

PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA UNIVERZITY PALACKÉHO V OLOMOUCI
KATEDRA OPTIKY

VARIABILITA MĚŘENÍ ABERACÍ OKA

Diplomová práce

VYPRACOVAL:

Bc. Jakub Král

obor R110199 OPTOMETRIE

studijní rok 2012/2013

VEDOUČÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE:

RNDr. Mgr. František Pluháček, Ph.D.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně pod vedením RNDr. Mgr. Františka Pluháčka, Ph.D. a za použití literatury uvedené v závěru práce. Děkuji též za cenné rady při konzultacích.

V Olomouci dne 29. dubna 2013

Bc. Jakub Král

Poděkování

Na tomto místě bych chtěl poděkovat všem, kteří mi pomáhali při vytvoření mé diplomové práce, zejména však RNDr. Mgr. Františku Pluháčkovi, Ph.D.

Obsah

| | |
|---|----|
| 1. Úvod..... | 6 |
| 2. Oko a jeho modely | 7 |
| 2.1. Oko jako optický systém | 7 |
| 2.2. Redukované oko | 8 |
| 2.3. Schematické oko..... | 9 |
| 2.4. Gullstrandovo oko | 10 |
| 3. Aberace oka..... | 12 |
| 3.1. Paprskové aberace | 12 |
| 3.1.1. Monochromatické vady..... | 12 |
| 3.1.2. Chromatické vady | 15 |
| 3.1.3. Vliv paprskových aberací na oko..... | 16 |
| 3.2. Vlnoplocha a Zernikeho klasifikace..... | 17 |
| 3.3. Rozptylový kroužek | 19 |
| 3.4. Difrakční teorie optického zobrazení | 20 |
| 3.4.1. Bodově rozptylová funkce | 20 |
| 3.4.2. Strehlův poměr | 22 |
| 3.4.3. Root mean square (RMS)..... | 22 |
| 3.4.4. Funkce přenosu kontrastu | 23 |
| 3.5. Vybrané vlnové aberace vyššího řádu a jejich vliv na oko | 23 |
| 3.5.1. Trefoil..... | 24 |
| 3.5.2. Koma..... | 24 |
| 3.5.3. Sférická aberace | 25 |
| 4. Aberometry, jejich principy a postup měření..... | 27 |
| 4.1. Statistické zpracování přesnosti měření údajů | 27 |
| 4.2. Double pass aberometr | 28 |
| 4.3. Tscherningův aberometr..... | 29 |
| 4.4. Ray tracing aberometr | 30 |
| 4.5. Aberometr založený na Talbotově efektu | 31 |

| | |
|--|----|
| 4.6. Shack-Hartmannův aberometr..... | 32 |
| 4.7. i-Profiler | 33 |
| 4.7.1. Software i-Profileru..... | 33 |
| 4.8. WASCA..... | 36 |
| 4.9. Srovnání aberometrů a jejich obecný princip..... | 36 |
| 4.9.1. Hardwarové a softwarové srovnání aberometrů | 38 |
| 4.9.2. Statistické srovnání aberometrů | 41 |
| 4.10. Zásady validního měření na aberometrech..... | 41 |
| 4.10.1. Umístění aberometru v místnosti. | 41 |
| 4.10.2. Pozice hlavy a klienta u přístroje | 42 |
| 4.10.3. Vyhodnocení validního měření | 42 |
| 5. Přístroje měřící rohovkové aberace..... | 44 |
| 5.1. Scheimpflugova kamera | 44 |
| 5.2. Keratograf..... | 45 |
| 6. Praktická část | 47 |
| 6.1. Metodika výzkumu..... | 47 |
| 6.2. Výsledky..... | 48 |
| 6.3. Diskuze..... | 53 |
| 7. Závěr | 54 |
| 8. Literatura..... | 55 |

1. ÚVOD

Vzrůstajícím novodobým trendem v očním lékařství a v optometrii je řešení refrakce laserovými operacemi. Postupným vývojem se dospělo k tomu, že oko můžeme korigovat sféro-cylindrickou korekcí, ale lze též korigovat i neostrosti způsobené nedokonalým zobrazením jednotlivých optických ploch oka neboli aberace. Díky specifickým metodám a postupům lze posunout hranici vidění do takové kvality, jak nikdy předtím. Ačkoliv laserové operace může provádět jen oční lékař, uplatní se zde i optometrista. Jednou z možností je pomoc optometristy při předoperačních vyšetřeních. Tyto operace dokážou aberace snížit téměř na nulu. Další možností snížení aberací jsou individuální brýlové čočky. Tyto čočky dokážou zlepšit vidění na takovou úroveň, že i za špatných světelných podmínek (pohyb v noci, v mlze a dešti, při zářivkovém světle v kancelářích, u počítače) dokáže člověk pocítit velké zlepšení ve vidění a kontrastu.

Ovlivnění výsledku závisí na zručnosti specialisty, aberometru a dobré spolupráci klienta. V této diplomové práci se v teoretické části zabývám jednotlivými přístroji, které měří aberace celého oka a/nebo rohovky, dále uvádím, na jakém principu tyto přístroje fungují, jak se s nimi pracuje tak, abychom dosáhli co největší přesnosti měření, a tedy i uspokojení potřeb a nároků na vidění klienta. Též popisuji základní rozdělení aberací vyšších řádů a jejich dopad na vidění spolu s matematickými modely, které nám názorně dokážou, buď číselnou hodnotou, nebo grafickým zpracováním, nasimulovat individuální vidění každého člověka. Cílem praktické části je zjištění opakovatelnosti měření přístroje i-Profiler, a zda má vliv drobné natočení hlavy v aberometru při opakovaném usedání na změření velikosti aberací oka.

2. OKO A JEHO MODEL Y

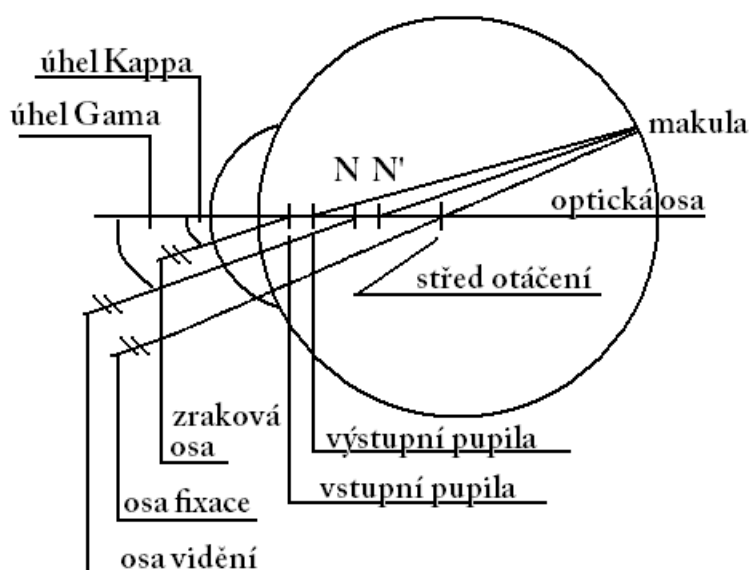
Jak praví pořekadlo: „Nic není dokonalé“. I oko je zatíženo vadami (aberracemi), které mohou zhoršovat kvalitu vidění a tím i kvalitu života. Zhoršení obrazu ovlivňují tři faktory: anatomie, fyziologie a optika oka. Tato část se zabývá pouze optickým zobrazením a faktory ovlivňujícími jeho kvalitu zobrazení na sítnici. V první části budou popsány základní optické soustavy oka a následně jeho modely. Tyto modely se používají pro vysvětlení průchodu paprsků okem, jeho zaostření na sítnici a vymezení základních parametrů oka. Následně jsou využívány jako kalibrační vzor pro aberometry.

2.1. Oko jako optický systém

Oko si můžeme představit jako optický systém tvořený z více optických soustav. Zrakový vjem je vyvolán tak, že odražený paprsek od předmětu, který pozorujeme, dopadne do oka, kde je zpracován sítnicí a je vytvořen signál. Ten je přenesen zrakovou dráhou do mozku, kde je vyhodnocen a je vyvolán zrakový vjem. Budou zde popisovány elementární plochy oka z pohledu optického, protože tyto plochy ovlivňují kvalitu výsledného obrazu. Následným odchytkám od dokonalosti jsou věnovány další kapitoly této diplomové práce.

První optickou soustavu tvoří rohovka. Rohovka se skládá z 5 vrstev, jež jsou si velmi podobné z pohledu homogenity (stejně optické hustoty v různých místech soustavy) a izotropie (stejně chování průchodu paprsků soustavou v různých místech a směrech) prostředí. Rohovka je z pohledu optického hlediska brána jako stejnorodé prostředí, při teoretickém myšlení se dá nahradit dvěma optickými plochami. Za rohovkou paprsek prochází komorovou vodou, čočkou, sklivcem a následně dopadá na sítnici, kde je světlo zpracováno. Komorová voda a sklivec si jsou vzhledem velmi podobné. Komorová voda neustále cirkuluje a nese s sebou živiny pro duhovku, čočku i rohovku. Sklivec má podpůrný účel a udržuje tvar oka. Tato dvě prostředí si jsou velmi podobná, ale nejsou homogenní, tudíž ovlivňují výslednou kvalitu vjemu oproti rohovce a čočce velmi málo, přesto ne zanedbatelně. Jsou to jediná prostředí, kde se nedá zjistit refrakce jinak než výpočtem. Tato refrakce se nazývá zbytková refrakce. Nejsložitějším prostředím je čočka. Nitrooční čočka je nehomogenní prostředí skládající se z jednotlivých koncentrických vrstev, každá vrstva má odlišný index lomu. I v propracovanějších modelech je tvořena

pouze čočkovým jádrem a pouzdrém. Optická osa je definována v modelu oka stejně jako v případě centrované optické soustavy s rotačně symetrickými plochami. Jedná se o spojnicí vrcholů jednotlivých optických rozhraní. Dalšími relevantními osami jsou zraková osa, osa vidění a osa fixace. Zraková osa je spojnice předmětu s vstupní pupilou, poté pokračuje z výstupní pupily do fovey. Úhel, který svírá zraková osa s optickou osou, se nazývá úhel Kappa (K). Osa vidění je spojnice předmětu s předmětovým uzlovým bodem a pak pod stejným úhlem s optickou osou pokračuje z obrazového uzlového bodu do fovey. Úhel, který svírá osa vidění s optickou osou, se nazývá úhel Gama (γ). Osa fixace je spojnice předmětu s foveou, která prochází přes střed otáčení oka. [33].

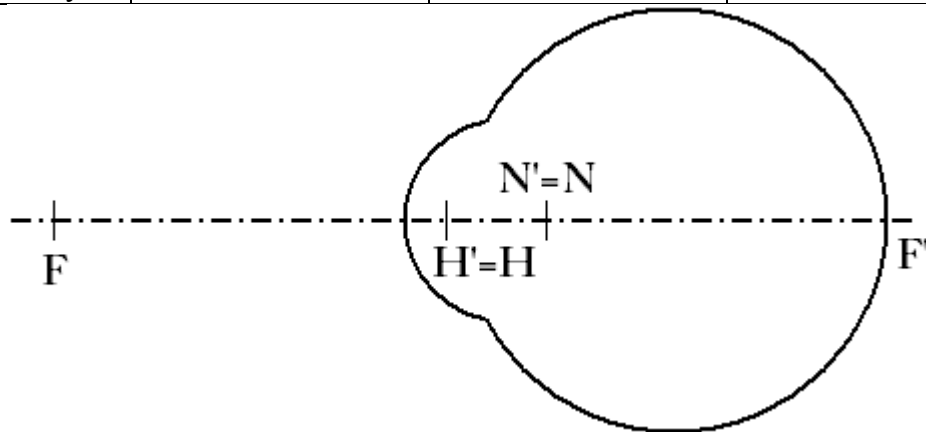


Obr. 1 základní osy oka

2.2. Redukované oko

Donderovo redukované oko je nejméně přesný model oka, který je vyjádřen pouze jednou lámavou plochou. Předozadní délka oka je 24 mm. Přední lámavá plocha, která imituje rohovku, má poloměr zakřivení 6 mm. Dioptrické hodnoty nitrooční čočky a rohovky jsou započteny do celkové hodnoty oka (56 D). Obrazové ohnisko leží ve vzdálenosti 24 mm od první lámavé plochy. Předmětové ohnisko leží ve vzdálenosti 18 mm od první lámavé plochy. Hlavní body oka jsou sloučeny do jednoho bodu, stejně tak i uzlové body. Redukované oko není používáno pro přesné výpočty, ale využívá se pro výpočet velikosti sítnicového obrazu. Existují další typy redukovaných modelů, které jsou zaznamenány v tabulce 1. [1, 28, 29]

| Tab. 1 | Emsleyovo oko | Listingovo oko | Donderovo oko |
|--------------------|---------------|----------------|---------------|
| hlavní body | 0,0 mm | +1,5 mm | +2,0 mm |
| uzlové body | +5,55 mm | +7,2 mm | +7,0 mm |
| předmětové ohnisko | -16,67 mm | -15,7 mm | -18,0 mm |
| obrazové ohnisko | +22,22 mm | +22,9 mm | +24,0 mm |
| index lomu oka | 4/3 | 4/3 | 4/3 |
| zakřivení rohovky | 5,55 mm | 5,73 mm | 6,00 mm |

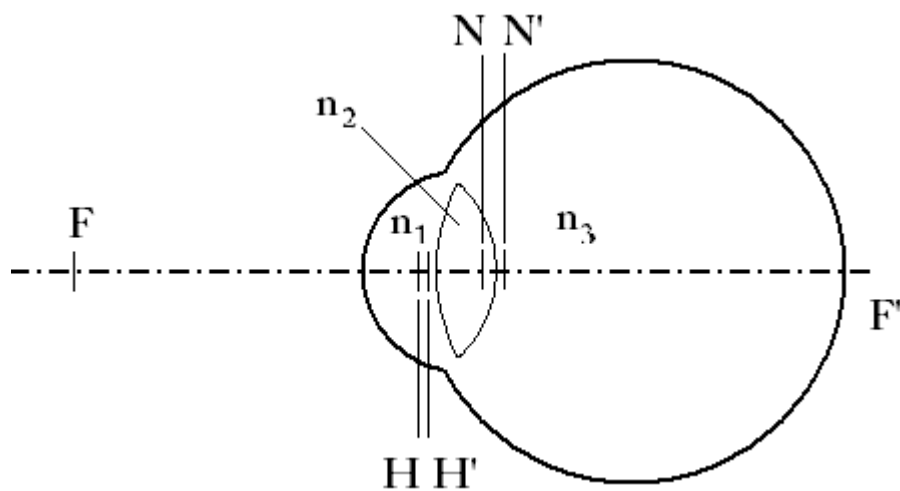


Obr. 2 Donderovo redukované oko

2.3. Schematické oko

Model schematického oka se používá pro složitější výpočty. Schematické oko je složeno z kulové rohovky (r_1), přední plochy čočky (r_2) a zadní plocha čočky (r_3). Model je tedy tvořen třemi lámavými plochami. Prostor mezi rohovkou – čočkou a čočkou – sítnicí je vyplněn kapalinou o stejném indexu lomu. V tabulce 2 jsou i popsány pozice hlavních bodů, uzlových bodů a ohnisek. [1, 28, 7]

| Tab. 2 | zakřivení jednotlivých ploch | vzdálenost jednotlivých ploch mezi sebou |
|---|------------------------------|--|
| polohy významných bodů od vrcholu rohovky předmětový hlavní bod 1,55 mm obrazový hlavní bod 1,85 mm | $r_1 = 7,8 \text{ mm}$ | $d_1 = 3,6 \text{ mm}$ $n_1 = 1,333$ |
| předmětový uzlový bod 7,06 mm obrazový uzlový bod 7,36 mm | $r_2 = 10 \text{ mm}$ | $d_2 = 3,6 \text{ mm}$ $n_2 = 1,416$ |
| předmětové ohnisko -14,99 mm obrazové ohnisko 23,90 mm | $r_3 = -6 \text{ mm}$ | $n_3 = 1,333$ |
| poloha sítnice 23,90 mm | | |

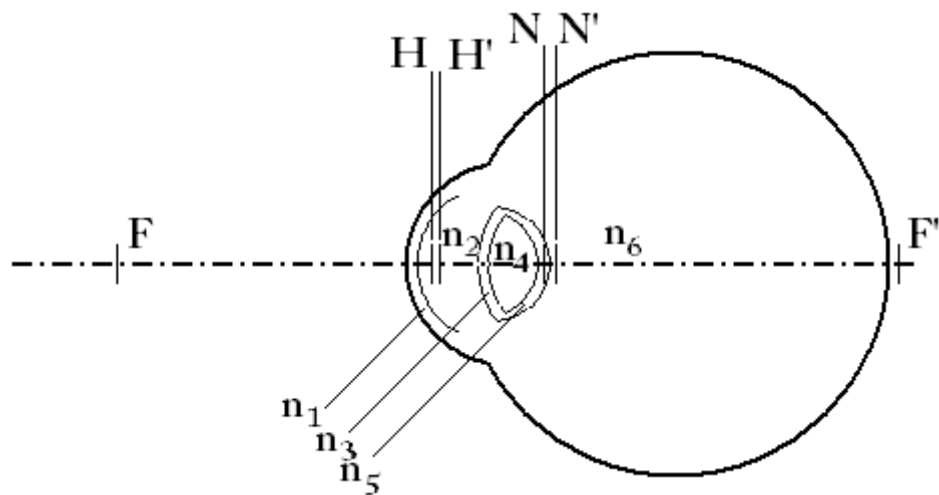


Obr. 3 schematické oko

2.4. Gullstrandovo oko

Opticky nejpropracovanější model lidského oka vymyslel Allvar Gullstrand. Stanovil poloměry křivosti a indexy lomu rohovky, čočky, sklivce, komorové vody a jejich vzdálenosti mezi těmito plochami jak v akomodaci uvolněné, tak i v maximální, navíc, protože je čočka nehomogenní, přidal do svého modelu i jádro čočky. Jednotlivá zakřivení, vzdálenosti lámavých ploch od sebe a polohy významných bodů jsou vyobrazeny v tabulce 3. [1, 28]

| Tab. 3 polohy významných bodů od vrcholu rohovky | zakřivení jednotlivých ploch | vzdálenost jednotlivých ploch mezi sebou | |
|--|---------------------------------|---|---------------|
| předmětový hlavní bod 1,348 mm obrazový hlavní bod 1,602 mm | $r_1 = 7,7$ mm | $d_1 = 0,5$ mm | $n_1 = 1,376$ |
| | $r_2 = 6,8$ mm | $d_2 = 3,1$ mm | $n_2 = 1,336$ |
| předmětový uzlový bod 7,078 mm obrazový uzlový bod 7,332 mm | $r_3 = 10,0$ mm | $d_3 = 0,546$ mm | $n_3 = 1,386$ |
| | $r_4 = 7,911$ mm | $d_4 = 2,419$ mm | $n_4 = 1,406$ |
| předmětové ohnisko -15,707 mm obrazové ohnisko 24,387 mm | $r_5 = -5,76$ mm | $d_5 = 0,635$ mm | $n_5 = 1,386$ |
| | $r_6 = -6,0$ mm | | $n_6 = 1,336$ |
| poloha sítnice 24 mm | | | |



Obr. 4 Gullstrandovo schematické oko

3. ABERACE OKA

Oko, jakožto optické prostředí, je zatíženo vadami. Tyto vady se dají popsat na jednoduchých optických modelech. Tato kapitola podává základní přehled vlnových a paprskových aberací. V oblasti vlnových aberací je uvažována v optometrii obvyklá klasifikace s využitím Zernikeho polynomů. Dále jsou zde popsány matematické funkce popisující kvalitu vidění oka a difrakční teorie. [2, 3, 4]

3.1. Paprskové aberace

Paprskové aberace popisují odchylky zobrazení svazku paprsků z bodového zdroje světla. Následné aberace vznikají v obrazové rovině. Paprskové aberace nezatěžuje vlnová podstata světla. Paprsek je charakterizován křivkou, jejíž tečna udává v každém bodě směr šíření elektromagnetické energie v tomto bodě. V homogenním a izotropním prostředí se paprsek pohybuje přímočaře. Paprskové aberace se rozdělují na monochromatické a chromatické. [15]

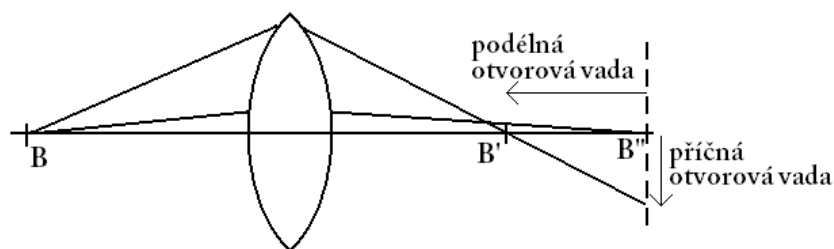
3.1.1. Monochromatické vady

Monochromatické vady vznikají průchodem světla jedné vlnové délky rotačně symetrickou čočkou. Zanedbává se zde vlnový charakter světla a zavádí se pojem paprsek. Následný obraz se zdeformuje. Jednotlivé aberace se rozdělují podle polohy bodového zdroje světla a podle toho, zda je svazek paprsků úzký nebo široký a zda předmět leží na optické ose či nikoliv. Po průchodu paprsků optickou soustavou zatíženou vadami se bod nezobrazí jako bod, ale jako ploška, rovina jako rotační plocha a přímka jako křivka. [10, 15]

3.1.1.1. Otvorová vada

K otvorové vadě (sférická aberace) dochází při zobrazení bodového zdroje světla ležícího na optické ose širokým svazkem paprsků. Paprsky dopadající ve větší dopadové výšce se lámou více než paprsky, které svírají malý úhel s optickou osou. Pokud zobrazíme předmětový bod B, tak v paraxiálním prostoru se zobrazí v bodu B^{''} a v neparaxiálním prostoru v bodu B[']. Vzdálenost mezi body B^{''} a B['] nám udává podélnou sférickou aberaci. Pokud prodloužíme neparaxiální paprsek do ideální obrazové roviny B^{''}, tak vzdálenost mezi tímto průsečíkem a bodem B^{''} nám udává velikost příčné sférické aberace.

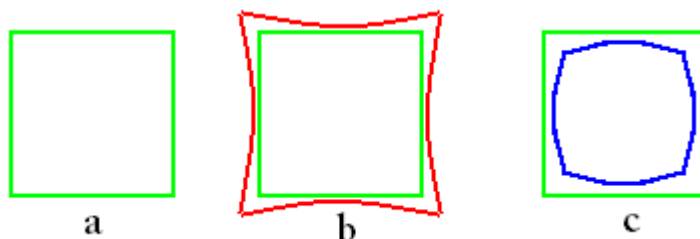
Neparaxiálním úhlem se rozumí úhel větší než 5° . Velikost otvorové vady závisí na dopadové výšce širokého svazku paprsků, indexu lomu čočky, optické mohutnosti čočky a tvaru čočky. Nejjednodušším řešením zmenšení otvorové vady je zaclonění okrajových paprsků, které vykazují největší vadu. V oku je snížení otvorové vady zajištěno reflexní změnou průměru zornice s citlivostí na světlo. Průměr zornice za fotopických podmínek nepřesahuje 2 mm, ale v noci či za zhoršených světelných podmínkách se zornice zvětší až na 8 mm a otvorová vada se projeví. Tento jev je více vysvětlen v kapitole 3.3. [10, 11, 15]



Obr. 5 otvorová vada

3.1.1.2. Zkreslení

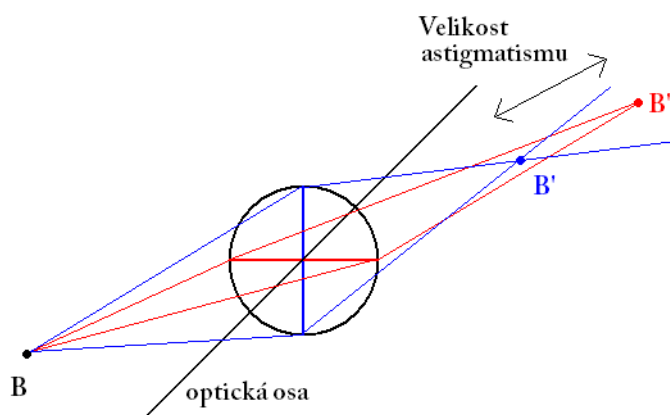
Zkreslení (distorze) vzniká zobrazením úzkého svazku paprsků z mimoosového bodového zdroje světla. Paprsek, který vede z předmětového bodu, se zobrazí po průchodu čočkou jinde než bod získaný pomocí paraxiálního zobrazovacího vztahu. Ve skutečnosti se vytvoří odchylka neboli zkreslení. Bod se zobrazí jako bod, ale přímka se zobrazí jako křivka. Z toho vyplývá, že obraz předmětu je zaostřený, ale dochází k deformaci jeho geometrického tvaru. Důvodem zkreslení je jiná velikost příčného zvětšení v různé dopadové výšce. Čím větší bude úhel, tím větší bude zkreslení. Dochází ke dvěma typům zkreslení – poduškovitému či soudkovitému. Rozdíl mezi ideálním zobrazením, kladným (poduškovitým) zkreslením a záporným (soudkovitým) zkreslením je znázorněn na obrázku 6. [10, 15]



Obr. 6 zkreslení a ideální zobrazení; b poduškovité zkreslení; c soudkovité zkreslení

3.1.1.3. Astigmatismus a zklenutí pole

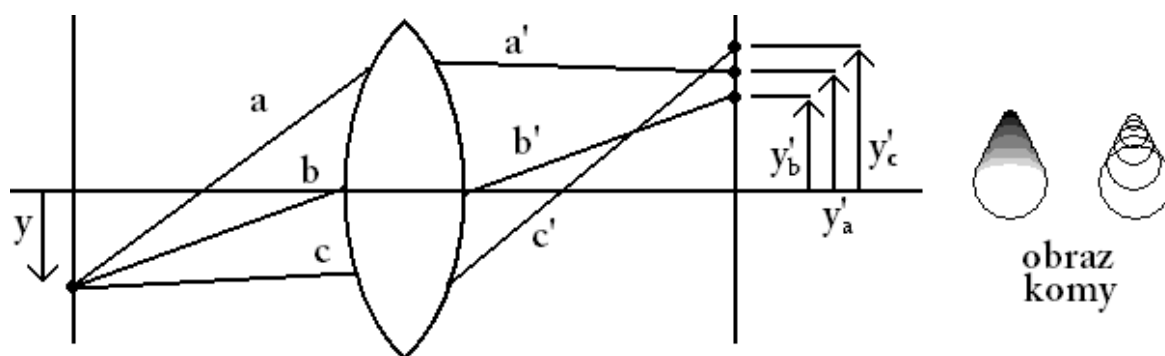
Astigmatismus vzniká při mimoosovém zobrazení úzkého svazku paprsků monochromatického světla. Z bodu vychází v rovině sagitální a tangenciální paprsky, které se po průchodu optickou soustavou zobrazí v různých vzdálenostech, a to v bodech B' a B'' . Roviny sagitální a tangenciální jsou na sebe kolmé a velikost astigmatismu je vzdálenost bodů B' a B'' . K astigmatismu dochází z důvodu, že paprsky dopadají na čočku pod úhlem a v těchto rovinách nemají řezu stejné zakřivení. V těchto meridiánech se paprsky lámou různě. Pokud vyneseme všechny body mezi body B' a B'' , vzniknou nám elipticky rotační plochy. V bodech B' a B'' se bod zobrazí jako úsečka, která se nazývá fokála, přičemž tangenciální fokála je zaostřená v sagitální rovině a naopak. Uprostřed mezi fokálami se vyskytuje kroužek minimálního rozptylu, kde vzniká obraz nejméně rozostřený. Obrazem roviny bude rotační plocha, kterou nazýváme zklenutí pole.



Obr. 7 astigmatismus

3.1.1.4. Koma

Koma vzniká při mimoosovém zobrazení širokým svazkem paprsků. Pokud vycházejí z předmětového bodu tři paprsky (jeden hlavní a dva vedlejší) procházející čočkou, tak se každý jednotlivý paprsek zobrazí v jiném místě obrazové roviny. Hlavní paprsek vychází z předmětového bodu, protíná optickou osu v místě vstupní pupily čočky a dále pak vystupuje z výstupní pupily. Vedlejší paprsky svírají s hlavním paprskem stejný úhel. Ve výsledku se bod nezobrazí jako bod, ale jako rozmazaný bod připomínající kometu. [10, 11, 15]



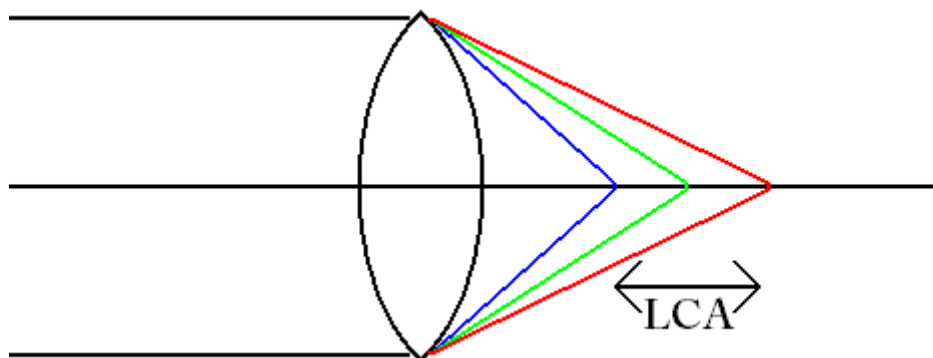
Obr. 8 koma

3.1.2. Chromatické vady

Principem barevné vady je disperze. Bílé světlo je složeno z několika barevných komponentů o různých vlnových délkách. Největší vlnovou délku má červená barva a nejmenší barva fialová. Čím má světlo kratší vlnovou délku, tím se více láme. Rozlišujeme chromatické vady bodového zobrazení širokým svazkem světla na optické ose a mimo osu. [10]

3.1.2.1. Barevná vada polohy

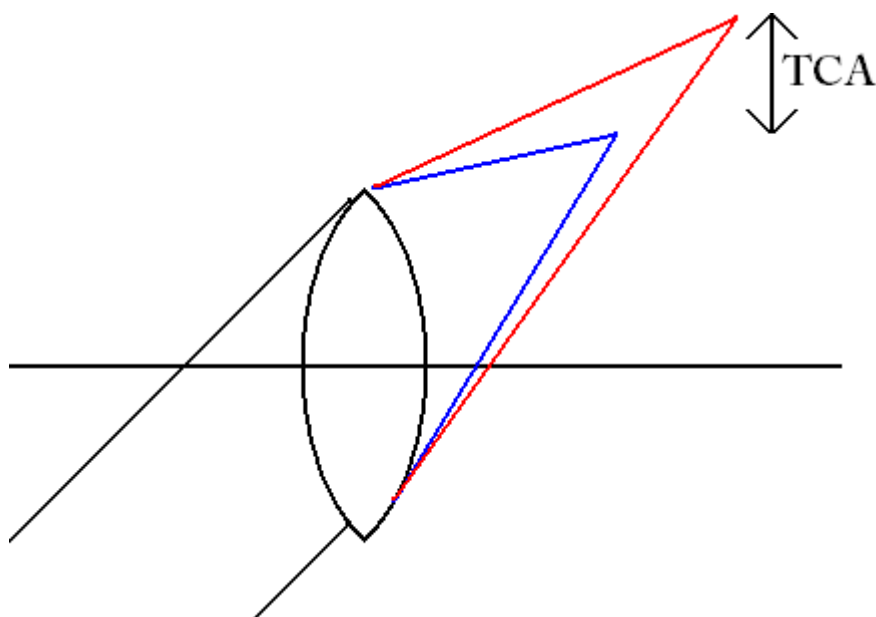
U barevné vady polohy se používá termín LCA (Longitudal Chromatic Aberation). Principem barevné vady je, že předmětový bod leží na optické ose v nekonečnu a na optickou soustavu dopadá chromatické světlo. Zde dochází k disperzi. To znamená, že světlo se na čočce rozkládá na jednotlivé barvy, které se protínají na optické ose v různých vzdálenostech. Zajímavostí je, že rozdíl v lámavosti je tak velký, že aby oko přestřílo z červené barvy na fialovou, muselo by změnit svoji dioptrickou hodnotu, a to až o 2,2 D. Tento rozdíl lidské oko nevnímá, protože je méně citlivé na barvy na okraji spektra světelného (červená, modrá) a více citlivé na střed světelného spektra (zelená, žlutá). Různé barvy mohou být okem vnímány v jiné prostorové hloubce. Červené předměty se mohou jevit vzdálenější než modré objekty. Tento jev se nazývá barevná stereopse. V optometrii se barevná vada polohy využívá pro orientační zjištění sférické vady na takzvaném červeno-zeleném testu. [10, 3, 2]



Obr. 9 barevná vada polohy

3.1.2.2. Barevná vada velikosti

Barevná vada velikosti (TCA – Transversal Chromatic Aberration) vzniká též disperzí, avšak při mimoosovém zobrazení. Velikost barevné vady je viditelná v obrazové rovině, nikoliv na optické ose. [10, 11]



Obr. 10 barevná vada velikosti

3.1.3. Vliv paprskových aberací na oko

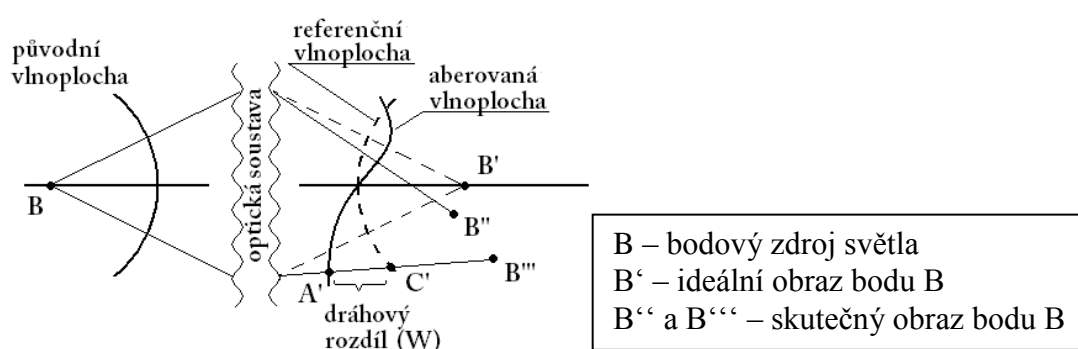
Vliv paprskových, mimoosových a zejména monochromatických, vad na oko je velmi malý. V oku se šikmé paprsky neprojeví, protože velikost fovey, což je místo nejostřejšího vidění, je malá. Velikost pozorovaného ostrého obrazu nepřesahuje více než 5°. Paprsky dopadající mimo foveu nejsou rozpoznány v takové ostrosti, protože hustota čípků od středu fovey klesá, a tím klesá i ostrost. Čípky jsou zodpovědné za barevný vjem

a ostrost obrazu. Tudiž i kdyby byla zaznamenána jakákoli silnější mimoosová vada, oko na ni není citlivé. Tvar čípků umožňuje menší citlivost na paprsky, které dopadají v úhlu větším než 5° . Tento jev se nazývá Stiles-Crawfordův efekt. [13]

3.2. Vlnoplocha a Zernikeho klasifikace

Světelný zdroj je zdrojem energie, která se šíří ve formě vlnění. Pokud uvažujeme bodový zdroj, tak se vlny šíří v koncentrickém sférickém tvaru za předpokladu, že se jedná o homogenní prostředí. Plocha tvořená body, kterých vlna dosáhne za daný čas, je označována jako vlnoplocha. Přesná definice vlnoplochy zní: „Vlnoplocha je množina bodů v prostoru, které při vlnění kmitají se stejnou fází.“ Vlnoplocha se šíří prostorem podle Huygens-Fresnelova principu. Oko není ideální optické prostředí a vlnoplocha se deformuje. Tuto vlnoplochu pak označujeme jako aberovanou a její odchylky od původní vlnoplochy jako aberace. [10, 6, 14]

Pro každý bod (r, θ) aberované vlnoplochy lze stanovit dráhový rozdíl W od původní (ideální, většinou rovinné) vlnoplochy (obvykle v mikrometrech). Přitom (r, θ) jsou polární souřadnice sledovaného bodu, kde vektor r udává vzdálenost bodu od počátku soustavy (většinou střed zornice) a úhel θ udává velikost mezi polohovým vektorem bodu a vztažným směrem ($0 \leq \theta \leq 2\pi$). Tento popis se omezuje na kruhovou oblast o daném poloměru. Průběh funkce $W(r, \theta)$ ve všech bodech dané oblasti zornice pak udává takzvanou aberační mapu oka. [14]



Obr. 11 znázornění aberované vlnoplochy

Je mnoho funkcí, které rozkládají aberovanou vlnoplochu, avšak v optometrii a oftalmologii se nejvíce používají normované, ortogonální Zernikeho polynomy. Skalární součin dvou různých ortonormálních Zernikeho polynomů je roven 0. Normované

polynomy se využívají pro jednodušší matematické zpracování vlnoplochy. Existují různé modifikace zápisu Zernikeho polynomů. Nejvíce se vychází ze standardu z ANSI (American National Standards Institute): $Z_n^{\pm m}$. Index n je hlavní index (radiální) a určuje řád polynomu. Vedlejší (azimutální) index m určuje úhlovou frekvenci (četnost), kde platí, že $m = -n; -n + 2; \dots; n - 2; n$. To znamená, že pokud hlavní index je celé sudé číslo, vedlejší index je také sudé číslo, avšak maximálně do \pm velikosti hlavního indexu. Počet Zernikeho polynomů je nekonečný, avšak v optometristické praxi se využívají do pátého řádu ($n=5$). Rozklad vlnové aberace je dle vzorce:

$$W(r, \theta) = \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{m=-n}^n Z_n^m P_n^m(\rho, \theta)$$

Výpočet Zernikeho polynomu je definován v polárních souřadnicích a jde o součin radiálního polynomu $R_n^m(\rho)$ a azimutální harmonické funkce $\cos m\theta$ nebo $\sin m\theta$.

$$P_n^m(\rho, \theta) = R_n^m(\rho) \begin{cases} \cos(m\theta) \\ \sin(m\theta) \end{cases}$$

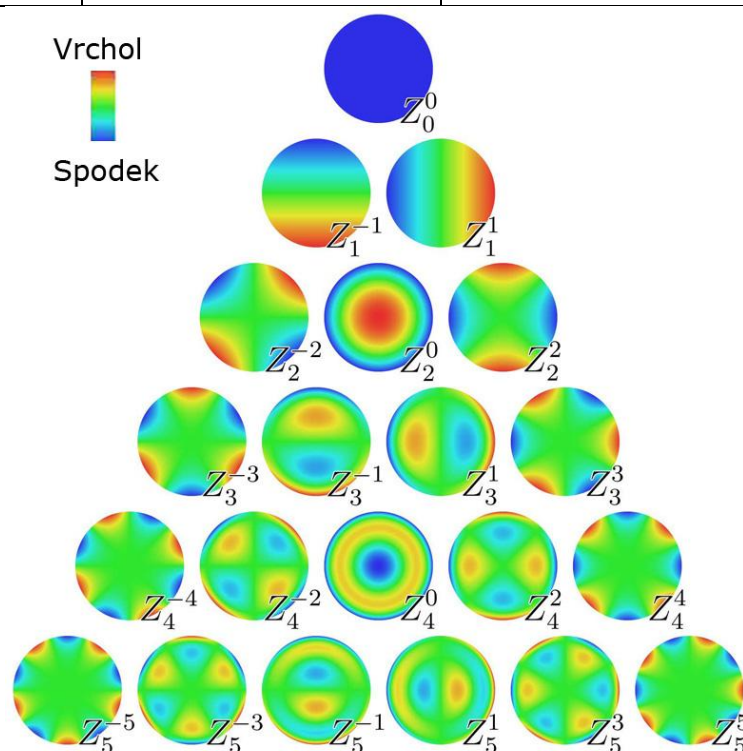
Proměnné θ a ρ představují polární souřadnice, kde ρ je normovaný poloměr nabývající hodnot $0 \leq \rho \leq 1$ a θ je příslušný úhel nabývající hodnot $0 \leq \theta \leq 2\pi$. Velikost Zernikeho polynomu určuje Zernikeho koeficient Z_n^m . [9, 14]

V přístroji i-Profiler (viz kapitola 4.7.) však není využito značení $Z_n^{\pm m}$, ale je použito tzv. modální značení, kde kombinací indexu m a n je přiřazeno jedno celé číslo j . Např. Z_0^0 je označen Z0; Z_1^{-1} je označen Z1 atd. Toto značení se využívá pro jednodušší práci s přístrojem a koeficienty. Vyobrazení jednotlivých polynomů je znázorněno na obrázku 12 a tabulce 4. Na obrázku je pro prostorovou představu použita různobarevná škála. [9, 14]

Tab 4.

| značení Z_j | značení Z_n^m | vzorec normovaných Zernikeho polynomů | název aberace |
|---------------|-----------------|---------------------------------------|-----------------|
| Z0 | Z_0^0 | 1 | piston |
| Z1 | Z_1^{-1} | $2\rho \sin \theta$ | tilt Y (náklon) |
| Z2 | Z_1^1 | $2\rho \cos \theta$ | tilt X (náklon) |
| Z3 | Z_2^{-2} | $\sqrt{6}\rho^2 \sin 2\theta$ | astigmatismus Y |
| Z4 | Z_2^0 | $\sqrt{3}(2\rho^2 - 1)$ | defokus |
| Z5 | Z_2^2 | $\sqrt{6}\rho^2 \cos 2\theta$ | astigmatismus X |

| | | | |
|-----|------------|---|----------------------------|
| Z6 | Z_3^{-3} | $\sqrt{8}\rho^3 \sin 3\theta$ | trefoil Y |
| Z7 | Z_3^{-1} | $\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho) \sin \theta$ | koma Y |
| Z8 | Z_3^1 | $\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho) \cos \theta$ | koma X |
| Z9 | Z_3^3 | $\sqrt{8}\rho^3 \cos 3\theta$ | trefoil X |
| Z10 | Z_4^{-4} | $\sqrt{10}\rho^4 \sin 4\theta$ | tetrafoil Y |
| Z11 | Z_4^{-2} | $\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2) \sin 2\theta$ | sekundární astigmatismus Y |
| Z12 | Z_4^0 | $\sqrt{5}(6\rho^4 - 6\rho^2 + 1)$ | sférická aberace |
| Z13 | Z_4^2 | $\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2) \cos 2\theta$ | sekundární astigmatismus X |
| Z14 | Z_4^4 | $\sqrt{10}\rho^4 \cos 4\theta$ | tetrafoil Y |

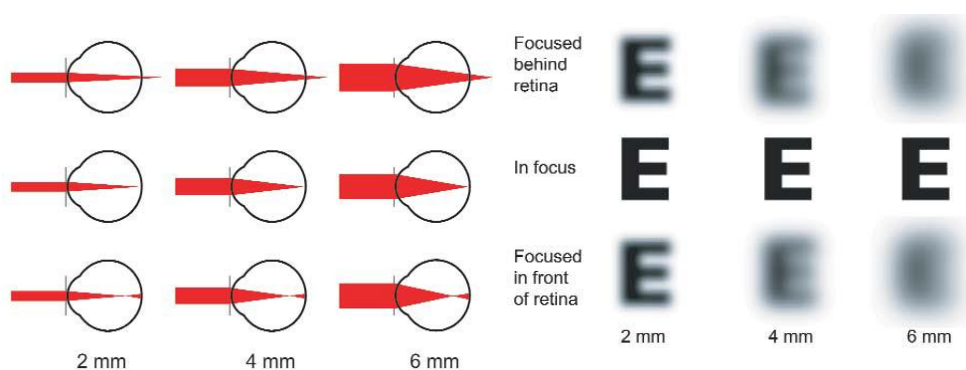


Obr. 12 aberační mapy Zernikeho polynomů v pyramidě

3.3. Rozptylový kroužek

Souvislost mezi velikostí zornice, refrakční vadou a následně rozmazaným obrazem vysvětluje pojem rozptylový kroužek. Pokud vznikne obraz před nebo za sítnicí, tak velikost zornice rozhoduje o tom, jak bude výsledný obraz rozmazaný. Při větší zornici je rozptylový kroužek větší, tudíž více rozmazaný. Velikost zornice závisí na světelných podmínkách. Pokud je dostatek světla, zornice je zúžená a člověk vidí lépe, proto někteří lehce krátkozrací lidé potřebují brýle jen za zhoršených světelných podmínek – např. kino,

divadlo či noční řízení. Myop, krátkozraký člověk, je doslovným latinským překladem „mhouřit oči“. Tímto způsobem se snaží krátkozrací lidé zmenšit rozptylový kroužek, a tudíž mít ostřejší obraz. Dalekozrací lidé dokážou doostřit obraz na sítnici pomocí akomodace. Obrázek 13 demonstruje rozostření písmene E při velikosti zornice 2, 4 a 6 mm. Horní řádek demonstruje oko dalekozraké, prostřední oko bez dioptrií a spodní řádek krátkozraké oko. Na obrázku je vidět, že degradace krátkozrakého a dalekozrakého člověka je teoreticky podobná, avšak v praxi dokáže dalekozraký člověk akomodovat a posunout obraz na sítnici. [6]



Obr. 13 závislost rozptylového kroužku na velikosti zornice

3.4. Difrakční teorie optického zobrazení

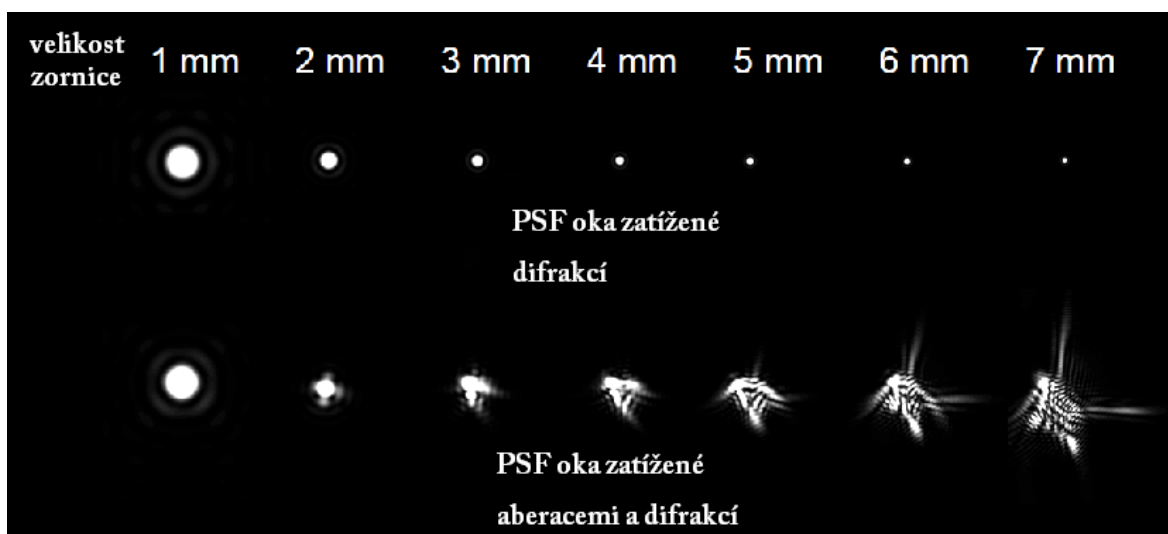
V ideálním případě se bod zobrazí jako bod. V důsledku vlnové povahy světla se však bod zobrazí optickou soustavou jako difrakční ploška vyznačující se určitým prostorovým rozdělením intenzity energie. Rozdělení energie v difrakčním obrazci závisí na vlnové délce světla, tvaru pupily, numerické apertuře a aberacích optické soustavy. [15, 16]

3.4.1. Bodově rozptylová funkce

Pokud máme bodový zdroj světla, který je zobrazen optickou soustavou zatíženou aberacemi a difrakcí, na stínítku zachytíme deformovaný obraz vyznačující se určitým rozdělením intenzity světla. Tento obrazec se nazývá bodově rozptylová funkce (Point Spread Function – PSF). Funkci PSF lze matematicky vypočítat pomocí následujícího vzorce.

$$\text{PSF}(r_i, \theta_i) = K * \left| \text{FT} \left\{ P(r, \theta) * e^{\frac{-i2\pi W(r, \theta)}{\lambda}} \right\} \right|^2$$

K je konstanta a FT je Fourierova transformace. Uvnitř složených závorek jsou dvě komponenty funkce zornice. $P(r, \theta)$ je amplitudová komponenta, která určuje tvar, velikost a propustnost optického systému. Druhá komponenta $W(r, \theta)$ je fázová komponenta a určuje velikost vlnové aberace. Pokud zornice má kruhový tvar a oko není zatížené aberacemi $W(r, \theta) = 0$, tak PSF kopíruje Airyho disk $\theta = \frac{1,22\lambda}{D}$, kde veličina θ je velikost úhlu v radiánech mezi maximální intenzitou a prvním minimem, λ je vlnová délka světla a D je průměr zornice. Oko s nulovou fázovou komponentou je zatíženo pouze difrakcí. Čím je zornice menší, tím je difrakce větší. Ukázka obrazu PSF oka zatíženého aberacemi a difrakcí nebo pouze difrakcí je znázorněno na obrázku 14. [6, 16]



Obr. 14 PSF oka zatížené difrakcí a PSF oka zatížené aberacemi a difrakcí

3.4.1.1. Konvoluce bodově rozptylové funkce

Konvoluce je matematická operace sloužící k simulaci zobrazení předmětu jiného než bodového charakteru. Lze předpokládat, že předměty se skládají z nekonečného pole bodových zdrojů, z nichž každý bod má svou příslušnou intenzitu, postavení a barvu. Konvoluce dává každému z těchto bodů tvar PSF. Při provádění konvoluce je důležité udržovat vhodnou velikost objektu s ohledem na PSF. PSF má pevnou velikost zahrnující typickou velikost $0,5^\circ$ zorného úhlu v normální dilatované zornici 5 mm. Po konvoluci se objeví obraz lišící se v závislosti na úhlové velikosti objektu. Obrázek 15 ukazuje aplikaci konvoluce na písmenu E a obrázek 16 ukazuje aplikaci konvoluce na znacích různé úhlové velikosti. Na tomto obrázku je patrné, že znaky s menší úhlovou velikostí jsou vidět hůře.

$$PSF(x, y) \otimes O(x, y) = I(x, y)$$



Obr. 15 konvoluce PSF, písmena E a následný obraz

20/20 letters

U H

20/40 letters

U H



Obr. 16 konvoluce PSF se znaky s různou úhlovou velikostí

3.4.2. Strehlův poměr

Strehlův poměr (Strehl ratio) je poměr mezi největší intenzitou v difrakčním obrazci oka zatíženého aberacemi a největší intenzity v difrakčním obrazci fyzikálně dokonalého oka. Hodnota Strehlova poměru nabývá od nuly do jedné, kdy jedna znamená, že oko je zatíženo pouze difrakčními jevy. Pokud je Strehlův poměr 0,8 a vyšší, tak se prakticky jedná o dokonalé zobrazení. Pokud se zvětšuje zornice v reálném oku, snižuje se hodnota Strehlova poměru z důvodu působení aberací. Pokud uvažujeme průměr zornice 1 mm, může být hodnota Strehlova poměru z důvodu odclonění aberací až k jedné. To však nevypovídá, že obraz bude dokonale ostrý. V oku se projeví difrakční jevy a kvalita obrazu bude následně horší. Ukázka Strehlova poměru a následného zobrazení PSF je vidět níže v kapitole 4.7.1. na obrázku 32. [6].

3.4.3. Root mean square (RMS)

Funkce RMS vyjadřuje standardní kvadratickou odchylku vlnové aberace na apertuře. To je dáno vztahem:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{r, \theta} (W(r, \theta) - \bar{W})^2}$$

Funkce $W(r, \theta)$ je vlnová aberace, n je počet vlnových aberací a \bar{W} je průměr vlnových aberací. Díky ortonormalitě Zernikeho polynomů můžeme uskutečnit výpočet RMS s pomocí Zernikeho koeficientů C_n^m .

$$\text{RMS} = \sqrt{\sum_{n>0} \sum_m (C_n^m)^2} = \sqrt{(C_1^{-1})^2 + (C_1^1)^2 + (C_2^{-2})^2 + (C_2^0)^2 + (C_2^2)^2 + \dots}$$

RMS značí, jak moc je oko zatíženo aberacemi, avšak tento výsledek neudává kvalitu vidění. Jednotlivé aberace se mezi sebou můžou posilovat či snižovat a funkce RMS pouze vypovídá o celkovém stavu aberací v oku. [6, 9]f

3.4.4. Funkce přenosu kontrastu

Funkce přenosu kontrastu (Modulation Transfer Function – MTF) je další matematická funkce popisující kvalitu zobrazení optické soustavy, v našem případě oka. Objekt je tvořen složitou strukturou a jednotlivé části se vyznačují různou jemností a kontrastem. Tělo člověka se skládá z částí s různou prostorovou frekvencí. Části těla s nízkou prostorovou frekvencí jsou trup, hlava atd. a části s vysokou prostorovou frekvencí jsou vlasy, nos, prsty a další. Je obecně známo, že při degradaci obrazu se nejprve ztrácí objekty s jemnou strukturou (vysokou prostorovou frekvencí), to znamená, že vidíme člověka, jak je oblečený, ale už nerozeznáme knoflíky od kabátu. Tento jev právě popisuje MTF, který nám udává, s jakým kontrastem budou jednotlivé struktury předmětu s různou prostorovou frekvencí zobrazeny. Prostorová frekvence je definována jako počet čar na milimetr či úhlový stupeň. Funkce přenosu kontrastu lze vypočítat Fourierovou transformací bodově rozptylové funkce. [6, 3]

3.5. Vybrané vlnové aberace vyššího řádu a jejich vliv na oko

Aberace se dělí na aberace nižšího řádu (LOA – lower-order aberrations) a vyššího řádu (HOA – higher-order aberrations). LOA (2. řád) se podílejí na vidění v průměrné populaci z 85% a HOA (řád 3 až 5 řád) z 15%. Aberace nižšího řádu jsou ty aberace, jež dokážeme vykorigovat sféro-cylindrickou korekcí v brýlích nebo kontaktních čočkách. Jedná se o defokus a astigmatismus. Hodnoty nižšího řádu se s velikostí zornice nemění, avšak hodnoty vyššího řádu se s velikostí zornice mění. Čím je zornice menší, tím méně aberací vyššího řádu zatěžuje kvalitu vidění (viz kapitola 3.3.) Jednotlivé aberace se navzájem ovlivňují, a tak můžeme říci, že pokud se změní velikost zornice, ovlivní vyšší řády řády nižší. Velikost zornice je ovlivňována okolním osvětlením. Čím je větší osvětlení, tím se reflexivně zornice zužuje. Z tohoto důvodu je v optometristické praxi nutné mít ve vyšetřovací místnosti dobré osvětlení, aby aberace vyššího řádu neovlivnily výslednou korekci. Protože o problému a popisu aberací nižších řádů bylo napsáno

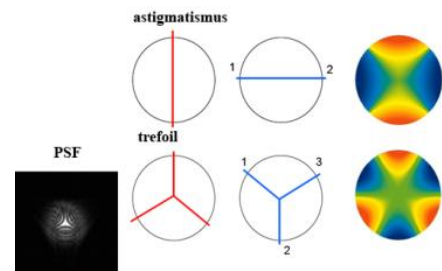
dostatečné množství publikací, tato kapitola bude věnována pouze aberacím vyššího řádu a jejich vlivu na kvalitu vidění. [3, 19]

3.5.1. Trefoil

Trefoil je aberace vyššího řádu, značí se podle Zernikeho klasifikace $Z_3^{\pm 3}$. Trefoil svojí stavbou připomíná astigmatismus s tím rozdílem, že není tvořen dvěma, ale třemi osami. Vzhledem k podobnosti s astigmatismem je pro očního specialistu obtížné nalézt přesnou osu cylindrické korekce při výraznějším trefoilu. Při zjišťování refrakce by se mělo zajistit co největší difúzní osvětlení v místnosti, tím se minimalizuje působení trefoilu. Klient se silným trefoilem udává, že vidí paprskovitě světelné zdroje. Tato vada narušuje kontrastní vidění. [3]



Obr. 17 ukázka vidění se silným trefoilem



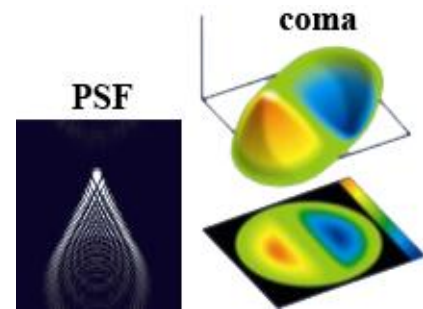
Obr. 18 trefoil s funkcí PSF

3.5.2. Koma

Koma není rotačně symetrická vada. Stavbou připomíná dvě lžíce proti sobě, přičemž jedna je dnem vzhůru a druhá dolů. Tato aberace ovlivňuje sférickou složku oka (defokus). Pro očního specialistu je těžké subjektivně nalézt správnou sférickou korekci. I zde platí, že by ve vyšetřovací místnosti mělo být dostatečně silné osvětlení. Klient se silnou komou může udávat, že vidí „duchy“ na okrajích předmětů. [3]



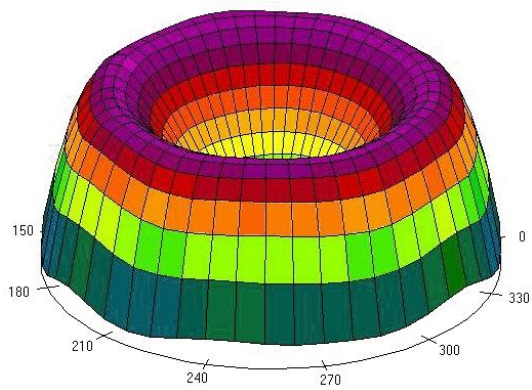
Obr. 19 ukázka vidění se silnou komou



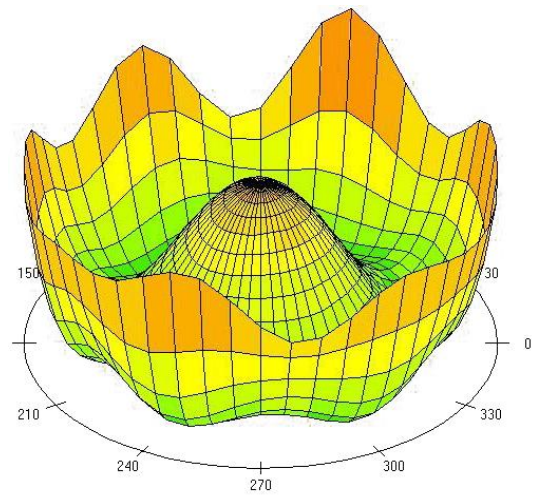
Obr. 20 koma s funkcí PSF

3.5.3. Sférická aberace

Sférická aberace je další vlnová aberace, která zhoršuje kvalitu vidění. Průběh funkce negativní sférické aberace vypadá jako sombrero (viz obr. 22). Pozitivní vypadá přesně naopak (viz obr. 20). Sférická aberace se mění s věkem. Při narození je oko zatíženo především negativní sférickou aberací. Okolo 30. až 40. roku bývá sférická aberace nulová a po tomto věku převažuje pozitivní sférická aberace. Důvodem této změny jsou proměny struktury čočky v průběhu života. Rohovka je zatížena především negativní sférickou aberací a čočka pozitivní sférickou aberací. Postupem času se navzájem rohovková a čočková sférická aberace vykompenzuje a po dosažení středního věku začne převažovat čočková (pozitivní) sférická aberace. Ta je důvodem jevu, který se nazývá noční myopie. Vliv na vidění má především rozdílná velikost zornice. Pokud je za denních podmínek zornice zúžená a klient je vykorigován do stavu emetropie, tak v noci, kdy je zornice rozšířená, se oko jeví jako krátkozraké, a to až do $-1,0$ D a klient vidí rozostřeně. Pokud má naopak negativní sférickou aberaci, tak v denních podmínkách oko vykazuje 0 D (emetrop) a v noci se klient jeví jako dalekozraký. Tento stav nevádí, protože klient dokáže dalekozrakost, a to zvláště v mladém věku, vykompenzovat zvýšeným akomodačním úsilím. Noční myopie postihuje lidi zejména po 30. až 40. roku života. [3]



Obr. 21 pozitivní sférická aberace



Obr. 22 negativní sférická aberace

4. ABEROMETRY, JEJICH PRINCIPY A POSTUP MĚŘENÍ

Přístroje, které měří aberace oka, se nazývají aberometry. Na trhu je mnoho aberomterů s různými metodami měření. V této kapitole jsou u jednotlivých metod uvedeny přístroje s charakteristikou jejich přesnosti. V následující podkapitole jsou popsána základní rozdílní nejpoužívanějších z nich. Vzájemná porovnání výhod a nevýhod jednotlivých přístrojů a metod jsou uvedena v samostatné podkapitole. Protože jsou v praktické části zmíněny statistické postupy měření přesnosti, tak jsou tyto postupy zpracování zahrnuty i do této kapitoly. Dále je zde podrobnější popis aberometrů i-Profiler a Wascy. Přístroj i-Profiler je určen pro stanovení prémiové korekce v optometristické praxi a Wasca se používá k předoperačnímu vyšetření klientů, kteří podstupují refrakční odstranění vady laserovým zákrokem.

4.1. Statistické zpracování přesnosti měření údajů

Přesnost měření se odhaduje tím, že opakujeme měření za stanovených podmínek. Opakovatelnost (repeatability) a reprodukovatelnost (reproducibility) jsou různé techniky měření za různých podmínek, které vedou k různým odhadům a přesnosti. Opakovatelnost je opakování měření v jedné laboratoři či stanovišti jedním analytikem s použitím jednoho zařízení v krátkém čase, kdežto reprodukovatelnost znamená, že opakujeme měření ve více laboratořích, to je prováděno různými analytiky, v delším časovém období a na různých přístrojích. [32]

Přesnost měření můžeme reprezentovat např. směrodatnou odchylkou naměřených dat reprezentující variabilitu měření dané veličiny. Směrodatná odchylka je stanovena podle vzorce

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_n - \bar{x})^2},$$

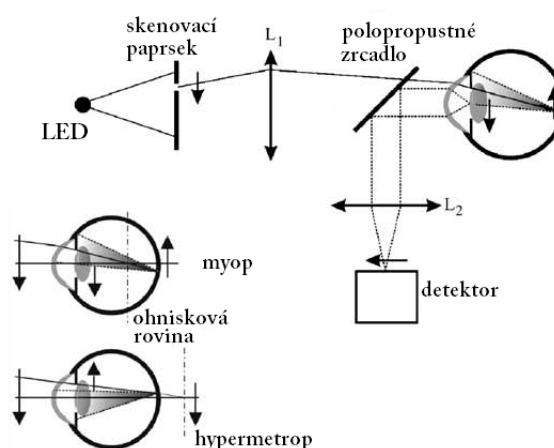
kde n je počet proměnných x_n , proměnná \bar{x} je průměr proměnných. Dalším parametrem je opakovatelnost charakterizovaná obvykle korelačním koeficientem získaným na základě testu – retestu. Měření dané veličiny provedené na dostatečném vzorku subjektů se za stejných podmínek uskutečňuje opakovaně v čase. Pro tyto dvojice

je spočítán korelační koeficient, který vypovídá o shodě opakovaných měření v čase. Koeficient nabývá hodnot od -1 do 1. Přitom hodnota 1, resp. -1 svědčí o pozitivní, resp. negativní závislosti sledovaných veličin. Při hodnotě 0 jsou obě veličiny lineárně nezávislé. V ideálním případě by při testu – retestu získaný korelační koeficient byl roven (nebo velmi blízký) hodnotě 1. Ze získaných dvojic se stanoví vzájemné rozdíly hodnot naměřených v různých časech a pomocí lineární regrese je pak sledována závislost tohoto rozdílu na hodnotě měřené veličiny. V ideálním případě je příslušná regresní přímka totožná s osou x. Mírou opakovatelnosti je velikost vhodně zvoleného (obvykle 95%) konfidenčního intervalu. Konfidenční interval představuje oblast, ve které se nachází příslušné procento měřených dat v okolí regresní přímky. [17]

Vysoká opakovatelnost je nutnou podmínkou dobré přesnosti měření, ale samotná vysoká opakovatelnost nezaručuje dobrou přesnost. [17]

4.2. Double pass aberometr

Zařízení double pass (dynamická skiaskopie) se skládá ze dvou systémů, kde první systém vysílá úzký řez svazku monochromatického světla na sítnici a druhý systém detekuje pohyb světelného stínu. Celý systém se synchronizovaně otáčí podél zrakové osy o 180° za 0,4 sekundy. Každý stupeň je skenován zvlášť. Přístroj funguje na principu skiaskopie. Pokud se pohybuje svazek



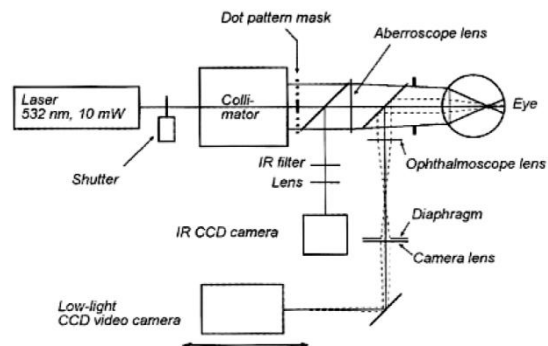
Obr. 23 konstrukce dynamické skiaskopie

světla v myopickém oku, tak vstupuje stín opačně proti pohybujícímu se svazku. V hypermetropickém oku stín vstupuje do zornice ve směru pohybu paprsku světla. Přístroj vyhodnocuje dioptrickou hodnotu oka podle rychlosti, jakou se stín v oku pohybuje. Právě díky rychlosti se vypočítává lokální dioptrická hodnota oka a podle směru vstupujícího stínu detektor analyzuje, o jaký druh a velikost aberace se jedná. Detektor se skládá z deseti čidel. Dvě čidla jsou v páru vedle sebe, slouží pro centraci systému, a 4 čidla jsou umístěna výše a do páru jsou 4 čidla umístěna níže ve vzdálenosti od 2 mm až 5.5 mm od centrovací osy. Čidla detekují paprsky v oku, jež odpovídá jednotlivým bodům,

keré procházejí přes zornici. Celkem stroj nasbírá 1440 (8 x 180), ze kterého program vytvoří aberační mapu. Tuto metodu využívá firma Nidek. [5, 20]

4.3. Tscherningův aberometr

Tscherningův aberometr se skládá ze dvou optických soustav. Jedna aparatura promítá masku bodů na sítnici a druhá ji analyzuje, jak je vidět na obrázku 24.



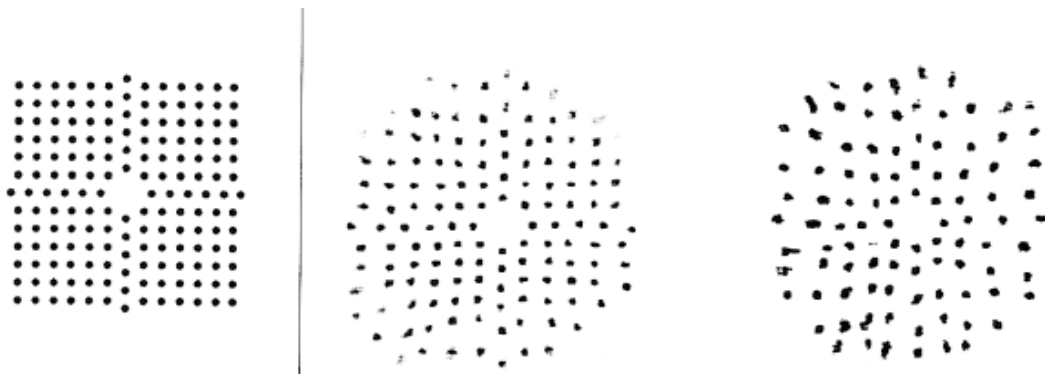
Nd: YAG laser o vlnové délce 532

obr. 24 konstrukce Tscherningova aberometru

nm prochází přes kolimátor, který koherentní svazek rozšiřuje a následně usměrní do rovnoběžného svazku. Přes záměrnou tečkovanou masku promítá světelné body na sítnici. Masku tvoří 168 jednotlivých svazků z rozšířeného Nd: YAG laseru.

Maska je konstruována tak, aby byly vynechány centrální paprsky, které by mohly způsobovat odrazy světla na různých optických površích oka a mohly by snížit kvalitu obrazu světelných bodů na sítnici. Maska je opticky promítána na rohovku, přitom velikost jejího obrazu na rohovce je maximálně 10 mm a její průměr na sítnici je vždy v konstantní velikosti 1 mm. Celkový čas expozice je 40 milisekund s laserovým výkonem s daleko nižším prahem, než dovolují mezinárodní bezpečnostní požadavky.

Detektorová optika analyzující světelné body na sítnici je založena na principu nepřímé oftalmoskopie. V případě, že byla výstupní pupila udržována v konstantním průměru 1 mm, můžeme se domnívat, že detektor neovlivní difrakční jevy. Obraz na sítnici je zachycen vysoce citlivou CCD kamerou spojenou s osobním počítačem. Optické aberace měřeného oka lze nyní vypočítat analýzou sítnicového obrazu světelných bodů. Výsledná aberační mapa vzniká rozdílem mezi světelnými body na sítnici s porovnáním s projekční maskou aberometru. [18, 6]



Obr. 25 vzor projekční masky a její možné zobrazení na sítnici

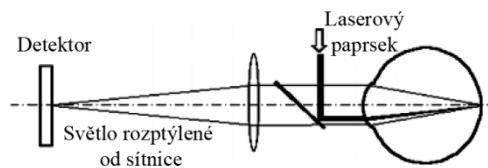
Byla napsána studie zabývající se reprodukcibilitou Tscherningova aberometru, jejíž výsledky jsou uvedeny v tabulce 5. Bylo měřeno 300 očí a každé oko bylo měřeno 5krát, s minimální velikostí pupily 7 mm. [18]

Tab. 5 reproducibilita Tscherningova aberometru

| Parametr | Velikost | Odchylka \pm |
|------------------|--------------------------|--------------------|
| Sféra | od -12,0 do +6,0 D | 0,08 D |
| Astigmatismus | do -4,0 D | 0,08 D |
| Osa astigmatismu | 0° do 180° | $2,0^\circ$ |
| RMS | do 10 μm | 0,04 μm |
| RMS vyšších řádů | do 2 μm | 0,02 μm |

4.4. Ray tracing aberometr

Technika ray tracing analyzuje odklon polohy tenkého laserového paprsku promítaný na sítnici od dokonalého zobrazení. Paprsek je směřován do oka rovnoběžně se zřakovou osou oka. Po dopadu se paprsek odráží a přes kolimační čočky aberometru dopadá na detektor, který analyzuje velikost odklonu paprsku. Postup opakuje v různých částech zornice. Každý bod poskytuje vlastní projekci, která je zachycena detektorem. Z údajů porovnávaných různé odklony odražených paprsků se vytvoří aberační mapa oka a následně i další matematické funkce (PSF, MTF). Celková doba skenování oka je v rozsahu 10 až 20 ms. Čas závisí na počtu zjišťovaných bodů, stejně tak i na počtu opakovaných měření každého bodu.



Obr. 26 průchod paprsků ray tracing aberometru

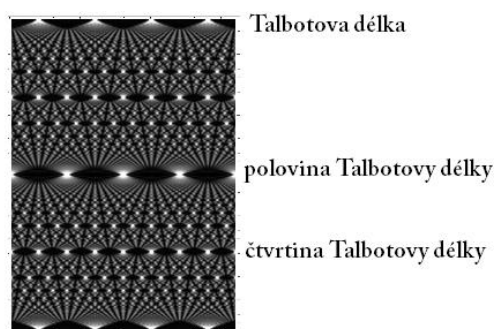
Nastavení skenování vzoru je vybrána

uživatелеm. Rozsah měřených bodů je v rozmezí 60 až 400 bodů, z nichž každý je měřen 1 až 5 krát. Výchozí nastavení je 64 měřených bodů 5krát kontrolovaných. Jako referenční model se použilo Listingovo schematické oko. [18]

Vyšla studie zabývající se reprodukcibilitou ray tracing aberometru. Bylo naměřeno 20 pseudoafakických očí, a to z důvodu, aby akomodace neovlivnila výsledná měření. Z 60 % měření byla reprodukcibilita nižší než $\pm 0,10$ D a 95 % měření odchylky vyšly do $\pm 0,20$ D. [18]

4.5. Aberometr založený na Talbotově efektu

Roku 1836 Henry Fox Talbot zjistil, že při průchodu rovinné vlny monochromatického světla difrakční mřížkou vzniká periodicky se opakující difrakční obrazec. Vzdálenost příslušná této periodě se označuje Talbotova délka a vzniklé obrazy jako Talbotovy obrazy. V polovině Talbotovy délky se difrakční obraz vyskytuje stejně velký, ale fázově posunutý o půl periody. Avšak když zkrátíme



Obr. 27 Talbotovy obrazy

Talbotovu délku na jednu čtvrtinu, vyskytuje se zde ten samý difrakční obraz štěrbin, ale s dvojnásobnou prostorovou frekvencí. Tento jev vzniká pouze blízko u difrakční mřížky za předpokladu splnění Fresnelovy difrakce. Jednotlivé Talbotovy obrazy jsou vidět na obrázku 27. [12, 35]

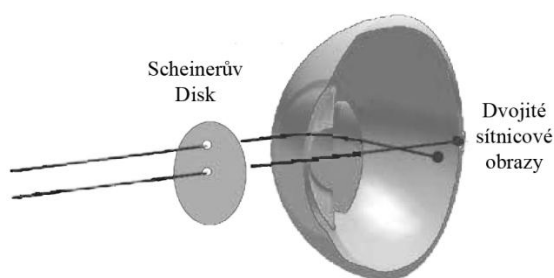
Difrakce je ohyb paprsku na překážce, která je přibližně velká jako vlnová délka světelné vlny, která na ni dopadla. Při dopadu na překážku se paprsek ohýbá a pokračuje do prostoru za hranici optického stínu dle Huygensova principu. Na optické mřížce dochází k mnoha difrakcím najednou a na stínítku pozorujeme interferenci neboli skládání vln. Pokud se setkají dvě monochromatické vlny stejné vlnové délky ve fázi, dojde k sloučení a na stínítku vidíme světlý bod, ale pokud se sloučí vlny v protifázi, vznikne tmavé místo. [21, 12]

Aberometr vysílá do oka monochromatický paprsek světla, jenž se odrazí a rozptyluje sféricky od sítnice. Vlnoplocha zatížená aberacemi oka dopadá na křížově konstruovanou difrakční mřížku a následně vznikají zdeformované Talbotovy obrazy, které jsou detektorem analyzovány. Na základě deformací obrazů se pomocí příslušného

softwaru stanovuje aberační mapa s následnou Zernikeho klasifikací. Detektorová kamera je umístěna v Talbotově délce. Na tomto principu pracuje přístroj Z-View, který dokáže analyzovat až 16 000 čtverečních bodů oka v zornici o průměru 7 mm. Jedinečností tohoto přístroje je, že měří obě oči najednou. [21]

4.6. Shack-Hartmannův aberometr

Základem Shack-Hartmannova aberometru je senzor skládající se s Hartmannova disku a Shackova senzoru. Hartmannův disk vychází z principu Scheinerova disku (obr. 28). Scheinerův disk je tvořen dvěma otvory. Pokud projde svazek světla ze světelného zdroje v

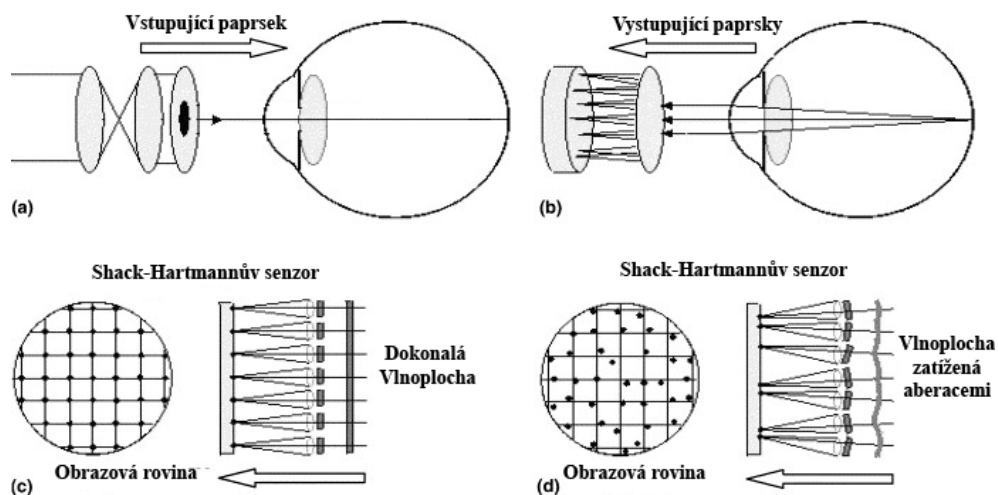


nekonečné vzdálenosti přes tento disk, vytvoří se dva rovnoběžné svazky, které když dopadnou do emetropického oka, sejdou se jejich paprsky v jednom bodě. Pokud se zobrazí na sítnici dva body, tak se jedná o oko ametropické. [18]

Obr. 28 Scheinerův disk

Pokud je do Scheinerova disku vytvořeno více otvorů, vznikne nám Hartmannův disk. Tento disk, který byl vynalezen německým optikem J. Hartmannem (1904), nebyl primárně vytvořen pro aberometry, ale dával se jako testovací maska do dalekohledů pro určení kvality zobrazení. Při průchodu paprsků z hvězd přes tento disk a přes dalekohled se z následných posunutých bodů určovaly nedokonalosti zobrazení daného dalekohledu. V aberometru je Hartmannův disk nahrazen soustavou čoček kopírující vzor Hartmannova disku z důvodu zvýšení světelnosti. Posledním prvkem, který je důležitý u popisovaného aberometru, je Shackův senzor, jenž detekuje horizontální a vertikální posun každého paprsku. [18, 27]

Nyní byly popsány nejdůležitější komponenty aberometru a následuje vysvětlení, jak aberometr pracuje. Nejprve laser o výkonu $10 \mu\text{W}$ podél zrakové osy dopadá na sítnici, paprsek se odrazí, rozptýlí se a prochází přes oční média zpět do aberometru. Vlnoplocha dopadá na soustavu čoček Hartmannova disku a každá čočka fokusuje malou část vlnoplochy na Shackův senzor. Ten detekuje odchylku zobrazení a následně se na základě těchto odchylek vypočítává aberační mapa měřeného oka. Pokud se zobrazí dokonalá vlnoplocha, následný obraz vypadá tak, jak ukazuje obrázek 29 (c). Pokud však oko má nějaké aberační odchylky, následný obraz na Shack-Hartmannově senzoru může vypadat jako na obrázku 29 (d). [18]



Obr. 29 průběh laserového paprsku okem a následný obraz na Shack-Hartmannově senzoru

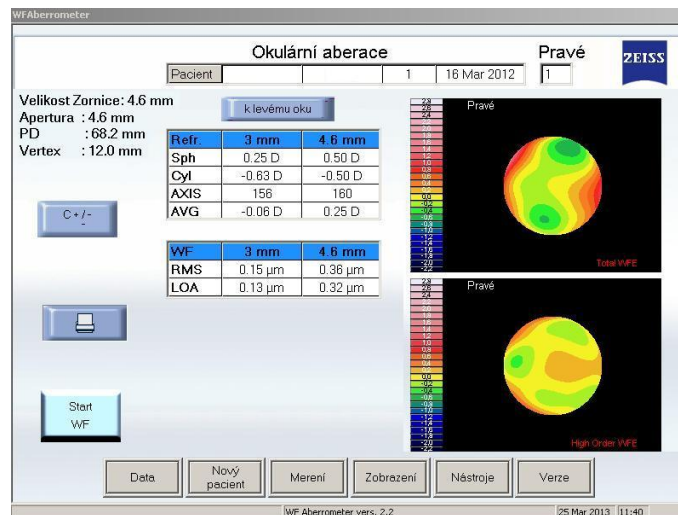
4.7. i-Profiler

i-Profiler pracuje na základě Shack-Hartmannova principu. Tento aberometr obsahuje také keratograf. V uživatelském manuálu jsou publikována tato technická data: měření sférické složky oka je v rozmezí od $-20,0$ D do $+20,0$ D, cylindr až do $+8,0$ D, počet měřících bodů je až do 1 500, oblast měření je od 2 do 7 mm a je rozdělena do třech zón, doba měření jednoho oka je 0,2 sekundy. Výrobce neudává reprodukcibilitu měření. i-Profiler měří i topografické parametry rohovky pomocí odrazu Placidových kroužků rohovkou (viz kap. 5.2.). Výrobce udává přesnost keratografu na $\pm 0,05$ D ($\pm 0,01$ mm) a reprodukcibilitu $\pm 0,10$ D ($\pm 0,02$ mm). Výsledky mého měření reproducibility na přístroji i-Profiler na Přírodovědecké fakultě v Olomouci jsou uvedeny v experimentální části. Přístroj je plně automatický. Samostatně centruje zornici a následně se zcentruje podél zrakové osy. Na druhé oko přejíždí automaticky o předem nastavenou pupilární distanci a postup opakuje. [3, 25]

4.7.1. Software i-Profileru

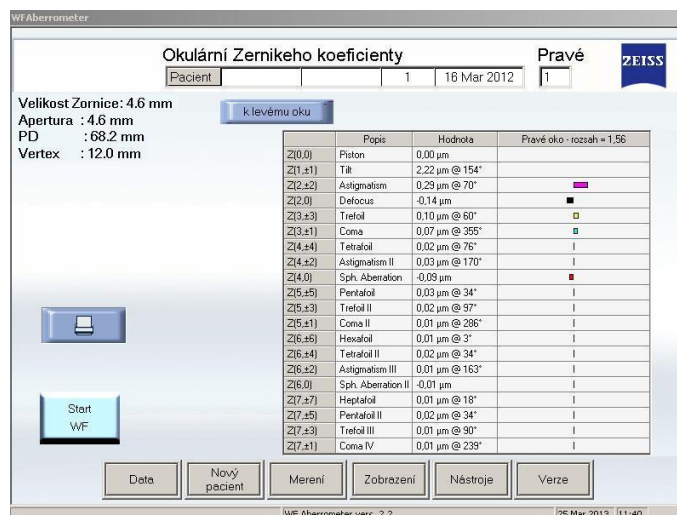
i-Profiler nabízí několik možností zhodnocení vyšších řádů. První screen nabízí pohled na aberační mapu celkového stavu oka nižších a vyšších řádů. Na spodní části obrazovky vpravo ukazuje pouze mapu aberace vyššího řádu. Tyto mapy lze jednoduchým dvojkliknutím zvětšit, otevře se tak nabídka pro další zpracování obrazu. Dále nám přístroj nabízí změřenou sférickou a cylindrickou brýlovou korekci, která by byla optimální za denního světla a za snížených světelných podmínek. Toto je vyjádřeno velikostí pupily, kdy třímilimetrová pupila je průměrná šířka zornice za fotopických podmínek a

pětimilimetrová je za mezopických až skotopických podmínek. I zde však může nastat tzv. přístrojová myopie. Výrobce se snaží tento jev snížit pomocí zamlžovací čočky o síle 1,5 D, ale nelze ji vyloučit. Proto nedílnou součástí je překontrolování objektivní refrakce subjektivní metodou. Dále přístroj nabízí sférický ekvivalent a vyhodnocení RMS a aberace nižšího řádu. [3, 25, 4]



Obr. 30 i- Profiler 1. screen

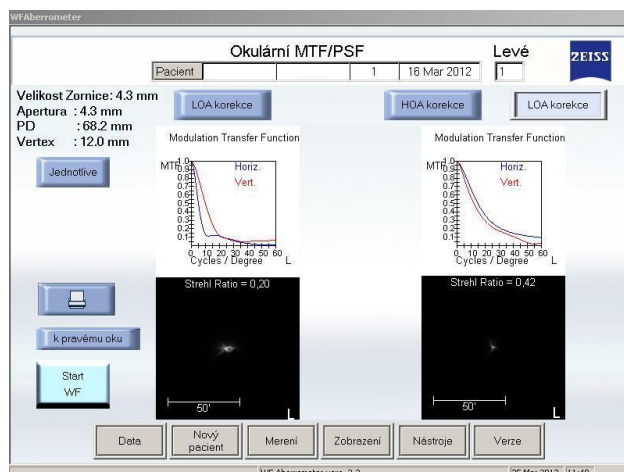
V kartě zobrazení je i možnost zobrazení Zernikeho polynomů. Nejsou zde popsány přesně podle rozložení, ale polynomy se stejným hlavním a vedlejším \pm indexem jsou sloučeny a jsou zapsány v polárním zápisu, kde jsou dány svojí velikostí a úhlem. Toto platí pro rotačně nesymetrické polynomy. Sloučení je výhodné pro uživatele přístroje i-Profiler, protože je vidět na první pohled, jaká vada zatěžuje oko více a jaká méně. Z přístroje lze vyexportovat data jednotlivých aberací v textovém souboru, ale zde jsou již jednotlivě seřazena pomocí modálního zápisu Zernikeho polynomů. [3, 25]



Obr. 31 i- Profiler 2. screen

Účelem i-Profileru je především porozumění aberacím vyšších řádů a následně jejich snížení pomocí sféro-cylindrické korekce. Proto korekce vyšších řádů pomocí brýlové korekce nelze plně korigovat, ale lze je snížit na takovou úroveň, abychom zvýšili kontrastní citlivost klienta, a tudíž i kvalitu vidění. Mezní hodnoty, kdy je doporučeno využít brýlové korekce, jsou přibližně od 0,1 μm do 0,3 μm u jednotlivé aberace. Jsou různé mezní hodnoty pro různé aberace, ale pro přehledovou znalost a představu, kdy korigovat vyšší řády, tyto mezní hodnoty stačí. Brýlová korekce klienta, jenž má tyto mezní hodnoty, by měla být vhodná jak na nošení za dne, tak i v šeru, popřípadě v noci. Pokud je hodnota aberace nad 0,3 μm , je doporučeno mít dvoje brýle, jedny nosit ve dne a druhé za zhoršených světelných podmínek nebo popřípadě zvažovat jiné možnosti korekce aberací vyšších řádů než pomocí prémiové korekce. [3, 25]

V kartě zobrazení je položka MTF/PSF. V tomto screenu je možné podívat se na MTF a PSF daného oka. Je zde volba srovnání dvou stranově stejných očí podle námi zadaných kritérií. Na levé straně obrazovky je možno nastavit korekci LOA oka vyměřené i-Profilerem nebo bez korekce aberací nižšího řádu. Na pravé straně obrazovky lze nastavit oko bez korekce, s korekcí LOA a zvláště korekci HOA. Automaticky se vygeneruje křivka MTF a obrázek funkce PSF a lze se podívat na kvalitu zobrazení měřeného oka a rozdíly hodnot s korekcí a bez korekce.[3, 25]



Obr. 32 i- Profiler 3. screen

4.8. WASCA

Další přístroj, který pracuje na Shack-Hartmannově principu a využívá se pro předoperační vyšetření na zákrok laserem z důvodu odstranění refrakční vady, se jmenuje Wasca. Tento přístroj je využíván v refrakčním centru Lexum. Výrobce (Carl Zeiss) udává repetabilitu měření standardních deviací $\pm 0,1$ D. Vnitřní stavba přístroje je velmi podobná, co se týče rozlišovacích bodů, Shack-Hartmannovu senzoru jako u i-Profileru. Rozdíl je v tom, že není automatické centrování a celková doba měření jednoho oka je 13 ms, centrace probíhá ručně, rozsah měření sférické složky oka je od $-15,0$ D do $+7,0$ D včetně cylindrické složky, a to do $+5,0$ D. Přesnost měření je $\pm 0,15$ D v rozsahu od $-14,0$ D do $+6,0$ D včetně $+3,0$ D cylindru a přesnost $\pm 0,5$ D od $-15,0$ D do $+7,0$ D včetně $+5,0$ D cylindru. Repetabilita standardních deviací u WASCY je $\pm 0,1$ D. Navíc má proti i-Profileru mnohem propracovanější software, umožňuje totiž data získaná Wascou dále zpracovávat v jiných přístrojích nutných pro refrakční operace. [24]

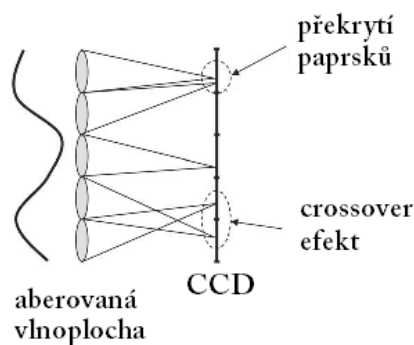
4.9. Srovnání aberometrů a jejich obecný princip

Tato kapitola pojednává o výhodách a nevýhodách jednotlivých metodik zjišťování aberací vyšších řádů a srovnání jednotlivých postupů mezi sebou. Každá metoda má svoje omezení a různé uspokojení různých cílů a potřeb uživatele, popřípadě pracoviště, které je využívá. Srovnání aberometrů je uvedeno ve dvou publikacích – Plosone z roku 2012, kde srovnávají 4 aberometry, a Journal of Cataract & Refract Surgery, kde srovnávají 6 aberometrů. Tato publikace je z roku 2005.

V úvodu článku z *Cataract & Refract Surgery* je zmíněno, že různí výrobci používají různá značení, která mohou být matoucí pro uživatele a celý článek byl vytvořen z důvodu sjednocení jednotlivých pojmů a k následnému snazšímu výběru aberometru pro vlastní klinickou praxi. Není zde uvedeno statistické srovnání mezi aberometry, naopak článek z *Plosone* se zabývá statistickým zhodnocením variability mezi aberometry.[20, 21]

Všechny aberometry jsou založeny na posunu ohniska. Princip zobrazení ideální čočkou je, že vždy láme všechny rovnoběžné paprsky s optickou osou do obrazového ohniska čočky. Avšak pokud je čočka jakkoliv nedokonalá, budou se jednotlivé paprsky lámat jinak a dojde k ohniskovému posunu (ang. focal shift). Pokud budeme každý místní paprsek zkoumat zvlášť, dostaneme soubor těchto lokálních posunů, ze kterých můžeme zrekonstruovat aberační mapu. Na tomto principu fungují všechny aberometry. Sledují v malém místě zkoumané optické soustavy, o kolik se posune ohniskový bod oproti dokonalému zobrazení. [20]

V tomto odstavci bude popsáno různé rozdělení podle způsobu získávání dat měření a jejich výhody a nevýhody. Základním rozdělením je získávání dat subjektivní, nebo objektivní metodou. Subjektivní přístroje vyžadují komunikaci během měření mezi vyšetřujícím a vyšetřovaným. Měření subjektivními přístroji je náročnější na čas. Objektivní přístroje mají tu výhodu, že je lze použít i na nespolupracující klienty, jako jsou děti či postižené osoby. Další dělení aberometrů je podle měření – zda je měření sériové, nebo paralelní. U sériového měření se měří bod po bodu, kdežto u paralelního měření se zjišťují všechny bodové odchylky v jednom okamžiku. Sériové měření zatěžuje delší časová náročnost, ale nevyskytne se zde crossover efekt. Pokud je ohniskový posun velký, tak dva lokální paprsky se mohou fokusovat v jednom bodě, nebo dokonce zobrazit zkříženě. Výsledkem je, že detektor lokálně detekuje ohniskový bod, který je nejbližší, nikoliv bod, kterému odpovídá lokální aberace (viz obr. 33). Crossover efekt u paralelního měření limituje aberometry menším dioptrickým rozsahem než u sériového měření. Tento jev se také vyskytuje u očí s rohovkovými jizvami, kataraktami a dalšími nemocemi či vadami. Aberometry je možno rozdělit podle průchodu měřícího paprsku optickými médii za účelem změření aberací oka. Dělí se na jednopříchodové (single-pass) a dvouprůchodové (double-pass) metody. Dalším rozdílem je, zda se jedná o přední či zadní projekci. Pokud detektor analyzuje aberační body ze sítnice, jedná se o aberometry s přední projekcí. Zadní projekce je analýza bodů, jež se projektují přímo na detektor aberometru. [20]



Obr. 33 crossover efekt

4.9.1. Hardwarové a softwarové srovnání aberometrů

Tato podkapitola se bude věnovat rozdílům jednotlivých aberometrů v získávání aberačních map podle různých metod. V publikaci [20] je srovnání výhody a nevýhody aberometrů Visual Function Analyzer (Ray tracing), OPD-scan (Double pass), Zywave (Shack-Hartmann), WASCA (Shack-Hartmann), MultiSpot (Shack-Hartmann), Allegretto (Tscherning). Všechny tyto stroje mají základní prvky k práci s aberacemi. Jednotlivé aberometry mají tyto stejné vlastnosti: měření refrakce a wavefront aberací, výpočet RMS celkových aberací, výpočet RMS vyšších a/nebo nižších řádů, výpočet PSF (kromě WASCY). Dále je zde popsáno, v jakých detailech se jednotlivé aberometry liší. [20]

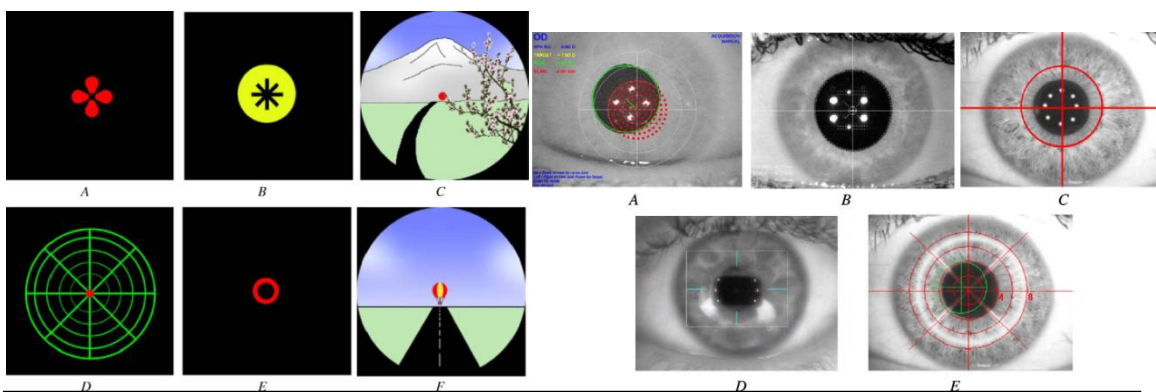
4.9.1.1. Detaily měření

Vlnová délka měřícího paprsku je od 650 nm (Visual Function Analyzer) do 850 nm (WASCA). Kompenzace chromatických aberací je jen u MultiSpotu a Visual Function Analyzer, a to na softwarové úrovni. Počet měřených bodů je od 80 (Zywave) do 1452 (WASCA). Nejrychlejší měření je u WASCY, které trvá 0,013 sekundy. Ostatní přístroje potřebují od 0,03 do 0,50 sekundy. Maximální měřitelný průměr pupily je od 6,0 mm (OPD-scan) do 9,0 mm (WASCA). Měřitelný rozsah dioptrií je podobný, a to od -15,0 D do 7 D (cylindr 0 až ± 5 D) kromě OPD-scanu, který má rozsah od -20,0 D do +22,0 D (cylindr 0 až ± 12 D). Automatickou kontrolu kvality měření nemá pouze WASCA. Ostatní stroje mají vlastní individuální posuzování kvality měření. Visual Function Analyzer a OPD-scan kontrolují jednotlivé body, a pokud se dostanou pod jistý práh intenzity, dojde k zamítnutí těchto bodů. U Visual Function Analyzer je možnost zkontrolovat tyto body a znovu je povolit. Zywave vypočítává repetabilní kritérium a musí být vyšší než hranice zadaná výrobcem, aby bylo měření validní. Automatické zprůměrování měření mají 4 z 6 těchto strojů. OPD-scan zprůměruje 3 měření, a pokud jedno měření vyhodnotí jako

nekvalitní, zamítne ho a zopakuje. Zywave udělá 5 měření a zprůměruje 3 měření s nejlepším repetabilním kritériem. MultiSpot přístroj zaznamenává měření a operátor vybere ta měření, která mají být zprůměrována. Allegretto udělá 4 měření, která lze později manuálně zprůměrovat. WASCA a MultiSpot umisťují pozorovací značku do zdánlivého nekonečna, ostatní stroje používají zamlžovací čočku. [20]

4.9.1.2. Zaměřování a centrace

Všechna zařízení centrují podél zrakové osy, kromě OPD-scanu, který využívá osu vidění, avšak ta je následně přepočtena na standardní parametry zrakové osy (viz kap. 2.1.). Analýza vlnoplochy je v úrovni vstupní pupily oka. Pozorovací značka u všech přístrojů je navržena tak, aby pacientova pozornost směřovala ke středu záměrné značky. Pouze Zywave má obrázek, kde jsou i pro oči zajímavé podněty mimo střed značky, a tak se může klient dívat jinam než na místo centrace. 3 z 6 zařízení mají záměrné kruhy k centraci zornice pacienta, a to OPD-scan, Zywave a WASCA. Visual Function Analyzer detekuje okraj zornice, ze které se pak zcentruje na střed. MultiSpot využívá dvě koncentrické kružnice. Allegretto využívá propracovanější systém, kdy užívá Purkyňových odrazů. Dochází ke dvěma reflexům, jež se zarovnávají se záměrnými značkami aberometru. Tato centrace má odchylku pouhých 0,1 μm . Dále se studie zabývá náročností přístroje na operátora a klienta. Z pohledu klienta nebyl žádný problém s absolvováním měření. Pouze byli klienti nespokojeni s pozorovací značkou u WASCY, protože značka byla při krátké době únavná. U Allegretta si stěžovali na oslnění bleskem a na hlučnost přístroje. Z pohledu operátora bylo u většiny aberometrů snadné naučit se s nimi měřit, kromě MultiSpot, který byl náročný, a Allegretta, kde bylo učení středně náročné. [20, 33, 2]



Obr. 34 ukázka záměrných testovacích značek (vlevo) a centrovacích značek (vpravo). A) VFA; B) Allegretto; C) Zywave; D) WASCA; E) MultiSpot; F) OPD-scan

4.9.1.3. Shrnutí

Visual Function Analyzer je jediné zařízení, které používá ray tracing. Je velmi flexibilní a robustní pro extrémní případy. Měření byla získána i z patologických stavů, jako jsou katarakty nebo onemocnění rohovky. Visual Function Analyzer také umožňuje značnou volnost obsluhy během i po měření. OPD-scan používá double pass metodu a má také integrovaný rohovkový topograf. Kompaktní design s integrovaným počítačem a rohovkovým topografem je ideální pro malé oftalmologické praxe. Při používání tohoto přístroje je důležité ujistit se, že zornice je plně rozšířená (nejsou zde žádné varianty změny velikosti zornice během měření), aby se zabránilo výsledné nepravidelnosti tvaru zorničky. Pro export Zernikeho polynomů z OPD-scanu je třeba zajistit, aby minimální průměr pupily byl 6 mm. Jakmile bude menší průměr, vzniknou nevalidní Zernikeho koeficienty. Pomocí Zywave zařízení se každý krok měření provádí postupným klepnutím na tlačítko na joysticku. Jedno měření obsahuje pět nezávislých wavefront měření a nejlepší tři měření jsou automaticky vybrána podle repetabilního kritéria. Během zkušební doby naměřil zdravému pacientovi cylindrickou hodnotu o síle 0,5 D ve 4 měřeních a při jednom měření ukázal evidentně falešnou hodnotu -4.0 D. Systém neuznal tuto extrémní hodnotu a dal konečnou hodnotu astigmatismu -3.75 D. Opakované měření zjistilo podobný výsledek. Důvodem bylo nezarovnání centrovacího systému s okrajem zornice. Tato špatná centrace může způsobit chybu měření, jakožto nedokonalá fixace testované značky. Zde je potřeba požádat pacienta, aby se díval mírně nad červenou testovací značku laseru. WASCA na bázi Shack-Hartmanna měří nejvyšší počet bodů. To také ukazuje na přítomnost chybějících datových bodů, které jsou reprezentovány mezerami ve wavefront mapě. Free-running režim ukazuje pohybující se obraz zpracované vlnoplochy. Tento režim umožňuje studium akomodačních změn a možnosti ukládání krátkých wavefront filmů. Posledním vydání softwaru nabízí zlepšení rozlišení Wavefront obrazu. MultiSpot jako jediný obsahuje biomorfní zrcadlo za účelem kompenzace pacientovy akomodace. MultiSpot může být také použit k simulaci ideálního vidění po kompenzaci pacientových aberací. Další zajímavou funkcí tohoto přístroje je možnost pořizování krátkého „wavefront“ filmu, který ukazuje rozdíl mezi naměřenou a chybovou mapou v lokálním místě zornice. Nevýhodou přístroje je jeho náročnost. Operátor se musí naučit složitou obsluhu, jak správně získávat validní měření. Allegretto má výjimečný způsob velmi přesné centrace na střed zornice, avšak v případech nepravidelných tvarů zornice je centrace nepřesná a musí se udělat manuálně. Tento Aberometr se vyznačuje dlouhým

seznamem dostupných softwarových možností pro doladění měření a zobrazení dat, která jsou zajímavá pro další výzkumy. [20]

4.9.2. Statistické srovnání aberometrů

Článek v žurnálu *Cataract & Refract Surgery* je rozdělen na dvě části, kdy výsledky statistického zhodnocení jsou bohužel zpoplatněny. V stručném závěru se však píše, že aberometry dávají srovnatelné hodnoty kromě OPD-scanu, který podhodnocuje Zernikeho polynomu 4. a 5. řádu. Visual Function Analyzer nadhodnocuje hodnotu astigmatické složky. V hodnotě RMS 3. řádu se jednotlivá zařízení od sebe liší, jakožto i celková hodnota RMS v centrální dvoumilimetrové části zornice. WASCA se jevila jako přístroj s nejmenším rozptylem. [20]

V internetovém žurnálu Plosone se lze také dočíst o srovnání 4 aberometrů, 3 na základě Shack-Hartmannova senzoru (Alcon LADARWave, Visx WaveScan, B & L Zywave) a na Tscherningově metodě (Allegretto). Výsledkem zkoumání bylo, že se parametry nižšího řádu příliš nelišily a rozdíl byl statisticky významný pouze u sférické aberace (Z_4^0), horizontální komy (Z_3^1) a hodnoty astigmatismu (Z_2^2). Statistické zpracování bylo prováděno na základě kolerace dat. [34]

Poslední srovnání se věnuje aberometrii na základě difrakce. Porovnává se zde Z-View mezi LADARWave (Alcon) a WaveScan (VISX). Zde se sledovala přesnost Z-View se 2 aberometry pracujícími na Shack-Hartmannově principu. Studie ukázala, že Z-View má podobnou přesnost měření jako aberometry se Shack-Hartmannovým senzorem. [21]

4.10. Zásady validního měření na aberometrech

Při průběhu měření mohou vzniknout chyby způsobené špatným umístěním aberometru v místnosti, špatnou pozicí a instruktáží klienta před aberometrem, nesprávným zhodnocením a nepozorností analytika při pořizování aberačních dat pacienta. Tato kapitola se bude věnovat chybám při měření způsobeným nesprávným postupem při získávání dat a manipulaci aberometrem.

4.10.1. Umístění aberometru v místnosti.

Aberometr musí být na stolku, který je výškově posunovatelný z důvodu přirozeného držení těla klienta za přístrojem. Světla v místnosti by neměla být intenzivní a osvětlovat

přístroj z úhlu. Lepší než stropní osvětlení je lampa, která svítí do stropu pro co nejvíce difúzní světlo v místnosti. Pokud v místnosti je okno, tak aberometr by měl být co nejdále od okna nebo je nejlepší při měření plně zatáhnout rolety. Je nutné, aby klient měl co nejvíce rozšířenou zornici, použijeme cykloplegika nebo zhasneme všechna světla v místnosti. [3]

4.10.2. Pozice hlavy a klienta u přístroje

Klient se usadí na židli. Posuvným stolcem dáme přístroj do takové výšky, aby klient nebyl za aberometrem shrbený, ale aby seděl co nejrovněji, symetricky a přirozeně před přístrojem. Obě nohy by měly být na podlaze (nikoliv noha přes nohu). Ruce je třeba mít buď v klíně, nebo pokud je dostatek místa, položit je vedle přístroje a opřít se o lokty. Položené ruce přispívají k větší stabilitě při měření a vyšetřovaný se „netřese“. Hlava a ramena by měla být kolmo k přístroji a hlava by neměla být spadá k jednomu rameni. Čelo a brada by se měly opírat o opěrky, přičemž brada by měla být vystrčená dopředu, dokud se nezastaví o konec opěrky. Přístroj má i posuvný podbradník a posuneme ho do takové výšky, dokud střed oka není ve stejné výšce jako záměrná značka na opěrce, popřípadě je záměrná značka vyznačena přímo na těle aparátu. [3]

4.10.3. Vyhodnocení validního měření

Jakmile je klient správně posazen, tak ho vyzveme, aby se díval na záměrnou značku v aberometru. Pro příklad uvedu přístroj zahrnutý v praktické části, i-Profilér. Ten má jako záměrnou značku obrázek horkovzdušného balonu a klient by se měl soustředit na pruhy tohoto balonu. Jak je již uvedeno v kapitole 4.6. Shack-Hartmannův aberometr, v přístroji je vstupující laserový paprsek do oka, který je vidět pod balonem. Proto musíme klienta upozornit, aby se na laserovou značku nedíval, ale aby se díval na pruhy balonu. [3]

Vyšetřující pozoruje displej, kde kontroluje, zda se klient dívá na obrázek a zda má otevřené oči. Právě u starších klientů, kteří mají spadá víčka, musíme upozornit, ať co nejvíce otevrou oči. Měříme manuálně, u některých aberometrů je měření automatické. Po změření zkontrolujeme hodnoty. Velikost zornic mezi pravým a levým okem by neměla přesáhnout hodnotu 1 mm. Rozdílný sférický ekvivalent mezi uzavřenou a otevřenou zornicí by neměl překročit 0,35 D. Vykreslené aberační mapy pravého a levého oka by měly být zrcadlově podobné, popřípadě porovnáním jednotlivých Zernikeho koeficientů by neměly překračovat 0,7 μ m. Pokud nastane jedna z těchto situací, musí se měření provést

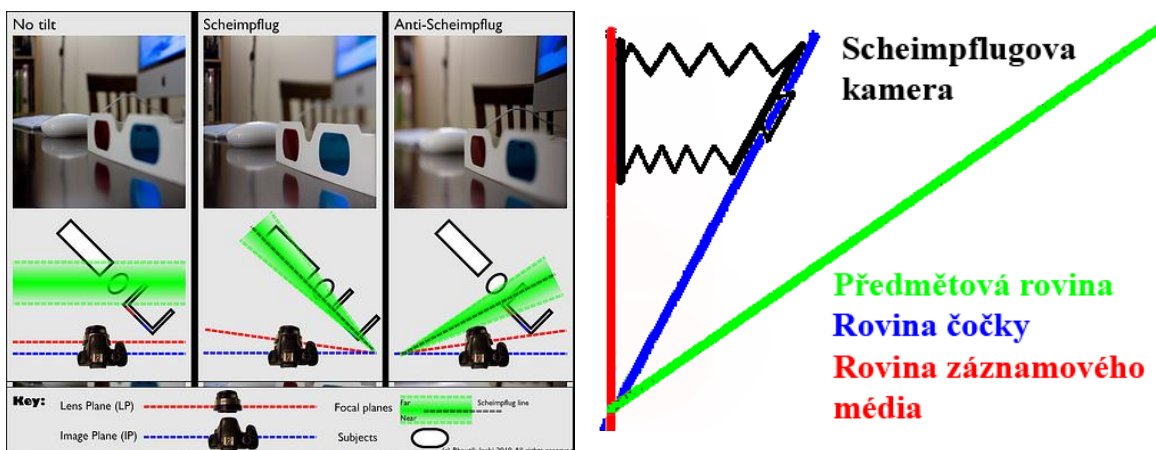
znovu pro kontrolu, zda se nestala nějaká neočekávatelná nahodilá chyba. Následně můžeme výsledky dále zpracovávat. [3]

5. PŘÍSTROJE MĚŘÍCÍ ROHOVKOVÉ ABERACE

Přístroje, které dokážou změřit rohovkové aberace, jsou primárně určeny pro zjištění stavu rohovky. Matematickým softwarem se vypočítá aberační mapa z topografických údajů, a to buď přední plochy, zadní plochy, či součet obou ploch. To však nevypovídá o rohovkových aberacích, které by vznikly průchodem světla, protože i rohovka není zcela homogenní a našli bychom malý rozdíl mezi těmito aberacemi. Tyto údaje stačí pro hrubou představu, jak klient může vidět.

5.1. Scheimpflugova kamera

Scheimpflugův princip je popsán již od počátku 20. století. Ve fotografii je známo, že roviny předmětu, čočky a obrazu musejí být rovnoběžné. Pokud pozorujeme záznamovou kamerou předmět pod jakýmkoli úhlem, tak bude ostrý pouze v jedné části a ostatní části budou rozmazané. Tento problém se dá vyřešit Scheimpflugovým pravidlem. To říká, že pokud chceme mít ostře zobrazený celý předmět, musí se předmětová rovina, čočková a obrazová rovina protínat v jednom bodě. Pro lepší představu přidávám demonstrativní obrázek 35.[8, 30, 31]



Obr. 35 ukázka aplikace Scheimpflugova pravidla

V oftalmologii využívá tento princip firma Oculus v přístroji Pentacam®. Tento aparát dokáže udělat 50 snímků řezů přední části oka v celém jeho obvodu za 2 sekundy. Aby se minimalizovaly mimovolné oční pohyby, klient se dívá na záměrnou značku

studeného led světla (475 nm). Z těchto jednotlivých obrazů dokáže vhodným softwarem tento přístroj vypočítat trojrozměrný matematický model předního segmentu oka, udává topografii přední a zadní plochy rohovky a jejich elevační mapy. Také dokáže zjistit rohovkovou pachymetrii v celé ploše rohovky a 3D analýzu přední komory. [22]

Tento přístroj je využíván převážně k refrakční chirurgii z důvodu dokonalého porozumění stavu přední části oka, a to zejména rohovky a přední komory. Po aplikaci mydriatik lze zjistit stav přední a zadní části čočky. Pentacam® dokáže matematicky vypočítat aberační mapy každé plochy zvlášť. Nebyl by problém sečíst tyto mapy do jedné aberační mapy. Tato mapa však nebude totožná s mapou, kterou by vytvořil aberometr, a to z toho důvodu, že jednotlivá oční média nejsou homogenní. To znamená, že nemají stejný index lomu v různých místech daného média. Pentacam® pracuje s průměrnými údaji. Jako příklad lze uvést průměrný index lomu rohovky 1,3375, jenž vyhovuje v klinické praxi 82,3 % lidí. [22]



Obr. 36 Pentacam®

5.2. Keratograf

Přístroj na zjištění topografie rohovky se nazývá keratograf. Jeden z nejvíce používaných keratografů, co se týče mnoha podpůrných funkcí pro dobrou aplikaci

kontaktních čoček jak měkkých, tak pevných a pro diagnostiku mnohých onemocnění či vad rohovky, je keratograf od firmy Oculus.

Tento přístroj měří na principu zobrazení Placidových kroužků na rohovce. Promítá 22 soustředných kruhů na rohovku, které se zrcadlí zpět do přístroje. Kruhy se zdeformují podle tvaru rohovky a matematickými vzorci dokáže software vypočítat topografii rohovky z celkových 22 000 měřených bodů. Rozpětí měření je od 3 do 38 mm a od 9 do 99,0 D. Software dokáže zobrazit topografii rohovky v barevné mapě, kde studené barvy značí plošší části a teplejší barvy strmější části rohovky. Navíc program obsahuje také Fourierovu a Zernikeho analýzu přední plochy rohovky. Tohoto se využívá pro výběr správné pevné kontaktní čočky či pro diagnostiku chorob rohovky. Výrobce udává přesnost měření na $\pm 0,1$ D a reproducibilitu přístroje $\pm 0,1$ D. [23]



Obr. 37 keratograf Oculus

6. PRAKTICKÁ ČÁST

Praktická část se věnuje opakovatelnosti měření aberací. Základní myšlenkou je, zda opakovatelnost dat přístroje není větší, než vyšetřovaný dokáže v praktickém životě změnu zaznamenat. To znamená, že například v klinické praxi je krokování refrakčních vad po 0,25 D (aberace nižšího řádu) a v průměru 0,1 μm u aberací vyššího řádu. Z logického úsudku lze vyvodit, že aberometry, které jsou určeny pro laserové operace, tuto opakovatelnost splňují minimálně o polovinu, když většina refrakčních center slibuje přesnost operace na $\pm 0,25$ D. V této praktické části je zjištěna směrodatná odchylka přístroje, který je určen pro optometry s cílem vytvoření prémiové korekce.

Cílem praktické části je zjistit, jaká je směrodatná odchylka měření aberometru využívajícího Shack-Hartmannův senzor (i-Profiler) a jestli má vliv na tuto odchylku měření, při kterém se vyšetřovaný vzdálí od přístroje mezi jednotlivými měřeními, či nikoliv. Je zkoumáno, zda má statisticky významný vliv neměnná poloha hlavy a těla oproti různému usazení vyšetřovaného za přístrojem, kde může dojít k větší odchylce měření z důvodu různého nepatrného stočení hlavy v opěrce přístroje.

6.1. Metodika výzkumu

Provedeného výzkumu se zúčastnili 3 muži a 17 žen ve věku od 20 do 28 let a s průměrným věkem $23,25 \pm 2,9$ let. U všech testovaných bylo měřeno pravé i levé oko. Dohromady bylo naměřeno 40 očí s průměrnou sférickou hodnotou $-0,87$ D $\pm 1,58$ D a cylindrickou hodnotou $-0,61$ D $\pm 0,51$ D. Sféro-cylindrický zápis byl vytvořen s minusovou cylindrickou složkou. 6 lidí mělo hypermetropickou vadu a 14 lidí mělo myopickou vadu. Probandi museli mít přibližně normální postavení očí, bez žádné známky větších anatomických vad a chorob a být schopni vyšetření podstoupit. Celková doba měření netrvala více jak 20 minut. Měření bylo rychlé z důvodu neovlivnění výsledku, při kterém by došlo změnou refrakčního stavu oka v průběhu dne. Účastník absolvoval dvě série po pěti měřeních obou očí, kdy při první sérii měřený klient zůstal usazený za přístrojem a po dobu pěti měření se ani jednou nevzdálil od přístroje a hlava byla po dobu těchto měření v neměnné pozici. V druhé sérii klient mezi měřeními vstal a vzdálil se od přístroje a znovu se usadil. Probandi museli mít v průběhu měření minimální průměr pupily 5,0 mm. Místnost byla zatemněna a osvětlení ztlumeno tak, aby zornice dosáhla

požadované velikosti. Centrace a zaostření oka probíhaly v automatickém režimu. Obě oči byly měřeny vždy v těsném sledu za sebou. První oko bylo vybráno náhodně a přesun z jednoho oka na druhé probíhal obvykle automaticky. Měření probíhalo v přirozeně dilatované zornici bez použití cykloplegie. Studie se uskutečnila na Přírodovědecké fakultě na katedře optiky, Univerzity Palackého v Olomouci v březnu 2013 na zařízení i-Profiler (IPROF101000 verze softwaru 2.2.907.1901). Při každém měření byla stanovena sféro-cylindrická korekce a Zernikeho koeficienty aberací do 7. řádu mimo tilt a piston, které neovlivňují kvalitu zobrazení.

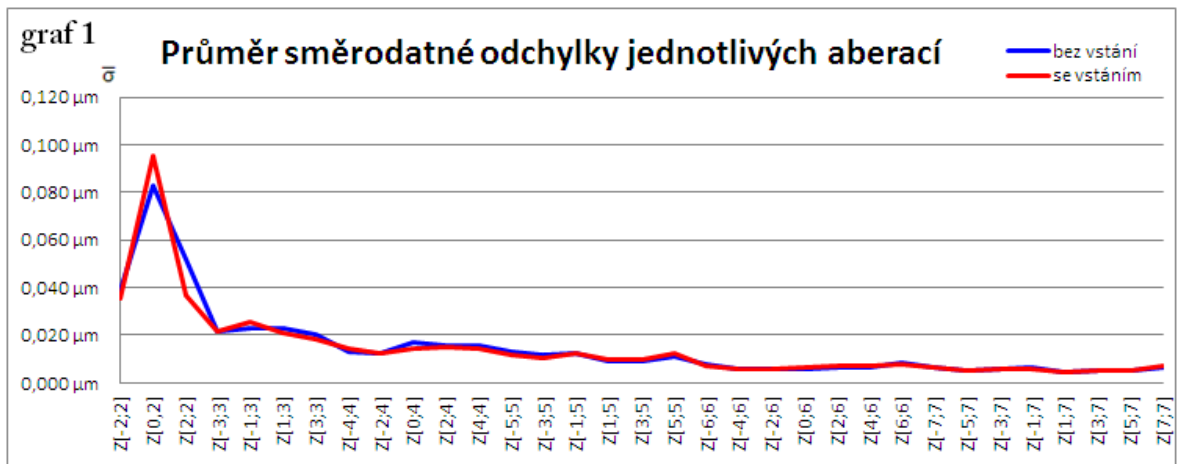
Pro každou pěticí měření daného oka byla spočítána průměrná hodnota a směrodatná odchylka měření každého uvažovaného parametru. Variabilita měření jednotlivých parametrů byla charakterizována průměrnou hodnotou $\bar{\sigma}$ příslušných směrodatných odchylek stanovenou samostatně pro každou sérii měření (se vstáním, bez vstání od přístroje). Následně bylo zjišťováno, zda je významný rozdíl mezi směrodatnými odchylkami získanými v obou sériích měření. Statistické vyhodnocení bylo provedeno pomocí párového t-testu na střední hodnotu na hladině významnosti 5 %. Tj. rovnost dat byla testem zamítnuta, když pravděpodobnost zamítnutí rovnosti dat v případě, že tato skutečnost nastala, byla menší než 5 %. Mezní hladiny významnosti p , při kterých by právě došlo k zamítnutí rovnosti dat, jsou vždy uvedeny v textu. Nulová hypotéza předpokládala rovnost zkoumaných parametrů u výsledku oddálení od přístroje mezi měřeními a bez změny pozice za přístrojem. Alternativní hypotéza předpokládala, že data budou odlišná.

Dále byla graficky sledována závislost směrodatné odchylky měření jednotlivých složek klasické refrakční vady (sféry, cylindru a jeho osy) na jejich velikosti.

6.2. Výsledky

Průměrné hodnoty (\emptyset) a průměrné směrodatné odchylky ($\bar{\sigma}$) měřených parametrů (bez vstání od přístroje mezi měřeními a se vstáním od přístroje mezi měřeními) jsou souhrnně uvedeny v tabulce 6 (viz níže na samostatné stránce). Aberace stejného řádu vykazují srovnatelné směrodatné odchylky. Největší odchylka odpovídá defokusu. Nejnižší odchylky jsou pak od 6. řádu a výše.

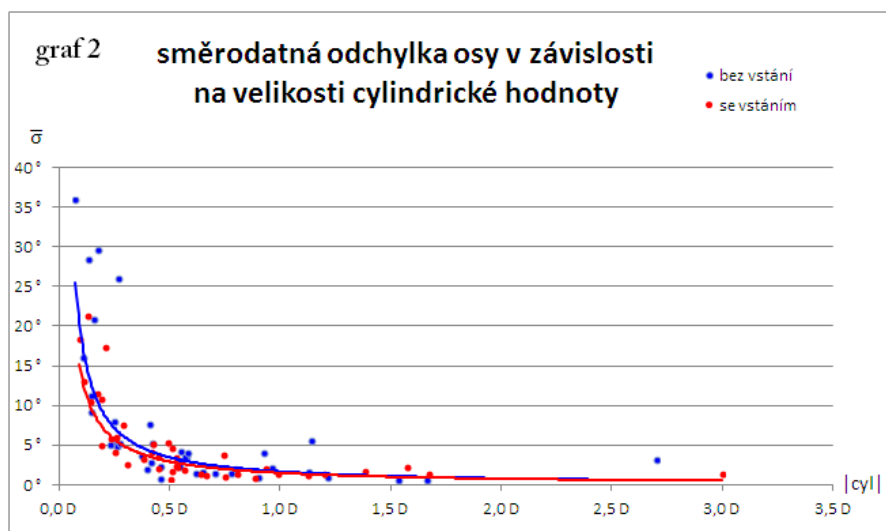
Z grafu 1 je patrné, že rozdíl v tom, zda vyšetřovaný má fixovanou pozici hlavy za přístrojem, či se mezi měřeními vzdálil od přístroje, je minimální, a párovým t-testem bylo potvrzeno, že rozdíly nejsou statisticky významné.



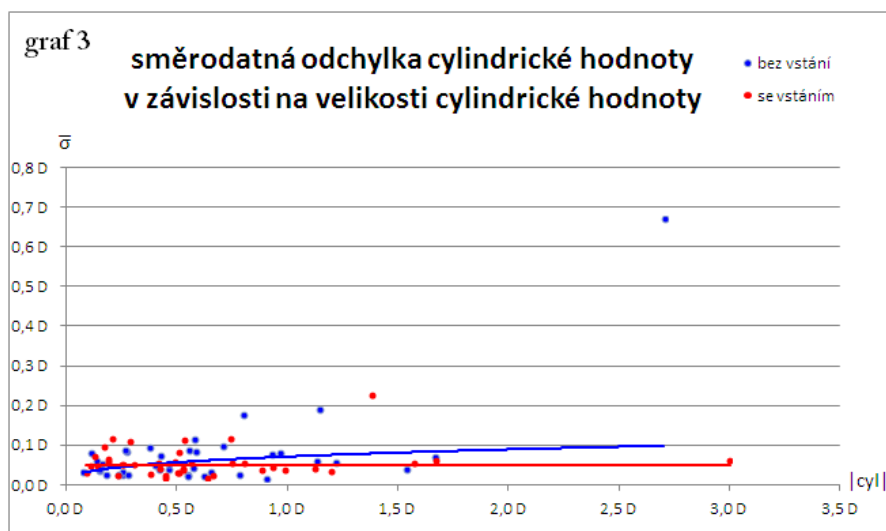
Tab. 6

| | průměr hodnot $\bar{\sigma}$ | | průměr směrodatných odchylek $\bar{\sigma}$ | |
|-----------------|------------------------------|----------------------|---|---------------------|
| | bez vstání | se vstáním | bez vstání | se vstáním |
| sféra | -0,872 D | -0,839 D | 0,090 D | 0,105 D |
| cyindr | -0,612 D | -0,633 D | 0,079 D | 0,060 D |
| osa ve stupních | 104,4 ° | 103,1 ° | 7,3 ° | 5,0 ° |
| Z[-2;2] | -0,001 μm | 0,004 μm | 0,040 μm | 0,036 μm |
| Z[0,2] | 1,022 μm | 0,999 μm | 0,085 μm | 0,098 μm |
| Z[2;2] | -0,111 μm | -0,135 μm | 0,055 μm | 0,038 μm |
| Z[-3;3] | -0,040 μm | -0,041 μm | 0,022 μm | 0,021 μm |
| Z[-1;3] | 0,038 μm | 0,041 μm | 0,024 μm | 0,025 μm |
| Z[1;3] | 0,032 μm | 0,032 μm | 0,024 μm | 0,021 μm |
| Z[3;3] | 0,003 μm | 0,000 μm | 0,021 μm | 0,018 μm |
| Z[-4;4] | 0,000 μm | 0,000 μm | 0,014 μm | 0,014 μm |
| Z[-2;4] | 0,002 μm | -0,001 μm | 0,013 μm | 0,013 μm |
| Z[0;4] | -0,054 μm | -0,049 μm | 0,017 μm | 0,015 μm |
| Z[2;4] | 0,004 μm | 0,002 μm | 0,016 μm | 0,015 μm |
| Z[4;4] | 0,010 μm | 0,009 μm | 0,016 μm | 0,015 μm |
| Z[-5;5] | 0,001 μm | 0,000 μm | 0,013 μm | 0,011 μm |
| Z[-3;5] | 0,006 μm | 0,004 μm | 0,011 μm | 0,010 μm |
| Z[-1;5] | 0,002 μm | 0,004 μm | 0,012 μm | 0,013 μm |
| Z[1;5] | -0,009 μm | -0,007 μm | 0,009 μm | 0,010 μm |
| Z[3;5] | -0,002 μm | -0,002 μm | 0,009 μm | 0,010 μm |
| Z[5;5] | -0,002 μm | -0,002 μm | 0,011 μm | 0,013 μm |
| Z[-6;6] | 0,002 μm | 0,002 μm | 0,007 μm | 0,007 μm |
| Z[-4;6] | -0,001 μm | -0,001 μm | 0,006 μm | 0,006 μm |
| Z[-2;6] | 0,000 μm | 0,000 μm | 0,006 μm | 0,006 μm |
| Z[0;6] | 0,004 μm | 0,003 μm | 0,006 μm | 0,006 μm |
| Z[2;6] | -0,002 μm | -0,002 μm | 0,007 μm | 0,007 μm |
| Z[4;6] | 0,002 μm | 0,003 μm | 0,006 μm | 0,007 μm |
| Z[6;6] | -0,002 μm | -0,002 μm | 0,009 μm | 0,008 μm |
| Z[-7;7] | 0,001 μm | 0,000 μm | 0,007 μm | 0,006 μm |
| Z[-5;7] | -0,001 μm | -0,001 μm | 0,006 μm | 0,005 μm |
| Z[-3;7] | -0,002 μm | -0,002 μm | 0,006 μm | 0,006 μm |
| Z[-1;7] | 0,000 μm | 0,000 μm | 0,006 μm | 0,006 μm |
| Z[1;7] | 0,000 μm | -0,001 μm | 0,004 μm | 0,004 μm |
| Z[3;7] | 0,000 μm | 0,000 μm | 0,005 μm | 0,005 μm |
| Z[5;7] | 0,002 μm | 0,001 μm | 0,005 μm | 0,006 μm |
| Z[7;7] | -0,001 μm | -0,001 μm | 0,007 μm | 0,007 μm |

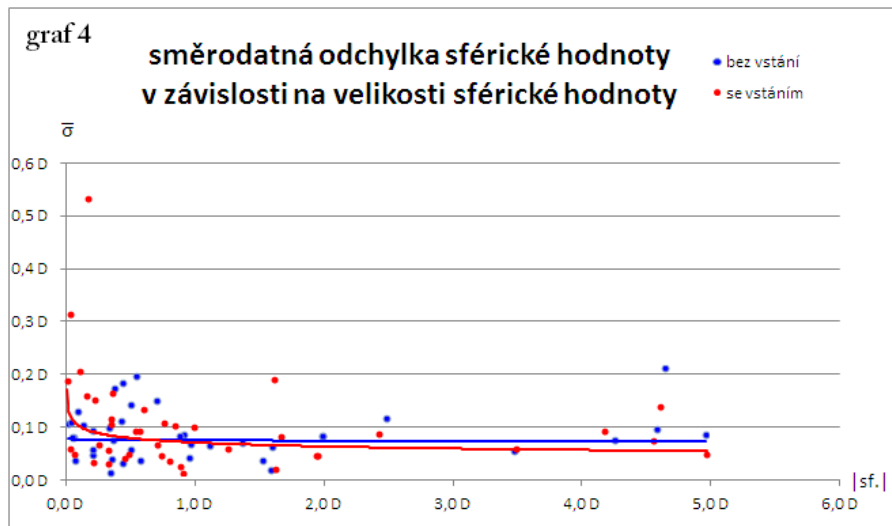
Graf 2 znázorňuje závislost směrodatné odchylky osy cylindru na velikosti cylindrické hodnoty pro dvě série měření (s a bez vstání od přístroje). Grafem byla pro názornost mezi body proložena křivka. Je patrné, že čím je nižší hodnota cylindru, tím větší je směrodatná odchylka osy cylindru.



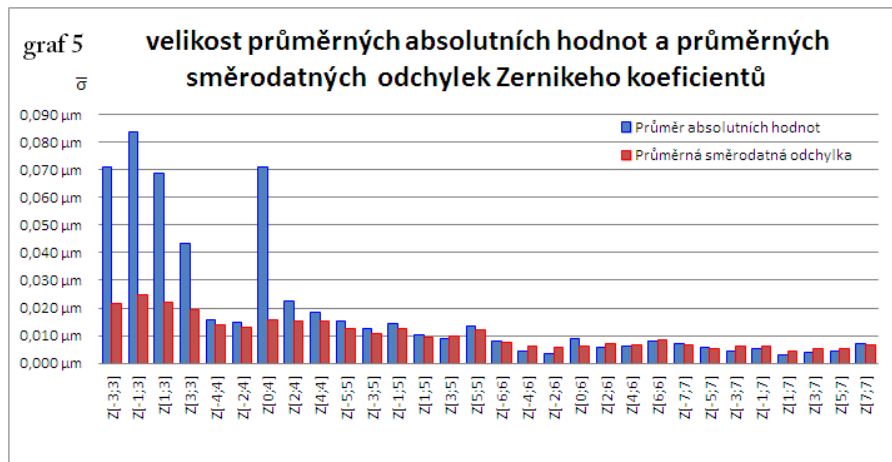
Graf 3 znázorňuje velikost směrodatné odchylky cylindru v závislosti na velikosti cylindrické hodnoty pro dvě série měření (s a bez vstání od přístroje). Je patrné, že se směrodatná odchylka s velikostí vady příliš nemění. Grafem byla pro názornost mezi body proložena křivka.



Na grafu 4 je znázorněna závislost směrodatné odchylky sféry na velikosti sférické hodnoty pro dvě série měření (s a bez vstání od přístroje). Na grafu je vidět, že se směrodatná odchylka s velikostí vady příliš nemění. Grafem byla pro názornost mezi body proložena křivka.



Na grafu 5 je vyobrazena velikost průměrných absolutních hodnot aberací vyšších řádů a jejich směrodatné odchylky jednotlivých Zernikeho koeficientů. Na grafu je patrné, že nejvíce oko zatěžuje aberace trefoil ($Z_3^{-3}; Z_3^3$), koma ($Z_3^{-1}; Z_3^1$) a sférická aberace (Z_4^0). Od šestého řádu (popřípadě některé aberace od pátého řádu) je velikost směrodatné odchylky aberace stejná nebo větší, než je průměrná absolutní hodnota Zernikeho koeficientu.



6.3. Diskuze

Mezi oběma sériemi měření není statisticky významný rozdíl. Z výsledků vyplývá, že drobné natočení hlavy při opakovaném usedání za přístroj nemá velký vliv na velikost změřených aberací, pokud se dodrží zásady validního měření. Ze získaných dat bylo také zjištěno, že při klinicky významných hodnotách astigmatismu ($> 0,5$ D) je chybné stočení osy cylindru pod normativní chybovou odchylkou. Citlivost oka na chybu stočení osy cylindru při malých hodnotách astigmatismu je malá a zvyšuje se s velikostí astigmatismu. Povolená normativní chybová odchylka u zabroušené brýlové čočky je 7° do velikosti cylindrické hodnoty $0,5$ D. Tuto skutečnost nespĺňuje hodnota cylindru do $0,25$ D, proto osu cylindru do $0,25$ D změřené aberometrem je nutné brát jako orientační hodnotu. Norma vypovídá o citlivosti oka na chybu při zábrusu brýlové čočky do obruby, a proto můžeme tuto normativní chybovou odchylku přenést na přesnost měření i-Profileru. Přesnost měření osy aberometrem s rostoucí cylindrickou hodnotou roste. Závislost směrodatné odchylky měření na velikosti cylindrické nebo sférické hodnoty je velmi malá. Směrodatná odchylka měření sférické ($\pm 0,09$ D) a cylindrické ($\pm 0,07$) vady jsou srovnatelné s toleranční chybou výroby nezabroušených brýlových čoček (tolerance sférické hodnoty $\pm 0,12$ D do 9 D, tolerance cylindrické hodnoty průměrně $\pm 0,12$ D do 4 D cylindrické hodnoty. [26]

U aberací vyššího řádu se přesnost měření zvyšuje, na rozdíl od aberací nižšího řádu. Z výsledků vyplývá, že od šestého řádu jsou směrodatné odchylky větší než průměr absolutních hodnot, tudíž jsou data od šestého řádu z aberometru nevalidní.

Porovnání se studií, která byla zveřejněna v časopise Journal of refractive surgery, byla zjištěna nižší směrodatná odchylka u aberometru využívající Tscherningovy metody ve sférické hodnotě ($\pm 0,08$ D), stočení osy cylindru ($\pm 2^\circ$) a vyšší odchylka cylindru ($\pm 0,08$ D). Vyšší směrodatná odchylka sférické hodnoty byla změřena u metody ray tracing ($0,1$ D). Mezi přístrojem WASCA a i-Profilerem, jež oba využívají Shack-Hartmannův senzor, byla změřena podobná směrodatná odchylka. Směrodatné odchylky se od sebe velmi málo liší, a proto můžeme říci, že techniky ray tracing, Tscherningova metoda a Shack-Hartmann mají stejnou opakovatelnost měření. [18]

7. ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo nejprve podat ucelený pohled na aberace oka, jejich vliv na vidění, v praktické části se pak zaměřit na problematiku opakovatelnosti měření.

První kapitola je věnována oku jako optickému systému, kde byly vytyčeny základní osy oka a jeho fyzikální modely. Druhá kapitola rozebírá aberace, jejich vliv na oko a klasifikaci aberací. V následující kapitole byly popsány jednotlivé metody a zařízení pro měření očních aberací, matematické funkce popisující kvalitu zobrazení oka. Dále kapitola obsahovala odstavec s informacemi, jakým způsobem získat validní měření z aberometru i-Profiler. Čtvrtá kapitola rozebírala rohovkové přístroje zjišťující pouze rohovkové aberace.

Cílem experimentální části této práce bylo změření opakovatelnosti měření přístroje i-Profiler na katedře optiky Univerzity Palackého v Olomouci. Směrodatná odchylka sférické hodnoty je $\pm 0,1$ D, cylindrické hodnoty $\pm 0,8$ D, osy cylindru 7° . Dalším stěžejním bodem bylo zjištění, že drobné natočení hlavy v aberometru i-Profiler nemá vliv na změření velikosti aberací oka. Z dat též vyplynulo, že oko nejvíce zatěžují aberace do pátého řádu.

Diplomová práce se snažila podat komplexní pohled na výše zmiňovanou problematiku a doufám, že bude užitečná jako materiál rozšiřující znalosti v této oblasti a napomůže dalším studiím prováděným na přístroji i-Profiler.

8. LITERATURA

Odborná literatura

- [1] J. Polášek: Technický sborník oční optiky 1974 SIP 41819/01928-301-02-2
- [2] Poznámky z přednášek RNDr. Mgr. Františka Pluháčka, Ph.D.
- [3] Poznámky z přednášek Martina Sudera (obchodní zástupce Carl Zeiss)
- [4] P. Kuchynka a kol.: Oční lékařství. Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1163-8
- [5] Diagnostic and Imaging Techniques in Ophthalmology, Amar Agarwal, ISBN: 978-9962-678-07-6
- [6] Wavefront Customized Visual Correction, Ronald R. Krueger, ISBN: 1-55643-625-9
- [7] Bakalářská práce Optická prostředí oka, Jitka Hrušková 2009 MUNI
- [8] Přístrojová technika v oftalmologii: MUDr. Martin Hložánek, ART et FACT Praha pro 2006, ISBN 80-902160-9-9
- [9] Poznámky z přednášek Prof. RNDr. Jiřího Bajera CSc.
- [10] Geometrická optika, S. Jexová, 2010 ISBN 978-80-7013-521-1
- [11] Borish's Clinical Refraction, W. J. Benjamin, 2006 ISBN-13: 978-0-7506-7524-6
- [12] Studium koherenční zrnitosti - Diplomová práce, Martin Sarbor Brno 2009
- [13] Adaptive Optics for Vision Science, Jason Porter, ISBN10: 0-471-67941-0
- [14] F. Pluháček, E. Hladíková, J. Bajer, U. Tavandzi; Změny aberací vyšších řádů oka po prémiové fotorefrakční keratektomii; Jemná mechanika a optika; roč. 56, 2012; č. 2, str. 47-50
- [15] Aplikovaná optika; Prof. RNDr. Antonín Mikš, CSc. ISBN 978-80-01-04254-0
- [16] Moderní metody a přístroje v oční optice 2009, kolektiv autorů, ISBN: 978-80-01-04397-4
- [17] Přehled statistických metod; Jan Hendl; ISBN 80-7367-123-9

Odborné časopisy

- [18] Journal of Refractive Surgery Volume 16 September/October 2000
- [19] Česká oční optika 1/2009 ISSN 1211-233X
- [20] Journal Cataract & Refract Surgery Volume 31, June 2005
- [21] Journal of Refractive Surgery February 2008

Uživatelské manuály

- [22] Oculus - Pentacam[®] user manual
- [23] Oculus - Keratograf user manual
- [24] Carl Zeiss - Waska user manual
- [25] Carl Zeiss - i-Profilér user manual

Normy

[26] ČSN EN ISO 8980-1; Oční optika – Dokončené nezabroušené brýlové čočky - Část 1: Požadavky na jedno a víceohniskové čočky

Internetové zdroje

[27] <http://encyclopedia2.thefreedictionary.com/Hartmann+Screen>

[28] <http://www.oculist.net/downaton502/prof/ebook/duanes/pages/v1/v1c033.html>

[29] <http://www.slideshare.net/GauriSShrestha/schematic-eye-7881296>

[30] <http://www.youtube.com/watch?v=gR4m70xr9mE>

[31] <http://cow.mooh.org>

[32] <http://www.nmschembio.org.uk/GenericArticle.aspx?m=223&amid=905>

[33] http://www.telescope-optics.net/eye_aberrations.htm

[34] <http://www.plosone.org/article/info%3Adoi%2F10.1371%2Fjournal.pone.0054990#close>

[35] http://en.wikipedia.org/wiki/Talbot_effect

Obrázky

Obr. 1 základní osy oka – vlastní tvorba

Obr. 2 Donderovo redukované oko – vlastní tvorba

Obr. 3 schematické oko – vlastní tvorba

Obr. 4 Gullstrandovo schematické oko – vlastní tvorba

Obr. 5 otvorová vada – vlastní tvorba

Obr. 6 zkreslení – vlastní tvorba

Obr. 7 astigmatismus – vlastní tvorba

Obr. 8 koma – vlastní tvorba

Obr. 9 barevná vada polohy – vlastní tvorba

Obr. 10 barevná vada velikosti – vlastní tvorba

Obr. 11 znázornění aberované vlnoplochy

Obr. 12 aberační mapy Zernikeho polynomů v pyramidě – prezentace prof. RNDr.

Jiřího Bajera CSc.

Obr. 13 závislost rozptylového kroužku na velikosti zornice – Wavefront Customized Visual Correction, Ronald R. Krueger

Obr. 14 PSF oka zatížené difrakcí a PSF oka zatížené aberacemi a difrakcí – Wavefront Customized Visual Correction, Ronald R. Krueger

Obr. 15 konvoluce PSF, písmena E a následný obraz – Wavefront Customized Visual Correction, Ronald R. Krueger

Obr. 16 konvoluce PSF se znaky s různou úhlovou velikostí – Wavefront Customized Visual Correction, Ronald R. Krueger

Obr. 17 ukázka vidění se silným trefoilem – prezentace Martina Sudera (obchodní zástupce Carl Zeiss)

Obr. 18 trefoil s funkcí PSF – prezentace Martina Sudera (obchodní zástupce Carl Zeiss)

Obr. 19 ukázka vidění se silnou komou – prezentace Martina Sudera (obchodní zástupce Carl Zeiss)

Obr. 20 koma s funkcí PSF – prezentace Martina Sudera (obchodní zástupce Carl Zeiss)

- Obr. 21 pozitivní sférická aberace – prezentace Bc. Reginy Klemensové (optometristka z firmy Lexum)
- Obr. 22 negativní sférická aberace – prezentace Bc. Reginy Klemensové (optometristka z firmy Lexum)
- Obr. 23 konstrukce double pass aberometru – Journal Cataract Refract Surgery Volume 31st June 2005
- Obr. 24 konstrukce Tscherningova aberometru – Journal of Refractive Surgery Volume 16th September/October 2000
- Obr. 25 vzor projekční masky a její možné zobrazení na sítnici – Journal of Refractive Surgery Volume 16th September/October 2000
- Obr. 26 průchod paprsků Ray tracing aberometru – Journal of Refractive Surgery Volume 16th September/October 2000
- Obr. 27 Talbotovy obrazy - http://en.wikipedia.org/wiki/File:Optical_Talbot_Carpet.png
- Obr. 28 Scheinerův disk – Journal of Refractive Surgery Volume 16th September/October 2000
- Obr. 29 průběh laserového paprsku okem a následný obraz na Shack-Hartmannově senzoru – vlastní tvorba
- Obr. 30 i- Profiler 1. Screen – export obrázku z i-Profileru
- Obr. 31 i- Profiler 2. Screen – export obrázku z i-Profileru
- Obr. 32 i- Profiler 3. Screen – export obrázku z i-Profileru
- Obr. 33 crossover efekt – Adaptive Optics for Vision Science, Jason Porter
- Obr. 34 ukázka záměrných testovacích značek a centrovacích značek – aberometru Journal Cataract Refract Surgery Volume 31st June 2005
- Obr. 35 ukázka aplikace Scheimpflugova pravidla – <http://cow.mooh.org/projects/tiltshift/howdoesitwork.html>; vlastní tvorba
- Obr. 36 Pentacam® - <http://www.oculus.de>
- Obr. 37 keratograf Oculus - <http://www.oculus.de>

Přílohy

Informovaný souhlas

Volně vložená příloha

Disk CD

Informace a informovaný souhlas pro účastníky výzkumné studie

| | |
|-------------------------------|--|
| Název výzkumné studie: | Variabilita měření aberací oka |
| Vedoucí výzkumné studie: | RNDr. Mgr. František Pluháček, Ph.D. Katedra optiky, Přírodovědecká fakulta, Univerzita Palackého v Olomouci 17. listopadu 12, 771 46 Olomouc Tel.: 585634310, e-mail: pluhacek@prfnw.upol.cz |
| Řešitel: | Bc. Jakub Král Katedra optiky, Přírodovědecká fakulta, Univerzita Palackého v Olomouci 17. listopadu 12, 771 46 Olomouc |

Informace o výzkumné studii:

Výzkum je součástí diplomové práce „*Variabilita měření aberací oka*“. Cílem výzkumu je zjistit, s jakou přesností měří Shack-Hartmannův aberometr (obchodní název: i-Profiler).

Kritéria pro výběr účastníků výzkumu: Do výzkumu jsou zahrnuty osoby ve věkovém rozmezí 18-35 let bez zjevných očních onemocnění, průhlednými očními médii a relativně s dobrým zrakem.

Účastník na výzkumné studii přispívá k rozvoji poznatků v oblasti optometrie. Informace získané v této studii slouží jako materiál pro výzkumnou část diplomové práce s názvem *Variabilita měření aberací oka* zpracované Bc. Jakubem Králem. Výsledky studie budou zveřejněny v rámci této práce, popř. v odborné literatuře a mohou být prezentovány na odborných konferencích. Všechna výzkumem zjištěná data budou vždy prezentována anonymně.

Popis výzkumných procedur:

K měření budou použity následující pomůcky: Shack-Hartmannův aberometr (i-Profiler)

Průběh měření: 1) série 5 jednotlivých měření pravého a levého oka za sebou, při kterém proband nevzdálí a nezvedne hlavu od přístroje

2) série 5 jednotlivých měření pravého a levého oka za sebou, při kterém proband mezi měřeními postaví a znovu usedne za přístroj.

Experimentální měření bude probíhat po dobu maximálně 20 minut.

Měření bude probíhat v jediný den a každý klient bude změřen v co nejkratším možném čase z důvodu neovlivnění výsledku, při kterém by došlo změnou refrakčního stavu oka v průběhu dne. Účastník bude vždy předem detailně informován.

Výsledky experimentálního měření budou publikovány v uvedené diplomové práci, popř. budou použity pro účely výuky a výzkumu.

Rizika účasti ve studii:

Testování není vhodné pro osoby se známými projevy epilepsie, protože testovací značky promítané do oka mohou působit jako nepřírodní podněty, popř. mohou při měření blikat.

K této *Informaci* je přiložen formulář *Informovaného souhlasu s účastí na výzkumné studii*. Souhlas s Vaší účastí ve studii výzkumu vyjádřený Vaším podpisem před zahájením testování je především prohlášením Vaší **dobrovolné** účasti na studii. Máte právo Vaši účast ve studii kdykoliv odmítnout bez jakýchkoli postihů. Na studii se účastníte s vědomím výše uvedených rizik na vlastní nebezpečí.

Informovaný souhlas s účastí na výzkumné studii

Jméno:

Příjmení:

Pohlaví:

Věk:

- 1) Tímto *souhlasím* s účastí na výzkumné studii: „ **Variabilita měření aberací oka.** “
- 2) Byl(a) jsem informován(a) o cílech výzkumu, o metodách měření a testování, které mi budou prováděny a o náročnosti výzkumné metody zvolené pro toto měření.
- 3) Byl(a) jsem informován(a) o fyzické náročnosti a případných rizicích metody výzkumu.
- 4) Byl(a) jsem informován(a), že moje účast ve výzkumu je zcela dobrovolná a může být kdykoli zrušena **bez jakýchkoliv sankcí.**
- 5) Všechny údaje získané v rámci tohoto výzkumu budou zpracovávány, prezentovány či publikovány anonymně. Tyto údaje mohou být využity pouze pro studijní a výzkumné účely pověřeným studentům a pracovníkům Katedry optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci.

V Olomouci dne: _____ podpis: _____