozdíl	<i>SD</i>	<i>p</i>
OP	-0,06	0,11	0,000*
OL	-0,07	0,15	0,002*
BINO	-0,06	0,13	0,005*

SD v tabulce představuje směrodatnou odchylku rozdílů zrakové ostroší a *p* představuje hladinu významnosti. Symbol * značí statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) mezi dosahovanou zrakovou ostroší z obou metod.

Výsledek nulové hypotézy včetně hladiny významnosti rozdílů mezi dosahovanou zrakovou ostroší z měření autorefraktometrem a subjektivní refrakcí zvláště pro pravé oko, levé oko a binokulárně ukazuje tabulka 6.6.

Tab. 6.6: Výsledek nulové hypotézy H_{05}

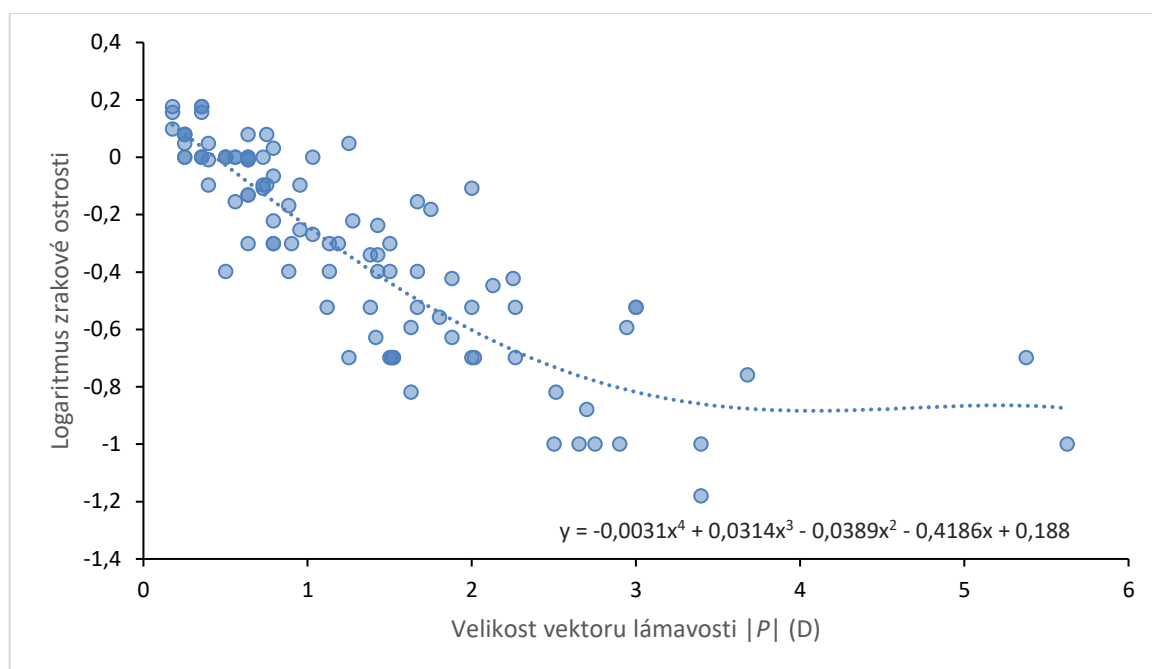
Nulová hypotéza	<i>p</i>	Výsledek
OP	0,000 < 0,05	Zamítnutá
H₀₅ OL	0,002 < 0,05	
BINO	0,005 < 0,05	

V tabulce je hladina významnosti *p* porovnána se zvolenou hranicí 5 %.

6.4.3 Stanovení závislosti mezi velikostí refrakční vady a dosahovanou zrakovou ostroší

Třetím předmětem statistické analýzy bylo stanovení závislosti mezi velikostí refrakční vady dané velikostí vektoru lámavosti $|P|$ a naturální zrakovou ostroší. Jelikož naturální visus 2 účastníků (z celkových 52) dosahuje hodnoty pod 0,05, byli tito jedinci z následující statistiky vyřazeni. Analýza byla tedy provedena pouze pro 100 očí. Pro výpočet hladiny významnosti byl použit Pearsonův korelační koeficient [137].

Na obrázku 6.7 jsou hodnoty logaritmu naturální zrakové ostroší v závislosti na velikosti vektoru lámavosti $|P|$ získaného ze subjektivní refrakce proložené mocninnou funkcí s polynomem 4. řádu.



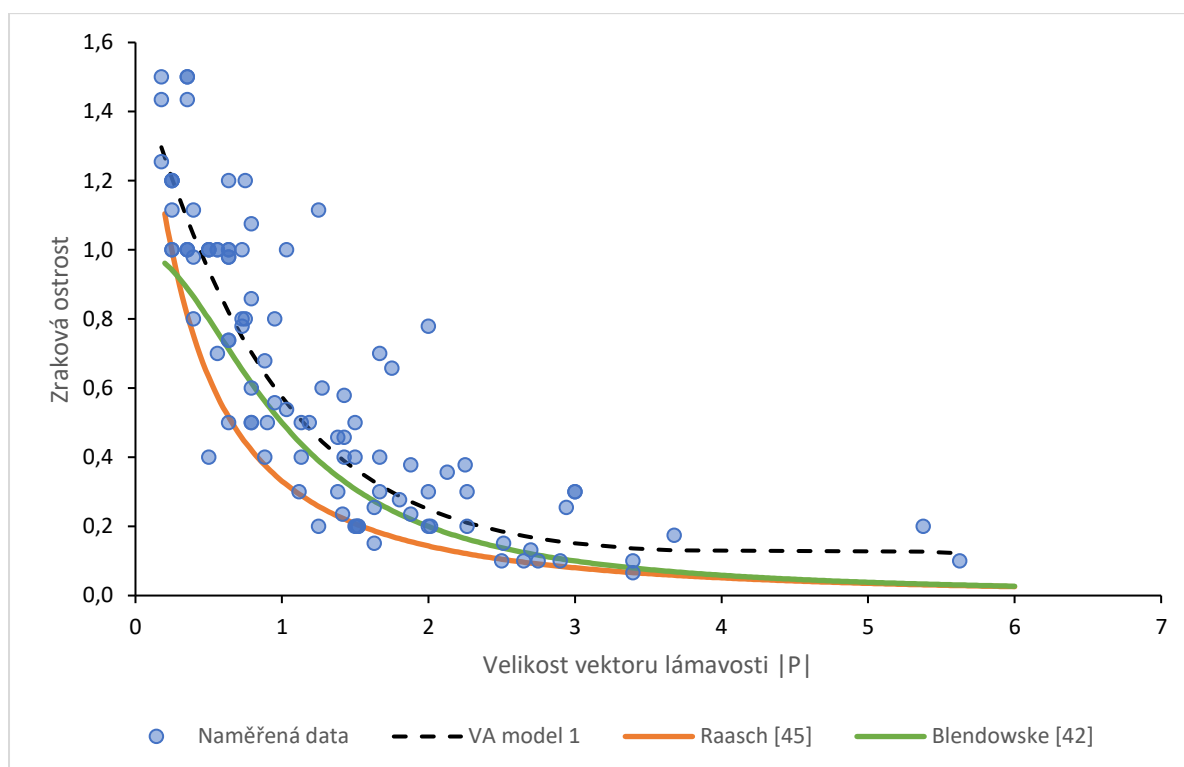
Obr. 6.7: Graf závislosti refrakční vady na logaritmu nekorigované zrakové ostrosti

Pro popis kvantitativního vztahu mezi nekorigovanou zrakovou ostroší a rozostřením způsobeným refrakční vadou vzniklo několik modelů, z nichž 3 jsou blíže popsány v kapitole 2.4. V následující analýze byl použit standardní model T. W. Raasche [45], který používá pro výpočet zrakové ostrosti vzorec 2.12 a jednoduchý model R. Blendowskeho [42], který zrakovou ostrost udává prostřednictvím vztahu 2.14. Oba tyto modely jako vstupní údaj využívají velikost vektoru lámavosti $|P|$, ale liší se složitostí a funkční formou. Jednoduchý model poskytuje platný popis pro refrakční vady nízkého stupně, kde Raaschův model není tak přesný [42].

Pro účely porovnání těchto modelů s naměřenými daty byl sestrojen v rámci praktické části práce taktéž model pro výpočet zrakové ostrosti z velikosti vektoru $|P|$, který odpovídá naměřeným datům. Vzniklý model vychází z mocninné funkce s polynomem 4. stupně z grafu na obrázku 6.7

$$VA = 10^{(a_4 \cdot |P|^4 + a_3 \cdot |P|^3 + a_2 \cdot |P|^2 + a_1 \cdot |P| + a_0)}, \quad (6.3)$$

kde $a_4 = -0,0031$, $a_3 = 0,0314$, $a_2 = -0,0389$, $a_1 = -0,4186$ a $a_0 = 0,188$. Naměřená data proložená zmíněnými modely jsou vyobrazená v grafu na obrázku 6.8.



Obr. 6.8: Graf závislosti zrakové ostrosti a refrakční vady s naměřenými daty proloženými existujícími modely a novým navrženým modelem

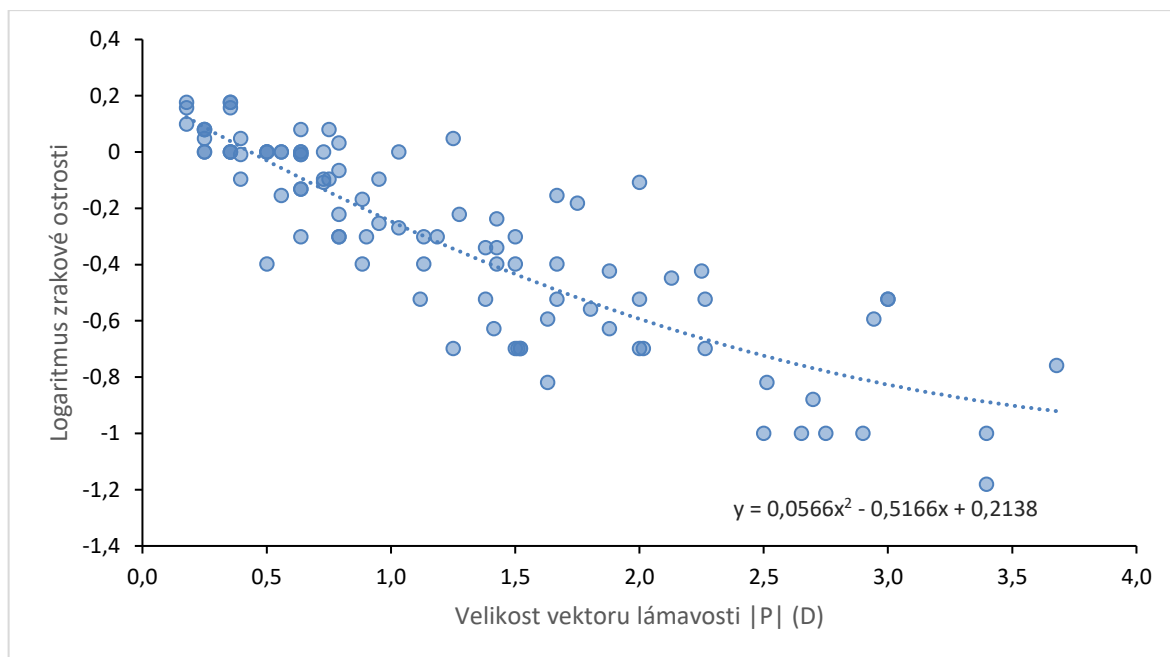
Pro porovnání naměřených dat s existujícími modely a vlastním modelem závislosti s polynomem 4. řádu (VA model 1) byl použit koeficient determinace (tab. 6.7).

Tab. 6.7: Porovnání naměřených dat s existujícími modely a vlastním modelem závislosti refrakční vady na zrakové ostrosti

	Model T. W. Raasche [45]	Model R. Blendowskeho [42]	VA model 1
R^2 (%)	38	62	76

R^2 v tabulce značí koeficient determinace a je udáván v procentech.

Jelikož se v naměřených datech, z kterých vychází vlastní model, vyskytují data pouze jednoho klienta s refrakční vadou (danou $|P|$) nad 5 D, model lehce zkresluje závislost pro vysoké refrakční vady. Proto byla provedena ještě jedna analýza stejného typu, ve které byla tyto data vyloučena. Zredukovaná neměřená data (pro 98 očí) byla proložena mocninnou funkcí s polynomem 2. řádu (obr. 6.9).

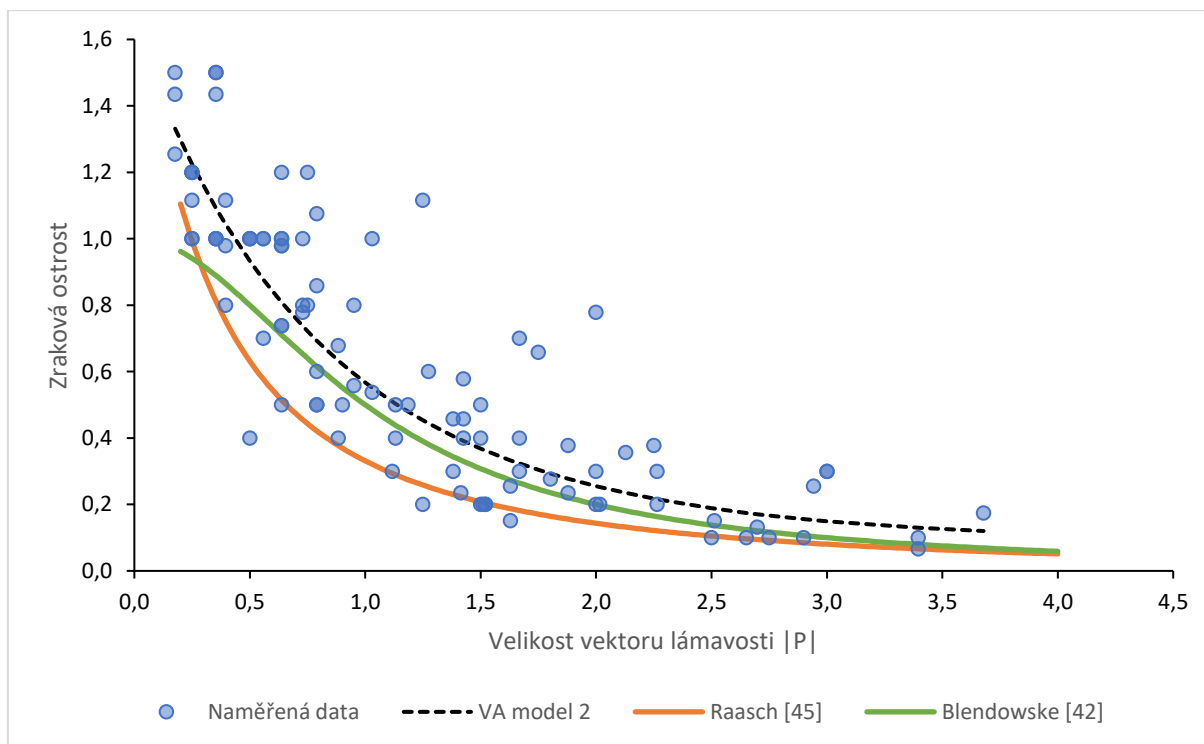


Obr. 6.9: Graf závislosti refrakční vady na logaritmu nekorigované zrakové ostrosti

Vznikl tak druhý vlastní model (VA model 2), který platí jen do velikosti refrakční vady $|P|$ přibližně 4 D v následující podobě:

$$VA = 10^{(a_2 \cdot |P|^2 + a_1 \cdot |P| + a_0)}, \tag{6.4}$$

kde $a_2 = 0,0566$, $a_1 = -0,5166$ a $a_0 = 0,2138$. Tento model je proložený daty společně s modely T. W. Raasche [45] a R. Blendowskeho [42] na obrázku 6.10.



Obr. 6.10: Graf závislosti zrakové ostrosti a refrakční vady s naměřenými daty proloženými existujícími modely a vlastním modelem č. 2

Pro porovnání zredukovaných naměřených dat s existujícími modely a vlastním modelem závislosti s polynomem 2. řádu (VA model 2) byl taktéž použit koeficient determinace, který je uvedený v tabulce 6.8.

Tab. 6.8: Porovnání naměřených dat s existujícími modely a vlastním modelem č. 2 závislosti refrakční vady na zrakové ostrosti

	Model T. W. Raasche [45]	Model R. Blendowskeho [42]	VA model 2
R^2 (%)	36	61	75

R^2 v tabulce značí koeficient determinace a je udáván v procentech.

Výsledek nulové hypotézy H_{06} o závislosti velikosti refrakční vady a zrakové ostrosti je zaznamenán v tabulce 6.9.

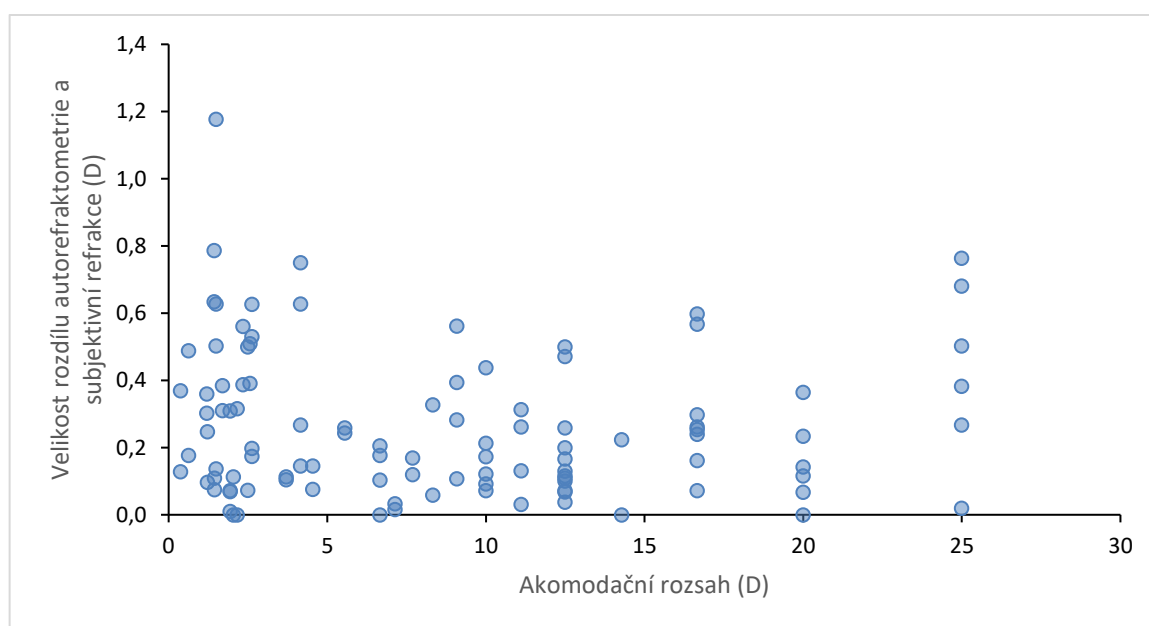
Tab. 6.9: Výsledek nulové hypotézy H_{06} .

	p	Výsledek
H_{06}	0,00 < 0,05	Zamítnutá

V tabulce je hladina významnosti p porovnána se zvolenou hranicí 5 %.

6.4.4 Závislost akomodačního rozsahu a odchylky mezi subjektivním a objektivním vyšetřením

Tato část analýzy se zabývá závislostí velikosti akomodačního rozsahu na velikosti rozdílu mezi vyšetřením pomocí autorefraktometru a subjektivní refrakcí. Z grafu na obrázku 6.11 je patrné, že nelze určit jednoznačný vztah mezi měřeným akomodačním rozsahem a odchylkou měření refrakční vady pomocí autorefraktometru od subjektivního měření v souboru vyšetřovaných jedinců. Pro určení výsledku hypotézy na stanovené hladině významnosti 5 % byl zvolen Pearsonův korelační koeficient [137].



Obr. 6.11: Graf závislosti velikosti rozdílu mezi autorefraktometrií a subjektivní refrakcí na akomodačním rozsahu

Výsledek nulové hypotézy H_{07} o závislosti akomodačního rozsahu a velikosti rozdílu mezi měřeními autorefraktometrem a subjektivní metodou je uveden v tabulce (6.10)

Tab. 6.10: Výsledek nulové hypotézy H_{07} .

	p	Výsledek
H_{07}	0,61 > 0,05	Nelze vyvrátit

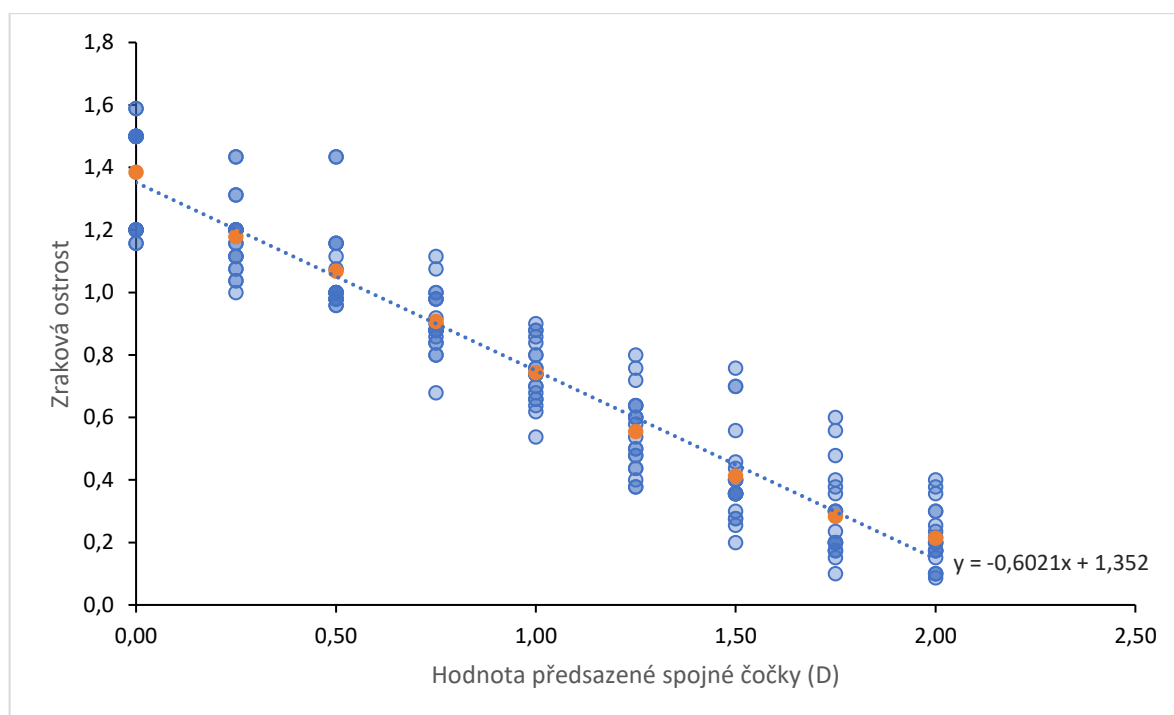
V tabulce představuje p hladinu významnosti.

6.4.5 Závislost zrakové ostrosti na velikosti zamlžení sférickou čočkou

Posledním předmětem statistické analýzy bylo stanovit závislost zrakové ostrosti na velikosti zamlžení sférickou čočkou. Pro stanovení 5% hladiny významnosti byl použit Pearsonův korelační koeficient [137].

Na obrázku 6.12 je znázorněna závislost zrakové ostrosti na hodnotě předsazené spojné čočky. Všichni vyšetřovaní jedinci byli nejprve plně korigováni a následně bylo prováděno zamlžení sférickou čočkou v brýlové obrubě. Pro zamlžení byly zvoleny hodnoty od 0 do +2 D. Data byla proložena lineární spojnici trendu a oranžové body znázorňují průměrné hodnoty visu pro jednotlivé velikosti spojných čoček. Model lineární závislosti zrakové ostrosti na zamlžení sférickou čočkou S je možno popsat vztahem

$$VA = -0,6021 \cdot S + 1,352. \quad (6.5)$$



Obr. 6.12: Graf závislosti zrakové ostrosti na velikosti zamlžení sférickou čočkou

Výsledek nulové hypotézy H_{08} byl společně s absolutní hodnotou Pearsonova koeficientu (která udává intenzitu lineární závislosti mezi dvěma veličinami) a hladinou významnosti zaznamenán v tabulce 6.11 [137].

Tab. 6.11: Výsledek nulové hypotézy H_{08}

Nulová hypotéza	$ R $	p	Výsledek
H_{08}	0,949	0,000 < 0,05	Zamítnutá

$|R|$ v tabulce značí absolutní hodnotu Pearsonova korelačního koeficientu, p značí hladinu významnosti.

6.5 Diskuse

Z výsledků porovnání refrakčních vad naměřených autorefraktometrem a subjektivní refrakcí lze říci, že autorefraktometr měří obecně vyšší hodnoty refrakčních vad daných velikostí vektoru lámavosti $|P|$ ($0,16 \pm 0,30$ D; $p = 0,000$), než byly získány subjektivní refrakcí. Totéž platí pro sférický ekvivalent M , kdy výsledky získané z autorefraktometru jsou více kladné nebo méně záporné ($0,08 \pm 0,35$ D; $p = 0,021$), stejně tak jako výsledky pro hodnotu astigmatické složky J_0 ($0,02 \pm 0,11$ D; $p = 0,025$). Naopak hodnoty získané pro astigmatickou složku J_{45} vycházejí z měření autorefraktometrem více záporné (popř. méně kladné) ($-0,01 \pm 0,09$ D; $p = 0,111$). Z uvedeného plyne, že rozdíly mezi výsledky získanými autorefraktometrem a subjektivní refrakcí jsou pro $|P|$, M a J_0 statisticky významné ($p < 0,05$). Pouze pro astigmatickou složku J_{45} byl rozdíl shledán nevýznamným ($p > 0,05$). K obdobnému závěru došly i dříve publikované studie, které zhodnocují různé modely autorefraktometrů ve vztahu k subjektivní refrakci [90, 91, 108].

Výsledky další části statistické analýzy byly zaznamenány pro porovnání dosažené zrakové ostrosti z vyšetření autorefraktometrem a subjektivní metodou, kdy rozdíly mezi měřením autorefraktometrem a subjektivní refrakcí jak monokulárně (OP: $-0,06 \pm 0,11$; $p = 0,000$; OL: $-0,07 \pm 0,15$; $p = 0,002$), tak binokulárně ($-0,06 \pm 0,13$; $p = 0,005$) jsou statisticky významné ($p < 0,05$). Vyšší hodnoty zrakové ostrosti vycházejí z měření subjektivní refrakce. Z výsledků je taktéž zřejmé, že vyšší zrakové ostrosti je v průměru dosahováno binokulárně, než monokulárně. V grafickém znázornění naměřených dat (obr. 6.6) můžeme vidět 3 odlehlé hodnoty zrakové ostrosti ze subjektivní refrakce, které stojí mimo rozptyl zbylých hodnot. Jejich příčinou může být například vyšší věk daných účastníků, který se pohybuje mezi 65–75 roky, nebo možná počínající patologie (šedý zákal apod.).

Z výsledků třetí části statistické analýzy je možno konstatovat, že existuje korelace mezi velikostí refrakční vady dané vektorem lámavosti $|P|$ a dosahovanou zrakovou ostroší. Nulová hypotéza, která tvrdí, že výsledky spolu nekorelují, byla tak zamítnuta ($p = 0,00 < 0,05$). Z výsledků porovnání existujících modelů pro stanovení zrakové ostrosti je zřejmé, že model R. Blendowskeho [42] odpovídá více naměřeným datům ($R^2 = 62$ %) než model T. W. Raasche [45] ($R^2 = 38$ %). Vytvořený model VA 1 (vzorec 6.3) vysvětluje

variabilitu závislé proměnné v 76 %. Oproti tomu druhý vytvořený model VA 2 (vzorec 6.4) zrakové ostrosti pro refrakční vady do 4 D vysvětluje 75 % variability závislé proměnné. Pro zredukovaná data odpovídá ze dvou existujících modelů taktéž více model R. Blendowskeho [42] ($R^2 = 61\%$) a o něco méně model T. W. Raasche [45] ($R^2 = 36\%$).

Výsledek statistické analýzy závislosti velikosti akomodačního rozsahu a velikosti rozdílu mezi objektivním a subjektivním vyšetřením ukázal, že ze vztahu zmíněných hodnot v souboru vyšetřovaných jedinců nevyplývá jednoznačná závislost ($p = 0,061 < 0,05$).

Z poslední analýzy závislosti zrakové ostrosti na velikosti zamlžení sférickou čočkou vychází poměrně silná negativní korelace ($R = -0,949$) – se zvyšující se dioptrickou hodnotou spojné čočky klesá zraková ostrost. Tato lineární závislost byla v práci aproximována vztahem 6.5.

7 Závěr

Teoretická část práce byla primárně zaměřena na popis různých objektivních metod a principů vyšetření refrakčních vad a následně i na popis postupů subjektivní refrakce. Byly taktéž podrobně analyzovány faktory, které mohou způsobovat odlišnost dosažených výsledků objektivní a subjektivní refrakce. Na základě relevantních vědeckých studií byly analyzovány rozdíly mezi postupy a dosahovanými výsledky při vyšetření refrakčních vad objektivními a subjektivními metodami, stejně tak jako opakovatelnost, spolehlivost a přesnost jednotlivých metod měření. V teoretické části byla dále na základě odborné literatury analyzována souvislost mezi velikostí a typem refrakční vady, sítnicovým obrazem a zrakovou ostroť.

Jedním z cílů experimentální části práce bylo na vybrané skupině jedinců provedení statistického porovnání výsledků získaných ze dvou různých metod měření refrakčních vad – objektivní refrakce pomocí autorefraktometru a subjektivní refrakce pomocí zkušební obruby, brýlové skříně a Jacksonova zkříženého cylindru. Během měření byl kladen důraz na minimalizování negativních faktorů, které by mohly výsledky ovlivnit.

Z první analýzy bylo zjištěno, že rozdíly mezi refrakčními vadami získanými autorefraktometrií a subjektivním vyšetřením jsou statisticky významné. A tudíž nelze v praxi zaměnit subjektivní vyšetření objektivním měřením pomocí autorefraktometru. Toto zjištění koreluje se studiemi publikovanými na podobné téma. Stejný výsledek vyplynul i z druhé části experimentální studie, kdy byla srovnávána dosažená zrková ostrost pro korekci refrakční vady získané z objektivní a subjektivní refrakce. Bylo zjištěno, že vyšší zrakovou ostrost a tudíž lepší vidění poskytuje korekce získaná subjektivním postupem. Z těchto výsledků je zřejmá důležitost subjektivní refrakce v optometristické praxi a její postavení jakožto zlatého standardu v měření refrakčních vad i přes stále se vyvíjející automatizované metody.

Dalším cílem bylo provedení experimentální analýzy mezi velikostí refrakční vady a dosahovanou zrakovou ostroť. Na základě naměřených dat byl vytvořen odpovídající model zrkové ostrosti platný pro refrakční vady do 4 D. Tento model byl společně s dříve navrženými modely proložen a porovnán s naměřenými daty. Z analýzy vyplývá, že navržený vlastní model závislosti odpovídá lépe naměřeným datům nežli obecně uznávané modely publikované v odborných časopisech.

Dále byla analyzována korelace velikosti akomodačního rozsahu a velikosti rozdílu mezi měřeními refrakčních vad objektivní a subjektivní metodou. V tomto ohledu nebyla nalezena žádná jednoznačná souvislost a proto byla korelace shledána jako statisticky nevýznamná.

Posledním předmětem experimentální části bylo stanovit závislost zrakové ostrosti na velikosti zamlžení sférickou spojnou čočkou. Zde byla zjištěna statisticky významná negativní korelace. Na základě naměřených dat byl určený vztah, který dává možnost určení zrakové ostrosti při zamlžení.

Závěrem lze konstatovat, že veškeré vytčené cíle bakalářské práce byly tímto splněny.

Seznam použité literatury

- [1] BENJAMIN, William J. Borish's Clinical Refraction. Second edition. St. Louis, Missouri: Butterworth-Heinemann, 2006. ISBN 9780750675246.
- [2] RABBETTS, Ronald B. Bennett and Rabbetts' clinical visual optics. 3rd Edition. Oxford: Butterworth-Heinemann, 1998. ISBN 0750618175.
- [3] BHATTACHARYA, Bikas. Textbook of Visual Science and Clinical Optometry. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers (P), 2009. ISBN 8184485999.
- [4] AUTRATA, Rudolf. Nauka o zraku. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2002. ISBN 80-7013-362-7.
- [5] Focal point in emmetropia and ametropia. In: BrainKart.com [online]. Chennai, 2018 [cit. 2022-12-27]. Dostupné z: <https://img.brainkart.com/imagebk27/u6MGAAAt.jpg>
- [6] TUNNACLIFFE, Alan H. Introduction to visual optics. Fourth edition. London: Association of British Dispensing Opticians, 1993. ISBN 0900099283.
- [7] ANTON, Milan. Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody. Vyd. 3., přeprac. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2004. ISBN 80-7013-402-X.
- [8] SCHWARTZ, Steven H. Geometrical and Visual Optics: A Clinical Introduction. 2nd Edition. New York: McGraw-Hill Education, 2013. ISBN 978-0-07-179083-3.
- [9] GUMENYUK, I. S. Myopia and lens correction. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 4 May 2014 [cit. 2022-12-27]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Near-sightedness#/media/File:Myopia_and_lens_correction.svg
- [10] AHMAD, Ishfaq, Tariq QURESHI, Roheena JAN, Riyaz Ahmad PANDIT a K. I. ANDRABI. Myopia: Perspectives and Challenges. JK practitioner: a journal of current clinical medicine & surgery. 2007, 14(2), 65-70
- [11] FLITCROFT, Daniel Ian, Mingguang HE, Jost B. JONAS, et al. IMI – Defining and Classifying Myopia: A Proposed Set of Standards for Clinical and Epidemiologic Studies. Investigative Ophthalmology & Visual Science [online]. 2019, 60(3) [cit. 2022-11-13]. ISSN 1552-5783. Dostupné z: doi:10.1167/iovs.18-25957

- [12] GROSVENOR, THEODORE. A Review and a Suggested Classification System for Myopia on the Basis of Age-Related Prevalence and Age of Onset. *Optometry and Vision Science* [online]. 1987, 64(7), 545-554 [cit. 2022-11-13]. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/00006324-198707000-00012
- [13] HARB, Elise N. a Christine F. WILDSOET. Origins of Refractive Errors: Environmental and Genetic Factors. *Annual Review of Vision Science* [online]. 2019, 5(1), 47-72 [cit. 2022-11-13]. ISSN 2374-4642. Dostupné z: doi:10.1146/annurev-vision-091718-015027
- [14] GUMENYUK, I. S. Hypermetropia lens correction. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 24 July 2014 [cit. 2022-12-27]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Farsightedness#/media/File:Hypermetropia_color.svg
- [15] MILLER, Kevin M. Conoid of Sturm. In: *American Academy of Ophthalmology* [online]. 2022 [cit. 2022-12-27]. Dostupné z: <https://www.aao.org/image/conoid-of-sturm>
- [16] READ, Scott A, Michael J COLLINS a Leo G CARNEY. A review of astigmatism and its possible genesis. *Clinical and Experimental Optometry* [online]. 2007, 90(1), 5-19 [cit. 2022-11-13]. ISSN 0816-4622. Dostupné z: doi:10.1111/j.1444-0938.2007.00112.x
- [17] WA KAIMBO, Dieudonne Kaimbo. Astigmatism – Definition, Etiology, Classification, Diagnosis and Non-Surgical Treatment. In: GOGGIN, Michael, ed. *Astigmatism - Optics, Physiology and Management* [online]. InTech, 2012, 2012-02-29 [cit. 2022-11-13]. ISBN 978-953-51-0230-4. Dostupné z: doi:10.5772/18132
- [18] VARSSANO, David. Etiology and Clinical Presentation of Astigmatism. In: GOGGIN, Michael, ed. *Astigmatism - Optics, Physiology and Management* [online]. InTech, 2012, 2012-02-29 [cit. 2022-11-13]. ISBN 978-953-51-0230-4. Dostupné z: doi:10.5772/18338
- [19] WOOLEY, C. H. Types of astigmatism. In: *American Academy of Ophthalmology* [online]. 2022 [cit. 2022-12-27]. Dostupné z: <https://www.aao.org/image/types-of-astigmatism>

- [20] HASHEMI, Hassan, Akbar FOTOUHI, Abbasali YEKTA, Reza PAKZAD, Hadi OSTADIMOUGHADDAM a Mehdi KHABAZKHOOB. Global and regional estimates of prevalence of refractive errors: Systematic review and meta-analysis. *Journal of Current Ophthalmology* [online]. 2018, 30(1), 3-22 [cit. 2022-11-13]. ISSN 24522325. Dostupné z: doi:10.1016/j.joco.2017.08.009
- [21] KAYE, Stephen B, Alan RUBIN, Tanya EVANS, Petros ARISTODEMOU, Anthony KHAWAJA a John SPARROW. Standardised approach to the reporting and presentation of refractive data: electronic patient record. *BMJ Open Ophthalmology* [online]. 2022, 7(1) [cit. 2022-12-09]. ISSN 2397-3269. Dostupné z: doi:10.1136/bmjophth-2022-001015
- [22] ELKINGTON, Andrew R., Helena J. FRANK a Michael J. GREANEY. *Clinical Optics*. Third Edition. Oxford: Blackwell Science, 1999. ISBN 978-0632049899.
- [23] THIBOS, Larry N., William WHEELER a Douglas HORNER. Power Vectors: An Application of Fourier Analysis to the Description and Statistical Analysis of Refractive Error. *Optometry and Vision Science* [online]. 1997, 74(6), 367-375 [cit. 2022-12-09]. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/00006324-199706000-00019
- [24] RUBIN, Alan, Tanya EVANS a Nabeela HASROD. Dioptric power and refractive behaviour: a review of methods and applications. *BMJ Open Ophthalmology* [online]. 2022, 7(1) [cit. 2022-12-11]. ISSN 2397-3269. Dostupné z: doi:10.1136/bmjophth-2021-000929
- [25] ARTAL, Pablo, ed. *Handbook of Visual Optics: Fundamentals and Eye Optics*. Volume I. CRC Press, 2017. ISBN 978-1-4822-3785-6.
- [26] ANSI Standard Zernike Mode Pyramid. In: *TelescopeOptics.net* [online]. 2006 [cit. 2022-12-27]. Dostupné z: https://www.telescope-optics.net/monochromatic_eye_aberrations.htm
- [27] DAI, Guang-ming. *Wavefront optics for vision correction: technology, design principles and clinical applications*. Illustrated edition. Bellingham: SPIE Press, 2008. ISBN 978-0-8194-6966-3.
- [28] KNIESTEDT, Cristoph a Robert L. STAMPER. Visual acuity and its measurement. *Ophthalmology Clinics of North America* [online]. 2003, 16(2), 155-170 [cit. 2022-11-13]. ISSN 08961549. Dostupné z: doi:10.1016/S0896-1549(03)00013-0

- [29] ALAMDAR, Mohaddeseh, Ebrahim JAFARZADEHPUR, Ali MIRZAJANI, Abbas Ali YEKTA a Mehdi KHABAZKHOOB. Comparison of the Visual Acuity and Refractive Error Using OPDIII and Subjective Findings in Visually Normal Subjects. *Eye & Contact Lens: Science & Clinical Practice* [online]. 2018, 44(2), S302-S306 [cit. 2022-11-13]. ISSN 1542-2321. Dostupné z: doi:10.1097/ICL.0000000000000472
- [30] GÓMEZ-PEDRERO, José A. a José ALONSO. Phenomenological model of visual acuity. *Journal of Biomedical Optics* [online]. 2016, 21(12) [cit. 2022-11-13]. ISSN 1083-3668. Dostupné z: doi:10.1117/1.JBO.21.12.125005
- [31] ETDRS Chart R. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2022, 10 January 2021 [cit. 2022-12-27]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/LogMAR_chart#/media/File:ETDRS_Chart_R.svg
- [32] WOODHOUSE, J. Margaret, Shreya A. MORJARIA a Paul M. ADLER. Acuity measurements in adult subjects using a preferential looking test. *Ophthalmic and Physiological Optics* [online]. 2007, 27(1), 54-59 [cit. 2022-11-13]. ISSN 0275-5408. Dostupné z: doi:10.1111/j.1475-1313.2006.00454.x
- [33] SCHWOB, Noémie a Anja PALMOWSKI-WOLFE. Objective measurement of visual acuity by optokinetic nystagmus suppression in children and adult patients. *Journal of American Association for Pediatric Ophthalmology and Strabismus* [online]. 2019, 23(5), 272.e1-272.e6 [cit. 2022-11-13]. ISSN 10918531. Dostupné z: doi:10.1016/j.jaapos.2019.05.016
- [34] ZHENG, Xiaowei, Guanghua XU, Kai ZHANG, et al. Assessment of Human Visual Acuity Using Visual Evoked Potential: A Review. *Sensors* [online]. 2020, 20(19) [cit. 2022-11-13]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s20195542
- [35] SCHWOB, Noemie a Anja PALMOWSKI-WOLFE. Establishing an Objective Measurement of Visual Acuity with a Computerised Optokinetic Nystagmus Suppression Test. *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde* [online]. 2020, 237(04), 502-505 [cit. 2022-11-13]. ISSN 0023-2165. Dostupné z: doi:10.1055/a-1119-6123
- [36] ODOM, J. Vernon, Michael BACH, Mitchell BRIGELL, Graham E. HOLDER, Daphne L. MCCULLOCH, Atsushi MIZOTA a Alma Patrizia TORMENE. ISCEV standard for clinical visual evoked potentials: (2016 update). *Documenta*

- Ophthalmologica [online]. 2016, 133(1), 1-9 [cit. 2022-11-13]. ISSN 0012-4486. Dostupné z: doi:10.1007/s10633-016-9553-y
- [37] ROARK, Mark W. a James M. STRINGHAM. Visual Performance in the “Real World”: Contrast Sensitivity, Visual Acuity, and Effects of Macular Carotenoids. *Molecular Nutrition & Food Research* [online]. 2019, 63(15) [cit. 2022-11-13]. ISSN 1613-4125. Dostupné z: doi:10.1002/mnfr.201801053
- [38] OWSLEY, C. Contrast sensitivity. *Ophthalmology Clinics of North America* [online]. 2003, 16(2), 171-177 [cit. 2022-11-13]. ISSN 08961549. Dostupné z: doi:10.1016/S0896-1549(03)00003-8
- [39] GINSBURG, Arthur P. Contrast Sensitivity and Functional Vision. *International Ophthalmology Clinics* [online]. 2003, 43(2), 5-15 [cit. 2022-11-13]. ISSN 0020-8167. Dostupné z: doi:10.1097/00004397-200343020-00004
- [40] LEGUIRE, L.E., A. ALGAZE, N.H. KASHOU, J. LEWIS, G.L. ROGERS a C. ROBERTS. Relationship among fMRI, contrast sensitivity and visual acuity. *Brain Research* [online]. 2011, 1367, 162-169 [cit. 2022-11-13]. ISSN 00068993. Dostupné z: doi:10.1016/j.brainres.2010.10.082
- [41] ZIMMERMAN, Aaron B, Kimberly L LUST a Mark A BULLIMORE. Visual Acuity and Contrast Sensitivity Testing for Sports Vision. *Eye & Contact Lens: Science & Clinical Practice* [online]. 2011, 37(3), 153-159 [cit. 2022-11-13]. ISSN 1542-2321. Dostupné z: doi:10.1097/ICL.0b013e31820d12f4
- [42] BLENDOWSKE, Ralf. Unaided Visual Acuity and Blur. *Optometry and Vision Science* [online]. 2015, 92(6), e121-e125 [cit. 2022-11-13]. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/OPX.0000000000000592
- [43] ATCHISON, David A., George SMITH a Nathan EFRON. The Effect of Pupil Size on Visual Acuity in Uncorrected and Corrected Myopia. *Optometry and Vision Science* [online]. 1979, 56(5), 315-323 [cit. 2022-11-13]. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/00006324-197905000-00006
- [44] SMITH, GEORGE. Relation between Spherical Refractive Error and Visual Acuity. *Optometry and Vision Science* [online]. 1991, 68(8), 591-598 [cit. 2022-12-09]. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/00006324-199108000-00004

- [45] RAASCH, THOMAS W. Spherocylindrical Refractive Errors and Visual Acuity. *Optometry and Vision Science* [online]. 1995, 72(4), 272-275 [cit. 2022-12-09]. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/00006324-199504000-00008
- [46] CRAWFORD, J.S., C. SHAGASS a T.J. PASHBY. Relationship Between Visual Acuity and Refractive Error in Myopia. *American Journal of Ophthalmology* [online]. 1945, 28(11), 1220-1225 [cit. 2022-12-09]. ISSN 00029394. Dostupné z: doi:10.1016/0002-9394(45)91186-X
- [47] ATCHISON, David A. a Ankit MATHUR. Visual Acuity with Astigmatic Blur. *Optometry and Vision Science* [online]. 2011, 88(7), E798-E805 [cit. 2022-12-09]. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/OPX.0b013e3182186bc4
- [48] REMÓN, Laura, Juan A. MONSORIU a Walter D. FURLAN. Influence of different types of astigmatism on visual acuity. *Journal of Optometry* [online]. 2017, 10(3), 141-148 [cit. 2022-12-09]. ISSN 18884296. Dostupné z: doi:10.1016/j.optom.2016.07.003
- [49] RUSHTON, Rebecca M, Richard A ARMSTRONG a Mark Cm DUNNE. The influence on unaided vision of age, pupil diameter and sphero-cylindrical refractive error. *Clinical and Experimental Optometry* [online]. 2016, 99(4), 328-335 [cit. 2022-12-09]. ISSN 0816-4622. Dostupné z: doi:10.1111/cxo.12344
- [50] KLEINSTEIN, Robert N., Donald O. MUTTI, Loraine T. SINNOTT, Lisa A. JONES-JORDAN, Susan A. COTTER, Ruth E. MANNY, J. Daniel TWELKER a Karla ZADNIK. Uncorrected Refractive Error and Distance Visual Acuity in Children Aged 6 to 14 Years. *Optometry and Vision Science* [online]. 2021, 98(1), 3-12 [cit. 2022-12-09]. ISSN 1538-9235. Dostupné z: doi:10.1097/OPX.0000000000001630
- [51] KASCHKE, Michael, Karl-Heinz DONNERHACKE a Michael Stefan RILL. *Optical Devices in Ophthalmology and Optometry*. Germany: Wiley-VCH, 2014. ISBN 978-3-527-41068-2.
- [52] VOLK, David. Objective Methods of Refraction. *American Journal of Ophthalmology* [online]. 1955, 39(5), 719-727 [cit. 2022-12-04]. ISSN 00029394. Dostupné z: doi:10.1016/0002-9394(55)90049-0

- [53] CORNSWEET, Tom N. a Hewitt D. CRANE. Servo-Controlled Infrared Optometer*. *Journal of the Optical Society of America* [online]. 1970, 60(4) [cit. 2022-12-10]. ISSN 0030-3941. Dostupné z: doi:10.1364/JOSA.60.000548
- [54] ATCHISON, David A., Arthur BRADLEY, Larry N. THIBOS a George SMITH. Useful Variations of the Badal Optometer. *Optometry and Vision Science* [online]. 1995, 72(4), 279-284 [cit. 2022-12-04]. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/00006324-199504000-00010
- [55] BENEŠ, Pavel. *Přístroje pro optometrii a oftalmologii*. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2015. ISBN :978-80-7013-577-8.
- [56] THERUVEETHI, Nagarajan, RameshS VE a Krithica SRINIVASAN. Comparison of endpoint of subjective cycloplegic refraction with artificial aperture and post-mydratic test among adults with refractive error. *Taiwan Journal of Ophthalmology* [online]. 2020, 10(3) [cit. 2022-12-09]. ISSN 2211-5056. Dostupné z: doi:10.4103/tjo.tjo_36_19
- [57] HASHEMI, Hassan, Mehdi KHABAZKHOOB, Amir ASHARLOUS, Sara SOROUSH, AbbasAli YEKTA, Nooshin DADBİN a Akbar FOTOUHI. Cycloplegic autorefraction versus subjective refraction: the Tehran Eye Study. *British Journal of Ophthalmology* [online]. 2016, 100(8), 1122-1127 [cit. 2022-12-09]. ISSN 0007-1161. Dostupné z: doi:10.1136/bjophthalmol-2015-307871
- [58] MAJOR, Erin, Thomas DUTSON a Majid MOSHIRFAR. PCycloplegia in Children: An Optometrist's Perspective/p. *Clinical Optometry* [online]. 2020, 12, 129-133 [cit. 2022-12-09]. ISSN 1179-2752. Dostupné z: doi:10.2147/OPTO.S217645
- [59] VINER, Catherine. Paediatric optometry: Part 4 – Refractive examination of children. *Optician*. 2002, 223(5854), 16-21.
- [60] CHOONG, Yee-Fong, Ai-Hong CHEN a Pik-Pin GOH. A Comparison of Autorefraction and Subjective Refraction With and Without Cycloplegia in Primary School Children. *American Journal of Ophthalmology* [online]. 2006, 142(1), 68-74.e1 [cit. 2022-12-09]. ISSN 00029394. Dostupné z: doi:10.1016/j.ajo.2006.01.084
- [61] WILSON, Lorri B., Michele MELIA, Raymond T. KRAKER, Deborah K. VANDERVEEN, Amy K. HUTCHINSON, Stacy L. PINELES, Jennifer A. GALVIN

- a Scott R. LAMBERT. Accuracy of Autorefraction in Children. *Ophthalmology* [online]. 2020, 127(9), 1259-1267 [cit. 2022-12-10]. ISSN 01616420. Dostupné z: doi:10.1016/j.ophtha.2020.03.004
- [62] RUBIN, A. a W. F. HARRIS. Refractive Variation during Autorefraction: Multivariate Distribution of Refractive Status. *Optometry and Vision Science* [online]. 1995, 72(6), 403-410 [cit. 2022-12-09]. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/00006324-199506000-00008
- [63] ANDERSON, Heather A., Ayeswarya RAVIKUMAR, Julia S. BENOIT a Jason D. MARSACK. Impact of Pupil Diameter on Objective Refraction Determination and Predicted Visual Acuity. *Translational Vision Science & Technology* [online]. 2019, 8(6) [cit. 2022-12-09]. ISSN 2164-2591. Dostupné z: doi:10.1167/tvst.8.6.32
- [64] NAGRA, Manbir, Amna AKHTAR, Byki HUNTJENS a Peter CAMPBELL. Open versus closed view autorefraction in young adults. *Journal of Optometry* [online]. 2021, 14(1), 86-91 [cit. 2022-12-09]. ISSN 18884296. Dostupné z: doi:10.1016/j.optom.2020.06.007
- [65] CARLSON, Nancy B. a Daniel KURTZ. *Clinical Procedures for Ocular Examination. Fourth Edition.* McGraw-Hill Education, 2016. ISBN 978-0-07-184920-3.
- [66] RUTRLE, Miloš. *Přístrojová optika: učební texty pro oční optiky a oční techniky, optometry a oftalmology.* Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000. ISBN 80-7013-301-5.
- [67] Zkušební skříň B&S. In: *Bsoptik.cz* [online]. [cit. 2022-12-27]. Dostupné z: <https://www.bsoptik.cz/images/sklady/436910.jpg>
- [68] OCULUS univerzální měřicí brýle UB 4. In: *Oculus* [online]. [cit. 2022-12-27]. Dostupné z: <https://cz.oculus.de/cz/produkty/rucni-refrakce/univerzalni-merici-bryle-ub4/>
- [69] Topcon CV-5000S. In: *Topcon: Healthcare* [online]. [cit. 2022-12-27]. Dostupné z: <https://topconhealthcare.com/products/cv-5000s/>
- [70] FRANKLIN, Andrew. Subjective Refraction: Principles and Techniques for the Correction of Spherical Ametropia. In: *Clinical optics and refraction: a guide for optometrists, contact lens opticians and dispensing opticians.* Philadelphia: Elsevier, 2007, s. 101-111. ISBN 9780750688895.

- [71] KOBASHI, Hidenaga, Kazutaka KAMIYA, Tomoya HANDA, Wakako ANDO, Takushi KAWAMORITA, Akihito IGARASHI a Kimiya SHIMIZU. Comparison of Subjective Refraction under Binocular and Monocular Conditions in Myopic Subjects. *Scientific Reports* [online]. 2015, 5(1) [cit. 2022-12-09]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/srep12606
- [72] Enhanced R/G filter adjustment. In: Potec [online]. [cit. 2022-12-27]. Dostupné z: http://www.potec.biz/en/product_view.php?id=6
- [73] PUNTENNEY, Irving. The principles of the cross cylinder and its uses in refraction. *Quarterly bulletin. Northwestern University (Evanston, Ill.). Medical School*, 1954, 342-346.
- [74] HARRIS, W. F. The Jackson Cross-Cylinder. Part 1: Properties. *African Vision and Eye Health* [online]. 2007, 66(2), 41-55 [cit. 2022-12-26]. ISSN 2410-1516. Dostupné z: doi:10.4102/aveh.v66i2.218
- [75] Testy používané při vyšetření astigmatizmu. In: *Optika Fontána: vidíme to jinak* [online]. [cit. 2022-12-27]. Dostupné z: <https://www.optikafontana.sk/astigmatizmus>
- [76] ŠILHANOVÁ, Iva. Srovnání výsledků vyšetření polarizačními a bichromatickými testy [online]. Brno, 2012 [cit. 2022-12-27]. Dostupné z: <https://docplayer.cz/27191554-Masarykova-univerzita-lekarska-fakulta.html>. Diplomová práce. Masarykova univerzita.
- [77] SERGIENKO, Nikolai M., Anastasia GROMOVA a Nikolai SERGIENKO. Subjective method of refractometry and depth of focus. *Journal of Optometry* [online]. 2012, 5(2), 75-79 [cit. 2022-12-09]. ISSN 18884296. Dostupné z: doi:10.1016/j.optom.2012.02.006
- [78] KUCIKA, Alina, Ilona RUMJANCEVA, Tatjana PATROVA a Aiga SVEDE. The effect of viewing distance on subjective refraction assessment. *Proceedings of the Estonian Academy of Sciences* [online]. 2021, 70(4S) [cit. 2022-12-09]. ISSN 1736-6046. Dostupné z: doi:10.3176/proc.2021.4S.02
- [79] TIDBURY, Laurence P., Gabriela CZANNER a David NEWSHAM. Fiat Lux: the effect of illuminance on acuity testing. *Graefes Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology* [online]. 2016, 254(6), 1091-1097 [cit. 2022-12-09]. ISSN 0721-832X. Dostupné z: doi:10.1007/s00417-016-3329-7

- [80] IIZUKA, Tatsuya, Takushi KAWAMORITA, Tomoya HANDA, Hitoshi ISHIKAWA a Hidenaga KOBASHI. Refractive and visual function changes in twilight conditions. PLOS ONE [online]. 2022, 17(4) [cit. 2022-12-09]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0267149
- [81] Effect of Room Illumination on Manifest Refraction. *Otometric Education: The Journal of the Association of Schools and Colleges of Optometry* [online]. 2019, 44(2), 1-6 [cit. 2022-12-11]. Dostupné z: <https://journal.opted.org/wp-content/uploads/2020/03/optometric-education-volume-44-number-2.pdf>
- [82] ATCHISON, David a George SMITH. *Optics of the Human Eye*. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, 2002. ISBN 0 7506 3775 7.
- [83] NILSSON, Siv F. E., James VER HOEVE a Samuel M. WU, LEVIN, Leonard A., ed. *Adler's Physiology of the Eye. Eleventh Edition*. Edinburgh: Saunders, 2011. ISBN 978-0-323-05714-1.
- [84] AZAR, Dimitri T. *Refractive surgery. 2nd Edition*. New York: Mosby, 2006. ISBN 978-0323035996.
- [85] REMINGTON, Lee Ann. *Clinical Anatomy and Physiology of the Visual System. Third Edition*. Missouri: Butterworth-Heinemann, 2012. ISBN 978-1-4377-1926-0.
- [86] MICHAEL, Ralph, Osvaldo GUEVARA, Maria DE LA PAZ, Juan ALVAREZ DE TOLEDO a Rafael I. BARRAQUER. Neural contrast sensitivity calculated from measured total contrast sensitivity and modulation transfer function. *Acta Ophthalmologica* [online]. 2011, 89(3), 278-283 [cit. 2022-12-29]. ISSN 1755375X. Dostupné z: doi:10.1111/j.1755-3768.2009.01665.x
- [87] CAMPBELL, F. W. a D. G. GREEN. Optical and retinal factors affecting visual resolution. *The Journal of Physiology* [online]. 1965, 181(3), 576-593 [cit. 2022-12-10]. ISSN 00223751. Dostupné z: doi:10.1113/jphysiol.1965.sp007784
- [88] GROSS, David A. a Theodore GROSVENOR. Reliability of refraction- a literature review. *Journal of the American Optometric Association*. 1996, 67(10), 619-630. Dostupné z: <https://europepmc.org/article/med/8942135>
- [89] ROSENFELD, Mark a Nancy N. CHIU. Repeatability of subjective and objective refraction. *Optometry and Vision Science* [online]. 1995, 72(8), 577-579 [cit. 2022-12-11]. Dostupné z:

- https://journals.lww.com/optvissci/Abstract/1995/08000/Repeatability_of_Subjective_and_Objective.7.aspx
- [90] ZADNIK, Karla, Donald O. MUTTI a Anthony J. ADAMS. The Repeatability of Measurement of the Ocular Components. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 1992, 33(7), 2325-2333.
- [91] BULLIMORE, Mark A., Robert E. FUSARO a Craig W. ADAMS. The Repeatability of Automated and Clinician Refraction. *Optometry and Vision Science* [online]. 1998, 75(8), 617-622 [cit. 2022-12-10]. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/00006324-199808000-00028
- [92] MACKENZIE, Graeme E. Reproducibility of sphero-cylindrical prescriptions. *Ophthalmic and Physiological Optics* [online]. 2008, 28(2), 143-150 [cit. 2022-12-10]. ISSN 0275-5408. Dostupné z: doi:10.1111/j.1475-1313.2008.00549.x
- [93] GREIN, H.-J., O. SCHMIDT a A. RITSCHKE. Zur Reproduzierbarkeit von Refraktionsbestimmungen. *Der Ophthalmologe* [online]. 2014, 111(11), 1057-1064 [cit. 2022-12-10]. ISSN 0941-293X. Dostupné z: doi:10.1007/s00347-014-3064-6
- [94] LEINONEN, Jaakko, Eero LAAKKONEN a Leila LAATIKAINEN. Repeatability (test-retest variability) of refractive error measurement in clinical settings. *Acta Ophthalmologica Scandinavica* [online]. 2006, 84(4), 532-536 [cit. 2022-12-10]. ISSN 13953907. Dostupné z: doi:10.1111/j.1600-0420.2006.00695.x
- [95] FRENCH, C. N. a J. A. M. JENNINGS. Errors in subjective refraction - an exploratory study*. *The Ophthalmic Optician*. 1974.
- [96] PESUDOVS, Konrad, Katrina E. PARKER, Han CHENG a Raymond A. APPLGATE. The Precision of Wavefront Refraction Compared to Subjective Refraction and Autorefractometry. *Optometry and Vision Science* [online]. 2007, 84(5), 387-392 [cit. 2022-12-10]. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/OPX.0b013e31804f81a9
- [97] HOU, Min, Yujie DING, Liangping LIU, Yanxin XU, Jianbing LI a Mingxing WU. Accuracy evaluation of objective refraction using the wavefront aberrometer in pseudophakic eyes. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology* [online]. 2020, 258(10), 2213-2221 [cit. 2022-12-10]. ISSN 0721-832X. Dostupné z: doi:10.1007/s00417-020-04806-5

- [98] PAYEROLS, Arnaud, Claudie ELIAOU, Véronique TREZEGUET, Max VILLAIN a Vincent DAIEN. Accuracy of PlusOptix A09 distance refraction in pediatric myopia and hyperopia. *BMC Ophthalmology* [online]. 2016, 16(1) [cit. 2022-12-10]. ISSN 1471-2415. Dostupné z: doi:10.1186/s12886-016-0247-8
- [99] KABAT, Alan G, Christopher W LIEVENS, Christina M NEWMAN a Jacob WEBER. PAccuracy, speed and repeatability of the voice assisted subjective refractor (VASR)/p. *Clinical Ophthalmology* [online]. 2019, 13, 1807-1813 [cit. 2022-12-09]. ISSN 1177-5483. Dostupné z: doi:10.2147/OPHTH.S213294
- [100] CARRACEDO, Gonzalo, Carlos CARPENA-TORRES, Cristina PASTRANA, Ana PRIVADO-AROCO, María SERRAMITO, Laura BATRES a Carlo CAGINI. Repeatability of Aberrometry-Based Automated Subjective Refraction in Healthy and Keratoconus Subjects. *Journal of Ophthalmology* [online]. 2020, 2020, 1-7 [cit. 2022-12-10]. ISSN 2090-0058. Dostupné z: doi:10.1155/2020/4831298
- [101] THIBOS, L. N., X. HONG, A. BRADLEY a R. A. APPLGATE. Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations. *Journal of Vision* [online]. 2004, 4(4) [cit. 2022-12-10]. ISSN 1534-7362. Dostupné z: doi:10.1167/4.4.9
- [102] DAVE, TRUSIT a YASUFUMI FUKUMA. Clinical Evaluation of the Topcon BV-1000 Automated Subjective Refraction System. *Optometry and Vision Science* [online]. 2004, 81(5), 323-333 [cit. 2022-12-09]. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/01.opx.0000134906.98403.c3
- [103] HERVELLA, Lucía, Eloy A. VILLEGAS, Pedro M. PRIETO a Pablo ARTAL. Assessment of subjective refraction with a clinical adaptive optics visual simulator. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 2019, 45(1), 87-93 [cit. 2022-12-09]. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1016/j.jcrs.2018.08.022
- [104] SHEEDY, JAMES, PAUL SCHANZ a MARK BULLIMORE. Evaluation of an Automated Subjective Refractor. *Optometry and Vision Science* [online]. 2004, 81(5), 334-340 [cit. 2022-12-09]. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/01.opx.0000134907.06027.b0
- [105] OTERO, Carles, Mikel ALDABA a Jaume PUJOL. Clinical evaluation of an automated subjective refraction method implemented in a computer-controlled motorized phoropter. *Journal of Optometry* [online]. 2019, 12(2), 74-83 [cit. 2022-12-09]. ISSN 18884296. Dostupné z: doi:10.1016/j.optom.2018.09.001

- [106] CHOPONIS, Thomas a Tara STACEY. Autorefraktion Compared to Subjective Refraction - A Literature Review. Michigan, 2017. Senior paper. Michigan College of Optometry.
- [107] MILLODOT, Michel a Daniel O'LEARY. The Discrepancy between Retinoscopic and Subjective Measurements. *Optometry and Vision Science* [online]. 1978, 55(5), 309-370 [cit. 2022-12-04]. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/00006324-197805000-00004
- [108] Jorge, Jorge & Queirós, António & Almeida, Jose B. & Parafita, Manuel. (2005). Retinoscopy/Autorefraktion: Which is the best starting point for a noncycloplegic refraction?. *Optometry and vision science : official publication of the American Academy of Optometry*. 82. 64-8. 10.1097/01.OPX.0000150182.91410.97.
- [109] SOETERS, Nienke, Marc B. MUIJZER, Jurrian MOLENAAR, Daniel A. GODEFROOIJ a Robert P.L. WISSE. Autorefraktion Versus Manifest Refraction in Patients With Keratoconus. *Journal of Refractive Surgery* [online]. 2018, 34(1), 30-34 [cit. 2022-12-09]. ISSN 1081-597X. Dostupné z: doi:10.3928/1081597X-20171130-01
- [110] JOUBERT, Leoni a W. F. HARRIS. Excess of Autorefraktion over Subjective Refraction: Dependence on Age. *Optometry and Vision Science* [online]. 1997, 74(6), 439-444 [cit. 2022-12-09]. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/00006324-199706000-00029
- [111] GWIAZDA, Jane a Cara WEBER. Comparison of Spherical Equivalent Refraction and Astigmatism Measured with Three Different Models of Autorefraktors. *Optometry and Vision Science* [online]. 2004, 81(1), 56-61 [cit. 2022-12-09]. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/00006324-200401000-00011
- [112] NAGRA, Manbir, Amna AKHTAR, Byki HUNTJENS a Peter CAMPBELL. Open versus closed view autorefraktion in young adults. *Journal of Optometry* [online]. 2021, 14(1), 86-91 [cit. 2022-12-09]. ISSN 18884296. Dostupné z: doi:10.1016/j.optom.2020.06.007
- [113] SALCHOW, Daniel J., Mathias E. ZIRM, Cornelia STIELDORF a Albino PARISI. Comparison of objective and subjective refraction before and after laser in situ keratomileusis. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* [online]. 1999, 25(6), 827-835 [cit. 2022-12-09]. ISSN 0886-3350. Dostupné z: doi:10.1016/S0886-3350(99)00033-4

- [114] BENNETT, Jeffrey R., Gina M. STALBOERGER, David O. HODGE a Muriel M. SCHORNACK. Comparison of refractive assessment by wavefront aberrometry, autorefraction, and subjective refraction. *Journal of Optometry* [online]. 2015, 8(2), 109-115 [cit. 2022-12-09]. ISSN 18884296. Dostupné z: doi:10.1016/j.optom.2014.11.001
- [115] LEBOW, Kenneth A. a Charles E. CAMPBELL. A Comparison of a Traditional and Wavefront Autorefraction. *Optometry and Vision Science* [online]. 2014, 91(10), 1191-1198 [cit. 2022-12-09]. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/OPX.0000000000000378
- [116] JINABHAI, Amit, Clare O'DONNELL a Hema RADHAKRISHNAN. A Comparison between Subjective Refraction and Aberrometry-Derived Refraction in Keratoconus Patients and Control Subjects. *Current Eye Research* [online]. 2010, 35(8), 703-714 [cit. 2022-12-09]. ISSN 0271-3683. Dostupné z: doi:10.3109/02713681003797921
- [117] COOPER, Jeffrey, Karl CITEK a Jerome M. FELDMAN. Comparison of refractive error measurements in adults with Z-View aberrometer, Humphrey autorefractor, and subjective refraction. *Optometry - Journal of the American Optometric Association* [online]. 2011, 82(4), 231-240 [cit. 2022-12-09]. ISSN 15291839. Dostupné z: doi:10.1016/j.optm.2010.09.013
- [118] CARRACEDO, Gonzalo, Carlos CARPENA-TORRES, Maria SERRAMITO, Laura BATRES-VALDERAS a Anahi GONZALEZ-BERGAZ. Comparison Between Aberrometry-Based Binocular Refraction and Subjective Refraction. *Translational Vision Science & Technology* [online]. 2018, 7(4) [cit. 2022-12-09]. ISSN 2164-2591. Dostupné z: doi:10.1167/tvst.7.4.11
- [119] TEEL, Danielle F.W., Robert J. JACOBS, James COPLAND, Daniel R. NEAL a Larry N. THIBOS. Differences between Wavefront and Subjective Refraction for Infrared Light. *Optometry and Vision Science* [online]. 2014, 91(10), 1158-1166 [cit. 2022-12-09]. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/OPX.0000000000000370
- [120] Achieving accurate autorefraction with a handheld wavefront autorefractor: QuickSee technology overview and review of clinical results [online]. In: . April 2021 [cit. 2022-12-11]. Dostupné z: <https://valuedsupplier.iapb.org/media/uploads/2021/05/PlenOptika-Whitepaper-Technology-Rev-A-US-May21.pdf>

- [121] FAROOK, Mohamed, Jayant VenkaTRAMANI, Gus GAZZARD, Angea CHENG, Donald TAN a Seang-Mei SAW. Comparisons of the Handheld Autorefractor, Table-Mounted Autorefractor, and Subjective Refraction in Singapore Adults. *Optometry and Vision Science* [online]. 2005, 82(12), 1066-1070 [cit. 2022-12-09]. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/01.opx.0000192344.72997.7c
- [122] GIL, Andrea, Carlos S. HERNÁNDEZ, Pablo PÉREZ-MERINO, et al. Assesment of the QuickSee wavefront autorefractor for characterizing refractive errors in school-age children. *PLOS ONE* [online]. 2020, 15(10) [cit. 2022-12-09]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0240933
- [123] AGARWAL, Arunika, David E. BLOOM, Vincent P. DELUISE, Alyssa LUBET, Kaushik MURALI, Srinivas M. SASTRY a Monali S. MALVANKAR-MEHTA. Comparing low-cost handheld autorefractors: A practical approach to measuring refraction in low-resource settings. *PLOS ONE* [online]. 2019, 14(10) [cit. 2022-12-09]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0219501
- [124] RUBIO, Marcos, Carlos S. HERNÁNDEZ, Enrique SECO, et al. Validation of an Affordable Handheld Wavefront Autorefractor. *Optometry and Vision Science* [online]. 2019, 96(10), 726-732 [cit. 2022-12-09]. ISSN 1538-9235. Dostupné z: doi:10.1097/OPX.0000000000001427
- [125] JOSEPH, Sanil, Varshini VARADARAJ, Shivang R. DAVE, et al. Investigation of the Accuracy of a Low-Cost, Portable Autorefractor to Provide Well-Tolerated Eyeglass Prescriptions. *Ophthalmology* [online]. 2021, 128(12), 1672-1680 [cit. 2022-12-10]. ISSN 01616420. Dostupné z: doi:10.1016/j.ophtha.2021.05.030
- [126] Optika dak Potěšilová [online]. [cit. 2023-05-10]. Dostupné z: <https://www.optikadak.cz/>
- [127] Nidek ARK-1a. Oculus [online]. [cit. 2023-05-10]. Dostupné z: <https://oculus.cz/produkt/ark-1a/>
- [128] PolaSkop3D 24" FullHD. Augenoptik Domažlice s.r.o. [online]. [cit. 2023-05-10]. Dostupné z: <https://www.ao-do.cz/cs/optotypy/3825-5548-polaskop3d-24-fullhd.html>
- [129] RAF (ROYAL AIR FORCE RULE): CONVERGENCE RULE. In: Good-Lite: Over 90 years of vision [online]. [cit. 2023-05-01]. Dostupné z: <https://good-lite.com/products/537800>

- [130] NOVÁK, Jiří. Nauka o refrakci: Zraková ostrost a kontrastní citlivost. 2020.
- [131] FERRIS, Frederick L., Aaron KASSOFF, George H. BRESNICK a Ian BAILEY. New Visual Acuity Charts for Clinical Research. *American Journal of Ophthalmology* [online]. 1982, 94(1), 91-96 [cit. 2023-05-07]. ISSN 00029394. Dostupné z: doi:10.1016/0002-9394(82)90197-0
- [132] ROSSER, D A. The development of a "reduced logMAR" visual acuity chart for use in routine clinical practice. *British Journal of Ophthalmology* [online]. 85(4), 432-436 [cit. 2023-05-07]. ISSN 00071161. Dostupné z: doi:10.1136/bjo.85.4.432
- [133] KAISER, Peter K. Prospective evaluation of visual acuity assessment: a comparison of snellen versus ETDRS charts in clinical practice (An AOS Thesis). *Trans Am Ophthalmol Soc* [online]. 2009, (107), 311-324 [cit. 2023-05-07]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2814576/>
- [134] TIEW, Stephenie, Christina LIM a Tharsica SIVAGNANASITHIYAR. Using an excel spreadsheet to convert Snellen visual acuity to LogMAR visual acuity. *Eye* [online]. 2020, 34(11), 2148-2149 [cit. 2023-05-07]. ISSN 0950-222X. Dostupné z: doi:10.1038/s41433-020-0783-6
- [135] CHARLES, Roselin C. a N. Andrew FROST. Comment on: 'Conversion of Snellen visual acuity to LogMAR visual acuity'. *Eye* [online]. 2022, 36(8), 1709-1710 [cit. 2023-05-07]. ISSN 0950-222X. Dostupné z: doi:10.1038/s41433-021-01767-9
- [136] Social Science Statistics [online]. [cit. 2023-05-12]. Dostupné z: <https://www.socscistatistics.com/>
- [137] ZVÁRA, Karel. Základy statistiky v prostředí R. Praha: Karolinum, 2013. Biomedicínská statistika. ISBN 978-80-246-2245-3.
- [138] GIAVARINA, Davide. Understanding Bland Altman analysis. *Biochemia Medica* [online]. 2015, 25(2), 141-151 [cit. 2023-05-12]. ISSN 18467482. Dostupné z: doi:10.11613/BM.2015.015

Seznam symbolů a zkratk

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
S	D	Sférická složka refrakční vady
C	D	Cylindrická složka refrakční vady
α	°	Směr osy cylindrické složky refrakční vady
SE	D	Sférický ekvivalent
$P(\theta)$	D	Dioptrická hodnota v libovolném řezu lámavé plochy
M	D	Sférický ekvivalent Fourierova zápisu
J_0	D	Jacksonův zkřížený cylindr v ose 0°
J_{45}	D	Jacksonův zkřížený cylindr v ose 45°
P	D	Vektor lámavosti
$ P $	D	Velikost vektoru lámavosti
MAR	'	Minimální úhel rozlišení
VA	-	Zraková ostrost
D_{mm}	mm	Průměr pupily
E	D	Refrakční vada
VA_{rel}	-	Relativní nekorigovaná zraková ostrost
VA_{bc}	-	Zraková ostrost s nejlepší korekcí

Seznam zkratk

Zkratka	Význam
JCC	Jacksonův zkřížený cylindr
MAR	Minimální úhel rozlišení (<i>Minimum Angle of Resolution</i>)
ETDRS	<i>Early Treatment of Diabetic Retinopathy Study</i>
OKN	Optokinetický nystagmus
VEP	Visuálně evokovaný potenciál
EEG	Elektroencefalografie
CS	Kontrastní citlivost (<i>Contrast Sensitivity</i>)
CSF	Funkce kontrastní citlivosti (<i>Contrast Sensitivity Function</i>)
NIR	Blízké infračervené světlo (<i>Near Infrared Light</i>)
VIS	Viditelné světlo (<i>Visible Light</i>)
IR-LED	Infračervená elektroluminiscenční dioda (<i>Infrared Light Emitting Diode</i>)
LCD	Displej z tekutých krystalů (<i>Liquid Crystal Display</i>)
PSF	Rozptylová funkce bodu (<i>Point Spread Function</i>)
MTF	Funkce přenosu kontrastu (<i>Modulation Transfer Function</i>)

Seznam obrázků

Obr. 2.1: Obrazové ohnisko emetropického (I) a ametropického (II, III) oka (upraveno) [5] ...	8
Obr. 2.2: Myopie a její korekce rozptylnou čočkou [9]	9
Obr. 2.3: Hypermetropie a její korekce rozptylnou čočkou [14].....	11
Obr. 2.4: Astigmatický svazek [15].....	12
Obr. 2.5: Typy astigmatismu podle polohy fokál [19]	14
Obr. 2.6: Profil lámavosti sférocylindrické plochy dle rovnice (2.2) [23]	16
Obr. 2.7: Fourierova dekompozice [23]	16
Obr. 2.8: Vektor lámavosti P v 3D prostoru (upraveno) [23].....	17
Obr. 2.9: Pyramida Zernikeových polynomů [26]	19
Obr. 2.10: ETDRS optotyp [31]	21
Obr. 2.11: Funkce kontrastní citlivosti (CSF) [41].....	23
Obr. 2.12: Zraková ostrost jako funkce míry rozostření vyjádřené délkou vektoru lámavosti [45]	25
Obr. 2.13: Logaritmus relativní nekorigované zrakové ostrosti v závislosti na hodnotě rozostření [42]	26
Obr. 3.1: Princip skiaskopu [51].....	27
Obr. 3.2: Pracovní princip skiaskopie [51].....	28
Obr. 3.3: Obecné uspořádání autorefraktometru na principu Badalova optometru [51].....	31
Obr. 3.4: Uspořádání autorefraktometru na základě Scheinerovy metody [51].....	33
Obr. 4.1: Brýlová skříň vlevo [67] a zkušební obruba vpravo [69]	37
Obr. 4.2: Digitální foropter značky Topcon [69].....	37
Obr. 4.3: Duochromní test vlevo [72] a znázornění lomu zeleného a červeného světla vpravo [70]	40
Obr. 4.4: Testy pro vyšetření astigmatismu [75]	40
Obr. 4.5: Jacksonův zkřížený cylindr v hodnotě $\pm 0,50$ D [74]	41
Obr. 4.6: Schultzeho test vlevo, Cowenův test uprostřed a Osterbergův test vpravo [76].....	42
Obr. 5.1: Funkce přenosu kontrastu (MTF) [84]	45
Obr. 5.2: Vztah mezi funkcí přenosu kontrastu (MTF), neurální CSF a celkovou funkcí kontrastní citlivosti CSF (upraveno) [86].....	46
Obr. 5.3: 95% limity shody pro subjektivní a objektivní refrakci stanovené studií [91]	48
Obr. 5.4: Spolehlivost vybraných metod a technologií objektivní a subjektivní refrakce [96]	48
Obr. 5.5: Porovnání výsledků autorefraktometrie a skiaskopie s výsledky subjektivní refrakce [108]	49

Obr. 6.1: Akomodační pravítko RAF [129]	52
Obr. 6.2: Bland-Altmanův graf pro sférický ekvivalent M	55
Obr. 6.3: Bland-Altmanův graf pro astigmatickou složku J_0	56
Obr. 6.4: Bland-Altmanův graf pro astigmatickou složku J_{45}	56
Obr. 6.5: Bland-Altmanův graf pro velikost vektoru lámavosti $ P $	57
Obr. 6.6: Porovnání dosažené zrakové ostrosti z autorefraktometrie a subjektivní refrakce ...	58
Obr. 6.7: Graf závislosti refrakční vady na logaritmu nekorigované zrakové ostrosti.....	60
Obr. 6.8: Graf závislosti zrakové ostrosti a refrakční vady s naměřenými daty proloženými existujícími modely a novým navrženým modelem.....	61
Obr. 6.9: Graf závislosti refrakční vady na logaritmu nekorigované zrakové ostrosti.....	62
Obr. 6.10: Graf závislosti zrakové ostrosti a refrakční vady s naměřenými daty proloženými existujícími modely a vlastním modelem č. 2	62
Obr. 6.11: Graf závislosti velikosti rozdílu mezi autorefraktometrií a subjektivní refrakcí na akomodačním rozsahu	63
Obr. 6.12: Graf závislosti zrakové ostrosti na velikosti zamlžení sférickou čočkou.....	64

Seznam tabulek

Tab. 6.1: Přehled průměrných naměřených dat pro statistickou analýzu získaných pomocí autorefraktometrie a subjektivní refrakce.....	55
Tab. 6.2: Porovnání autorefraktometrie a subjektivní refrakce a Bland-Altmanovy hranice shody.....	57
Tab. 6.3: Přehled výsledků nulových hypotéz H_{01} – H_{04}	57
Tab. 6.4: Přehled průměrných naměřených hodnot zrakové ostrosti pro statistickou analýzu z autorefraktometrie a subjektivní refrakce.....	58
Tab. 6.5: Porovnání dosahované zrakové ostrosti z autorefraktometrie a subjektivní refrakce	59
Tab. 6.6: Výsledek nulové hypotézy H_{05}	59
Tab. 6.7: Porovnání naměřených dat s existujícími modely a vlastním modelem závislosti refrakční vady na zrakové ostrosti.....	61
Tab. 6.8: Porovnání naměřených dat s existujícími modely a vlastním modelem č. 2 závislosti refrakční vady na zrakové ostrosti.....	63
Tab. 6.9: Výsledek nulové hypotézy H_{06}	63
Tab. 6.10: Výsledek nulové hypotézy H_{07}	64
Tab. 6.11: Výsledek nulové hypotézy H_{08}	65