

PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA UNIVERZITY PALACKÉHO
V OLOMOUCI
KATEDRA OPTIKY

Vyšetření refrakce přístrojem EyeQue Personal Vision Tracker

Diplomová práce

VYPRACOVALA:

Bc. Markéta Magerová

Obor 534R008 OPTOMETRIE

Studijní rok 2020/2021

VEDOUCÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE:

doc. RNDr. Mgr. František Pluháček, Ph.D.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením doc. RNDr.
Mgr. Františka Pluháčka, Ph.D. za použití literatury uvedené v závěru práce.

V Olomouci dne

.....

Bc. Markéta Magerová

Poděkování

Ráda bych poděkovala především doc. RNDr. Mgr. Františku Pluháčkovi, Ph.D. za cenné rady, trpělivost, ochotu a čas, který mi věnoval při tvorbě mé diplomové práce.

Tato práce vznikla za podpory projektů IGA PŘF UP v Olomouci č. IGA_PrF_2019_005, IGA_PrF_2020_008 a IGA_PrF_2021_012.

Obsah

Úvod.....	5
1. Refrakční vady.....	6
1.1 Myopie	6
1.2 Hypermetropie.....	8
1.3 Astigmatismus.....	8
1.4 Presbyopie	10
2. Objektivní refrakce.....	12
2.1 Autorefraktometrie.....	13
2.2 Skiaskopie	16
2.3 Aberometrie.....	18
2.3.1 Shack-Hartmannův (S–H) aberometr	19
2.3.2 Laser ray tracing aberometr	20
2.3.3 Tscherningův aberometr	21
3. Subjektivní refrakce	22
3.1 Vyšetření centrální zrakové ostrosti	22
3.2 Vyšetření refrakční vady	25
3.2.1 Stanovení sférické korekce	25
3.2.2 Stanovení cylindrické korekce	27
3.2.3 Binokulární vyvážení	29
3.2.4 Stanovení presbyopické adice	30
4. Příklad EyeQue Personal Vision Tracker (PVT).....	31
4.1 Charakteristika přístroje EyeQue PVT.....	32
4.2 Praktický postup měření na přístroji EyeQue PVT.....	35
5. Experimentální část.....	37
5.1 Subjekty a metodika	37
5.2 Analýza dat.....	40
5.3 Výsledky	41
5.4 Diskuze	47
Závěr	50
Použitá literatura	51

Úvod

Zrak je jedním z pěti smyslů člověka, proto bychom o něj měli dobře pečovat. Nošení správné korekce patří mezi základní prvky péče o zrak. Správná korekce má vliv nejen na dobrou zrakovou ostrost, ale též na řadu dalších věcí, jako např. únava, bolesti hlavy či bolesti za očima – tyto negativní důsledky by mohly být pocíťovány při nošení nesprávné korekce. Pravidelná kontrola zraku je důležitá, proto doporučení navštěvovat očního lékaře každé dva roky by se mělo dodržovat. Co když ale návštěva lékaře nebo optometristy není možná? Tímto problémem se zabývala firma EyeQue Corporation, která přišla na trh s novými přístroji pro kontrolu zraku v pohodlí domova. Firmou vyvinutý přístroj EyeQue Personal Vision Tracker umožňuje ve spojení s chytrým mobilním telefonem stanovení dioptrické vady oka s možností následného objednání brýlí přes email. Jelikož se jedná o samovyšetření bez přítomnosti odborníka, je otázkou, do jaké míry je výsledek zatížen různými chybami, které se jednak mohou objevit z podstaty vlastního vyšetření (např. vliv přístrojové myopie a nemožnost akomodačního vyvážení), jednak vlastní manipulací s přístrojem, který ovládá laik.

Cílem této diplomové práce je popsat funkční principy přístroje EyeQue Personal Vision Tracker v kontextu známých metod pro objektivní a subjektivní stanovení refrakce, vymezit možné zdroje chyb a také provést experimentální srovnání výsledků získaných tímto přístrojem s hodnotami zjištěnými obvyklými metodami objektivní a subjektivní refrakce.

V teoretické části práce budou popsány jednotlivé refrakční vady a jejich korekce. Pozornost bude věnována způsobům objektivní refrakce a jednotlivým krokům při měření subjektivní refrakce. Stěžejní kapitola se zaměří na vlastní přístroj EyeQue Personal Vision Tracker. Bude zde popsána stavba přístroje a proveden rozbor jeho funkčních principů. Dále bude popsán průběh samovyšetření na přístroji.

V experimentální části práce bude provedena studie, v rámci které bude zjištěna refrakce vzorku figurantů pomocí přístroje EyeQue Personal Vision Tracker, dále pomocí autorefraktometru a metodami subjektivní refrakce. Data budou vhodně porovnána a na základě zjištěných údajů bude vyhodnocena klinická využitelnost tohoto zařízení.

1. Refrakční vady

Oko v akomodačním klidu, u kterého se paralelní paprsky neprotnou na sítnici a nevytvoří ostrý obraz, se označuje jako oko s refrakční vadou. Je to stav, kdy délka oka není v souladu s jeho lomivostí. Vznik takovéto vady je multifaktoriální, ale nejčastější příčinou je špatná osová délka oka. Vztah mezi délkou oka a lomivostí optických prvků oka se nazývá axiální refrakce. Je-li tento vztah vyrovnaný, oko je bez dioptrické vady a daleký bod oka leží v nekonečnu. Daleký bod se definuje jako bod na optické ose oka, který se při nulové akomodaci zobrazí ostře na sítnici. Pokud se daleký bod v nachází v konečné vzdálenosti za okem, oko je kratší oproti jeho lomivosti a jedná se o vadu nazývanou hypermetropie. V opačném případě, je-li daleký bod před okem a předozadní délka oka je větší než odpovídá jeho lomivosti, jedná se o myopickou vadu. Hypermetropie a myopie jsou vady sférické a řeší se sférickými čočkami. V oku mohou být přítomny i asférické (astigmatické) vady, u kterých se optická mohutnost v různých předozadních řezech (meridiánech) oka liší. Nejčastější z nich je tzv. pravidelný astigmatismus, který je možné korigovat torickými čočkami. S věkem oko ztrácí schopnost zaostřovat (akomodovat) na blízké objekty. Tento fyziologický jev se nazývá presbyopie (stařecká vetchozrakost). Nejedná se přímo o refrakční vadu, nicméně i zde je řešením dioptrická korekce, a to ve formě tzv. adice na blízko. [1; 2]

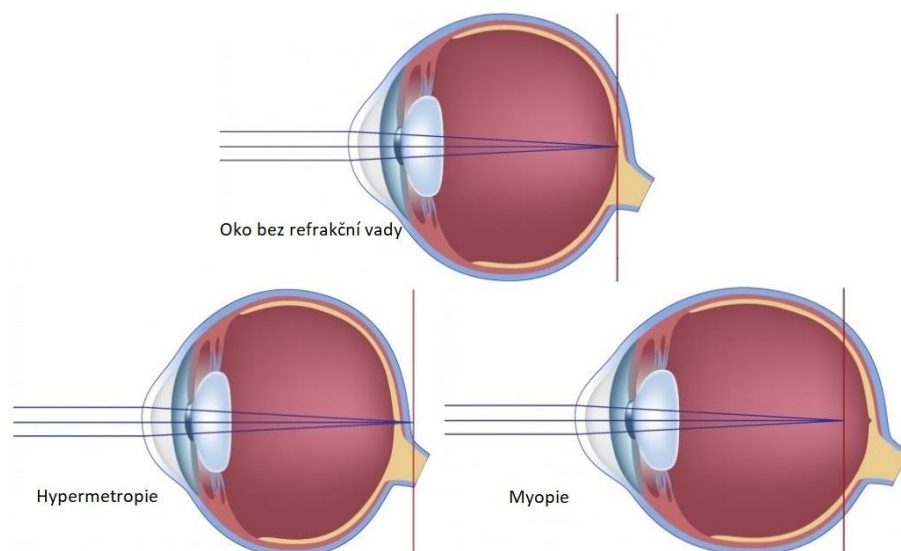
1.1 Myopie

Myopie neboli krátkozrakost je refrakční vada, u které se rovnoběžné paprsky vstupující do neakomodovaného oka protnou před sítnicí, viz obr. 1. Poloha dalekého bodu leží před okem, proto hodnota axiální refrakce bude pro myopii vždy záporná. Hlavním projevem myopie je rozmazané vidění do dálky, astenopické potíže nebývají většinou přítomny. Myop se mhouřením očí snaží navodit stenopeické vidění, čímž si zaostřuje vzdálenější předměty. Ke korekci myopie se používá nejslabší rozptylná čočka, která zajistí ostré vidění do dálky. U subjektivní refrakce se zohledňuje snášenlivost pacienta na korekci, proto při vyšších hodnotách dioptrie nemusí být plná korekce dobře snášena. [1; 3]

Nejčastější důvod vzniku myopie je prodloužení předozadní osy, tato vada se nazývá axiální myopie. Předpokládá se u ní fyziologická lomivost optických ploch.

Naopak u křivostní myopie dochází k většímu zakřivení rohovky nebo přední či zadní plochy čočky, čímž se zvětší lomivost optických ploch. Při tomto typu myopie je délka oka fyziologická – tento typ myopie je velmi vzácný. Vznik myopie se také může spojovat s různými nemocemi, např. u cukrovky se sníží index lomu korových čočkových hmot; nebo u šedého zákalu se zvyšuje hmotnost čočky a její předozadní rozměr, což má za následek myopizaci celého oka. [1; 4]

Myopie se dle dioptrických hodnot dělí na lehkou (-0,25 D až -3,0 D), střední (-3,25 D až -6,0 D) a těžkou (nad -6,0 D). Za výhodu lehké až střední myopie se může považovat schopnost naturálního vidění do blízka v presbyopickém věku. Myopie se obvykle objevuje ve školním věku a dioptrie se ustálí kolem 20. roku života. Tento typ myopie se nazývá stacionární, většinou u něho nejsou v oku přítomny žádné degenerativní změny a změna dioptrií souvisí s růstem oka. Nárůst myopie je vhodné pečlivě sledovat, protože při její rychlé progresi (zhoršení o několik dioptrií za rok) se může jednat o patologickou myopii, kdy může v oku docházet k degenerativním změnám cévnatky, sítnice nebo sklivce. Nebezpečím patologické myopie je rozpínání sítnice v periferii vlivem zvětšování velikost oka, tím dochází k poruše její výživy skrze kapiláry a vznikají degenerace na periferii sítnice. Dalším projevem této kaskády by byly sítnicové trhliny a následné odchlípení sítnice. [4; 5]



Obr. 1 Chod paprsků myopickým a hypermetropickým okem, upraveno podle [6]

1.2 Hypermetropie

Hypermetropie, též nazývaná dalekozrakost, je refrakční vada oka, při které se rovnoběžné paprsky vstupující do oka v akomodačním klidu protnou za sítnicí (viz obr. 1). U hypermetropie se daleký bod nachází v konečné vzdálenosti za okem a hodnota axiální refrakce je tedy kladná. Částečně nebo úplně je možno tuto vadu korigovat vlastním akomodačním úsilím, při delší snaze mohou nastat astenopické problémy jako např. slzení, únava, bolest očí, bolest hlavy a další. Pro dosažení správné korekce hypermetropie se použije nejsilnější spojná čočka, se kterou člověk vidí ještě ostře. Plná trvale nošená korekce by neměla činit žádné problémy, naopak odstraňuje astenopické potíže z nadměrné akomodační námahy.

Hypermetropie většinou vzniká nedostatečnou délkou oka, je to tedy hlavně vada osová. Dalšími příčinami vzniku mohou být nižší optická mohutnost oka (oploštění čočky nebo rohovky, abnormální index lomu optických prostředí oka). Příčiny se mohou i vzájemně kombinovat.

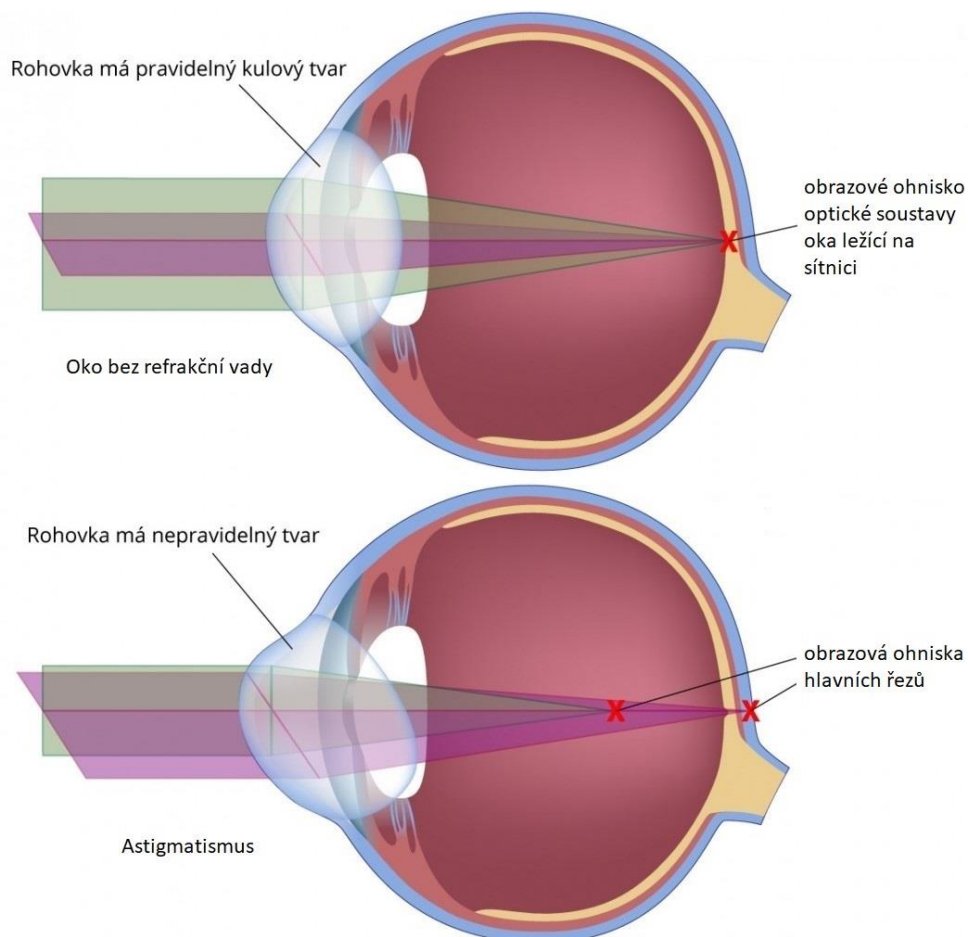
Hypermetropie má dvě složky: latentní a manifestní, jejich součet se nazývá totální hypermetropie. Latentní složka je část hypermetropie, která je vyrovnávána trvalým fyziologickým napětím ciliárního svalu. Manifestní složka je zjevná část hypermetropie, která se dále dělí na fakultativní a absolutní. Část hypermetropie, kterou jsme schopni korigovat zvýšeným napětím ciliárního svalu se nazývá fakultativní. Zbývající část, kterou už nejsme schopni akomodací korigovat se nazývá absolutní hypermetropie. [1; 4]

1.3 Astigmatismus

Astigmatismus je asférická refrakční vada. To znamená, že v různých meridiánech má oko různou lomivost. Vznik astigmatismu je nejčastěji dán asféricitou rohovky, kdy se jedná o vrozený astigmatismus. V průběhu života se dále vlivem tlaku víček na oko rohovka více zakřivuje ve svislém meridiánu. Nepravidelnosti v zakřivení rohovky se objevují po úrazech, operacích rohovky nebo rohovkových onemocněních. Další příčina vzniku astigmatismu nastává při nepravidelnosti lámavých ploch čočky, např. při decentraci čočky nebo změny indexu lomu čočky u katarakty. Třetí původ

vzniku astigmatismu se nazývá zbytkový, bývá většinou zanedbatelný a je dán malými nepravidelnostmi očního pozadí.

Astigmatismus se dělí na pravidelný a nepravidelný. U pravidelného astigmatismu existují dva meridiány, jeden s maximální lomivostí a druhý s minimální, tyto dva meridiány jsou na sebe kolmé. Rovnoběžné paprsky, procházející okem s pravidelným astigmatismem, se na sítnici neprotnou v jednom ohnisku, ale zobrazí se jako dvě úsečky na sebe kolmé, které neleží v téže rovině (viz obr. 2). Tento fakt způsobuje, že jedinec s pravidelnou astigmatickou vadou může v jedné rovině vnímat obraz ostře a v druhé rozmazaně. Proto může být častým projevem nekorigovaného pravidelného astigmatismu neschopnost rozpoznat kulaté znaky (např. C, O, G). U pravidelného astigmatismu většinou bývají hlavní meridiány v horizontální a ve vertikální rovině, podle pozice více lomivého meridiánu se astigmatismus dělí na přímý a nepřímý a na astigmatismus šikmých os. U přímého astigmatismu, který se též nazývá jako astigmatismus podle pravidla, je vertikální meridián více lomivý než horizontální. Naopak u nepřímého astigmatismu (tj. u astigmatismu proti pravidlu) je více lomivý horizontální meridián oproti vertikálnímu meridiánu. Pokud hlavní meridiány svírají s vodorovnou osou úhel přibližně 45° a 135° a nelze tedy určit, který z meridiánů je více lomivý, jedná se o astigmatismus šikmých os. Podrobnější rozbor klasifikace astigmatismu lze nalézt např. v knize [1]. Pravidelný astigmatismus lze plně korigovat sférocylindrickou korekcí. U nepravidelného astigmatismu je obraz zobrazován nepravidelně pokřivenými optickými plochami – je možné jej částečně korigovat sférocylindrickou čočkou. Pokud má astigmatismus pouze rohovkový původ, lze jej plně vykorigovat pevnou kontaktní čočkou. [1; 7]



Obr. 2 Chod paprsků okem bez refrakční vady a s astigmatismem, upraveno podle [6]

1.4 Presbyopie

Presbyopie je projevem fyziologické degenerace materiálu vlastní nitrooční čočky, popř. omezení funkčnosti dalších částí akomodačního aparátu. Vlivem stárnutí se snižuje pružnost čočky, která se podílí na změně její optické mohutnosti při přestřování z dálky na blízko, proto se postupně s narůstajícím věkem snižuje akomodační šíře a s tím narůstají problémy spojené se zrakovými úkony do blízka. První projevy, jako nutnost oddálit si text do větší vzdálenosti od očí, bolest hlavy při delší práci na blízko nebo únava očí, se začínají obvykle objevovat po 40. roce života. U každého jedince to nastane v jinou dobu, v závislosti na různých faktorech. Hlavním faktorem bývá refrakční vada na dálku. U lidí s hypermetropií se presbyopie projevuje dříve oproti lidem s myopií. I korigovaná hypermetropie má menší akomodační šíři, a když se ještě zmenší vlivem zhoršené elasticity čočky, nutnost brýlí na blízko se projeví dříve. Naopak za výhodu lehké až střední myopie v presbyopickém věku lze považovat schopnost čtení

do blízka bez jakékoliv korekce. Hodnoty dioptrií na dálku a přídavek do blízka se totiž navzájem vyruší. Standardním řešením presbyopie je plusový sférický přídavek ke korekci na dálku, tzv. adice. Pro správnou korekci do blízka je tedy důležité dostatečně přesně znát korekci do dálky. [1]

2. Objektivní refrakce

Při vyšetření zraku se většinou začíná s objektivním vyšetřením refrakce, které určí celkový optický refrakční stav oka. Objektivní refrakce patří mezi vyšetřovací metody, u kterých nejsme závislí na reakcích pacienta. Tato metoda má nezastupitelnou roli při zjišťování refrakce u osob, které nejsou schopny spolupracovat při subjektivní refrakci, např. děti nebo lidé s mentálním postižením. Jejím hlavním cílem je rychlé zjištění orientačních hodnot dioptrií u každého oka zvlášť. Tyto hodnoty mohou představovat orientační východisko pro určení subjektivní refrakce a urychlit tak její vyšetření. Subjektivní refrakce musí (je-li to možné) následovat vždy po objektivní refrakci, aby se dioptrie upravily s ohledem na jejich snášenlivost vyšetřovaným, popř. aby se odstranily další možné nežádoucí jevy, které souvisí zejména s navozením akomodace v případě využití autorefraktometrů, viz níže. [8]

V dnešní době je autorefraktometr nejběžnější přístroj pro určení objektivní refrakce. Tato zařízení pracují na různých principech. Měření je velmi rychlé, avšak nemusí být zcela přesné. Chyba, která při měření tímto přístrojem může nastat, je často způsobena zapojenou akomodací měřeného oka. Starší klasickou metodou pro vyšetření objektivní refrakce je skiaskopie. Zde je možné akomodaci lépe kontrolovat, z tohoto pohledu tedy mohou být výsledky méně zkreslené než u autorefraktometrů. Pro použití této metody je však nutná praktická zkušenost vyšetřujícího a výsledek závisí také na velikosti zornice a okolním osvětlení. Další metoda pro zjištění hodnot objektivní refrakce vychází ze stanovení deformací vlnoplochy optického vlnění po průchodu okem. Tato metoda umožňuje kromě klasických dioptrických vad (tzv. aberací nižších řádů) změřit i tzv. aberace vyšších řádů, které ale není možné plně korigovat klasickou brýlovou korekcí. Lze je však při stanovení korekce vhodně zohlednit a tím zlepšit kvalitu vidění. Na rozdíl od klasických autorefraktometrů obvykle využívá pro měření větší plochu zornice a může tak dosáhnout lepších výsledků. [8; 9; 10]

2.1 Autorefraktometrie

Autorefraktometry slouží k vyšetření objektivní refrakce a dodávají spolehlivá data, která jsou dobrým výchozím bodem pro subjektivní refrakci. Základní optická sestava všech typů autorefraktometrů se skládá z dráhy osvětlovacího paprsku a dráhy detekčně – pozorovacího paprsku. Dráha osvětlovacího paprsku se používá na osvětlení očního pozadí pacientova oka skrze zornici. Dopadající světelný paprsek je odražen a rozptýlen očním pozadím, poté opouští oko a je detekován a analyzován v detekčně-pozorovací dráze autorefraktometru za použití vhodných metod. Prakticky všechny autorefraktometry dostupné na trhu se od sebe liší pouze v implementovaných metodách měření. Ve všech ostatních aspektech se přístroje ve svém základním designu velice podobají. Všechny používají blízké infračervené záření (NIR = Near Infrared Light) a jsou vybaveny zařízeními pro kontrolu akomodace a fixace pacientova oka. Všechny autorefraktometry používají zařízení pro rychlé a bezpečné polohování přístroje a pro potlačení nežádoucích odrazů při měření. Metody měření autorefraktometrů jsou založené na známých principech jako obrazová analýza sítnicového obrazu (vyhodnocují ostrost a kvalitu obrazu na sítnici, od tohoto přístupu je dnes již upuštěno), Scheinerova metoda a metoda retinoskopie. [8; 11]

Jak již bylo zmíněno, k vyšetřování se využívá infračerveného záření, a to konkrétně o vlnových délkách 800-950 nm, které má ve srovnání s viditelným světlem několik výhod. Odrazivost očního pozadí ve spektrálním rozsahu NIR záření je přibližně 10x vyšší než v rozsahu viditelného světla. Oční média mají vyšší propustnost pro NIR oblasti, důsledkem toho je pro měření k dispozici větší intenzita světla. Další výhodou NIR záření při měření je eliminace reflexu zornice a přidružené akomodace, protože lidský optický systém je na toto záření necitlivý. Toto záření také nezpůsobuje oslnění vyšetřovaného. [8; 11]

Cílem měření je však určit refrakční stav oka ve viditelném světle, ne ve spektrálním rozsahu NIR. Z tohoto důvodu je potřeba vzít v úvahu vliv následujících faktorů:

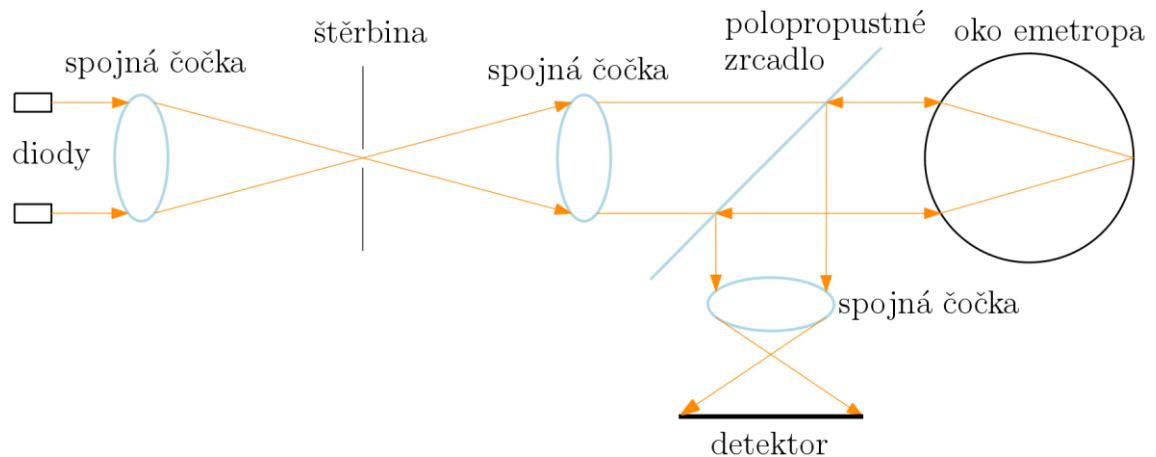
- disperze – index lomu optických medií oka pro NIR záření a viditelné světlo se liší, proto naměřená hodnota refrakce v NIR oblasti se může lišit o 0,7 – 1,0 D od skutečné refrakce ve viditelném světle a je nutné ji přepočítat,
- axiální poloha a rozšíření reflexu očního pozadí – NIR záření, na rozdíl od viditelného světla, dokáže kvůli nízké absorpci v pigmentovém epitelu sítnice proniknout hlouběji do tkáně sítnice až k cévnatce. V důsledku toho se odražený paprsek jeví více rozptýlený, než by se zdálo u viditelného světla. Axiální poloha reflexu očního pozadí je tedy oproti viditelnému světlu hůře definována, a navíc je jeho pozice axiálně posunuta směrem k cévnatce. Axiální posun je tedy nutné též zohlednit. [11]

Autorefraktometr má své limity, v některých případech může poskytnout nesprávné výsledky. Mezi situace, které vyšetřující nemůže ovlivnit, patří problémy s fixací pacienta nebo se stimulací proximální složky akomodace, příliš malý průměr zornice (menší než 2-3 mm), nadměrná ametropie (na hranici nebo mimo rozsah měření), podstatný rozptyl světla na rohovce či čočce (např. způsobené šedým zákalem), nepravidelnosti na povrchu rohovky (např. u degenerativního onemocnění, u keratokonu, po refrakční operaci) a anomálie fundu vedoucí ke špatnému reflexu fundu. Některé výše uvedené problémy jdou zmírnit pomocí následujících prvků, které se implementují do autorefraktometrů. Pro potlačení nežádoucích zrcadlových odrazů na optických mediích jsou dráhy osvětlovacího a pozorovacího paprsku odděleny buď děličem paprsku nebo za použití polarizátoru. Pro zabránění působení akomodace a zajištění správné (foveální) fixace je v autorefraktometru fixační obrázek, který pacient během měření sleduje. Tento fixační objekt je nastaven na vzdálenost dalekého bodu pomocí optické soustavy přístroje a umístěn na dráze optické osy osvětlovacího paprsku. Reflex očního pozadí je tedy generován ve foveální oblasti. [11; 12]

V současnosti je většina autorefraktometrů založena na principu tzv. Scheinerova pokusu, pro který je stěžejní Scheinerův disk se dvěma otvory, jejichž vzdálenost je menší než průměr zornice. V tomto pokusu dva parciální paprsky, které jsou vytvořeny světlem z nekonečně daleko umístěného zdroje, po průchodu Scheinerovým diskem projdou zornicí a vlivem očních medií jsou lomeny do ohniskové roviny oka. Ta leží v emetropickém oku (oko bez refrakční vady) na sítnici, kde se tedy

vytvoří jeden ostrý obraz pozorovaného zdroje. V myopickém oku se dílčí paprsky protínají před sítnicí a u hypermetropického oka za sítnicí, z tohoto důvodu se vždy u ametropického oka na sítnici vytvoří dva víceméně bodové obrazy. Scheinerův disk bývá v autorefraktometrech nahrazen dvěma NIR světelnými diodami opticky promítnutými do nekonečna (viz obr. 3). Diody svítí střídavě, aby bylo možné samostatně vyhodnotit pozici obrazu vytvořeného každou z diod. Pozice obrazů na sítnici je snímána a vyhodnocena detektorem. U ametropie detektor rozpozná na sítnici více světelných obrazů diod, které následně vhodným korekčním mechanismem v systému autorefraktometru sloučí do jednoho obrazu. Z této korekce je pak určena velikost refrakční vady. Pro stanovení hodnoty astigmatismu je nutné provést měření ve více řezech, čehož je docíleno synchronní rotací diod a detektoru. [8; 11]

Autorefraktometr Potec PRK – 5000, který byl použit při měření, poskytuje široký rozsah změřených dioptrií od -25,00 D do +22,00 D. Měří také zakřivení rohovky od 5,0 mm do 10,2 mm a vzdálenost zornic 10-85 mm. Pro měření tímto přístrojem je minimální možná šíře zornic 2,0 mm. [13]

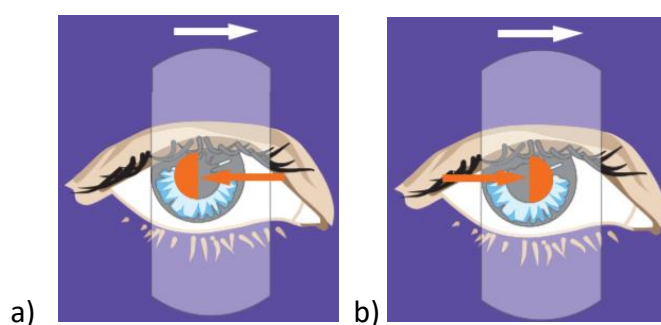


Obr. 3 Zjednodušené schéma popisující princip autorefraktometru pracujícího na základě Scheinerova pokusu (situace při vyšetření emetropického oka), upraveno podle [9]

2.2 Skiaskopie

Skiaskopie je technika pro určení refrakčního stavu oka a zjištění propustnosti optických prostředí. Vyšetřující svítí vyšetřovanému do oka rozbíhavým světelným svazkem, kterým pohybuje ze strany na stranu, a vyhodnocuje směr a rychlost pohybu odraženého světla od sítnice. Odraz světla od sítnice pozorovaný v zornici se nazývá červený reflex. Pozorování je nutné provádět ve směru osvitu – toho je dosaženo osvětlením oka pomocí zrcátka s otvorem, přes který se pozoruje, nebo osvětlením pomocí polopropustného zrcátka. Moderní elektrické skiaskopy představují zařízení, ve kterých je integrován divergentní světelný zdroj i odrazné zrcátko. Výhody skiaskopie jsou možnost dobré kontroly akomodace a cenová dostupnost přístroje. Nejběžnější typ skiaskopie je statická skiaskopie, kde je cílem eliminovat akomodaci a zjistit celkový refrakční stav oka. Další typy skiaskopie, jako Mohindrova skiaskopie nebo dynamická skiaskopie, slouží ke specifickým účelům a jsou popsány např. v publikaci [14]. [7; 8]

U statické skiaskopie probíhá měření v místnosti s tlumeným osvětlením, aby byl červený reflex dobře patrný. Vyšetřuje se každé oko zvlášť a během celého měření nevyšetřované oko sleduje optotyp vzdálený 5 nebo 6 metrů, aby se eliminovala akomodace. Vyšetřující vyšetřuje pravé oko pacienta svým pravým okem a levé oko zase svým levým okem. Vyšetřovací vzdálenost bývá obvykle 0,5 m.



Obr. 4 Červený reflex u skiaskopie při a) nesouhlasném pohybu b) souhlasném pohybu [2]

Skiaskopem (obr. 5) se pohybuje ve vertikálním směru tak, aby do oka vstupoval světelný paprsek pod různými úhly. Vzhledem k pohybu zdroje světla ze skiaskopu se pohybuje i červený reflex. Na jas, pohyb a rychlost pohybu červeného reflexu v zornici má vliv dioptrická vada oka, proto může mít červený reflex souhlasný a nesouhlasný

pohyb (viz obr. 4). Pokud se daleký bod oka (nebo soustavy oko-předřazená korekční čočka) nachází přímo v rovině skiaskopu, není pozorován pohyb reflexu, ale pouze jeho náhlé rozsvícení při vstupu osvětlovacího svazku do oka a zhasnutí při výstupu svazku z oka (tzv. neutrální reflex). U souhlasného červeného reflexu v zornici se jedná o hypermetropickou vadu nebo nízkou hodnotu myopické vady (daleký bod je za skiaskopem, popř. za vyšetřovaným okem). Nesouhlasný reflex značí myopickou vadu s dalekým bodem mezi okem a skiaskopem. Pro určení typu dioptrické vady se před oko přikládají korekční čočky (např. ve formě skiaskopické lišty, viz obr. 5), dokud není dosaženo neutrálního reflexu (při souhlasném pohybu je nutné předložit spojku, při nesouhlasném rozptylku). Výslednou hodnotu refrakce v daném řezu, který je dán rovinou pohybu osvětlovacího svazku, pak lze určit jako rozdíl hodnoty neutralizační předřazené čočky a převrácené absolutní hodnoty vzdálenosti skiaskopu od oka (pro 0,5 m tedy 2 D). Vyšetření probíhá ve čtyřech základních meridiánech (0°, 45°, 90°, 135°). Pokud je ve všech meridiánech stejný směr pohybu, jeho rychlost a jas, jedná se o sférickou vadu. Pokud jsou naopak v některém meridiánu parametry reflexu odlišné, jedná se o astigmatismus. Pomocí otáčení roviny pohybu osvětlovacího svazku lze najít hlavní řezy astigmatismu (v hlavních řezech se osvětlovací svazek i reflex pohybují v téže rovině, zatímco mimo hlavní řezy je tomu jinak). Výslednou korekci lze stanovit například tak, že se následně určí refrakce v obou hlavních řezech a přepočítá se na sférocylickou korekci. [2; 8]

Podrobnější informace o skiaskopu a skiaskopii naleznete v literatuře [8] na stranách 61–66.



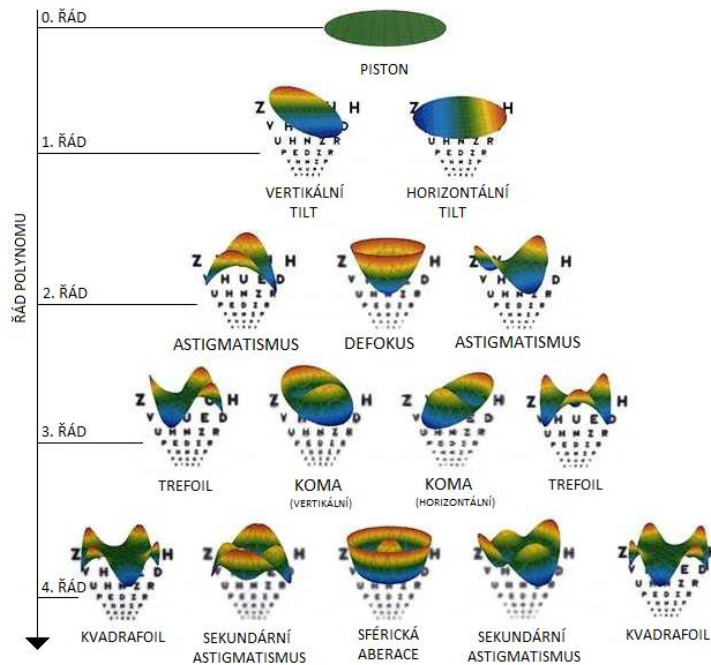
Obr. 5 Elektrický skiaskop a skiaskopické lišty [15]

2.3 Aberometrie

Aberometrie mapuje aberace (vady) sledované optické soustavy na základě deformací vlnoplochy monochromatického optického vlnění po průchodu touto soustavou. Analýzou deformací vlnoplochy lze určit jednotlivé optické vady pozorované optické soustavy včetně stanovení sférické a cylindrické složky, viz níže. Nejprve je ale nutné vlnoplochu vhodně detekovat. Za tímto účelem se v praxi využívají hlavně dvě skupiny metod: interferometrické a tzv. gradientní. Interferometrické metody dovolují experimentálně určit deformaci testované vlnoplochy vůči specifikované referenční vlnoploše. Interferometry jsou většinou složitá a finančně náročná zařízení. Naopak gradientní metody jsou jednodušší a méně finančně náročné. Tvar detekované vlnoplochy je vypočten na základě zjištěného gradientu vlnového pole, které je testovanou optickou soustavou deformováno. Na tomto principu pracuje řada různých aberometrů, přičemž některé vychází z obrazu vytvořeného na sítnici (např. laser ray tracing aberometr, Tscherningův aberometr), jiné naopak využívají přímo vlnoplochu vystupující ven z oka, tzv. výstupní reflexní aberometry (typickým zástupcem je Shack-Hartmannův aberometr). Při měření je nutné brát v úvahu stejně jako u ostatních přístrojových měření možnost vzniku přístrojové myopie, pokud se před měřením neaplikovaly cykloplegika. [16; 17]

Vlnové aberace se obvykle popisují pomocí tzv. Zernikeho polynomů. Jedná se o soustavu specifických navzájem nezávislých ortogonálních (popř. ortonormálních) matematických funkcí dvou proměnných, na které lze detekovanou vlnoplochu jednoznačně rozložit. Jednotlivým polynomům lze přiřadit jednotlivé optické aberace soustavy. Váhové koeficienty, přiřazené polynomům v tomto rozkladu, odpovídají míře zastoupení příslušných aberací. V tomto systému se aberace dělí podle tzv. řádu. Přehledné grafické znázornění vlnových aberací od nultého do čtvrtého řádu reprezentuje tzv. Zernikeho pyramida na obr. 6. Hranici mezi aberacemi nižšího řádu, které odpovídají běžným dioptrickým vadám (astigmatismu a sférické vadě, zde označované jako defokus), a aberacemi vyššího řádu, tvoří druhý řád Zernikeho pyramidy. Aberace druhého řádu lze plně korigovat brýlemi nebo kontaktními čočkami. Aberace vyšších řádů (HOA – Higher Order Aberration) lze pouze zohlednit, ale plně je vykorigovat brýlovou korekcí není možné. Vliv HOA na vidění roste s velikostí

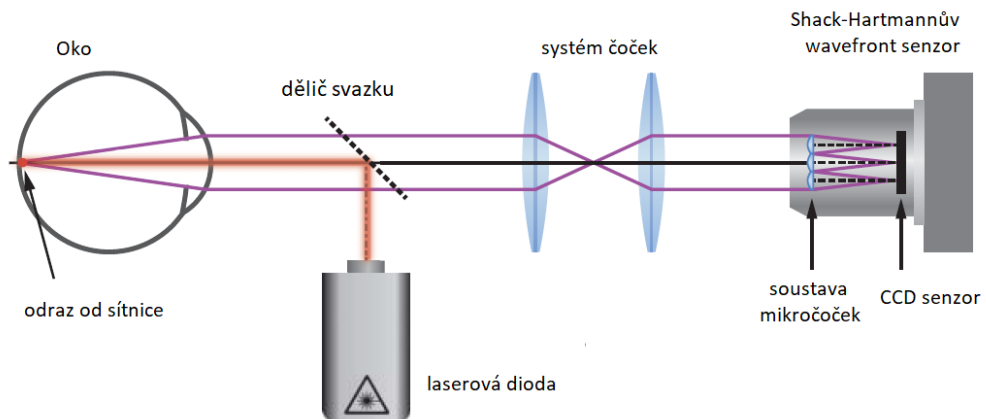
pupily – při malé vstupní pupile jsou dostatečně eliminovány paprsky z periferie, a zobrazení je realizováno pouze centrální částí optických ploch, kde jsou vady obvykle minimální.



Obr. 6 Zernikeho pyramida, upraveno podle [18]

2.3.1 Shack-Hartmannův (S-H) aberometr

Pro měření aberací vyšších řádů je v klinické praxi nejpoužívanějším přístrojem S-H aberometr, který funguje na principu vyhodnocení odražené vlnoplochy. Aberometr se skládá ze zdroje světla (superluminiscenční diody), detektoru (S-H senzoru), záznamového a vyhodnocovacího zařízení (viz obr. 7). [11; 19]



Obr. 7 Shack-Hartmannův wavefront aberometr, upraveno podle [11]

Princip S-H aberometru

S-H wavefront senzor se skládá ze dvourozměrné matice mikročoček a CCD kamery. Povrch CCD snímače je umístěn ve společné ohniskové rovině mikročoček. Vstupní pupila pacienta je zobrazena na přední ploše mikročoček. Soustava mikročoček se skládá z několika set identických, obvykle plan-konvexních čoček. Jednotlivé čočky mají průměr přibližně 100-600 μm a ohniskové délky obvykle několik mm. Každá mikročočka zobrazuje jen malou část celé vlnoplochy, která je lokálně +považována za rovinnou. Tato malá část vlnoplochy je poté zaostřena na čip CCD kamery jako difrakčně omezený bod. [11; 19; 17]

Při měření se diodovým laserem vysílá do oka světelný paprsek, který je fokusován na sítnici. Po odrazu od sítnice prochází skrz optická média oka a pod jejich vlivem se odkloňuje od původního směru a dopadá na soustavu mikročoček. V ideálním případě bezvadného oka by z oka vycházela rovinná vlnoplocha a její element zobrazený mikročočkou by se pak zobrazil přímo do jejího ohniska. Vlivem nepravidelnosti očních médií se ale vlnoplocha deformuje a obraz jejích dílčích elementů se pak podle sklonu elementu odchyluje od ohniska. Z rozdílu obrazu v ideálním a reálném případě, určeném na základě jejich detekce CCD detektorem, je pak stanoven sklon vlnoplochy v daném bodě. Měření většinou probíhá vícekrát, vždy pro různé šířky zornic. [11]

Nevýhoda S-H metody se projevuje při velké změně gradientu vlnoplochy. V takovém případě se na jednom místě CCD senzoru mohou vyskytovat stopy z různých částí měřené vlnoplochy. Tento problém výrazně omezuje rozsah měření. [17]

2.3.2 Laser ray tracing aberometr

Laser ray tracing aberometr je založený na sledování průchodu laserového paprsku okem a jeho obrazu na sítnici. Kolimovaný infračervený laserový paprsek o průměru přibližně 0,3 mm postupně vstupuje do oka rovnoběžně s optickou osou oka v různých místech zornice. V případě ideálního oka bez aberací tento testovací paprsek vždy protne sítnici ve stejné bodě (v ohnisku) bez ohledu na to, kde vstupuje do zornice. V oku s aberacemi jsou souběžné paprsky různě zakřiveny podle jejich vstupní pozice, tudíž můžeme pozorovat specifický vzorec odrazů od očního pozadí. Tento obrazec se nazývá spot diagram a je zaznamenán CCD kamerou. Během analýzy je výchylka v každé

pozici srovnána s referenčním paprskem, tato data potom umožní výpočet lokálního sklonu vlnoplochy a totální aberace v oku.

Laser ray tracing aberometr má velký dynamický rozsah, protože každý bod je detekován a analyzován zvlášť. Na druhou stranu tento přístup detekce každého paprsku zvlášť zpomaluje měření oproti paralelnímu vyhodnocení všech možných směrů, jako je tomu např. u níže zmíněného Tscherningova aberometru. Kvůli tomu je tato metoda mnohem citlivější na pohyb oka v průběhu měření. [11]

2.3.3 Tscherningův aberometr

Tscherningův aberometr promítá na sítnici světelnou bodovou masku, přičemž jsou příslušné paprsky po odrazu od sítnice detekovány CCD kamerou a vypočítává se jejich odchylka od původních bodů masky. Přes masku tvořenou malými, téměř bodovými otvory, se zobrazuje expandovaný kolimovaný laserový paprsek pomocí aberoskopické čočky do roviny těsně před sítnicí. Body na sítnici jsou potom zobrazeny na povrch senzoru CCD kamery pomocí oftalmoskopické čočky. Na základě zjištěné odchylky odražených paprsků od původních bodů se stanoví gradient vlnoplochy a z něj její tvar. [11; 16]

Tscherningův aberometr umožňuje paralelní zpracování všech sítnicových bodů, měření je tedy rychlejší a méně citlivé na pohyby oka v porovnání s laser ray tracing aberometrem. [11]

3. Subjektivní refrakce

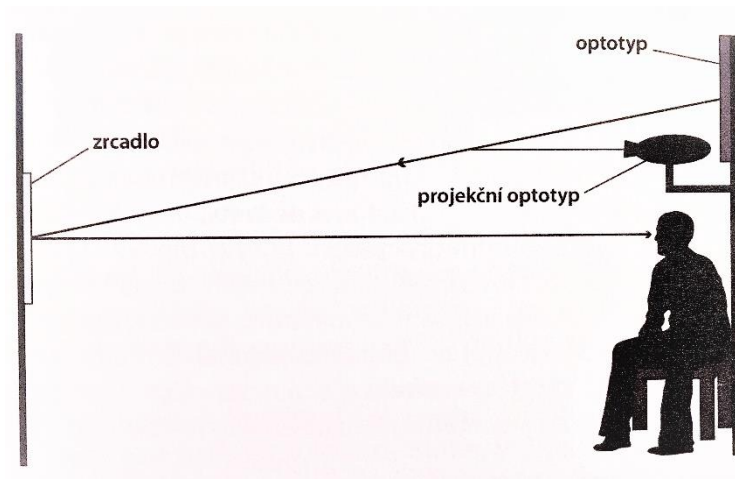
Pro tuto metodu stanovení dioptrické vady je důležitá spolupráce vyšetřovaného, výsledek je přímo závislý na jeho reakcích. Při měření se vyšetřovanému vkládají do zkušební obruby před oči zkušební čočky, přičemž vyšetřovaný odpovídá na kladené otázky stran změn či kvality vidění. Nejprve se vyšetřuje každé oko zvlášť, začíná se obvykle pravým okem, poté se stanovené hodnoty upraví za binokulárních podmínek. Úvodním krokem je stanovení centrální zrakové ostrosti, ze které je možné při odhadu korekčních čoček vycházet. Centrální zraková ostrost je také obvykle stěžejním parametrem, podle kterého posuzujeme kvalitu vidění s danou korekcí. Dále monokulární vyšetření zahrnuje stanovení nejlepší sférické korekce (popř. dokorekce) a korekci (nebo dokorekci) astigmatismu nejlépe metodou zkřížených cylindrů. Za konečnou hodnotu dioptrií se považuje až výsledek po binokulární úpravě, která umožní nejkomfortnější vidění oběma očima zároveň. [2; 5]

3.1 Vyšetření centrální zrakové ostrosti

Zraková ostrost je dána rozlišovací schopností sítnice (rozložením fotoreceptorů) a refrakčním stavem oka. Obvykle ji charakterizujeme pomocí rozlišovací meze oka. Rozlišovací mezí oka (minimum separabile) se označuje nejmenší úhlová vzdálenost dvou bodů o stejném kontrastu a jasů, které oko dokáže jako dva různé body ještě rozlišit. Tuto vzdálenost označujeme jako minimální úhlové rozlišení (*MAR*). Z fyziologického hlediska je pro rozlišení dvou bodů nutné, aby jejich obrazy na sítnici byly odděleny minimálně jedním čípkem. Tomu přibližně odpovídá hodnota $MAR = 1'$, která je též považována za referenční hodnotu při posuzování zrakové ostrosti. Nejlepšího rozlišení je za denních podmínek dosaženo, dopadá-li obraz do centrální části sítnice, kde se nachází žlutá skvrna, v jejímž středu je fovea. Důvodem je největší hustota světlocitlivých buněk (čípků). Směrem do periferie, kde jsou od sebe světlocitlivé buňky více vzdálené, zraková ostrost klesá. Centrální zraková ostrost se mimo parametru *MAR* v klinické praxi též popisuje veličinou vízus *V*, která je definována jako podíl jedné úhlové minuty a minimálního úhlového rozlišení (v úhlových minutách), $V = 1'/MAR$. [1; 20]

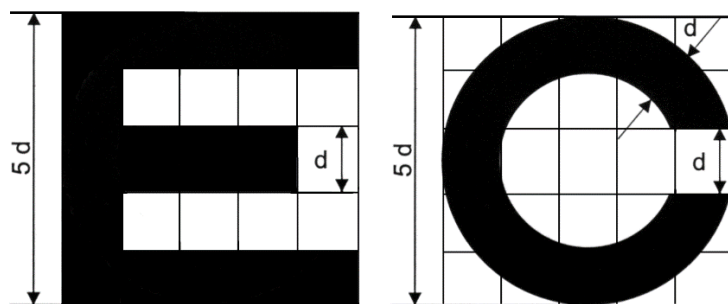
Pro vyšetřování zrakové ostrosti do dálky, která je důležitá při vyšetřování refrakce, se používají optotypy. Optotypy jsou standardizované tabulky složené

ze soustavy znaků uspořádané do řádků o stejné velikosti, přičemž velikost řádků postupně klesá. Optotypy jsou typicky umístěny ve vzdálenosti 5 nebo 6 metrů od pacienta. Akomodační stav oka je při této vzdálenosti minimální (prakticky je menší než 0,25 D) a tuto vzdálenost je tedy možné považovat pro účely vyšetřování za ekvivalentní nekonečnu. Dá se také použít zrcadlová verze optotypů, kdy naproti optotypu dáme zrcadlo, ze kterého bude pacient číst odražené znaky (viz obr. 8). Výhodou této verze jsou menší prostorové nároky na vyšetřovací stanoviště při zachování potřebné optické vzdálenosti vyšetřovaného od testu. Centrální zraková ostrost se obvykle vyšetřuje za obvyklého denního osvětlení a při vysokém kontrastu černých znaků na bílém pozadí. [20; 21; 22]



Obr. 8 Zrcadlové uspořádání při vyšetření subjektivní refrakce [10]

Zraková ostrost je stanovena podle nejmenšího řádku optotypu, který je ještě okem rozlišen. Řádek se považuje za rozlišený, pokud je přečteno alespoň 60 % jeho znaků (jedná se o tzv. celořádkový vízus). V tom případě předpokládáme, že vyšetřovaný rozliší detaily jednotlivých znaků, které u klasické konstrukce podle Snella činí 1/5 výšky znaku (viz obr. 9). *MAR* tedy odpovídá úhlové velikosti detailu znaku. Z *MAR* pak lze stanovit příslušný vízus *V*, viz výše. Pokud je znak viděn pod úhlem 5', je $MAR = 1'$ a $V = 1$. [20; 21]



Obr. 9 Pflügerův hák a Landoltův kruh, vzdálenost d je detail znaku, $5 d$ je výška celého znaku, upraveno podle [10]

Znaky používané pro optotypy jsou obvykle velká písmena latinské abecedy. Optimální je, pokud mají všechna písmena stejnou nebo podobnou čitelnost (např. D, E, F, H, N, P, R, U, V a Z). Znaky bývají obvykle vepsány do rastru 5x5 (např. Sloan letters, Pflügerovy háky a Landoltovy kruhy) nebo do rastru 5x4 (např. British letters). Mimo písmena se používají též tzv. Pflügerovy háky a Landoltovy kruhy (viz obr. 9), které jsou vhodné pro vyšetření zrakové ostrosti tam, kde není možné využít rozeznání písmene (např. u analfabetů či dětí). Pro vyšetření zrakové ostrosti dětí jsou také vhodné speciální dětské optotypy, které využívají různé obrázky z dětského světa nebo jednoduché tvary, např. kolo, domeček, klíče, jablko. [8; 22; 23]

Při uspořádání znaků v optotypech je vhodné dodržovat určité zásady, které vycházejí z fyziologie zrakového vnímání, jinak může být výsledek zkreslen. Jedním z těchto efektů je tzv. crowding fenomén. Jedná se o jev, který má negativní vliv na rozlišitelnost znaku, pokud jsou v jeho těsné blízkosti jiné znaky. Aby se tomuto jevu předešlo, musí být vzdálenost mezi znaky větší, než je jejich šířka a vzdálenost jednotlivých řádků musí odpovídat výšce znaků na menším řádku. Aby byla dodržena stejná přesnost měření zrakové ostrosti na všech testovaných úrovních, je také třeba, aby každý řádek obsahoval stejný počet znaků (obvykle 5). Důležité je též odstupňování velikosti řádků. Mezi obvyklé stupňování patří změna ve vízu o 0,1 (tzv. aritmetická posloupnost $V = 0,1; 0,2; 0,3; \dots; 2,0$), změna logaritmu MAR (tzv. $\log MAR$) o 0,1 (tzv. logaritmičká posloupnost, $V = 0,1; 0,125; 0,16; 0,2; 0,25; \dots; 2,0$) nebo empirické stupňování dle Snella ($V = 0,1; 0,16; 0,25; 0,33; \dots; 2,0$). Fyziologii lidského vnímání, tzv. Weber-Fechnerovu zákonu, který říká, že pokud se podnět zesiluje geometrickou řadou, vjem se zesiluje řadou aritmetickou, nejlépe odpovídá logaritmičká posloupnost.

Optotypů je více typů, ale téměř vždy se jedná o černý (vysoce kontrastní) text na bílém pozadí o dostatečném (denním) jas. Optotypy mohou být papírové, podsvícené, projekční nebo LCD optotypy. [1; 8; 9; 22]

3.2 Vyšetření refrakční vady

K vyšetření subjektivní refrakce je zapotřebí sada zkušebních čoček – sférické spojné a rozptylné čočky, kladné a záporné plancylindrické čočky. Běžný rozsah zkušebních čoček bývá u sférických čoček $\pm 20,0$ D (od $\pm 0,25$ D do $\pm 4,0$ D rozsah po $0,25$ D krocích; od $\pm 4,0$ D do $\pm 8,0$ D rozsah po $0,5$ D krocích a od $\pm 8,0$ D do $\pm 20,0$ D rozsah po $1,0$ D krocích), u plancylindrických čoček $\pm 6,0$ D. Zkušební sada by měla také obsahovat okluzní clony, stenopeické clony, centrovací kříže a Jacksonovy zkřížené cylindry. Zkušební čočky se při subjektivní refrakci vkládají do zkušební obruby, kterou je možné nastavit podle anatomických proporcí hlavy každého vyšetřovaného (pupilární distance, výška očí vzhledem ke zkušební obrubě, inklinace zkušební obruby). [10]

Při měření subjektivní refrakce se často vychází z původních hodnot brýlí nebo z výsledků objektivní refrakce. Měření začíná pro každé oko zvlášť a vyšetření probíhá za přirozeného osvětlení. Při obvyklém postupu se po zjištění vízu bez korekce (a případně s původní korekcí) nejprve stanoví nejlepší sférická korekce (popř. nejlepší sférická dokorekce ke stávající korekci) a následně se metodou obvykle zkřížených cylindrů stanoví astigmatická korekce. Součástí subjektivní refrakce je také binokulární vyvážení (viz kapitola 3.2.3), kontrola vidění na blízkou vzdálenost a případně také stanovení korekce na blízko (viz kapitola 3.2.4). [1]

3.2.1 Stanovení sférické korekce

Stanovení sférické korekce je možné provést dvěma způsoby. Nejobvyklejším je metoda nejsilnější spojky a nejslabší rozptylky. U mladých hypermetropů nebo u vyšších hodnot hypermetropické vady může být výhodnější použít zamlžovací metodu, při které je možné lépe uvolnit akomodaci, což u mladých hypermetropů či hypermetropů s vyšší dioptrickou vadou může být problém. Tento problém vzniká z nadměrné akomodace při pohledu do dálky i do blízka, na kterou je hypermetrop zvyklý. [7]

U **metody nejsilnější spojky a nejslabší rozptylky** se snažíme dosáhnout co nejlepší zrakové ostroty s nejsilnější možnou spojkou nebo s nejslabší možnou rozptylkou. Při volbě lámavosti zkušebních čoček předkládaných před oko je možné se řídit vízem (při hodnotě nad 0,5 se volí 0,25 D, s klesajícím vízem pak vyšší hodnoty). Vyšetření vždy začíná předložením spojné čočky, aby se minimalizovala možnost aktivace akomodace. Při předložení spojné čočky je vyšetřovaný tázán, zda se vidění zhoršilo nebo zůstalo stejné. Podle odpovědi vyšetřovaného se pokračuje v refrakci dvěma způsoby:

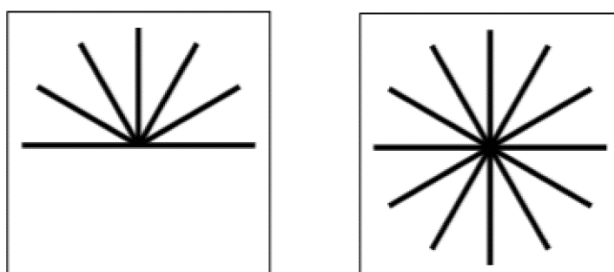
- 1) Pokud čočka zhoršila vidění, může se přejít k testování rozptylkou (o hodnotě vždy odpovídající aktuálnímu vízu). Předloženou rozptylku, která prokazatelně zlepšila vidění, následně připočteme k již vložené korekci. Vjem menších a černějších znaků může svědčit o překorigování. Při výměně čoček před okem (např. při nahrazení více korekčních čoček jedinou čočkou) je nutné všechny měněné čočky vytáhnout a následně nahradit novou.
- 2) Jestliže po předložení spojky zůstalo vidění stejné nebo se dokonce zlepšilo, pokračujeme v předkládání spojných čoček, dokud nedojde ke zhoršení vízu. Předloženou spojkou, se kterou se vízus ještě nezhoršil, následně přičteme k již vložené korekci. Při výměně spojky před okem (např. při nahrazení více korekčních čoček jedinou čočkou) je nutné, aby součet všech spojných čoček během procesu neklesl pod již dosaženou hodnotu (její překročení však nevede) – nejprve se tedy vloží nová čočka a teprve pak se odstraní původní. V opačném případě by mohlo dojít k nežádoucímu navození akomodace. [1; 2]

Zamlžovací metoda se používá obvykle pouze u hypermetropů a jejím cílem je uvolnit akomodační úsilí vyšetřovaného a oko myopizovat. Proto se předloží před oko spojná čočka o takové hodnotě, která výrazně (o několik řádků) sníží vízus měřeného oka. Pro ověření, zda je akomodace dostatečně uvolněná, je možné nechat vyšetřovaného s touto čočkou nějakou dobu sledovat optotyp. Pokud se vidění opět doostří, hodnota čočky se navýší. Následně se tato zamlžovací čočka postupně zeslabuje předkládáním -0,25 D, dokud se vidění zlepšuje. Při výměně spojky je nutné nejprve vložit novou hodnotu a teprve poté odstranit původní čočku (čočky). [1; 2]

3.2.2 Stanovení cylindrické korekce

Před vyšetřením astigmatismu musí být stanovena nejlepší sféra, tzn. kroužek nejmenšího rozptylu je na sítnici. Pro určení osy a síly astigmatismu je možné použít dvě různé metody. První se nazývá zamlžovací metoda a druhá metoda zkřížených cylindrů, která je v praxi běžnější. U obou metod se přidávají další čočky do obruby ke stávající nejlepší sférické korekci a měří se opět monokulárně.

Zamlžovací metoda je vhodná pro měření vyšších hodnot astigmatismu (více než 2 D). Jako optotypový znak pro zamlžovací metodu se používá tzv. astigmatický vějíř, příp. růžice (viz obr.10).



Obr. 10 Astigmatický vějíř a astigmatická růžice [7]

Do zkušební obruby se vloží spojná čočka, která kompletně rozmaže vidění. Poté se postupně odmlžuje rozptylnou čočkou, dokud jeden směr (čára na testu) není viděn ostřeji než ostatní. Následně se záporná korekční cylindrická čočka vloží do zkušební obruby kolmo na nejostřeji viděný směr testu. Potom se hodnota této čočky zesiluje, dokud se všechny směry nezačnou jevit stejně kontrastně a ostře. Pokud se na testu zvýrazní úsečka kolmá na původně ostře viděnou úsečku, je již korekce příliš silná a je nutné ji mírně zeslabit. Drobnou dokorekci osy vloženého cylindru je vhodné provádět na kulatém znaku optotypu tak, že se otáčí s korekčním cylindrem do každé strany, dokud se zřetelně nerozmaže vidění – vhodná osa je uprostřed tohoto intervalu. Po stanovení korekčního cylindru a upřesnění jeho osy se na běžném optotypu provede dokorekce sférické části korekce metodou nejsilnější spojky a nejslabší rozptylky. Je vhodné osu i sílu nakonec zkontrolovat metodou zkřížených cylindrů. [8; 24]

Metoda zkřížených cylindrů je velice přesná. Využívá Jacksonův zkřížený cylindr (JZC), což je optická zkušební pomůcka, která je tvořena dvěma plancylindry, které jsou vzájemně kolmé. Na cylindrech jsou tečkami označeny osy rozptylného a spojného

cylindru. Tyto cylindry jsou vsazeny do kulaté objímky s držátkem v polovině mezi směry os cylindrů (viz obr. 11). Používá se pro subjektivní zjištění osy a síly astigmatismu. Bývají dostupné v hodnotách $\pm 0,25$ D, $\pm 0,5$ D a $\pm 1,0$ D. Vhodný optotyp pro vyšetřování je speciální sféricky symetrický test (viz obr. 12), kulaté znaky nebo Landoltovy kruhy. Při korekci se orientujeme podle pozice osy záporného cylindru a využíváme pouze záporné korekční cylindry. [8; 10]



Obr. 11 Jacksonův zkřížený cylindr



Obr. 12 Test pro zkřížené cylindry [25]

Hodnotu JZC určuje vízus vyšetřovaného oka se vsazenou nejlepší sférou. Standardně se používá JZC $\pm 0,25$ D, ovšem pokud je vízus nižší než 0,5 musí se použít jeho silnější varianta ($\pm 0,5$ D nebo $\pm 1,0$ D). Nejprve se vyšetřovanému představí test a vysvětlí se mu průběh měření. Vyšetřovanému bude test představen vždy při dvou pozicích zkříženého cylindru a on musí určit, kdy test vidí lépe, popř. může být vjem stejný. Začíná se stanovením předběžné osy cylindru, kdy se JZC předkládá před oko tak, aby záporná osa cylindru byla v poloze 90° a 180° a poté 45° a 135° . Pokud je vjem testu ve všech případech stejný, není astigmatismus přítomen. V opačném případě podle pozice záporné osy JZC při lepším vjemu odhadneme osu záporného korekčního cylindru, který vložíme do obruby (lámavost se volí dle vízu, při hodnotách kolem $V = 1$ volíme $-0,25$ D). Následně otáčíme JZC s rukojetí v ose korekčního cylindru, a podle odpovědi vyšetřovaného upravujeme jeho osu, přičemž směrodatný je opět směr záporné osy JZC, při kterém byl vjem testu lepší. Síla korekčního cylindru se pak upraví předložením JZC se zápornou osou do osy korekčního cylindru a kolmo k jeho ose (lepší vjem testu v prvním případě odpovídá zesílení, v druhém případě zeslabení cylindru). Při změně korekčního cylindru je nutné upravit hodnotu vložené sféry o polovinu této změny, ale v opačném směru. Při zesílení je nutné nejprve provést úpravu sféry. Úpravu osy i síly vždy provádíme tak dlouho, dokud není vjem testu v obou pozicích JZC stejný. Po úpravě síly je vždy vhodné zkontrolovat osu. [8; 24]

Monokulární sférocylická refrakce končí jemným sférickým dokorigováním, kdy se znovu přiloží před zkušební obrubu +0,25 D (což by mělo mírně zhoršit vidění) a následně -0,25 D (což by už nemělo vidění zlepšovat). Každý snáší nové dioptrie jiným způsobem, proto je potřeba ke každému jednotlivci přistupovat individuálně. Např. děti a mladiství si na novou plnou korekci zvykají lépe než dospělí. U těch je někdy potřeba dioptrie navyšovat postupně, zvláště u cylindrů. Někteří si na cylindrickou korekci nezvyknou vůbec, což může být způsobené zkreslením obrazu a změnou jeho velikosti vlivem korekce astigmatismu. V takovém případě se zvolí střední cesta mezi zrakovou ostrostí a pohodlným viděním. [1; 2]

3.2.3 Binokulární vyvážení

Binokulární vyvážení následuje po plné monokulární sférocylické korekci a je posledním krokem v subjektivní refrakci. Jedná se o jemnou sférickou úpravu, která má za cíl navodit rovnovážný akomodační stav obou očí. Příčinou nerovnováhy může být např. zakrytí druhého oka při monokulární korekci, které stimuluje akomodaci. Cílem je, aby obě oči při pohledu do dálky byly bez akomodace a při pohledu do blízka měly stejnou akomodaci. Pokud akomodace chybí (např. při pseudofakii), není přítomno binokulární vidění (např. při strabismu) nebo pokud se vízus obou očí zřetelně liší, není nutné nebo ani možné vyvážení provádět. Základem je oddělení vjemu obou očí. Je více možností, jak se binokulární měření provádí, např. pomocí tzv. polarizovaného dvojřádkového (popř. červeno-zeleného) testu nebo Humphrissovou zamlžovací metodou. [7]

Mezi nejjednodušší, ale přitom efektivní metody, patří zmíněná Humphrissova zamlžovací metoda, která je též použita v experimentální části práce. Používá se klasický optotyp s písmeny. Jedno oko se zamlží předřazením čočky o hodnotě +0,75 D, čímž se vidění zamlží a vízus zhorší alespoň o jeden nebo dva řádky. Při sledování optotypu oběma očima se následně provádí jemné sférické dokorigování nezamlženého oka pomocí $\pm 0,25$ D. Humphrissova metoda se provede postupně na obou očích. [7; 8]

3.2.4 Stanovení presbyopické adice

Člověk v presbyopickém věku může pociťovat problémy na bližší vzdálenost. Proto po dokončení subjektivní refrakce na dálku se překontroluje také blízká vzdálenost. Korekce do blízka se nejčastěji určuje na Jaegerových čtecích tabulkách ze vzdálenosti 30-40 cm. Tyto tabulky mají různé varianty a velikosti znaků, avšak nejsou standardizovány, proto se při porovnávání vízu na blízko v čase musí používat vždy stejná tabulka. Při vyšetření se ke korekci na dálku binokulárně přidává přídavek na blízko (adice). Před oběma očima se postupně zesiluje hodnota adice, dokud se vidění zlepšuje. Přitom výchozí hodnota se stanoví obvykle na základě předchozí korekce nebo z údajů o věku a pracovní vzdálenosti (viz tabulka č. 1). Kontrola, zda je hodnota adice správná, se provede binokulárním předsazením $-0,25\text{ D}$ (kdy by se vidění mělo zhoršit) a $+0,25\text{ D}$ (kdy by se vidění již nemělo zlepšit). [2; 5]

Tabulka č. 1 Hodnoty adice podle věku a pracovní vzdálenosti [7]

Věk	Adice / D	
	Pro 33 cm	Pro 40 cm
45	+1,25	+0,75
50	+1,75	+1,25
55	+2,25	+1,75
60 a více let	+2,50	+2,00

Dále je vhodné zkontrolovat interval ostrého vidění, což je prostor, kde vyšetřovaný uvidí ostře s dioptriemi určenými na blízko. Pracovní vzdálenost, kterou bude nejčastěji používat, by měla být zhruba v 1/3 tohoto intervalu (blíže k oku). [2; 5]

4. Přístroj EyeQue Personal Vision Tracker (PVT)

EyeQue Personal Vision Tracker (viz obr. 13 a 14) je přístroj pro samovyšetření monokulární refrakce, který využívá světlo z obrazovky chytrého telefonu. EyeQue PVT má tři hlavní prvky – miniscope EyeQue (EQ100), kompatibilní chytrý telefon a aplikaci myEyeQue na mobilu.



Obr. 13 EyeQue PVT



Obr. 14 EyeQue PVT připevněný na mobilu

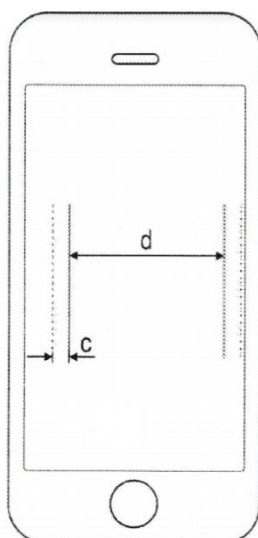
EyeQue PVT ve spojení s miniscopem a mobilní aplikací provede uživatele interaktivním měřením, které odhaduje refrakční vadu uživatele. Výsledky se nahrávají do zabezpečeného prostředí na cloudu, kde jsou uloženy a zpracovány. Miniscope EQ100 je přenosný, nevyžaduje elektrické připojení a jeho výrobní cena je mnohem nižší než standardní přístroje pro měření refrakce, jako jsou autorefraktometry a foroptery. Nevýhodou je nutnost kompatibility aplikace myEyeQue s mobilním telefonem. EyeQue PVT vyžaduje zobrazení s vysokým rozlišením, aby mohl fungovat dobře (s roztečí pixelů 0,07 mm nebo menší), proto měření přístrojem EyeQue PVT nefunguje na všech mobilních telefonech. Tabulka č. 2 ukazuje kompatibilní chytré telefony pro tuto aplikaci. [26; 27]

Tabulka č. 2 Kompatibilní chytré telefony s aplikací myEyeQue [27]

Operační systém IOS	Operační systém Android	
iPhone 5 / 5s / SE	Samsung Galaxy S4 a novější	Xperia Z3, Z5
iPhone 6 / 6s / 6s plus	Motorola G4 a novější	HTC 10
iPhone 7 / 7 plus	LG G3 a novější	Redmi Note 3 a novější
iPhone 8 / 8 plus	Honor 5X, 6X, 8	Nexus 5 / 5X / 6 / 6P
iPhone X / Xs / Xs Max	Huawei P9 a novější	Google Pixels / XL / 2 / 2XL

4.1 Charakteristika přístroje EyeQue PVT

EyeQue miniscope je optické zařízení, které využívá inverzního principu Shack-Hartmannova senzoru. V případě klasického využití Shack-Hartmannova senzoru při vyšetření optické soustavy oka, které popisuje kapitola 2.3.1, se vlnoplocha vycházející z oka zobrazí na detektor pomocí matice mikročoček. Následná analýza pak vychází z detekované polohy jednotlivých bodových obrazů vytvořených v ohniskové rovině mikročoček. V inverzním případě se postupuje obráceně – oko sleduje systém bodů přes vhodnou optickou soustavu (tvořenou mikročočkami, v jejichž ohniskové rovině sledovaný systém leží, popř. přes další pomocný optický systém). Následně je upravována vzájemná poloha sledovaných bodů, dokud na sítnici nedojde k jejich zobrazení do jednoho bodu. Z pozice bodů a ohniskové vzdálenosti mikročoček (a popř. z dalších vlastností pomocné optické soustavy) lze následně určit optické parametry oka. Miniscope může měřit dioptrie v rozsahu sférických hodnot od +8 D do -10 D, cylindrických hodnot od 0 D do 4,0 D. Měření by mělo dosahovat přesnosti $\pm 0,5$ D. EyeQue PVT je registrován u US FDA (Food and Drug Administration, organizace přidružená k Ministerstvu zdravotnictví ve Spojených státech) jako zdravotnický prostředek 1. třídy s výjimkou 510 k [28]. [29; 30]



Obr. 15 Obrazovka chytrého telefonu s naznačenými měřicími úsečkami ve vzájemné vzdálenosti d ; c představuje nejmenší možný krok ve změně této vzdálenosti (velikost je pouze ilustrační) [30]

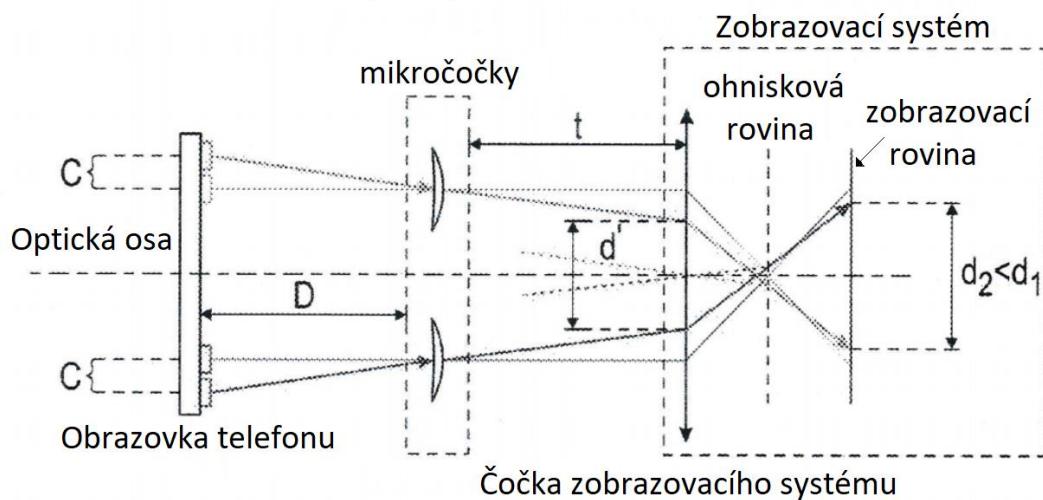
Miniscope měří refrakci oka vždy v jednom řezu. Z tohoto důvodu může místo soustavy bodů využívat dvojici úseček. Ty jsou zobrazeny na displeji mobilního telefonu (viz obr. 15). Jedna z nich je červená a druhá zelená. Před úsečky je na displej umístěn zobrazovací systém s mikročočkami (nebo s velmi malými otvory, dle provedení přístroje). Zobrazovací systém dále obsahuje další optické prvky, které zajišťují dostatečné zmenšení pozorovaného obrazce tak, aby se vešel do vstupní pupily oka. Systém je nastaven tak, aby se v případě bezvadného oka obě úsečky překryly (při překrytí je díky aditivnímu skládání barev výsledná čára vnímána jako žlutá). Pro lepší rozpoznání této situace může být v systému záměrně navozena koma. V tomto případě je úhel θ dopadu paprsků vedených ze středu každé úsečky na příslušnou mikročočku roven nule. Pokud tomu tak není, indikuje to, že oko je zatíženo dioptrickou vadou. Změnou vzdálenosti úseček d na displeji a tím úhlu dopadu θ pak lze dosáhnout splynutí jejich obrazů na sítnici. Z úhlu dopadu pak může být vypočtena velikost dioptrické vady P oka v daném řezu podle vztahu

$$P = \frac{2 \tan(\theta)}{d'}$$

kde d' je vzdálenost obrazů úsečků v zobrazovacím systému (viz obr. 16). Přesnost systému je dána minimální možnou změnou úhlu dopadu $\Delta\theta_{\min}$, která závisí na rozlišení displeje, tj. na vzdálenosti pixelů c , vztahem

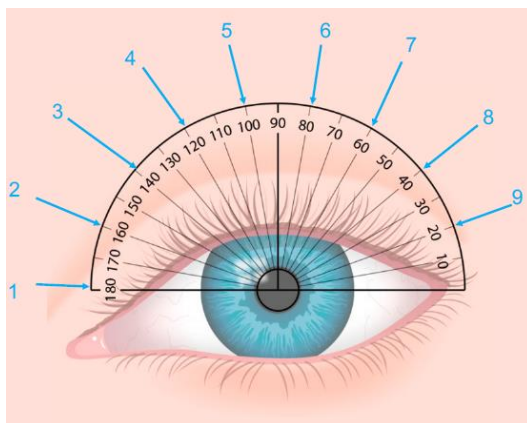
$$\Delta\theta_{\min} = \tan^{-1}(c/D),$$

kde D je vzdálenost mikročoček od displeje. Konkrétní vztah pro přesnost měření dioptrické hodnoty oka lze odvodit z obou výše uvedených vzorců s ohledem na vlastnosti použité pomocné optické soustavy, která se může v různých provedeních miniscopu lišit. Detaily jsou uvedeny v patentu [30].



Obr. 16 Optické schéma inverzního Shack-Hartmannova principu, kde byly úsečky posunuty o jeden pixel, upraveno podle [30]

Uvedeným způsobem je změřena refrakce oka vždy v jednom řezu. Pro stanovení astigmatické korekce je nutné určit refrakci v několika řezech. Závislost hodnot refrakce na úhlu řezu je pak proložena vhodnou křivkou, přičemž z jejího průběhu je stanovena hodnota sféry, cylindru a osy korekce. Konkrétně probíhá měření v 9 řezech v rozestupu 20°, od 20° do 180° (viz obr. 17), přičemž se před okem vždy otáčí celý displej (resp. telefon) umístěný na otočné části zobrazovacího systému miniscopu. Pro měření adice není vyvinuto speciální doplňující měření a je tedy u presbyopů vypočítávána na základě jejich věku, obdobně jako je uvedeno v tabulce č. 1 v kapitole 3.2.4.

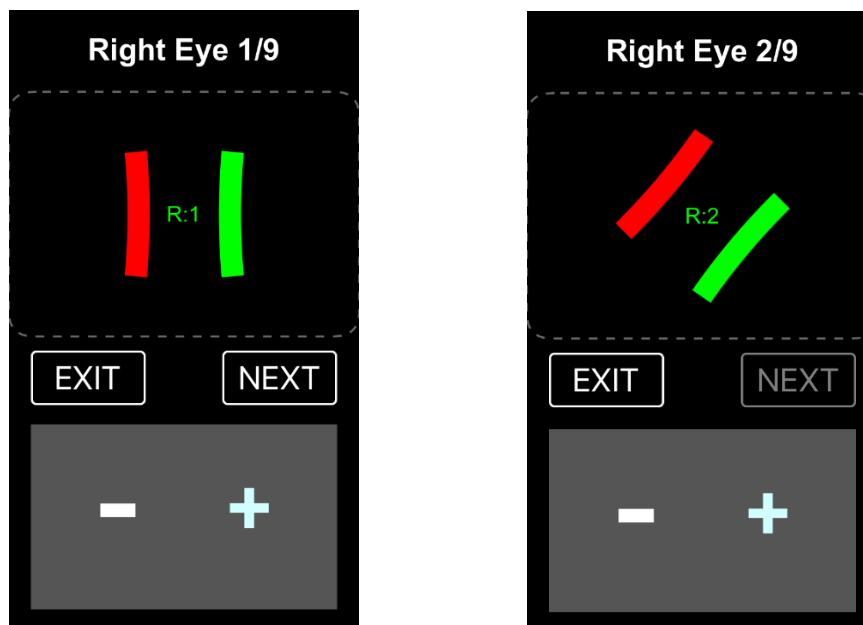


Obr. 17 Osy měření na oku podle polohy EyeQue miniscopu [29]

4.2 Praktický postup měření na přístroji EyeQue PVT

Před samotným měřením se nejprve musí uživatel zaregistrovat v mobilní aplikaci EyeQue PVT, zadat svůj věk a informaci, zda používá brýle na čtení. Poté se na mobil připevní EyeQue miniscope podle návodu z aplikace EyeQue PVT. Následně si uživatel zkontroluje, že je miniscope v pozici 1 (obr. 17), potom si přiloží miniscope k oku a provede zkušební test postupně na obou očích, kdy si ověří správné použití a nastavení přístroje. Tento zkušební test se od kompletního testu liší v tom, že probíhá pouze ve 4 řezech.

Pokud u zkušebního testu nebyly žádné problémy, může uživatel postoupit alespoň ke třem po sobě jdoucím kompletním testům. Začíná se vždy s pravým okem, ke kterému si uživatel přiloží miniscope s připevněným mobilem, druhým levým okem uvolněně sleduje optotyp ve vzdálenosti šesti metrů. Sledování optotypu druhým neměřeným okem je důležité kvůli uvolnění akomodace na obou očích. Pravým okem v tubusu miniscopu uživatel vidí dvě paralelně svíslé čárky, jednu červenou a druhou zelenou (viz obr. 18), které korespondují s řádky osvětlených pixelů. Podle vlastního uvážení bude uživatel pomocí tlačítek „+“ a „-“ (ovládací prvky myEyeQue aplikace) na displeji mobilu přibližovat čárky k sobě, dokud úplně nesplynou v jednu žlutou čárku. [29]



Obr. 18 Zobrazení displeje mobilu při měření přístrojem EyeQue

Tlačítka „+“ a „-“ jsou umístěny na dolní polovině displeje mobilu, díky čemuž může uživatel sledovat značky v přístroji a palci pomocí tlačítek „+“ a „-“ na displeji upravovat vzdálenost čárek. Až je v miniscopu viděna pouze jedna žlutá čárka, na displeji mobilu se zmáčkne „next“ a miniscop se musí manuálně pootočit do pozice dva. Nyní jsou sledované úsečky v zorném poli pootočené o 20° oproti předchozí pozici. Obdobně se pokračuje s měřením až do dosažení deváté pozice na miniscopu, čímž se proměří všechny hodnocené meridiány a devátým měřením se ukončí první měření na pravém oku. Po pravém oku si oči musí na minutu odpočinout, přičemž se uživatel uvolněně dívá do dálky. Následuje stejné měření s miniscopem na levém oku. Po ukončení prvního kompletního testu na obou očích se provede druhé a následně třetí (popř. další) kompletní testování. Po provedení alespoň tří testů je pro každý test stanovena dioptrická hodnota a finální výsledek je stanoven jako průměrná hodnota ze všech testů. Čím více měření je provedeno, tím přesnější je výsledek – roli hraje též skutečnost, že testovaná osoba získává s opakováním měření větší praxi. [29]

5. Experimentální část

Existuje celá řada metod pro stanovení refrakce, jak objektivních, tak subjektivních. Stěžejní z nich jsou uvedeny v předchozím textu. Jedním z nejnovějších přístupů je stanovení refrakce přístrojem EyeQue PVT, jehož značnou výhodou je, že umožňuje samovyšetření refrakce, a to bez hlubší znalosti problematiky korekce zraku. Je založen na metodě inverzního Shack-Hartmannova senzoru, podrobnosti o jeho funkci uvádí kapitola 4. Měření na tomto přístroji vychází z principu objektivních měřících metod, nicméně je přímo závislé na subjektivní reakci vyšetřovaného. Je tedy otázkou, nakolik se získané výsledky shodují s objektivním a subjektivním měřením refrakce standardními metodami. Do měření může také mimo vlastní charakteristiky zrakového systému vstoupit zkušenost či nezkušenost testované osoby s provedením testu a správné pochopení instrukcí. Stávající studie [26], která poskytuje srovnání hodnot z přístrojů EyeQue PVT a autorefraktometru Topcon KR-800, uvádí v 69 % stejnou nebo lepší zrakovou ostrost při použití dioptrií získaných přístrojem EyeQue PVT než z autorefraktometru. Přístroj EyeQue PVT není jediným tohoto typu – na podobném principu pracuje též zařízení NETRA-G Autorefractor. Jedná se o přenosný přístroj, který je připevněn k mobilnímu telefonu a pomocí aplikace na mobilu změří dioptrie a také vzdálenost zornic, viz např. [31]. Také v případě tohoto přístroje byla ve srovnání s jinými autorefraktometry, pracujícími na různých principech, a se subjektivní refrakcí zjištěna podobná shoda [32; 33].

Cílem experimentální části této diplomové práce bylo zjistit, do jaké míry se shodují výsledky samovyšetření refrakce za použití přístroje EyeQue PVT s objektivní refrakcí zjištěnou pomocí autorefraktometru Potec PRK-5000 a s hodnotami stanovenými klasickou subjektivní refrakcí. Na základě výsledků ze studie [26] byla očekávána shoda s autorefraktometrem, u subjektivního měření byly předpokládány rozdíly větší. Dále byly porovnány hodnoty stanovené pomocí objektivní a subjektivní refrakce.

5.1 Subjekty a metodika

Výzkumu se zúčastnilo celkem 40 figurantů, z toho 30 žen a 10 mužů ve věku od 20 do 70 let s průměrným věkem 33 let a směrodatnou odchylkou 15 let. Vzorek

figurantů sestával z mladší skupiny 30 osob ve věku od 20 do 38 let s průměrným věkem 25,2 let a směrodatnou odchylkou 4,6 let, kteří dosud nepotřebovali presbyopickou korekci. Zbytek vzorku cíleně tvořilo 10 osob, které již všechny používaly brýle na čtení. Podmínkou účasti na výzkumu byla normální zraková ostrost (s korekcí), dobré binokulární vidění a žádný operační zásah ani na jednom oku. Faktory pro vyloučení z výzkumu byly strabismus, oční operace, porucha barvocitu, oční onemocnění či jakékoliv zrakové abnormality, které by mohly mít vliv na vidění, a tudíž zkreslit výsledky měření. Do studie byly zahrnuty vždy obě oči daného figuranta.

Postup měření

Měření probíhalo ve vyšetřovně v optice FOKUS optik na Horním náměstí v Olomouci (viz obr. 19) a u každého jedince trvalo cca hodinu (20 min subjektivní a objektivní refrakce a 40 min měření na přístroji EyeQue PVT). Před samotným měřením byl každý figurant srozumitelně obeznámen s průběhem výzkumu a také s možnými riziky, která by po měření mohla nastat. Na základě toho podepsal informovaný souhlas.



Obr. 19 Stanoviště pro vyšetření subjektivní a objektivní refrakce

Nejdříve byla každému figurantovi změřena na každém oku objektivní refrakce na autorefraktometru Potec PRK-5000 – měření na přístroji je zcela automatizované

a trvá přibližně 1 minutu. Následně byla stanovena subjektivní refrakce metodou nejlepší sféry, zkřížených cylindrů a binokulárního vyvážení Humphrissovou metodou. Uvedené postupy jsou podrobně popsány v kapitole 3.2. Pro subjektivní refrakci byl použit podsvícený optotyp s aritmetickým stupňováním vízu. Vyšetřovací vzdálenost byla 3 metry s projekcí optotypu přes zrcadlo. Po dosažení nejlepšího vízu do dálky se překontrolovala ještě zraková ostrost do blízka a u presbyopických figurantů se stanovila hodnota adice metodou popsanou v kapitole 3.2.4. Nakonec bylo na každém oku samostatně provedeno stěžejní měření zraku pomocí přístroje EyeQue PVT, kde bylo velmi důležité, aby každý figurant pochopil správné používání a nastavení přístroje při měření. Pro tuto edukaci bylo použito šestiminutového videa [34]. Po shlédnutí videa byly znovu zopakovány základní instrukce a bylo ověřeno, zda figurant všemu správně porozuměl. Poté se každý figurant (viz obr. 20) začal sám dle podaných instrukcí měřit na přístroji za mé přítomnosti a případné asistence, pokud něco neprobíhalo hladce. Pro měření s přístrojem EyeQue PVT byl použit mobilní telefon Samsung Galaxy A7 s displejem 6" a s rozlišením Full HD+ 2220 x 1080 bodů. Popis měření je podrobně uveden v kapitole 4.2.



Obr. 20 Figurant při měření na přístroji EyeQue PVT

Většina figurantů s měřením neměla problém, ale skupina 10 presbyopů při měření s přístrojem EyeQue PVT popisovala značné problémy: nebyli schopni vidět obě čárky zároveň, měli pocit, že se jim čárky vlní a nevedlo se jim na ně zaostřit, při spojování se jim překrytí povedlo jen napůl – vždy větší část zelené nebo červené

čárky byla viděna společně se žlutou; po delší době zkoušení spojit obě čárky je začala bolet hlava. Nakonec pouze jeden presbyop byl schopen celá tři měření na obě oči dokončit (měření přístrojem mu trvalo cca 80 min). Ostatní jedinci nebyli schopní dokončit ani první měření kvůli výše uvedeným problémům, proto skupina 10 presbyopů byla vyřazena ze statistiky výsledků měření.

5.2 Analýza dat

Analýza dat proběhla pouze u mladší skupiny figurantů, u kterých byla k dispozici všechna potřebná měření a kde testování probíhalo bez větších problémů. U každého figuranta byly zahrnuty výsledky z obou očí, tzn. že celkem bylo hodnoceno 60 očí od 30 subjektů. Hodnoty sféry, cylindru a osy stanovené jednotlivými metodami byly porovnávány samostatně. V případě analýzy osy cylindru byly do porovnávání zahrnuty pouze oči, u kterých byla všemi třemi metodami stanovena nenulová hodnota cylindru (43 očí). Zároveň byly hodnoty os přepočteny tak, aby se pro daný subjekt lišily maximálně o 90°. Vlastní analýza dat proběhla ve dvou krocích. V prvním kroku bylo zjišťováno, zda je při měření jednotlivých sledovaných parametrů mezi hodnocenými metodami statisticky významný rozdíl. V druhém kroku bylo provedeno jejich srovnání Bland-Altmanovou (BA) analýzou.

Před testováním hypotézy o rovnosti dat získaných jednotlivými metodami byla nejprve testována normalita dat Shapiro-Wilkovým testem na hladině významnosti $p = 0,05$. Mimo hodnot sféry měřených přístrojem EyeQue PVT ($p = 0,69$) byla normalita dat zamítnuta ($p < 0,0011$). Vzhledem k nenormálnímu rozložení většiny dat byla pro vzájemné porovnání dat zvolena neparametrická alternativa analýzy rozptylu, tzv. Friedmanův neparametrický test pro opakovaná měření na hladině významnosti $p = 0,05$. Statistická analýza byla provedena v programu STATISTICA (TIBCO Software Inc. Tulsa, OK, USA).

V rámci BA analýzy byly sledovány rozdíly mezi parametry naměřenými jednotlivými přístroji v závislosti na průměrné hodnotě z obou přístrojů (u sféry a cylindru) nebo v závislosti na velikosti cylindru (v případě osy). Přístroje byly porovnány na základě vyhodnocení 95% konfidenčních intervalů těchto rozdílů; jejich pološířka byla

stanovena jako 1,96násobek směrodatné odchylky SD rozdílů, 1,96xSD. Výpočty byly provedeny v programu MS Excel (Microsoft Corp., WA, USA).

5.3 Výsledky

Průměrné hodnoty z měření autorefraktometrem, subjektivní refrakcí a přístrojem EyeQue PVT, směrodatné odchylky a medián jsou shrnuty v tabulce č. 3. Neparametrickou statistickou analýzou (Friedmanova ANOVA) bylo zjištěno, že mezi jednotlivými metodami není žádný signifikantní rozdíl ve sféře ($p = 0,90$), oproti tomu statistické rozdíly v cylindru i v ose byly signifikantní ($p = 0,006$ a $p = 0,004$). Z porovnání mediánů i průměrů uvedených v tabulce č. 3 vyplývá, že subjektivně stanovený cylindr se v průměru (a mediánu) liší od hodnot zjištěných oběma ostatními metodami, zatímco autorefraktometrem a EyeQue PVT zjištěné cylindry se neliší. V případě osy se odlišují průměrné (mediánové) hodnoty zjištěné zařízením EyeQue PVT, zbývající dvě metody dávají téměř stejné výsledky. Jak již bylo zmíněno, drobné rozdíly ve sféře, kdy EyeQue PVT vykazoval mírně odlišné hodnoty od obou ostatních metod, nejsou statisticky významné.

Tabulka č. 3 Průměrné hodnoty (μ), směrodatné odchylky (σ) a medián (M) u třech metod měření sféry Sph, cylindru Cyl a osy Ax

	Autorefraktometr			Subjektivní refrakce			EyeQue PVT		
	Sph (D)	Cyl (D)	Ax (°)	Sph (D)	Cyl (D)	Ax (°)	Sph (D)	Cyl (D)	Ax (°)
μ	-1,6	-0,80	128	-1,5	-0,60	129	-1,8	-0,85	134
σ	2,7	0,66	61	2,6	0,60	61	2,5	0,71	57
M	-1,9	-0,75	159	-1,9	-0,50	159	-1,8	-0,75	162

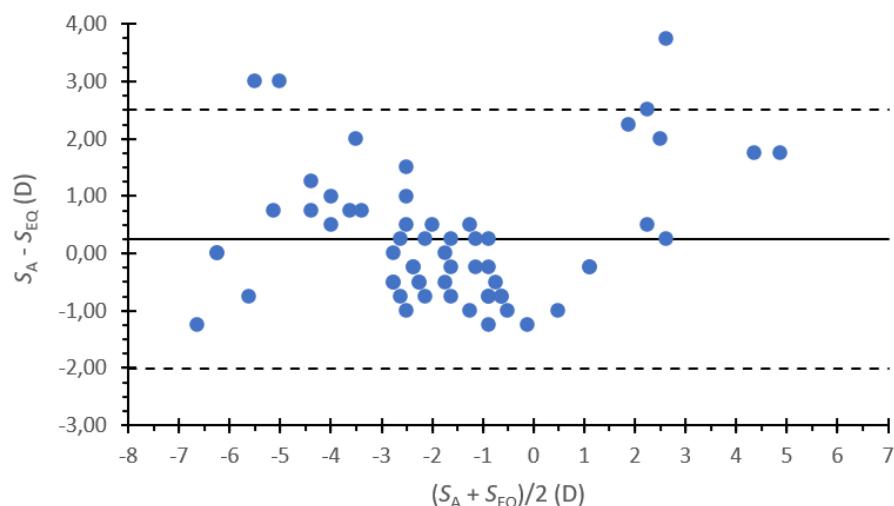
Výsledky z BA analýzy jsou prezentovány ve formě grafů na obr. 21 až 29. Na obr. 21-23 jsou po jednotlivých dvojicích přístrojů porovnány hodnoty sféry, na obr. 24-26 jsou srovnány hodnoty cylindrů a obr. 27-29 porovnávají osu.

Průměrný rozdíl ve sféře je ve všech případech malý (obr. 21-23), ale mezi jednotlivými dvojicemi metod měření jsou patrné značné rozdíly ve velikosti konfidenčních intervalů. Ty mají nejmenší rozsah (s pološířkou 0,6 D) v případě srovnání

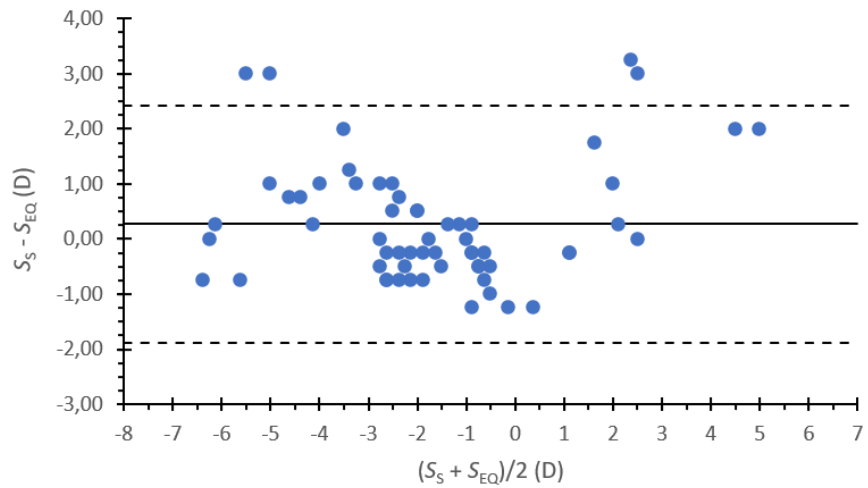
výsledků z autorefraktometru a subjektivní refrakce. V ostatních případech, tj. při srovnání EyeQue PVT s autorefraktometrem a subjektivní refrakcí, je pološířka intervalů téměř čtyřikrát větší (2,2 D a 2,3 D). Lze tedy konstatovat, že zatímco výsledky z objektivní a subjektivní refrakce se v případě jednotlivých měření liší na hranici klinicky akceptovatelných mezí, rozdíly při měření přístrojem EyeQue PVT v řadě případů tuto mez překračují.

V případě měření cylindrické složky korekce (obr. 24-26) nejsou rozdíly mezi jednotlivými dvojicemi tolik zřetelné. Největší rozsah konfidenčního intervalu (s pološířkou 1 D) vykazuje srovnání subjektivní refrakce a EyeQue PVT, poněkud menší hodnoty vykazuje srovnání mezi autorefraktometrem a EyeQue PVT (0,9 D) a nejlepší výsledek opět udává srovnání autorefraktometru a subjektivní refrakce (s pološířkou 0,7 D).

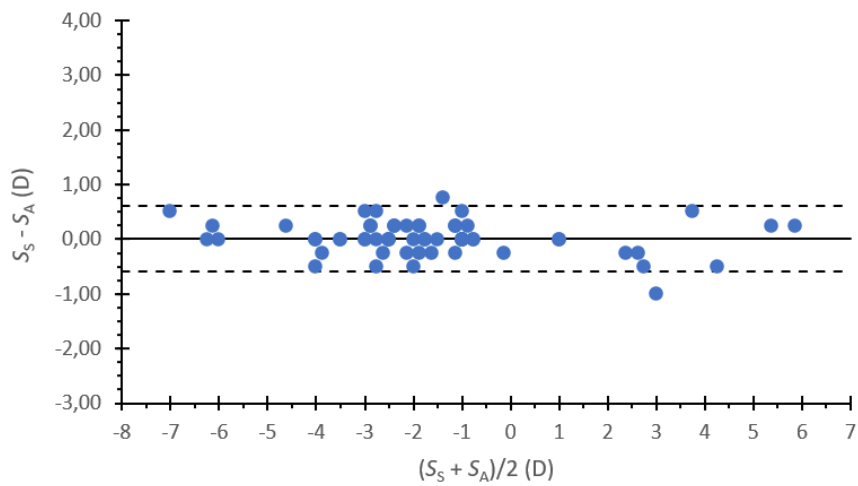
V případě osy cylindru (obr. 27-29) lze sledovat významnou závislost rozdílů na velikost cylindru – u menších cylindrů jsou patrné větší rozdíly než u větších cylindrů. Z porovnání grafů vyplývá, že největší dílčí rozdíly lze nalézt mezi výsledky z EyeQue PVT a oběma dalšími metodami, zatímco hodnoty osy udané subjektivní refrakcí a autorefraktometrem se liší méně, a to i při nižších velikostech cylindru.



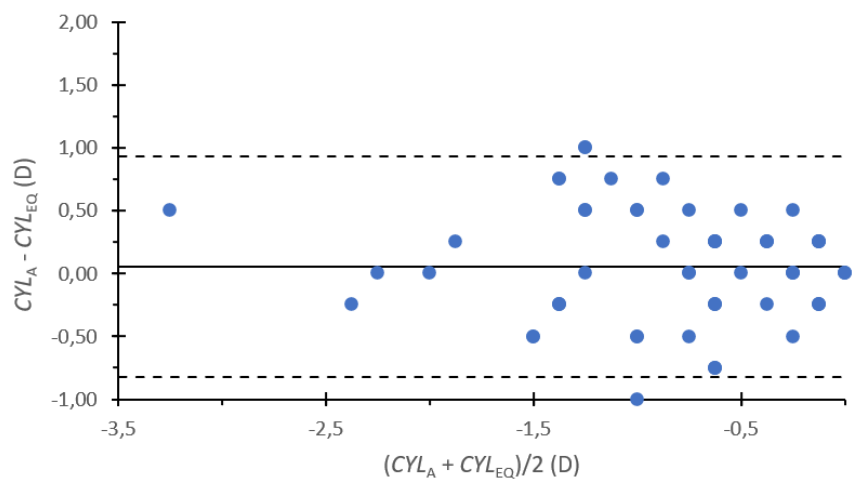
Obr. 21 BA graf srovnávající sférickou korekci stanovenou autorefraktometrem (S_A) a EyeQue PVT (S_{EQ}); kružky reprezentují dílčí rozdíly, plná čára představuje průměrný rozdíl a čárkované čáry vymezují 95% konfidenční interval



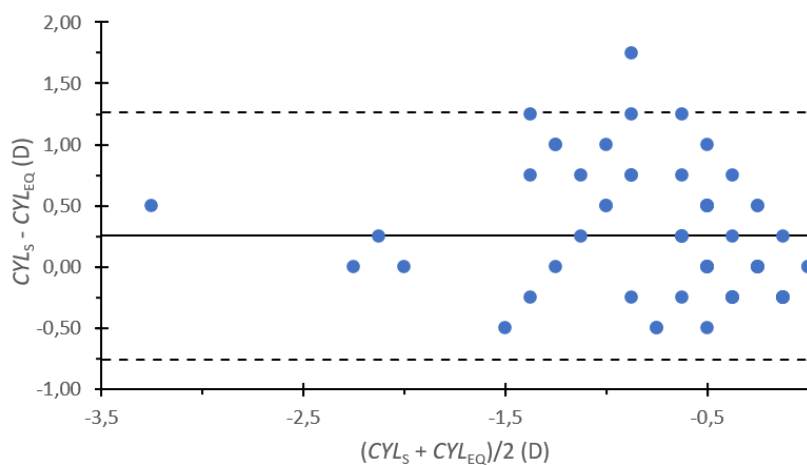
Obr. 22 BA graf srovnávající sférickou korekci stanovenou subjektivní refrakcí (S_S) a EyeQue PVT (S_{EQ}); kroužky reprezentují dílčí rozdíly, plná čára představuje průměrný rozdíl a čárkované čáry vymezují 95% konfidenční interval



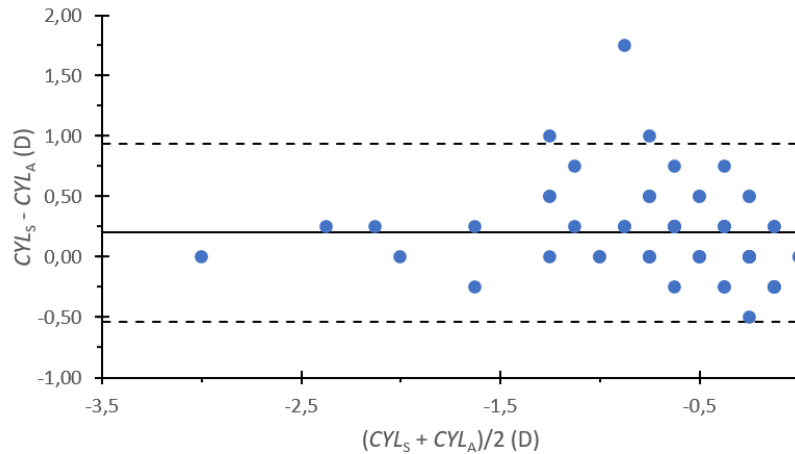
Obr. 23 BA graf srovnávající sférickou korekci stanovenou subjektivní refrakcí (S_S) a autorefraktometrem (S_A); kroužky reprezentují dílčí rozdíly, plná čára představuje průměrný rozdíl a čárkované čáry vymezují 95% konfidenční interval



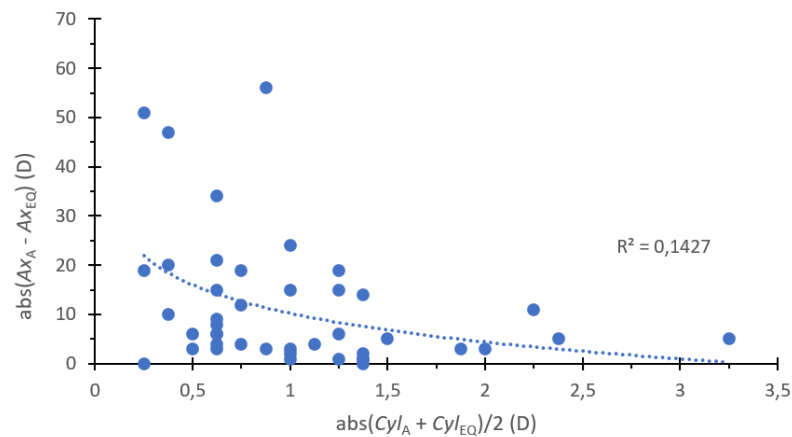
Obr. 24 BA graf srovnávající cylindrickou korekci stanovenou autorefraktometrem (CYL_A) a EyeQue PVT (CYL_{EQ}); kroužky reprezentují dílčí rozdíly, plná čára představuje průměrný rozdíl a čárkované čáry vymezují 95% konfidenční interval



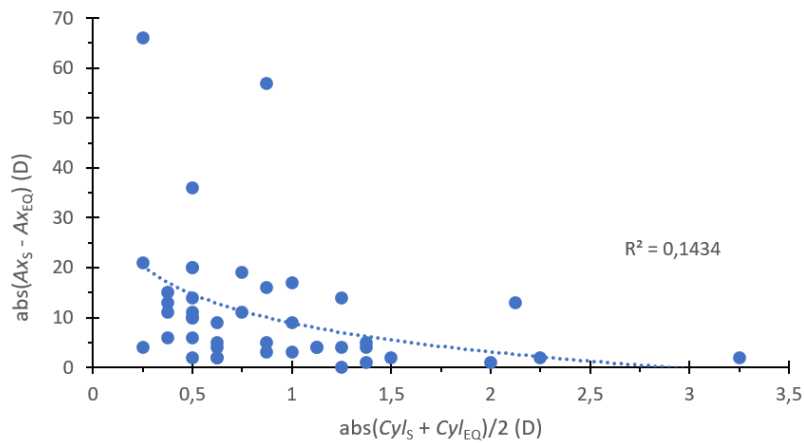
Obr. 25 BA graf srovnávající cylindrickou korekci stanovenou subjektivní refrakcí (CYL_S) a EyeQue PVT (CYL_{EQ}); kroužky reprezentují dílčí rozdíly, plná čára představuje průměrný rozdíl a čárkované čáry vymezují 95% konfidenční interval



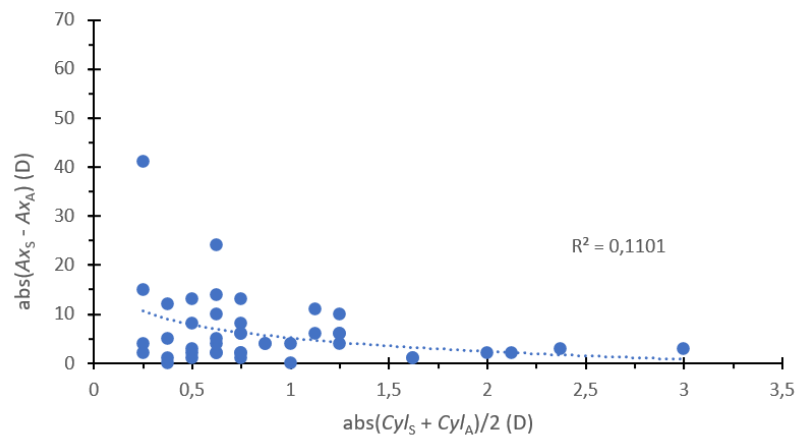
Obr. 26 BA graf srovnávající cylindrickou korekci stanovenou subjektivní refrakcí (CYL_S) a autorefraktometrem (CYL_A); kroužky reprezentují dílčí rozdíly, plná čára představuje průměrný rozdíl a čárkované čáry vymezují 95% konfidenční interval



Obr. 27 Graf závislosti velikosti rozdílů v ose cylindru stanovené autorefraktometrem (Ax_A) a EyeQue PVT (Ax_{EQ}) v závislosti na velikosti cylindru; jednotlivými hodnotami rozdílů (kroužky) je metodou logaritmické regrese proložena hladká křivka (tečkovaná čára)



Obr. 28 Graf závislosti velikosti rozdílů v ose cylindru stanovené subjektivní refrakcí (Ax_S) a EyeQue PVT (Ax_{EQ}) v závislosti na velikosti cylindru; jednotlivými hodnotami rozdílů (kroužky) je metodou logaritmické regrese proložena hladká křivka (tečkovaná čára)



Obr. 29 Graf závislosti velikosti rozdílů v ose cylindru stanovené subjektivní refrakcí (Ax_S) a autorefraktometrem (Ax_A) v závislosti na velikosti cylindru; jednotlivými hodnotami rozdílů (kroužky) je metodou logaritmické regrese proložena hladká křivka (tečkovaná čára)

5.4 Diskuze

Provedená měření ukázala, že rozdíly průměrných hodnot či mediánů mezi jednotlivými přístroji jsou zanedbatelně malé. Podrobná analýza BA metodou však vykazovala u měření přístrojem EyeQue PVT v řadě případů značné odchylky překračující klinicky akceptovatelné hodnoty, a to jak ve sféře, tak v cylindru i v jeho ose. Naopak subjektivní refrakce a výsledky z autorefraktometru vykazují v hodnotách sféry i cylindru značnou shodu.

Naše práce neprokázala dobrou srovnatelnost výsledků mezi přístroji EyeQue PVT a autorefraktometrem. V porovnání průměrných hodnot a mediánů byl ve výsledcích statisticky významný rozdíl pouze u osy cylindru, ale při srovnání jednotlivých měření se hodnoty hlavně sférické části korekce obou přístrojů příliš odlišovaly. Dosavadní studie [26], která porovnávala zrakovou ostrost s dioptriemi získanými oběma metodami, udává v 16 % stejnou zrakovou ostrost u obou metod, v 31 % lepší zrakovou ostrost s dioptriemi získanými autorefraktometrem a v 53 % lepší zrakovou ostrost s dioptriemi získanými přístrojem EyeQue PVT. Stejná (a popř. ani lepší) zraková ostrost však nemusí nutně znamenat lepší, vhodnější korekci. Výborné zrakové ostrosti může být dosaženo například při překorigování myopa. Nicméně při dlouhodobém nošení takovéto korekce se mohou vyskytnout značné astenopické potíže. Z výsledků studie [26] tak nelze jednoznačně odvodit, že u většiny (69 %) osob byla korekce stanovená přístrojem EyeQue PVT stejná nebo lepší ve srovnání s autorefraktometrem.

Stávající studie [33], která se zabývala podobnou problematikou jako naše vlastní měření, srovnávala výsledky měření z přístroje NETRA-G a subjektivní refrakce. Zúčastnilo se jí celkem 24 subjektů s průměrným věkem $14,7 \pm 1,6$ let. Absolutní průměrné rozdíly v měření sféry ($0,48 \text{ D} \pm 0,66 \text{ D}$), cylindru ($0,30 \text{ D} \pm 0,42 \text{ D}$) a osy ($11^\circ \pm 6,59^\circ$) nebyly statisticky významné. Přístroj NETRA-G je už nyní využíván místo měření subjektivní refrakce v oblastech, kde je omezený přístup ke zdravotnické péči o oči [35]. V našem měření byly průměrné rozdíly ve výsledcích sféry a cylindru mezi přístrojem EyeQue PVT a subjektivní refrakcí velice podobné, nicméně směrodatné odchylky byly vyšší ($1,1 \text{ D}$ u sféry a $0,52 \text{ D}$ u cylindru), a to zejména u sféry. Studie [33]

ale pravděpodobně počítala směrodatné odchylky z absolutních hodnot rozdílů. Po přepočtu našich hodnot stejnou metodikou (0,78 D a 0,39 D) již není rozdíl zdaleka tak velký. Lze tedy očekávat, že mezi námi testovaným přístrojem a NETRA-G nebude v hodnotě sféry a cylindru oproti subjektivní refrakci zásadní rozdíl. Podstatný rozdíl jsme ale zaznamenali u osy cylindru, kdy naše data vykazují značně větší odchylky od subjektivní refrakce. Vzhledem k námi zjištěné závislosti rozdílů na velikosti cylindru může za naším horším výsledkem stát větší zastoupení nižších hodnot cylindru.

Na výsledky našich měření mohlo mít vliv několik faktorů. Při objektivní refrakci měřené autorefraktometrem mohly být výsledky ovlivněny například nadměrnou akomodací vyšetřovaného při měření. U subjektivní refrakce a u přístroje EyeQue PVT je lepší kontrola akomodace díky fixování optotypu ve vzdálenosti 6 metrů. U přístroje EyeQue PVT může hrát roli různá míra pochopení použití přístroje a zkušenost při měření s ním. Některým z figurantů trvalo zřetelně delší dobu, než si navykli na obsluhu přístroje. Dalším faktorem je subjektivní vyhodnocení vjemu u EyeQue PVT, kde výsledek úplného překrytí červené a zelené čárky subjektivně určuje pouze měřený figurant, není zde možnost kontroly od vyšetřujícího. U osob se slabší akomodací se dokonce ve většině případů nepodařilo měření provést vůbec. U subjektivní refrakce by změřené hodnoty mohla ovlivnit nesprávná komunikace mezi vyšetřujícím a měřeným figurantem.

Mimo vlastní hodnoty jsme též zaznamenávali reakce figurantů hodnotící komfort a dobu měření různými metodami. Na konci měření všichni figuranti uváděli, že pro ně byla mnohem pohodlnější metoda subjektivní refrakce než měření na přístroji EyeQue PVT. Také rozdíl v době měření na přístroji EyeQue PVT (30-60 min) oproti subjektivní refrakci (10-20 min) byl výrazný. Po těchto zkušenostech by většina z testovaných osob raději zašla na vyšetření očí za odborníkem místo koupě přístroje EyeQue PVT. Navíc, jak již bylo zmíněno, byly pozorovány značné rozdíly při srovnání mladší skupiny figurantů do 38 let (30 lidí) a skupiny figurantů nad 40 let (10 lidí), a to částečně v pochopení funkce a ovládání přístroje, ale hlavně při samotném měření na přístroji EyeQue PVT (přesné problémy skupiny figurantů nad 40 let jsou popsány v kapitole 5.1). Také celková manipulace s přístrojem EyeQue PVT byla pro skupinu nad 40 let o něco náročnější než pro skupinu do 38 let. V konečném výsledku, jak již bylo

zmíněno v kapitole 5.1, byl schopen pouze jeden figurant ze skupiny nad 40 let dokončit kompletní vyšetření na přístroji EyeQue PVT.

Z uvedených výsledků a jejich porovnání vyplývá, že není vhodné stanovovat dioptrickou korekci pouze na základě měření EyeQue PVT, protože hodnoty EyeQue PVT a subjektivní refrakce se v některých případech velmi odlišovaly. Zároveň u EyeQue PVT není možnost binokulárního vyvážení, čímž se nekontroluje, zda je akomodační stav obou očí rovnovážný. Je možné, že tento problém mohou částečně řešit nové verze přístroje EyeQue Insight, které umožňují binokulární měření [36].

Závěr

Teoretická část diplomové práce shrnula refrakční vady a základní metody pro měření refrakce. První kapitola byla věnována popisu refrakčních vad, jejich rozdělení a etiologii. Dále práce obsahuje popis objektivní refrakce a metod pro její určování – autorefraktometrie, skiaskopie a aberometrie. U poslední metody byl také rozepsán Shack-Hartmannův princip, který je důležitý pro správné pochopení přístroje EyeQue PVT, jenž je stěžejní pro tuto diplomovou práci. V další kapitole byla popsána subjektivní refrakce, vyšetření centrální zrakové ostrosti a postup pro měření sféro-cylindrické korekce i korekce na blízko. Těžištěm textu byl popis přístroje EyeQue PVT, kde byla rozepsána jeho charakteristika, princip, na kterém funguje, a také postup při samovyšetření.

Praktická část se zaměřila na srovnání tří metod pro měření refrakce. Cílem bylo zjistit, jak moc se metody vzájemně odlišují a jestli nejnovější metoda přístrojem EyeQue PVT by mohla plně nahradit subjektivní refrakci. Z výsledků průměrných hodnot vyplývá, že významné rozdíly mezi metodami byly pouze u osy a velikosti cylindru. Při srovnávání již konkrétních měření byly rozdíly mezi metodami výraznější. Po vzájemném srovnání vždy dvou metod výsledky ukazují, že přístroj EyeQue PVT se nejvíce odlišuje od klasických metod objektivní a subjektivní refrakce. Z těchto výsledků vyplývá, že přístroj EyeQue PVT samostatně není vhodný pro stanovení refrakce a vždy by po něm měla následovat subjektivní refrakce. Samozřejmě pro oblasti, kde není možný či je velice obtížný přístup k odborné péči o oči, je přístroj EyeQue PVT dobrým řešením. Případně EyeQue PVT je vyhovující pro využití doma na orientační sledování svých dioptrií, kde větší změna dioptrií může poukázat na vhodnost návštěvy lékaře.

Použitá literatura

1. ANTON, M. *Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody, třetí vydání*. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2004. ISBN 80-7013-402-X.
2. MESLIN, D. *Listy očních optiků, praktická refrakce*. Paříž: Copyright, Essilor Academy Europe, 2008.
3. AUTRATA, R., ČERNÁ, J. *Nauka o zraku*. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2006. ISBN: 80-7013-362-7.
4. KRAUS, H. a kol. *Kompendium očního lékařství*. Praha: Grada Publishing, 1997. ISBN 80-7169-079-1.
5. PAŠTA, J. a kol. *Základy očního lékařství*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2017. ISBN 978-80-246-2460-0.
6. HOLMANNOVÁ, D. *Symptomy nemocí [online]*. 2009-2020 [cit. 14.10.2020]. Dostupné z: <https://www.symptomy.cz/nemoc>.
7. PLUHÁČEK, F. *Výukové materiály z předmětu Korekce zraku 2*. Olomouc: Univerzita Palackého, katedra optiky, 2016.
8. RUTRLE, M. *Přístrojová optika: učební texty pro oční optiky a oční techniky, optometristy a oftalmology*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000. ISBN 80-7013-301-5.
9. NAJMANOVÁ, E. *Výukové materiály z předmětu Oftalmologické a optometrické přístroje II*. Olomouc: Univerzita Palackého, katedra optiky, 2017.
10. BENEŠ, P. *Přístroje pro optometrii a oftalmologii*. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotních oborů, 2015. ISBN 978-80-7013-577-8.
11. KASCHKE, M., DONNERHACKE, K., RILL, M.S. *Optical Devices in Ophthalmology and Optometry*. Weinheim: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2014. ISBN 978-3-527-41068-2.
12. JORGE, J., QUEIROS, A. et al. *The influence of cycloplegie in objective refraction*. *Ophthalmic Physiol Opt*, Vol. 25, 2005, No. 4, pp. 340-345. DOI: 10.1111/j.1475-1313.2005.00277.x.
13. *Mercoframes Optical Corp 2019 [online]*. [cit. 16.12.2020]. Dostupné z: <https://www.mercoframes.com/p/potec/prk-5000>.
14. ELLIOTT, D. *Clinical Procedures in Primary Eye Care 4th Edition*. Elsevier Saunders Ltd., 2013. ISBN 9780702052866.
15. *Augenoptik Domažlice s.r.o.* Domažlice, 2020 [cit. 12.11.2020]. Dostupné z: <http://www.ao-do.cz/>.

16. BENJAMIN, W. *Borish's Clinical Refraction 2dn Edition*. Butterworth-Heinemann, 2006. ISBN 978-07506-7524-6.
17. MIKŠ, A., NOVÁK, J. *Modifikace Shack-Hartmannova senzoru*. Praha: České vysoké učení technické, Stavební fakulta, 2003.
18. *Webeyeclinic [online]*. United States: Copyright, 2019 [cit. 15.12.2020]. Dostupné z: <https://www.webeyeclinic.com/questions/cornea/double-vision-and-ghosting-in-left-eye>.
19. VLKOVÁ, E., PITROVÁ, Š., VLK, F. *Lexikon Očního lékařství*. Brno: Prof. Ing. František Vlk, DrSc., 2008. ISBN 9788023989069.
20. PLUHÁČEK, F. *Výkové materiály z předmětu Fyziologická optika*. Olomouc: Univerzita Palackého, katedra optiky, 2015.
21. VESELÝ, P., BENEŠ, P. *Vyšetřovací metody v optometrii a interpretace jejich výsledků*. Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 978-80-271-2071-0.
22. SYNEK, S., SKORKOVSKÁ, Š. *Fyziologie vidění: 2., doplněné a přepracované vydání*. Praha: Grada Publishing, 2014. ISBN 978-80-247-3992-2.
23. POLÁŠEK, J. et al. *Technický sborník oční optiky*. Praha, 1975.
24. RUTRLE, M. *Binokulární korekce na polatestu*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000. ISBN 80-7013-302-3.
25. SEVERA, D., VESELÝ, P., BENEŠ, P. *Monokulární korekce refrakčních vad pomocí Jacksonových zkřížených cylindrů [online]*. Brno: Servisní středisko pro e-learning na MU, Fakulta informatiky MU, 2016 [cit. 15.10.2020]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/lf/js16/refrakcni_vady/web/pages/05-mono-jackson.html.
26. EYEQUE, CORPORATION. *Comparison of the EyeQue Personal Vision Tracker with the Topcon KR-800 Autorefractor*. Silicon Valley, 2016.
27. EYEQUE, CORPORATION. *What smartphones are currently supported by the EyeQue Personal Vision Tracker? [online]*. Silicon Valley, 2020 [cit. 28.11.2020]. Dostupné z: <https://eyeque.zendesk.com/hc/en-us/articles/115008368047-What-smartphones-are-currently-supported-by-the-EyeQue-Personal-Vision-Tracker->.
28. EYEQUE, CORPORATION. *EyeQue Personal Vision Tracker: Helpdesk [online]*. Silicon Valley, 09/2018 [cit. 5.1.2021]. Dostupné na: <https://eyeque.zendesk.com/hc/en-us/articles/115008191927-Is-the-EyeQue-Personal-Vision-Tracker-approved-by-the-FDA->.
29. EYEQUE, CORPORATION. *EyeQue Personal Vision Tracker: How It Works [online]*. Silicon Valley, 09/2018 [cit. 5.1.2021]. Dostupné na: <https://www.eyeque.com/wp-content/uploads/2018/09/EyeQue-HowItWorks.v3.pdf>.
30. EYEQUE, INC. *Optical method to assess the refractive properties of an optical system*. Newark CA (US), Pub. Date: 3.7.2017. Pub. No. US 2017/0215724 A1.

31. EYENETRA, INC. *Netra autorefractor [online]*. Cambridge: © EyeNetra Inc., 2015 [cit. 9.1.2021]. Dostupné z: <https://eyenetra.com/product-netra.html>.
32. PAMPLONA, V., MODI, R. et al. *NETRA-G: Towards a Subjective Self-Refractor*. New England College of Optometry: OSA Technical Digest (Optical Society of America), 2014. DOI: 10.1364/FIO.2014.FW3F.2.
33. SOLAKA, N., MODI, R., GAISER, H., PAMPLONA, V., SCHAFFRAN, D., HE, R., MOORE, B. *Comparison of a new prototype of NETRA-G cell phone-based refraction with subjective refraction*. Investigative Ophthalmology Visual Science. Vol. 55, 2014, No. 13, pp. 2722.
34. EYEQUE, CORPORATION. *EyeQue Personal Vision Tracker: Full Tutorial*. 2017. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=qCiQORNdeE24&t=30s>.
35. EYENETRA, INC. *Netra impact [online]*. Cambridge: ©EyeNetra Inc., 2021 [cit. 30.3.2021]. Dostupné z: <https://eyenetra.com/impact.html>.
36. EYEQUE, CORPORATION. *EyeQue [online]*. Newark: 2021 EyeQue Corporation, 2021 [cit. 17.1.2021]. Dostupné na: www.eyeque.com.