

PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA UNIVERZITY PALACKÉHO V OLOMOUCI  
KATEDRA OPTIKY

**Vliv kontaktních čoček na aberace  
optického systému oka  
(se zaměřením na aberace vyšších řádů)**

Diplomová práce

VYPRACOVALA:

Bc. Lenka Rubášová

obor 5345T008 OPTOMETRIE

studijní rok 2010/2011

VEDOUCÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE:

RNDr. František Pluháček, Ph.D.

### **Čestné prohlášení**

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

V Olomouci 26. 4. 2011

Poděkování:

Ráda bych touto cestou poděkovala vedoucímu mé diplomové práce RNDr. Františku Pluháčkovi, Ph.D. za cenné rady, připomínky, ochotu, trpělivost a pomoc při zpracování této práce.

V Olomouci 26. 4. 2011

# OBSAH

ÚVOD.....	6
<b>1. FYZIKÁLNÍ PRINCIPY OVLIVŇUJÍCÍ VIDĚNÍ.....</b>	<b>8</b>
<b>1.1 Zákon přímočarého šíření světla .....</b>	<b>8</b>
<b>1.2 Princip nezávislosti chodu paprsků.....</b>	<b>8</b>
<b>1.3 Zákon lomu a odrazu .....</b>	<b>8</b>
<b>1.4 Difrakce světla.....</b>	<b>9</b>
<b>1.5 Disperze .....</b>	<b>10</b>
<b>2. LIDSKÉ OKO JAKO OPTICKÝ SYSTÉM .....</b>	<b>11</b>
<b>3. ABERACE .....</b>	<b>12</b>
<b>3.1 Chromatické aberace.....</b>	<b>12</b>
<b>3.2 Monochromatické aberace .....</b>	<b>13</b>
3.2.1 Vlnové aberace.....	14
3.2.1.1 Tilt.....	15
3.2.1.2 Defocus.....	16
3.2.1.3 Astigmatismus .....	17
3.2.1.4 Trefoil .....	18
3.2.1.5 Kóma.....	19
3.2.1.6 Sférická aberace .....	20
3.2.1.7 Sekundární astigmatismus .....	21
3.2.1.8 Tetrafoil .....	21
3.2.1.9 Pentafoil .....	22
3.2.1.10 Sekundární kóma.....	22
3.2.2 Seidlovy aberace.....	23
<b>4. ZERNIKEHO POLYNOMY .....</b>	<b>25</b>
<b>5. WAVEFRONT ANALÝZA .....</b>	<b>28</b>
<b>5.1 Princip aberometru.....</b>	<b>30</b>
<b>5.2 Základní limity zřakového systému .....</b>	<b>31</b>
<b>5.3 RMS funkce .....</b>	<b>32</b>
<b>6. KONTAKTNÍ ČOČKY .....</b>	<b>34</b>
<b>6.1 Vlastnosti kontaktních čoček .....</b>	<b>35</b>
<b>6.2 Měkké kontaktní čočky.....</b>	<b>37</b>
<b>6.3 RGP.....</b>	<b>38</b>

<b>7. PRAKTICKÁ ČÁST.....</b>	<b>39</b>
<b>7.1 Vyšetřované osoby .....</b>	<b>39</b>
<b>7.2 Metodika .....</b>	<b>40</b>
<b>7.3 Vybrané kontaktní čočky .....</b>	<b>41</b>
<b>7.4 Výsledky objektivní metody .....</b>	<b>43</b>
<b>7.5 Výsledky subjektivních metod.....</b>	<b>52</b>
<b>SHRNUTÍ PRAKTICKÉ ČÁSTI .....</b>	<b>55</b>
<b>ZÁVĚR .....</b>	<b>57</b>
<b>SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK A GRAFŮ.....</b>	<b>60</b>
<b>POUŽITÁ LITERATURA.....</b>	<b>63</b>

# ÚVOD

Od počátku lidské civilizace neustále rostou nároky na zrak. V současnosti lidé preferují preciznější vidění než kdy jindy a moderní doba se tomuto trendu snaží přizpůsobit. V souvislosti s kvalitou vidění se čím dál více dostává do popředí problematika aberací oka jako degradující prvek kvality optického systému. Optické aberace se rozdělují na nižší a vyšší. Z pohledu optometristy jsou důležité zejména aberace nižších řádů, které lze eliminovat předpisem optimální korekce. Ovšem pokud se refrakce nedaří optimálním způsobem, je nutné si uvědomit, že chyba nemusí být jen na naší straně. Protože optický systém pacienta může být zatížen odchylkami, které nejsou korigovatelné brýlovými skly. V praxi se právě s takovými případy setkávám relativně často, a proto jsem se rozhodla zpracovat toto téma v diplomové práci.

Teoretická část začíná shrnutím fyzikálních zákonů, které mají vliv na optické zobrazení. Pokračuje objasněním modelu lidského oka jako systému optických prvků. Pak už se věnuje stěžejní části zabývající se optickými aberacemi. V první řadě je zde vymezen pojem optická aberace, dále příčiny jejího vzniku a možná dělení aberací. Práce je soustředěna na vlnové aberace podle Zernikeho pyramidy, opomenuto však nezůstalo ani Seidelovo dělení. Zernikeho koeficienty jsou preferovány kvůli nezbytné objektivní kvantifikaci jednotlivých aberačních hodnot v experimentální části. Hodnoty byly shromažďovány aberometrem, pracujícím na principu wavefront analýzy, které je také věnována kapitola. Wavefront analýza využívá Zernikeho polynomů, které jsou v práci rovněž přiblíženy.

V experimentální části jsem se rozhodla pokusit se zjistit, zda kontaktní čočky mají pozitivní účinek na kvalitu vidění, a to právě omezením vlivu aberací vyššího řádu. Vzhledem k širokému výběru kontaktních čoček na trhu jsem zvolila jednotlivé produkty tak, aby bylo možné objasnit, jestli má některá specifická vlastnost kontaktní čočky vliv na kvalitu zobrazení. Sledovanými faktory byla: asfericita, materiál a typ (měkká či tvrdá) kontaktní čočky. Praktická měření probíhala v laboratoři UP v Olomouci. Byl zjišťován rozdíl hodnot vísu, kontrastní citlivosti a aberometrického zatížení oka s naaplikovanou kontaktní čočkou oproti naturálním hodnotám. Takto získané hodnoty byly zpracovány statistickou analýzou a to zvláště pro objektivní a subjektivní metody. Takto se pokusíme odpovědět na několik otázek a to zejména na: Má kontaktní čočka omezující účinek na aberace?; Má asfericita

měkké kontaktní čočky vliv na kvalitu vidění?; Je rozdíl ve výsledcích mezi objektivními hodnotami a subjektivním vnímáním dobrovolníků?

Výsledky výzkumu mohou v kontaktologické praxi představovat vodítko ve volbě optimální kontaktní čočky při řešení specifických problémů s viděním, jejichž příčinou je vliv aberací, zejména vyšších řádů. Příkladem může být typická situace, kdy zvýšený výskyt aberací vyšších řádů působí snížení kvality vidění za zhoršených světelných podmínek.

# 1. FYZIKÁLNÍ PRINCIPY OVLIVŇUJÍCÍ VIDĚNÍ

Pro pochopení vzniku aberačních jevů a jejich působení na zobrazování je nutné objasnit základní fyzikální principy mající vliv při pozorování předmětu optickým systémem. Jedná se jen o stručné objasnění každého zákona - pro bližší informace odkazují na publikace např. 10, 11 v použité literatuře.

## 1.1 Zákon přímočarého šíření světla

Již v roce 1679 francouzský fyzik Pierre de Fermat objevil, že světlo se mezi dvěma body šíří po nejkratší možné trajektorii v co nejkratším časovém úseku. V homogenním prostředí je touto trajektorií přímka – světlo se tudíž šíří přímočaře. Tento poznatek se označuje jako tzv. Fermatův princip.

## 1.2 Princip nezávislosti chodu světelných paprsků.

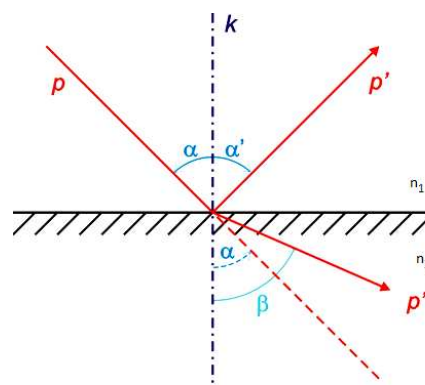
Zákon přímočarého šíření je uvažován pro bodový zdroj světla, v praxi se však vyskytují převážně plošné zdroje. U plošných zdrojů vycházejí z každého bodu paprsky do různých směrů. Předpokládá se, že tyto paprsky se při šíření navzájem neovlivňují. [35]

## 1.3 Zákon lomu (Snellův zákon) a odrazu

V bodě dopadu vztyčíme kolmici  $k$ , která se nazývá kolmice dopadu, ta spolu s dopadajícím paprskem určuje rovinu dopadu. Dopadající paprsek  $p$  svírá s kolmicí úhel  $\alpha$ , odražený paprsek  $p'$  úhel  $\alpha'$  a paprsek, který prošel do druhého prostředí  $p''$  svírá s kolmicí úhel  $\beta$  (obr. 1).

Zákon lomu je vyjádřen jako „Poměr sinů úhlu dopadu a lomu je pro určitá dvě prostředí stálý a rovný poměru velikosti rychlosti vlnění v jednotlivých prostředích.“ [32]

Zákon odrazu lze matematicky to vyjádřit jako  $\alpha = \alpha'$ , tzn. že úhel dopadu a odrazu jsou stejné a paprsek setrvává v rovině odrazu.

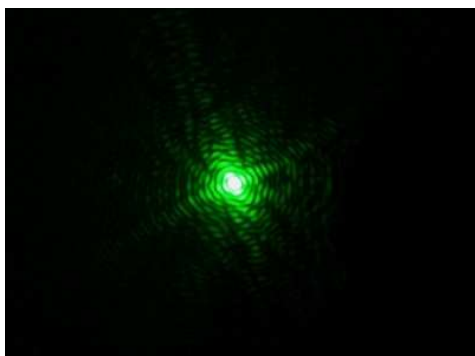


Obr. 1: Grafické znázornění zákonu lomu a odrazu.  
[převzato35]



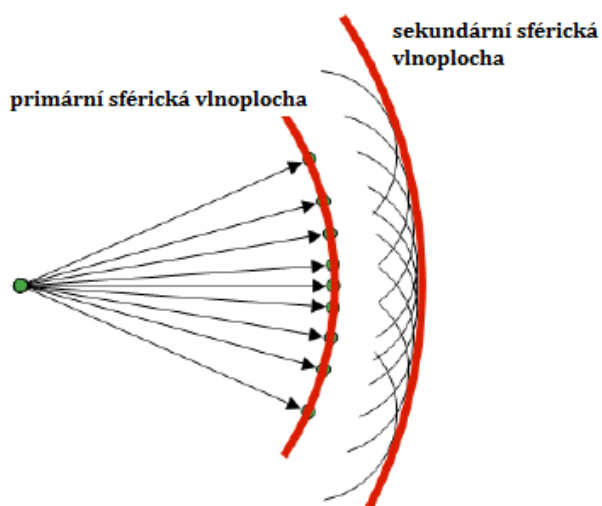
### 1.4 Difrakce světla

Šíření světla je ovlivněno jeho vlnovými vlastnostmi. To znamená, že na překážkách, které jsou srovnatelné s jeho vlnovou délkou, dochází k ohybu světla – difrakci. O tomto jevu hovoříme tehdy, když se vlnění při setkání s překážkou nešíří tak, jak se dá očekávat podle zákona přímočarého šíření, tzn. světlo se šíří i do oblasti geometrického stínu. Hranice mezi světlem a stínem potom není ostrá a na stínítku za překážkou se vytváří ohybový (= difrakční) obrazec<sup>1</sup> (obr. 2). Tvoří jej soustava nestejně širokých světlých a tmavých proužků. [35]



Obr. 2: Příklad difrakčního obrazce. [převzato 31]

Difrakci vlnění lze vysvětlit na základě tzv. Huygensova principu (obr. 3), podle něž lze každý bod vlnoplochy<sup>2</sup> považovat za samostatný zdroj vlnění. Toto vlnění se rozšíří na elementární vlnoplochu, jejíž každý bod se stává středem sekundární vlnoplochy. Tak dochází k šíření i do prostoru za překážkou, čímž nastane ohybový jev. [32,35,47]



Obr. 3: Grafické znázornění Huygensova principu. [upraveno 47]

<sup>1</sup> Tento obrazec poprvé popsal italský učitel matematiky Francesco Maria Grimaldi kolem roku 1660, který experimentoval s malým kruhovým otvorem, kterým nechal do zatemněné místnosti pronikat světlo. Do svazku světla umisťoval různé předměty a studoval vlastnosti jejich stínu. [10,35]

<sup>2</sup> Vlnoplochou rozumíme množinu bodů v prostoru, které při vlnění kmitají se stejnou fází.

Ohybové jevy můžeme rozlišit na dvě základní skupiny:

a) Fresnelovy ohybové jevy

Vznikají, je-li světelná vlna kulová, což nastává jen v dostatečné blízkosti bodového zdroje. Proto při pozorování lidským okem jsou méně důležité.

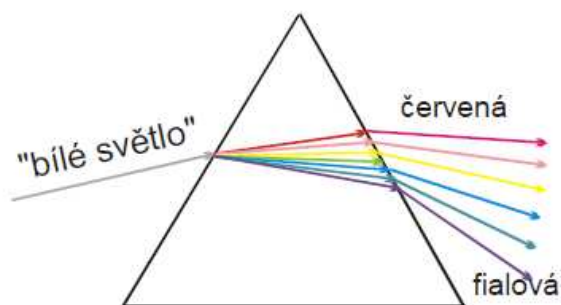
b) Fraunhoferovy ohybové jevy

Pod tímto označením rozumíme okohybné jevy, které nastávají, jsou - li paprsky ve svazku vzájemně rovnoběžné, tzn. ve větší vzdálenosti od zdroje světla.

### 1.5 Disperze

Disperzí se rozumí závislost indexu lomu a tedy i rychlosti šíření světla na vlnové délce. Následkem disperze se světlo různých vlnových délek a tedy i barev láme pod jiným úhlem. Při průchodu bílého světla rozhraním tedy dochází k jeho rozložení na jednotlivé barvy.

Příkladem je tzv. optický hranol, na kterém je tento jev pozorovatelný (obr. 4).



Obr. 4: Disperze světla na optickém hranolu.

## 2. LIDSKÉ OKO JAKO OPTICKÝ SYSTÉM

Lidské oko je možné z funkčního hlediska přirovnat k fotoaparátu, kde zornice tvoří clonu, vlastní komora je představována sklivcovou dutinou, pigmentová vrstva sítnice brání vzniku reflexů a soustavu optických ploch rohovky, komorové vody a čočky lze přirovnat k objektivu. Tato soustava je složena ze šesti lomivých prostředí, které se při zobrazování předmětu uplatňují - přední plocha rohovky, rohovková tkáň, zadní plocha rohovky, komorová voda, přední plocha čočky, nitročočkové struktury, dále zadní plocha čočky a sklivec. Samozřejmě, že kvalitu zobrazení ovlivňuje i čírost optických médií. Jelikož každé lidské oko vykazuje určité individuality, vzniklo několik schematických modelů oka.

Nejkomplexnějším je modifikovaný Gullstrandův schematický model oka. Tyto hodnoty jsou založené na lidské anatomii a biologických experimentech a vycházejí z průměrných výsledků a statistik. [25]

Indexy lomu podle Gullstranda	
rohovka	1,376
komorová voda	1,336
kortex čočky	1,386
jádro čočky	1,406
sklivec	1,336

Tab. 1: Vybrané parametry Gullstrandova oka. [převzato 17]

Nejломivějším prostředím oka je rohovka, což je dáno jejím umístěním mezi vzduchem ( $n = 1$ ) a komorovou tekutinou, jejichž indexy lomu jsou dosti rozdílné. V praxi je možné přední a zadní plochu rohovky považovat za paralelní a předpokládat, že se rohovka opticky chová jako planparalelní destička. Jak je vidět v tabulce č. 1, čočka je obklopena strukturami o velmi podobném indexu lomu, takže účinek není tak výrazný jako na přední ploše rohovky. Lomivost oční čočky je však komplikovanější, jelikož její struktura není homogenní. Je tvořena koncentricky uspořádanými vrstvami, přičemž index lomu stoupá s každou hlouběji uloženou vrstvou. Zevní vrstvy jsou méně zakřivené než vnitřní a centrálně uložené jádro je téměř kulovité. Právě tato atypická struktura čočky umožňuje do jisté míry korigovat nedostatky optického systému oka, jako jsou i aberace. [1,8]

### 3. ABERACE

V optice jako aberaci označujeme odchylku zobrazení reálné optické soustavy od zobrazení ideální optickou soustavou. Jsou tedy projevem nedokonalosti optické soustavy a ukazují do jaké míry je kvalita obrazu zhoršena oproti fyzikálně ideálnímu zobrazení, které je limitováno pouze difrakcí. Míra aberací se odvíjí od individuální anatomie oka. Aberace závisí jak na šířce zornice, tak i na její centraci, tedy jestli geometrický střed pupily splývá s optickým středem. Pro šířku zornice platí přímá úměra, čím je zornice více dilatovaná, tím jsou hodnoty aberací vyšší. [24]

Příčiny vzniku aberací:

Příčina vzniku aberací může mít původ prakticky v kterékoli části optického systému oka.

Rozdělit je lze na:

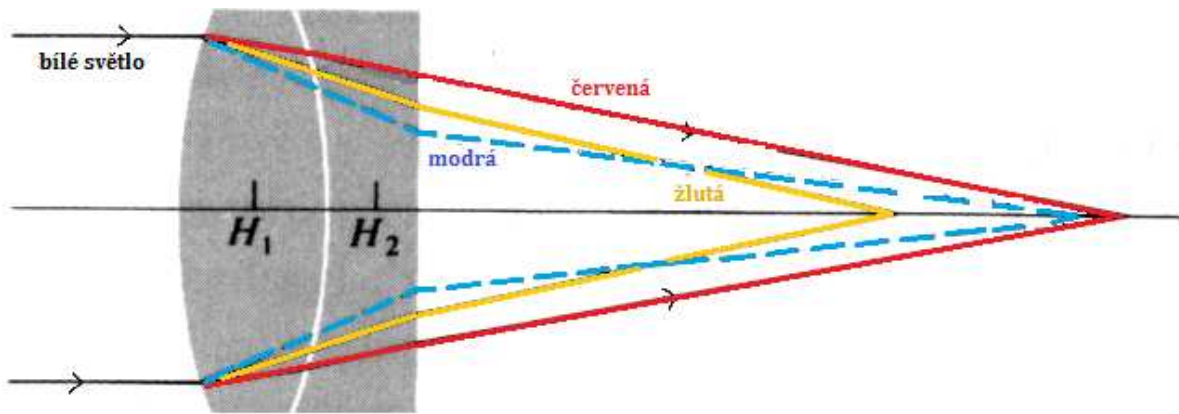
- anatomické anomálie – tloušťka slzného filmu, rohovky, hloubka přední komory,
- odchylky v homogenitě některého očního média,
- decentrace nebo anomální sklon některého optického prostředí (př. čočky),
- popřípadě kombinace některých nebo všech faktorů.

Ucelenou představu o deformaci obrazu při reálném pozorování, tedy v běžném životě, nám udávají tzv. celkové aberace oka. Pod tímto označením se rozumí odchylky způsobené všemi očními médii. Zvláště se vyčleňují tzv. rohovkové aberace, protože mají největší vliv. Jedná se o odchylky optického zobrazení způsobené nerovnostmi rohovky, tzn. deformacemi jejího povrchu oproti ideální kulové ploše.

Aberace lze dělit ještě dalšími způsoby, nejdůležitějším je:

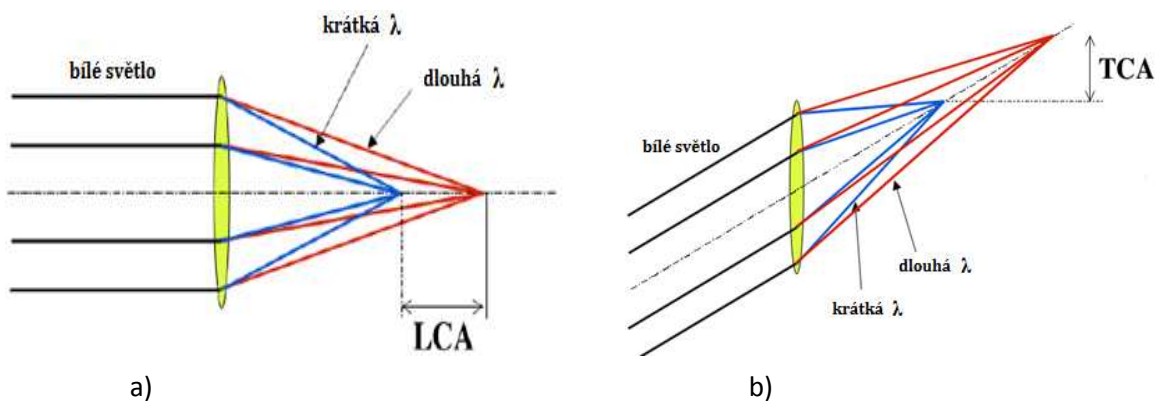
#### **3.1 Chromatické aberace**

Chromatické aberace je vada, která je způsobena disperzí světla na optických členech, v tomto případě na optických médiích lidského oka. Pozorovatelné jsou tyto jevy např. jako duhový kotouč kolem světelného zdroje. Tuto vadu nelze korigovat, protože má původ v optických vlastnostech očních médií a ne v jejich zakřivení.



Obr. 5: Znárodnění chromatické vady při průchodu bílého světla optickým systémem. [upraveno 54]

V rámci chromatické aberace je rozlišována ještě longitudinální (délková) chromatická aberace (LCA) a transversální (příčná) chromatická aberace (TCA). Chromatická aberace je nekorigovatelná vada mající vliv na zaostření, lze ji pouze brát na zřetel při měření refrakčních vad. LCA (obr. 6a) nastane vždy během procesu zobrazování a je možné ji zredukovat předsazením clony. TCA (obr. 6b) se zvyšuje směrem k okraji pupily. V centru vidění má tak na vidění minimální vliv, pro účely refrakce je tudíž nevýznamná. [20]



Obr. 6: Znárodnění longitudinální (a) a transversální (b) chromatické aberace. [upraveno 54]

### 3.2 Monochromatické aberace

Monochromatické aberace jsou odchylky od ideálního zobrazení, ke kterým dochází při zobrazení světlem o jedné vlnové délce. Takové změny se popisují geometrickými funkcemi.

Monochromatické aberace lze rozdělit podle jejich matematického vyjádření na Seidlový nebo Zernikeho aberace. Zernikeho aberace lze vzhledem k jejich vlastnostem dobře použít i na rotačně nesymetrické optické soustavy, jako je např. i lidské oko. Popisují se pomocí tzv.

Zernikeho polynomů, kterým se podrobněji bude věnovat kapitola 4. Zernikeho aberacím se též říká vlnové aberace. Nejvýznamnější z nich budou popsány v dalším textu.

Popis aberací pomocí Zernikeho polynomů je výhodnější hned z několika důvodů:

- Zernikeho polynomy se lépe hodí k popisu aberací oka,
- mají dobře oddělenou radiální a úhlovou část,
- žádné 2 členy se vzájemně nekompensují (přidáním dalšího členu se aberace vždy zhorší),
- jeden Zernikeho polynom může obsahovat kombinace Seidelových aberací. [48]

**Vztah mezi Seidlovými koeficienty a vlnovými monochromatickými aberacemi.**

*Otvorová vada*

$$W_{040} = \frac{1}{8} S_1$$

*koma*

$$W_{131} = \frac{1}{2} S_2$$

*astigmatismus*

$$W_{222} = \frac{1}{2} S_3$$

*křivost pole*

$$W_{220} = \frac{1}{4} S_4$$

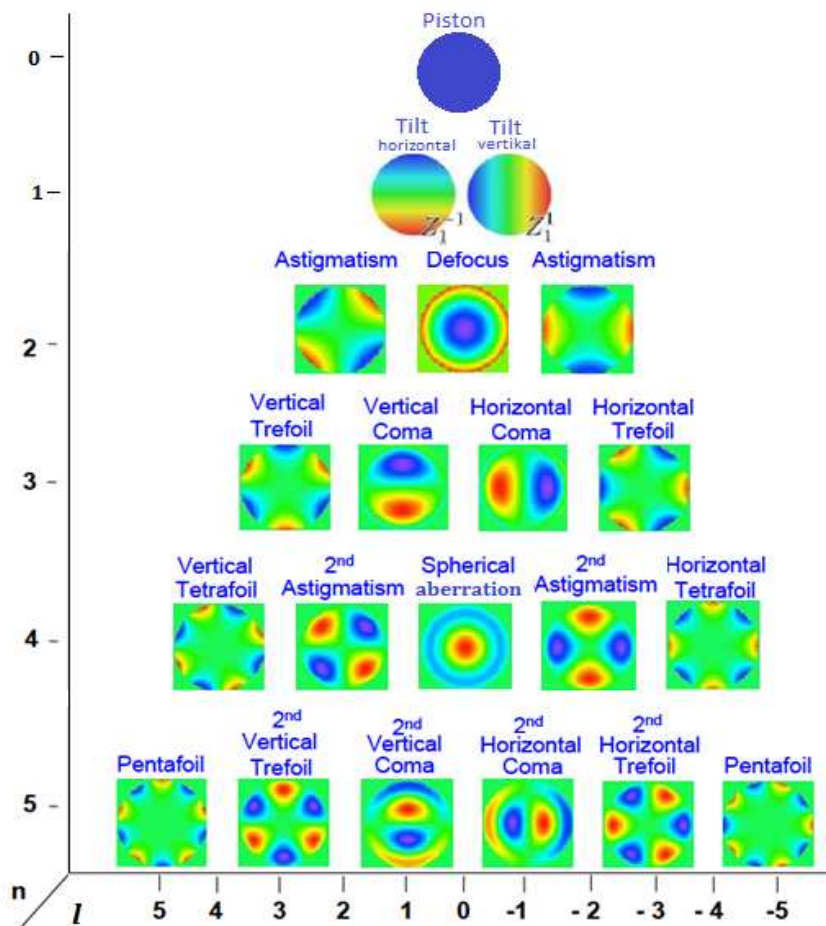
*zkreslení*

$$W_{311} = \frac{1}{2} S_5$$

Obr. 7: Vztah mezi Seidlovými a vlnovými monochromatickými koeficienty. Konstanta S představuje velikost Seidelových polynomů a W reprezentují velikost příslušných Zernikeho [48]

### 3.2.1 Vlnové aberace

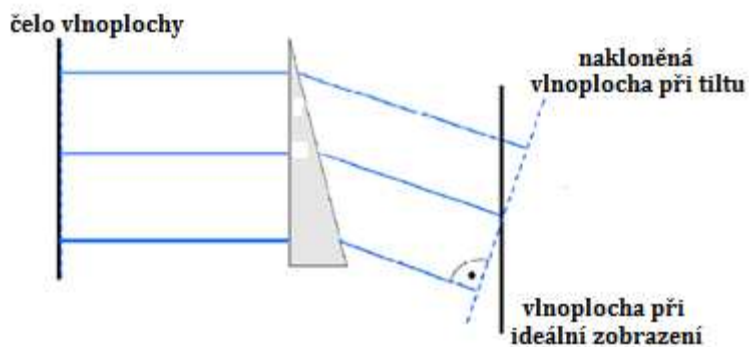
Vlnová aberace je definována jako diference mezi dokonalou a skutečnou vlnoplochou. Symetrická Zernikeho pyramida (obr. 8) představuje přehledné grafické znázornění vlnových aberací. Jednotlivé polynomy jsou do pyramidy zařazeny na základě úhlové frekvence ( $f$ ) a radiálního řádu ( $R$ ). Od vrcholu směrem dolů se zvyšuje radiální řád. První řádek odpovídá nultému řádu, druhá linie odpovídá prvnímu řádu a skládá se z vertikálního a horizontálního sklonu. Druhý řád představuje hranici mezi aberacemi nižšího řádu. Od 3. řádu hovoříme o aberacích vyšších řádů, které představují průměrně 20 % refrakční vady, ale u řady pacientů se podílejí až z 50 % na výsledném snížení kvality vidění. Směrem od vrcholu k bázi pyramidy a v daném řádu od centra pyramidy k jejím okrajům klesá význam aberace, s jakou se podílí na kvalitě vidění. Avšak hodnoty vykazují výraznou individuální variabilitu.[1,6,9]



Obr. 8: Zernikeho pyramida.

### 3.2.1.1 Tilt

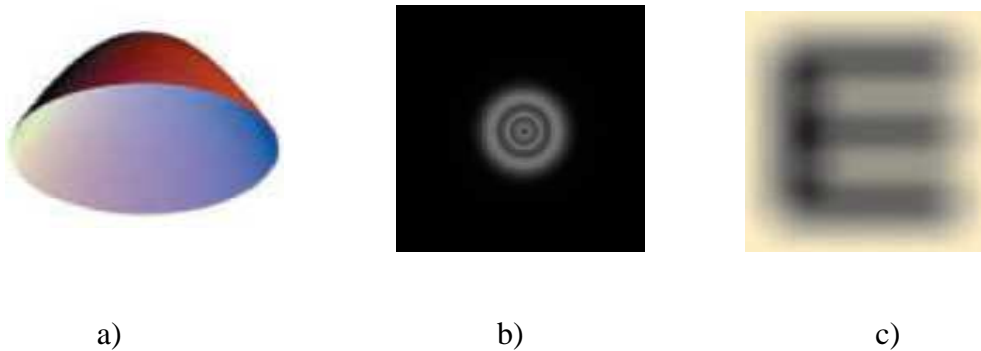
Tilt je odchylka ve směru šíření světelného paprsku. Dochází k němu nakloněním odražené vlnoplochy. Je kvantifikován jako průměrné zešíkmení v osách X a Y při průchodu skrz pupilu. V nedokonalé optické soustavě, kterou je i oko, dochází k naklonění roviny zobrazení. Pokud se fáze vlny zobrazuje před ideální rovinou, pak je tato část roviny zobrazena červeně, opačnému případu odpovídá barva modrá.[12,21]



Obr. 9: Tilt – simulace na optickém systému.

### 3.2.1.2 Defocus

Jedná se o rotačně symetrické odchytky, které lze korigovat sférickou čočkou. Vada je dána nesprávnou polohou ohniska vzhledem k sítnici. Aberační vlnoplochou je kulový vrchlík, který lze v barevné mapě pozorovat jako soustředné kružnice se zvyšující se či snižující se lomivostí.



Obr. 10: a) 3D zobrazení vlnoplochy; b) difrakční obrazec; c) simulace písmene E při aberačním zatížení defocusem. [43]

Podle polohy ohniska se rozeznává:

#### **Myopie**

Myopie je refrakční vadou, při níž jsou vzdálené objekty viděny rozmazaně a blízké ostře. Paraxiální paprsky, jdoucí z nekonečna se sbíhají před sítnicí, na které se tak vytváří neostrý obraz. Příčinou je nadměrná optická síla lomivého aparátu oka (myopie lomivá) nebo zvětšená předozadní délka očního bulbu (myopie axiální).

Důsledkem této vady je mlhavé vidění, které se pacient snaží kompenzovat mhouřením očí, čímž omezuje vstup neparciálních paprsků a tím zmírňuje rozmazání.

#### **Hypermetropie**

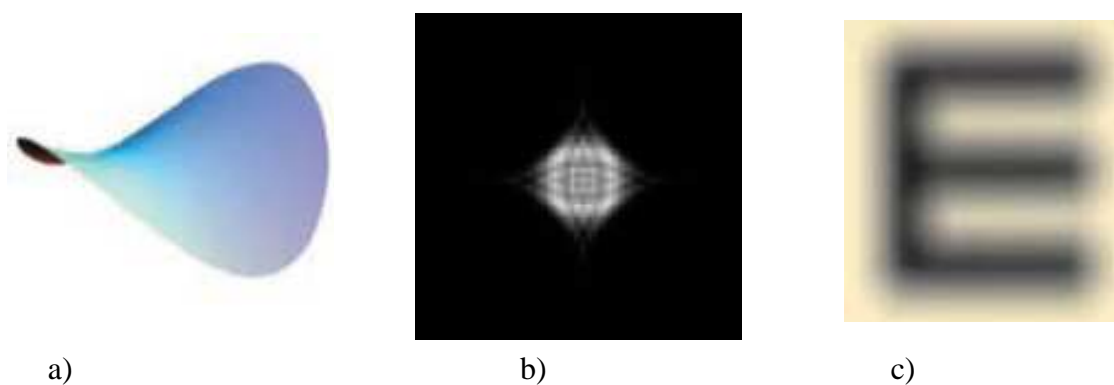
Pro hypermetropii je typické nadměrné akomodační úsilí, kterým se pacient snaží dostat ohnisko vzniklé za sítnicí do ideální zobrazovací roviny. Příčinou tohoto posunu je nedostatečná lomivost některého optického média, anebo příliš krátká předozadní osa. Korigujeme pouze manifestní složku hypermetropie. Tu lze ještě rozdělit na fakultativní hypermetropii, kterou lze kompenzovat akomodací a na absolutní, která způsobí rozmazání obrazu. Skutečná míra akomodace zahrnuje ještě latentní hypermetropii, která je kompenzována trvalým tonusem ciliárního svalu.



### 3.2.1.3 Astigmatismus

Astigmatismus je asférická refrakční vada, která vzniká v důsledku nestejně optické mohutnosti ve všech řezech očního bulbu. Symptomem astigmatismu je rozmazané vidění, které nelze úplně vykorigovat sférickou korekcí. Pacient může při subjektivní refrakci udávat rozmazání v určitém směru. Je způsoben zejména asymetrií rohovky, nepravidelností lámavých ploch čočky, excentricitou uložení čočky nebo nesprávným indexem lomu. Celkový astigmatismus se skládá z astigmatismu rohovkového, čočkového a zbytkového, který je pravděpodobně způsoben nerovnostmi na sítnici.

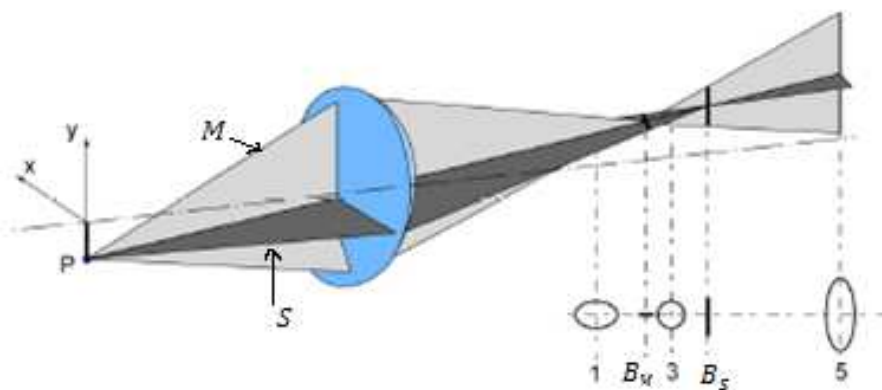
V podstatě jde říci, že každé lidské oko vykazuje určitý stupeň astigmatismu. Za tzv. fyziologický astigmatismus označujeme stav, kdy je optická mohutnost ve vertikálním směru maximálně o 0,5 D větší než v horizontálním řezu.



Obr. 11: a) 3D zobrazení vlnoplochy; b) difrakční obrazec; c) simulace písmene E při aberačním zatížení astigmatismem. [43]

K astigmatismu dále dochází, když široký světelný svazek dopadne na lomivé prostředí a v důsledku nestejněho zakřivení rohovky dojde k rozdílnému uspořádání svazků v meridionální a sagitální rovině.<sup>3</sup> (obr. 12) V podstatě v meridionální rovině jsou paprsky nakloněny více než v sagitální, a proto má kratší ohniskovou vzdálenost. V důsledku odlišných ohniskových vzdáleností pro tangenciální a sagitální rovinu vzniknou dvě fokální úsečky. Použitím Fermatova principu je možné zjistit, že ohnisková vzdálenost je závislá na optické mohutnosti a úhlu, pod kterým paprsky dopadají. Tento jev je známý jako astigmatický rozdíl, který je tím větší čím jsou paprsky šikmější.

<sup>3</sup> Pro popsání zobrazovací roviny je třeba zavést označení sagitální a meridionální rovina. Meridionální (tangenciální) rovinou označujeme rovinu zobrazující hlavní paprsek, který prochází středem objektivu a optickou osou. Sagitální rovina je definovaná jako rovina obsahující hlavní paprsek a je zároveň kolmá na tečnou rovinu.



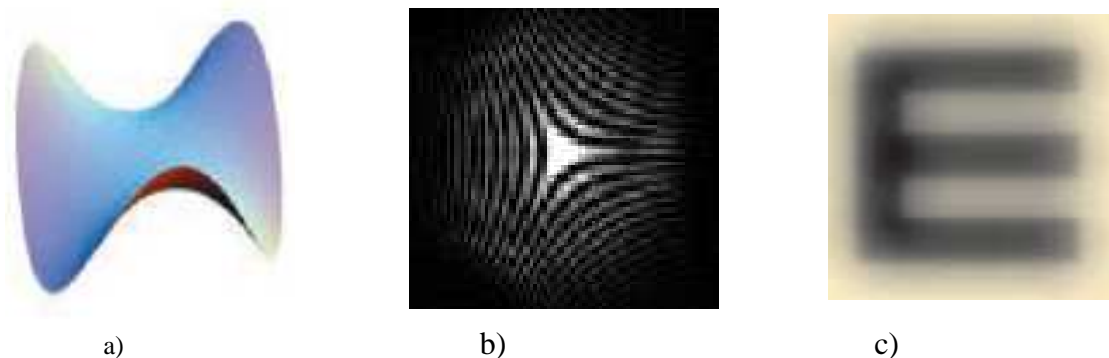
Obr. 12: Znázornění rovin při astigmatismu. M představuje meridionální rovinu, S sagitální,  $B_M$  je ohnisko meridionálních paprsků a  $B_S$  ohnisko sagitální. [upraveno 53]

Pozn.: Dle polohy fokál rozdělujeme astigmatismus na astigmatismus regularis (pravidelný) a astigmatismus irregularis (nepravidelný). Pro astigmatismus regularis je typické, že existují dva na sebe navzájem kolmé meridiány, jeden s největší a druhý s nejmenší lomivostí. V případě nepravidelného astigmatismu se bod nezobrazí na dvě navzájem kolmé úsečky.

Pravidelný astigmatismus rozlišujeme dále na ast. simplex (jednoduchý), ast. compositus (složený) a ast. mixtus (smíšený). Rozlišují se podle polohy fokál vůči sítnici. Míra deviace obrazu způsobená astigmatismem je úměrná druhé mocnině úhlu mezi paprsky jdoucími od objektu a optické osy systému.

### 3.2.1.4 Trefoil

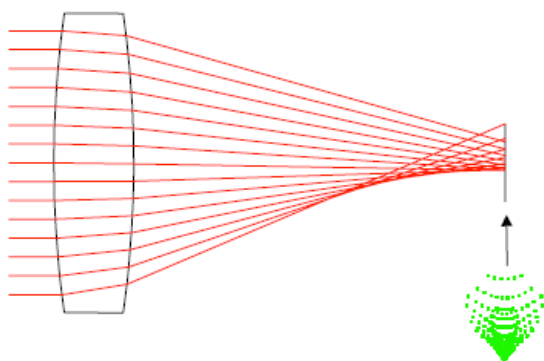
Jedná se o aberaci třetího řádu, kterou je možno popsat jako trojúhelníkovitý astigmatismus. Od normálního astigmatismu se liší počtem os. Zatímco astigmatismus má 2 osy, trefoil má 3. V důsledku toho je u oka s vyšší hodnotou trefoilu ztížené určení osy astigmatismu při subjektivní refrakci. Vadu lze pozorovat jako neostrost ve více směrech, zejména paprskovité vnímání světelných zdrojů. [9,14]



Obr. 13: a) 3D zobrazení vlnoplochy; b) difrakční obrazec; c) simulace písmene E při aberačním zatížení trefoilem. [43]

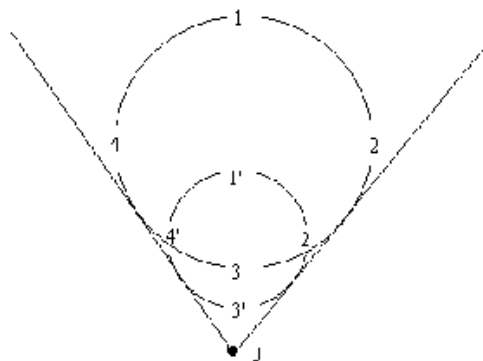
### 3.2.1.5 Kóma

Při průchodu svazku optickým systémem (obr. 14), u kterého neuvažujeme sférickou aberaci, se paraxiální paprsky sbíhají do ohniskového bodu za soustavou. Nicméně pro paprsky jdoucí neparaxiálním prostorem se budou lišit efektivní ohniskové roviny, u takto prošlých paprsků dochází k příčnému zvětšení. Čímž dojde k deformaci sítnicového obrazu a bod pozorujeme ve tvaru kapky nebo komety. Z tohoto je patrné, že k této aberaci nedochází při pozorování předmětů umístěných na optické ose, ale pouze v případě šikmo vstupujícího svazku, v ten okamžik se koma začne projevovat. [6,9,12,34]



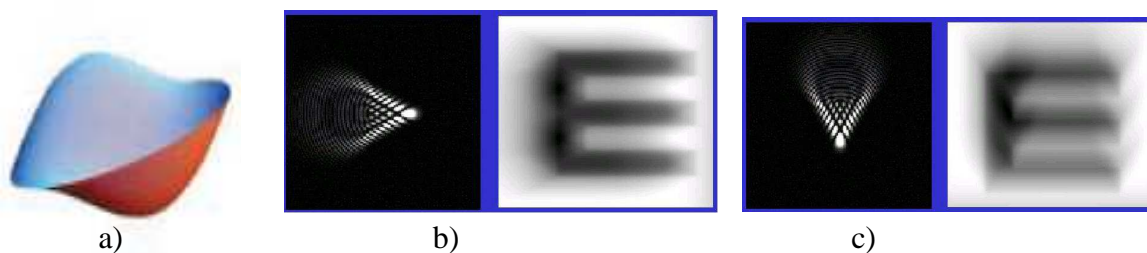
Obr. 14: Průchod paprskem optickým systémem zatíženým kómou. [převzato54]

Vzniklý obrazec se nazývá kómatický kruh (obr. 15). Vzdálenost od bodu 0 do 1 se nazývá tangenciální kóma, zatímco distance od 0 Jedná se o obzvláště rušivou vadu, protože je nesymetrická a proto velice obtížně korigovatelná. [14,34,40]



Obr. 15: Kómatický kruh.[převzato 34]

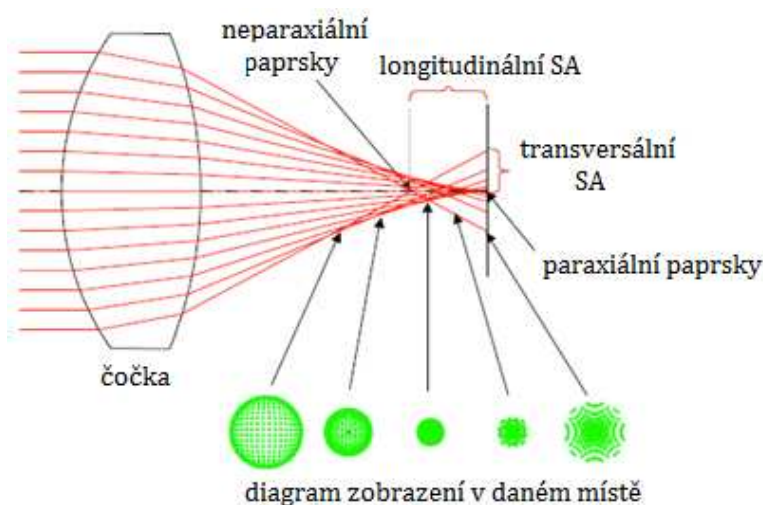
Kómu lze dělit na vertikální a horizontální, kdy je poloha určena směrem deformace obrazu.



Obr. 16: a) 3D zobrazení vlnoplochy; b) difrakční obrazec a simulace písmene E při aberačním zatížení horizontální kómou; c) difrakční obrazec a simulace písmene E při aberačním zatížení vertikální kómou. [10]

### 3.2.1.6 Sférická aberace

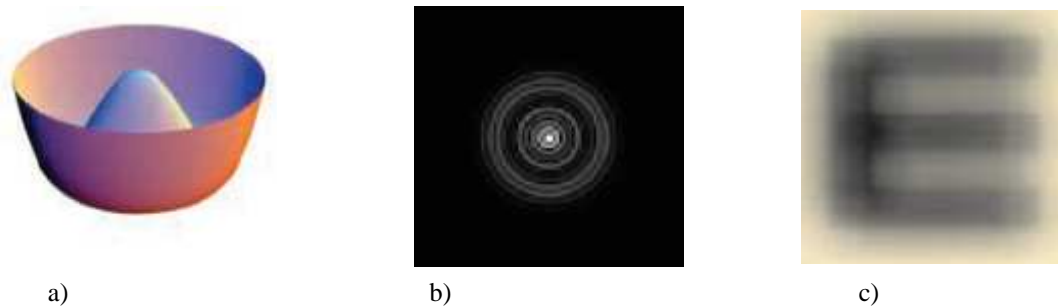
Sférická aberace je symetrickou vadou vznikající v důsledku nestejně lomivosti v různých částech optických médií, nebo když se odraz těchto paprsků přiblíží blízko okraji média (př. čočky), v porovnání s tím, kde by měly dopadnout, tj. blíž centru. Při pozorování bodu na optické ose dochází k větší lámavosti paprsků v periférii než v centru. Následkem je, že pro každý průměr průřezu svazku paprsků podílejících se na zobrazení, je obrazová ohnisková vzdálenost jiná. To znamená odchylku od standardního zobrazení, která přináší nedokonalosti v pozorovaném obraze. [12,18]



Obr. 17: Průchod paprskem optickým systémem zatíženým sférickou aberací. [upraveno 54]

Z obrázku č. 17 vyplývá, že paprsky procházející v paraxiálním prostoru se sbíhají v jiném ohnisku než paprsky neparaxiální (procházející v periférii). Rozlišujeme transversální a laterální sférickou aberaci. Laterální je definována jako vzdálenost mezi dvěma vzniklými ohnisky. V případě, že paprsky v neparaxiálním prostoru se lámou více než paraxiální, pak hovoříme o pozitivní sférické aberaci. Pokud bude ohnisko periferních svazků vzdálenější od čočky než ohnisko paraxiální, tak se jedná o negativní sférickou aberaci. Míru této vady vyjadřujeme v dioptriích nebo v délkové míře. Transversální sférická aberace je určena vzdáleností ohniska parciálních paprsků a nejbližšího neparaxiálního paprsku na sítnici.

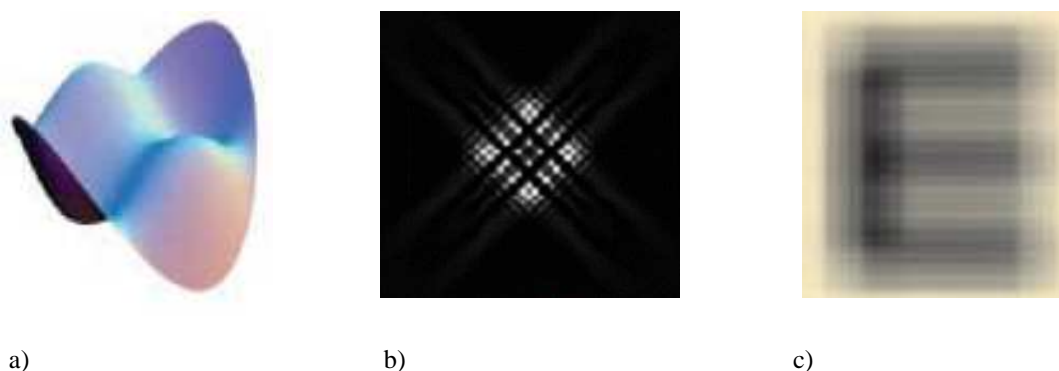
Zvláštností sférické aberace je její vývoj s přibývajícím věkem. Při narození je vysoká negativní hodnota otvorové vady. S přibývajícím věkem se postupně oplošťuje zadní pól čočky a celková sférická aberace se tak posouvá do pozitivních hodnot. [18]



Obr. 18: a) 3D zobrazení vlnoplochy; b) difrakční obrazec; c) simulace písmene E při zatížení sférickou aberací. [43]

### 3.2.1.7 Sekundární astigmatismus

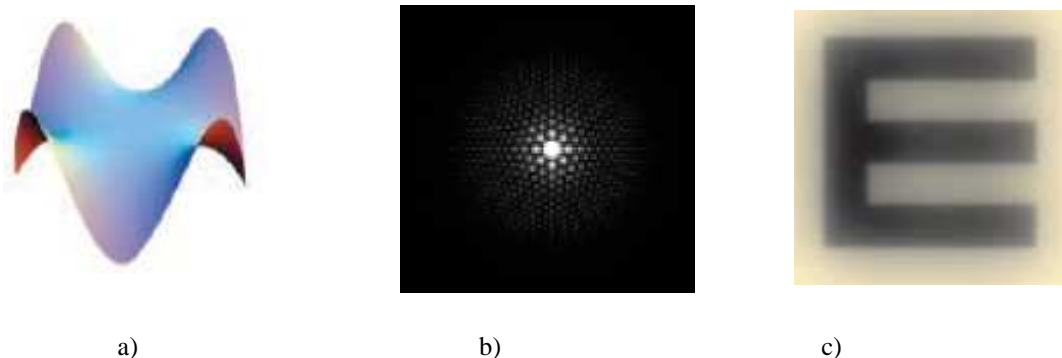
Aberací 4. řádu je sekundární astigmatismus, který lze popsat pomocí normálního astigmatismu, ale jeho hodnota je proměnná v závislosti na velikosti pupily. Navíc se jedná o rotačně nesymetrickou vadu, takže je problematické i nalezení osy. [9,14]



Obr. 19: a) 3D zobrazení vlnoplochy; b) difrakční obrazec; c) simulace písmene E při aberačním zatížení sekundárním astigmatismem. [43]

### 3.2.1.8 Tetrafoil

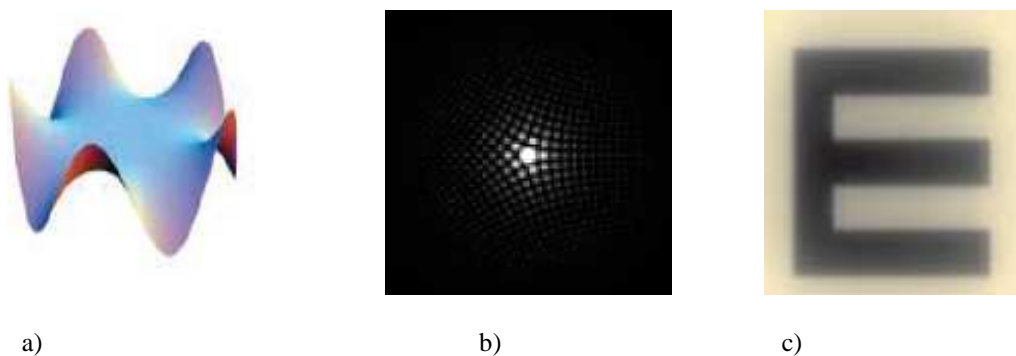
Tetrafoil je aberace 4. řádu a je umístěn na vnějším okraji Zernikeho pyramid. Vyznačuje se přítomností čtyř os a stejně jako trefoil ztěžuje určení osy při subjektivní refrakci. Lze ji pozorovat jako paprskovité vnímání světelných zdrojů. Vedlejšími důsledky je snížení kontrastu a zvýšená citlivost na světlo. [9]



Obr. 20: a) 3D zobrazení vlnoplochy; b) difrakční obrazec; c) simulace písmene E při aberačním zatížení quadrafoilem. [43]

### 3.2.1.9 Pentafoil

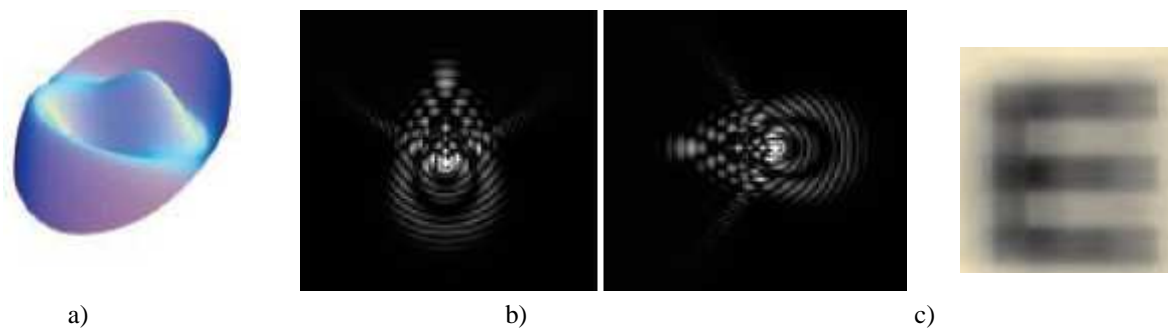
Tato aberace 5. řádu se na barevných mapách projevuje pětinasobným zvlněním povrchu. Při vidění, zejména za šera, se projevuje stejně jako trefoil a quadrafoil.



Obr. 21: a) 3D zobrazení vlnoplochy; b) difrakční obrazec; c) simulace písmene E při aberačním zatížení pentafoilem. [43]

### 3.2.1.10 Sekundární kóma

Jedná se o aberaci 5. řádu, která je v podstatě dvakrát prohnutou kómou. Podle studie Farida Karimiana, MD. a spol narůstá významně s přibývajícím věkem a to zejména u myopů.



Obr. 22: a) 3D zobrazení vlnoplochy; b) difrakční obrazec; c) simulace písmene E při aberačním zatížení sekundární kómou. [43]

### 3.2.2 Seidelovy aberace

Vedle vlnových aberací existuje ještě druhé běžně užívané dělení. Popis Seidelovými koeficienty je pro popis oka používán zřídka kdy. Příčinou je nesymetričnost optické soustavy oka. Ta je respektována pouze Zernikeho polynomy. Pokud by se ovšem jednalo o symetrický optický systém, pak by se siny a kosiny vyrušily a polynomy by odpovídaly Seidelovým koeficientům.

Matematický zápis jednotlivých členů pomocí Seidelových aberačních koeficientů je

$$W(x_0, \rho, \theta) = \frac{1}{8}S_I\rho^4 + \frac{1}{2}S_{II}x_0\rho^3 \cos \theta + \frac{1}{2}S_{III}x_0^2\rho^2 \cos^2 \theta + \frac{1}{4}(S_{III} + S_{IV})x_0^2\rho^2 + \frac{1}{2}S_Vx_0^3\rho \cos \theta. \quad [55]$$

kde  $S_I$  představuje sférickou aberaci,  $S_{II}$  kómu,  $S_{III}$  astigmatismus,  $S_{IV}$  distorzi a  $S_V$  zkreslení. Rádus apertury je vyjádřena jako  $\rho$ ,  $x_0$  je velikost předmětu a  $\theta$  vyjadřuje směrový úhel. [55]

#### **Sférická aberace, astigmatismus, koma**

Tyto tři se ve své podstatě neliší od vlnových aberací, jež jsou popsány výše, ale pro Seidelovy aberace neplatí řazení do řádů. Další už jsou odlišné, a proto budou popsány.

#### **Distorze**

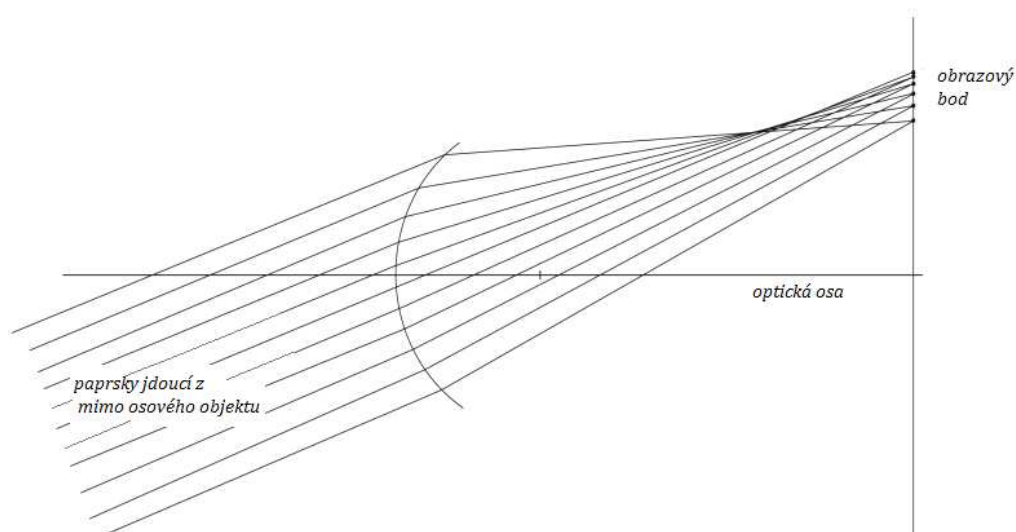
Jestliže se obraz liší od objektu geometricky, jedná se o vadu, které se říká distorze. Je důsledkem nestejného zvětšení v periferní a centrální části. Takže se velikost obrazu na okrajích a v centru liší, ačkoli obraz se jeví ostrý. Podle toho, jestli se příčné zvětšení se zorným úhlem zmenšuje či zvětšuje, rozeznáváme zkreslení soudkovité nebo poduškovité. [34,55]



Obr. 23: Zklenutí a) poduškovité b) soudkovité. [53]

## Zklenutí

Ke zklenutí dochází tehdy, když jsou šikmé paprsky fokusovány do roviny vzdálenější od sítnice než osové paprsky (viz obr. 24). Takže zklenutí úzce souvisí s astigmatismem. Sledují-li se astigmatické obrazy bodů, tak je patrné, že leží na rotační křivé symetrické ploše a tak dochází ke zklenutí. V důsledku této vady se obraz jeví v určitých částech rozmazaně. Např. okraje jsou ostré a obraz z paraxiálního prostoru bude rozmazaný právě následkem zakřivení obrazové roviny. [34,55]



Obr. 24: Grafické znázornění zklenutí při průchodu optickým systémem. [55]



## 4. ZERNIKEHO POLYNOMY

Jak již bylo řečeno, nejlepší analýza získaných dat je poskytována prostřednictvím Zernikeho polynomů. Pojmenovány jsou po prof. Fritzu Zernikem, fyzikovi, který byl roku 1953 oceněn Nobelovou cenou za vynález fázově kontrastního mikroskopu.

Aberační mapa poskytuje pouze kvalitativní analýzu. Pro získání přesných hodnot, tedy kvantitativní analýzu, je nutné zpracování prostřednictvím Zernikeho polynomů. Tyto rovnice umožňují trojrozměrný popis celého studovaného povrchu.

Jak už bylo řečeno, aberace lze reprezentovat odchylkou výsledné vlnoplochy od ideální vlnoplochy. Tato odchylka  $W$  lze popsat buď jako funkce ortogonálních souřadnic  $W(x, y)$ , nebo vhodněji jako funkce polárních souřadnic  $W(\rho; \theta)$ <sup>4</sup>, kde  $(x, y)$ , resp.  $(\rho; \theta)$  jsou ortogonální, resp. polární souřadnice v zornici. Libovolnou funkci  $W(\rho; \theta)$  pak lze zapsat jako součet již výše zmiňovaných Zernikeho polynomů, které charakterizují jednotlivé vlnové aberace (viz kapitola 4). Rozvoj do Zernikeho polynomů pak dostatečně charakterizuje danou optickou soustavu.

Zernikeho polynomy jsou v polární soustavě výsledkem radiálního polynomu a směrových úhlů. Zernikeho polynom lze matematickými funkcemi definovat jako:

$$Z_n^l(\rho; \theta) = \begin{cases} N_n^l R_n^{|l|}(\rho) \cos l(\theta) \\ -N_n^l R_n^{|l|}(\rho) \sin l(\theta) \end{cases} \quad \text{když} \quad \begin{cases} l < 0 \\ l \geq 0 \end{cases} \quad [23]$$

Je patrné, že Zernikeho polynom se skládá ze tří částí:

- normalizační faktor  $N$ ,
- radiální část  $R$ ,
- azimutální části, v které  $\theta$  nabývá hodnot od  $0^\circ$  do  $360^\circ$ .

Radiální index  $n$  určuje maximální hodnotu řádu radiální části a to je vždy nezáporné a  $l$  je azimutální index určující úhlovou frekvenci a je představován nějakou celočíselnou hodnotou

<sup>4</sup> Ortogonální soustava souřadnic představuje v matematice takový systém souřadnic, v němž jsou v každém bodě souřadné osy navzájem kolmé.

Polární soustava souřadnic je taková soustava souřadnic v rovině, u které jedna souřadnice (označovaná  $r$ ) udává vzdálenost bodu od počátku souřadnic, druhá souřadnice (označovaná  $\varphi$ ) udává úhel spojnice tělesa a počátku od zvolené osy ležící v rovině

(kladnou nebo zápornou). Jak vyplývá z rovnice, funkce kosinus je použita, pokud  $l$  nabývá kladných hodnot a pokud záporných hodnot tak se ve vzorci objevuje funkce sinus.

Radiální polynom je dán vzorcem

$$R_n^l(\rho) = \sum_{s=0}^{(n-|l|)/2} \frac{(-1)^s \cdot (n-s)!}{s! \cdot \left[\frac{(n+m)}{2}-s\right]! \cdot \left[\frac{(n-m)}{2}-s\right]!} \cdot \rho^{n-2s} \quad [23]$$

Pro zjednodušený zápis Zernikeho polynomů se zavádí index  $j$ , který nabývá hodnot

$$j = \frac{n \cdot (n + 2) + l}{2} \quad [9]$$

Platí tak  $C_j(\rho, \theta) = Z_n^l(\rho, \theta)$ .

Pro popis povrchu pak bude mít vlnová aberace tvar

$$W_n^l = C_{(l,n)} Z_n^l, \quad [9]$$

kde  $Z_n^l$  představuje některý z polynomů např. z tabulky č. 2, a koeficient  $C$  je míra výskytu dané aberace v analyzované vlnoploše. Ty koeficienty, které se podílí na zhoršení vidění nejvíce, mají vyšší hodnoty. Například, pokud má měřené oko vysokou hodnotu kómy bude mít osmý a devátý člen vyšší hodnoty než ostatní.

Kompletní představu o deformaci vlnoplochy prošlé optickým systémem poskytuje souhrn jednotlivých členů, tedy

$$W(\rho, \theta) = \sum_{j=1}^{\infty} C_j Z_j(\rho, \theta)$$

Jak je vidět z odvozování, má tento tvar velmi užitečnou vlastnost, a to možnost osamostatnění jedné zvolené aberace a tím i číselné vyhodnocení v rámci optického systému. Horní mezí sumy je sice nekonečno, ale ve skutečnosti stačí prvních 15 lineárně nezávislých Zernikeho polynomů k dostatečnému popisu nejběžnějších odchylek lidského oka. [9,19,23,25]

j	n	l	$Z_n^l(\rho, \Theta)$	význam
0	0	0	1	ideální vlnoplocha (bez aberací)
1	1	-1	$2\rho\sin(\Theta)$	naklonění roviny ve směru osy y
2	1	1	$2\rho\cos(\Theta)$	naklonění roviny ve směru osy x
3	2	-2	$\sqrt{6}\rho^2\sin(2\Theta)$	45/135 astigmatismus
4	2	0	$\sqrt{6}(2\rho^2-1)$	defokus
5	2	2	$\sqrt{6}\rho^2\cos(2\Theta)$	90/180 astigmatismus
6	3	-3	$\sqrt{8}\rho^3\sin(3\Theta)$	trefoil
7	3	-1	$\sqrt{8}(3\rho^3-2\rho)\sin(\Theta)$	koma podél osy y (vertikální koma)
8	3	1	$\sqrt{8}(3\rho^3-2\rho)\cos(\Theta)$	koma podél osy x (horizontální koma)
9	3	3	$\sqrt{8}\rho^3\cos(3\Theta)$	trefoil
10	4	4	$\sqrt{10}\rho^4\sin(4\Theta)$	tetrafoil
11	4	-2	$\sqrt{10}(4\rho^4-3\rho^2)\sin(2\Theta)$	45/135 sekundární astigmatismus
12	4	0	$\sqrt{5}(6\rho^4-6\rho^2+1)$	sférická aberace
13	4	2	$\sqrt{10}(4\rho^4-3\rho^2)\cos(2\Theta)$	90/180 sekundární astigmatismus
14	4	4	$\sqrt{10}\rho^4\cos(4\Theta)$	tetrafoil
.	.	.	.....	.....

Tab. 2: Příklady Zernikeho polynomů.

Zernikeho polynomy mohou být uzpůsobeny pro zornici nepravidelného tvaru, v takovém případě se vychází z tvaru:

$$W_{(\rho, \theta, \epsilon)} = \sum_{j=1}^{\infty} C_j Z_j(\rho, \theta, \epsilon), \quad [23]$$

kde  $\epsilon$  je funkcí poloměru zornice.

## 5. WAVEFRONT ANALÝZA

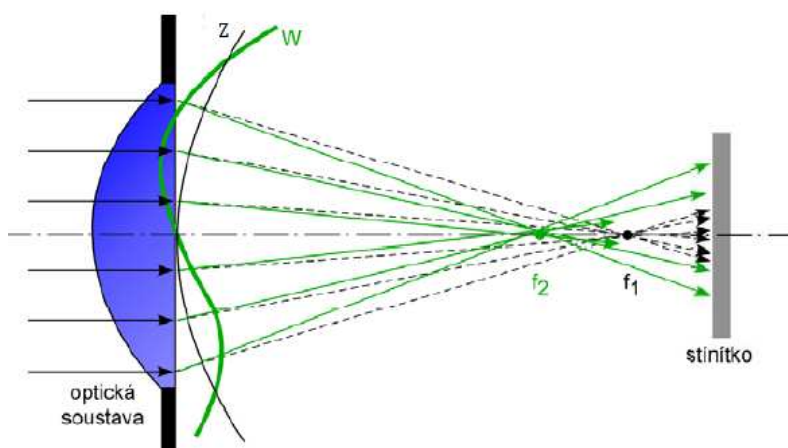
Skladba a suma aberací působící deformace obrazu se zjišťuje pomocí aberometrů, které nejčastěji používají tzv. wavefront analýzu. Tato metoda umožňuje přesné zjištění, které aberace jsou v konkrétním oku zastoupeny a v jaké míře. Wavefront analýza se nezabývá chromatickými aberacemi, protože ty jsou dány optickými vlastnostmi očních tkání a ne jejich zakřivením.

### Wavefront aberometrie

O aberacích přednášel již v 60. letech 19. století profesor Helmholtz, ale do povědomí oftalmologické praxe se dostaly až v souvislosti s uvedením technologie wavefront, kdy se výzkum začal soustředit na aberace vyšších řádů ovlivňujících kvalitu vidění. Technologie wavefront byla původně vyvinuta v astronomii a to před více než sto lety. Zde se díky redukci aberací, vzniklých při průchodu zemskou atmosférou, získávaly kvalitnější obrazy z teleskopů. [23,37]

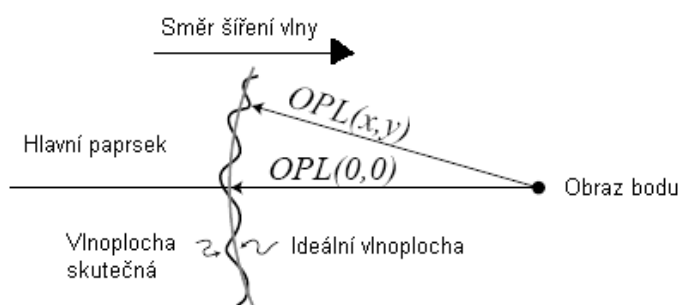
Wavefront technologie se odvíjí od vlnové teorie světla. Vychází tedy z předpokladu, že světlo je vlnění probíhající v čase i prostoru. Pro popis vlny je zavedena tzv. vlnová délka, která představuje vzdálenost dvou nejbližších bodů vlnění, které kmitají ve fázi. Přičemž vlnoplochou (v angl. wavefront) se rozumí množina bodů prostoru, které při vlnění kmitají se stejnou fází. Toto šíření vln v prostoru podléhá Huygensově principu (viz kap. č. 1). [14,23,37]

Analýza deformace vlnoplochy se zakládá na principu geometrické optiky o zaměnitelnosti chodu paprsků. V jeho důsledku sledujeme chod paprsků v předmětové rovině oka. U oka s aberacemi porovnáváme deformace zjištěné vlnoplochy  $W$  s referenční vlnoplochou  $Z$  (rovinou nebo sférickou), umístěnou v rovině zornice (obr. 25).



Obr. 25: Deformace vlnoplochy. [41]

Pro získání přesných hodnot aberací konkrétního oka je porovnána optická dráha procházející libovolným bodem  $(x;y)$  s optickou drahou hlavního paprsku procházejícím bodem  $(0;0)$ , tzn. středem pupily. Tuto veličinu nazýváme rozdílem optických drah (obr. 26) - optical path difference (OPD). V ideální optické soustavě bude pro všechny body zornice OPD rovné nule. [47]



Obr. 26: Znázorněné OPD. [upraveno 47]

Dohodou bylo sjednáno, že aberace, jejichž optická dráha je kratší než optická dráha paprsku bodu  $(0;0)$  nesou pozitivní hodnotu a aberace s delší optickou drahou mají negativní znaménko.

Tvar vlnoplochy určující míru aberací je získán díky zkreslení libovolně zvolených paprsků umístěných v kartézské soustavě souřadnic  $(x;y)$ , kde odchylka vlnoplochy  $W(x;y)$  je dána jako rozdíl optických drah mezi zjištěnou a referenční vlnoplochou. Matematicky to lze vyjádřit jako

$$W(x;y) = - OPD(x;y)$$

Soubor takto získaných hodnot je pak zakreslen do 2D nebo 3D aberační mapy založené na proměnlivosti OPD v jednotlivých bodech roviny pupily. Podle velikosti hodnoty odchylky je každému bodu přiřazena odpovídající barva z barevné škály a složením vzniká vyobrazení.

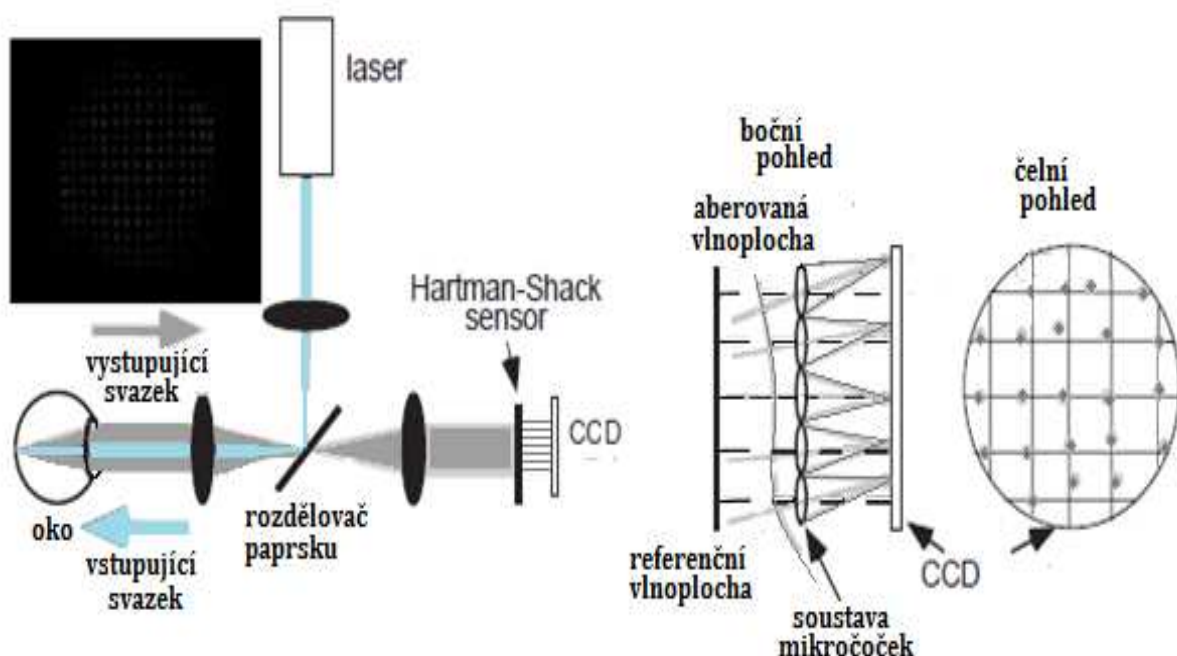
V ideálním optickém systému by tedy vlnoplocha, nesoucí informace o předmětu, byla dokonale sférická a po průchodu optickým systémem by stále zůstala dokonale sférickou. To by znamenalo, že pozorovaný bod se na sítnici zobrazí dokonale korespondentně. V reálném oku však takový obraz nevzniká a vlnoplochy odražené od sítnice tedy nejsou dokonale sférické. V takovém systému se pozorovaný bod zobrazí spíše jako „skvrna“, tzn., že optický systém je zatížen aberacemi. [22,23,24,26]

Wavefront aberometrie zaznamenává a měří právě tyto deformace a odchylky vlnoploch. Následně je kvantifikačně zhodnocen celkový aberační stav oka, včetně podílu jednotlivých aberací a jejich vlivu na konečnou kvalitu vidění. [37]

Detekci a analýzu monochromatických aberací umožňují wavefront analyzátory, tzv. aberometry. Jedná se o přístroje zaznamenávající a vyhodnocující distorzi vlny světla, ke které dochází při průchodu okem. V současné době je dostupná celá řada aberometrů pracujících na různých principech. Pro tuto práci bylo použito zařízení pracující na principu Hartmann-Shackově senzoru (HS senzor). Ten byl zkonstruován roku 1971, zdokonalením staršího Hartmannova modelu.

### 5.1 Princip aberometru

Zdroj aberometru generuje infračervené záření o 200  $\mu\text{W}$ . Tyto koherentní svazky paprsků jsou kolimovány systémem čoček a diafragmatem. Každý úzký (průměr 0,5 mm) svazek paprsků vstupuje do oka přes optický střed vstupní pupily. Tento svazek se zaměřuje na malý bod sítnice, čímž dochází k velmi malému lomu a zanedbatelným aberacím. Poté se odrazí od sítnice směrem k čočce a vyjde zornicí. Následně paprsek narazí na separátor, od něž pokračuje k souboru čoček. Poté prochází skrz sérii mikročoček, které tvoří Hartmann-Shackův (HS) senzor. [19,23]



Obr. 27: Funkční schéma aberometru. [upraveno 22]

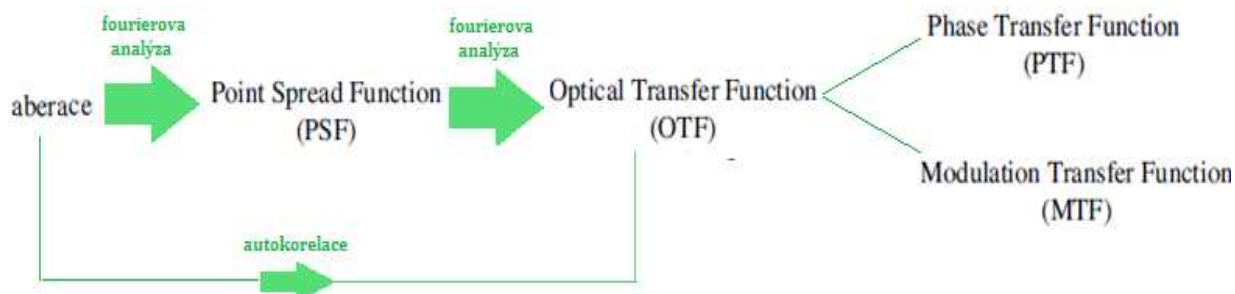
HS senzor je jednoduše řečeno seskupení rovnoměrně rozložených velmi malých čoček, podobně jako je tomu u hmyzího oka. Tyto matice mají mnoho variant, liší se počty a velikostí čoček, stejně jako konfigurací (v případě přístroje i.Profiler, použité v níže prezentované experimentální části, jde o seskupení 1500 měřících bodů). Těchto 1500 měřících bodů vysílá k oku v podstatě rovinnou vlnoplochu, která je po průchodu očními médii nerovnoměrně deformovaná, protože každý světelný kužel se na sítnici odchýlí trochu odlišně. Tak dojde k vytvoření aberační vlnoplochy. Výsledný obraz je snímán CCD prvkem. Ten zaznamená hodnoty posunu kuželů a umožní nám určit přesné velikosti tohoto odchýlení, které je pak matematicky vyjádřeno v podobě Zernikeho polynomů. [23]

### 5.2 Základní limity zrakového systému

Retinální obraz představuje klíčový prvek zrakové percepce. Je však „pouhým“ vstupem do dalšího procesu fotoreceptorového a neurálního zpracování. Vzhledem k fyziologii vidění má však naše vnímání i své limity. Ty můžeme rozdělit na dvě základní skupiny: první skupinu tvoří vlastnosti optického systému (atomické) a druhou nervové limity retinálního transferu. [26,51]

Anatomické limity vymezující schopnost světločivných elementů vytvářet obraz jsou dány zejména hustotou foveolární receptorové mozaiky a orientací fotoreceptorů. Funkce neurální kontrastní citlivosti se snižuje se zvyšující se prostorovou frekvencí [13] a jistou roli hrají i další méně známé faktory jako např. úroveň zrakové paměti. Na zkruslení původního retinálního obrazu se také významně podílí postreceptorové zpracování.

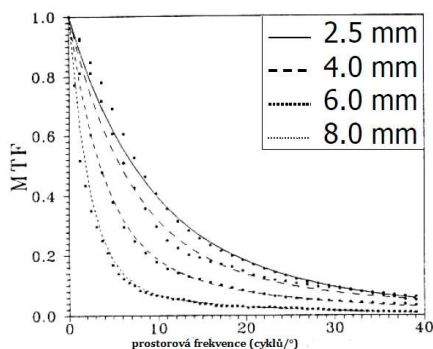
Kvalita vidění je tedy nejvyšší, když obraz na sítnici koreluje s předmětem. Matematicky lze tuto korelaci vyjádřit funkcí optického přenosu OTF (optical transfer function).



Obr. 28: Schéma závislosti funkcí popisující kvalitu retinálního obrazu.

Kvalita retinálního obrazu se odvozuje od zjištěné aberometrické mapy, z nichž se na podkladě optických nedokonalostí oka sestavuje očekávaný retinální obraz. Podle Wanga představuje funkce OTF základní hodnotící prvek optické kvality odvozený autokorelací z aberační mapy. Optická přenosová funkce se skládá ze dvou částí – modulační přenosová funkce (MTF - modulation transfer function) a fázové přenosové funkce (PTF - phase transfer function).

MTF vyjadřuje snížení kontrastu obrazu oproti předmětu. Čím je vyšší suma aberací v optickém systému, tím větší je úbytek přenosu kontrastu, a tudíž je horší kvalita optického zobrazení. Protože se zvětšujícím se průměrem clony se zvyšuje míra působení aberací, je na obr. 29 vidět postupný pokles MTF.



Obr. 29: Závislost funkce MTF na velikosti pupily. [51]

PTF představuje faktor fázového posunu obrazu vůči předmětu. V ideálním optickém systému narůstá MTF se zvětšující se aperturou a dochází ke zvýšení kontrastu obrazu vůči předmětu. [41,49,51,55]

Fourierovou transformací jsou aberometrická data přepočítána na PSF (point-spread function) popisující rozmazání a degradaci způsobenou zobrazovacím systémem. Vzhledem k tomu, že oko není perfektním systémem, je tedy obraz zatížen aberacemi i fyziologicky přítomnou difrakcí. Působením těchto vad dochází k fázovému posunu obrazu vůči jeho předmětu a funkce PTF nabývá nenulových hodnot. Deformace obrazu je přímo úměrná šíři zornice z důvodu redukce MTF a zmíněného zvýšeného fázového posunu, tzn. zvýšené PTF. [40,53]

### 5.3. RMS funkce (root mean square)

Je funkce definovaná jako střední kvadratická hodnota Zernikeho koeficientů (obvykle do 10. řádu), které reprezentují jednotlivé aberace a jsou blíže popsány v kapitole 5. Popisuje chybu vlnoplochy jako číselný index.



$$RMS = \sqrt{(Z_2^{-2})^2 + (Z_2^0)^2 + (Z_2^2)^2 + (Z_3^{-1})^2 \dots} \quad [51]$$

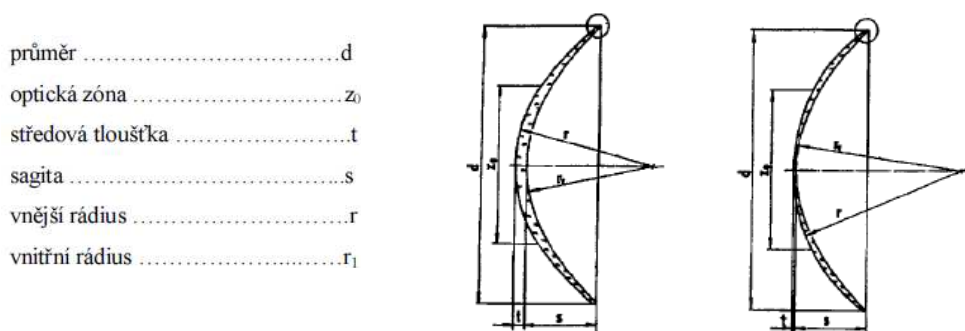
Jedná se tedy o statistickou veličinu určující míru proměnnosti kvality. Tato veličina nastiňuje celkový aberační stav oka a naznačuje závažnost působení aberací. Aberometr užívá RMS ke změření optické odchylky s detailní přesností, a to na 0,01  $\mu\text{m}$ .

Hodnota RMS má však určité nedostatky. Ne vždy musí její zvýšení vést ke snížení kvality obrazu. Například zvýšená hodnota sférické aberace může pozitivně ovlivnit kvalitu retinálního obrazu deformovaného defocusem. RMS s těmito vzájemnými kompenzacemi nepočítá. [46,51]

## 6. KONTAKTNÍ ČOČKY

Pod pojmem kontaktní čočka si lze představit optický systém umístěný na rohovce. Právě kvůli své lokalizaci se chová jako bariéra rohovkového metabolismu. Omezuje se tak přísun atmosférického kyslíku k povrchu rohovky, proto se dnešní materiály snaží dosáhnout co nejvyšší propustnosti pro  $O_2$ .

Kontaktní čočka je definována svou vnitřní (zadní) a vnější (přední) plochou. Přední plocha obvykle odpovídá za snášelnost a komfort při nošení a zadní plocha představuje opticky aktivní plochu, která spolu s okrajem zajišťuje správnou polohu čočky na oku. Jejich tvary se popisují pomocí různých křivek.



Obr. 30: Schéma spojné a rozptylné kontaktní čočky.

Jediné plně korigovatelné aberace jsou druhého řádu. Prvního řádu je neovlivnitelná a u vyšších řádů je možné, do jisté míry, zredukovat jejich účinek na vidění. Jednou z možností jsou speciální brýlové čočky, které se zaměřují zejména na kómu, sférickou aberaci, tetrafoil a pentafoil. Další možností korekce jsou kontaktní čočky. Stejně jako brýlové čočky korigují aberace druhého řádu a do jisté míry mohou podle popisu výrobců ovlivňovat i některé aberace vyšších řádů.

Konstrukce měkkých a tvrdých čoček se liší už především v materiálu, jehož hydratace kolísá od 38 - 80%. Materiálem je ovlivněna především tloušťka čočky, která je pro danou kvalitu materiálu limitujícím faktorem transmisibility. Konstrukce ovlivňuje modul elasticity, propustnost pro kyslík a transport tekutin. Je proto nutné najít optimální sílu čočky pro daný materiál a konstrukci. Dalším parametrem, který charakterizuje tvar kontaktní čočky je zakřivení (označované anglickým názvem „basic curve - BC“). Jeho hodnoty se liší dle jednotlivých firem. Běžně nabývá hodnot 7,5 – 9,00 mm. Vzhledem k tomu, že měkká čočka musí překrývat celou rohovku a limbus používají se kontaktní čočky o průměru 13,6 – 14,4 mm. Tvrdé kontaktní čočky se vyrábějí v diametrálních hodnotách 9,2 – 11,5 mm.

### **6.1 Vlastnosti kontaktních čoček**

Základními požadavky na materiál, ze kterého se kontaktní čočky vyrábějí, je dobrá opracovatelnost, což je důležité pro výrobní proces a také pro zachování mechanických a chemických vlastností materiálu (pružnost, pevnost, tvarová stálost apod.) Dalším důležitým požadavkem je biologická nezávadnost, snášenlivost, malá dispozice k ukládání nečistot a zanedbatelný není ani požadavek snadné údržby a vysoké životnosti materiálu. [16]

Materiál bývá také charakterizován specifickými vlastnostmi:  
smáčivost, poréznost, hydrolytická stabilita, napětí materiálu, transparentnost a

#### Index lomu

U kontaktních čoček se pohybuje tato veličina v rozsahu 1,3 – 1,6 podle obsahu vody – hydrogely 1,37 – 1,52 a tvrdé materiály 1,46 – 1,49.

#### Obsah vody

Liší se podle druhu materiálu - hydrogely mají obsah vody okolo 35 – 80 %, silikonhydrogely 25 – 48 % a tvrdé kontaktní čočky mají jen 0,1 – 2,0 %. Obsah vody úzce souvisí s propustností pro kyslík. Obecně platí, že čím vyšší obsah vody, tím větší propustnost. U tvrdých čoček je propustnost pro kyslík určena schopností materiálu propouštět molekuly mezi polymerovými řetězci.

#### Permeabilita $Dk$

Obecně se jedná o schopnost pronikání látek, živin i odpadů metabolismů membránou, v tomto případě kontaktní čočkou.

#### Transmisibilita $Dk/t$ , $Dk/L$

Tato vlastnost charakterizuje konkrétní kontaktní čočku, protože udává schopnost materiálu propouštět plyny v závislosti na tloušťce čočky.

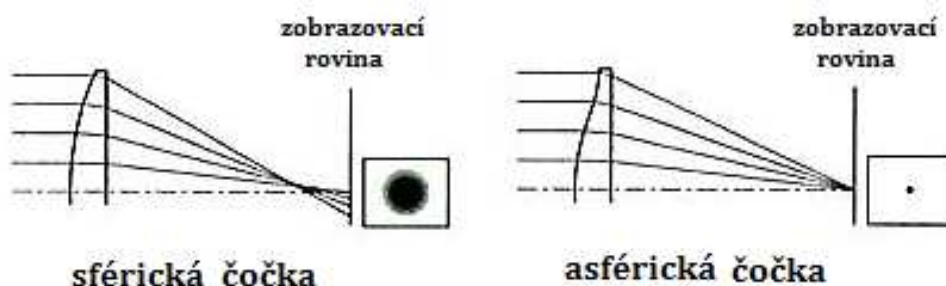
Měření se standardně provádí při teplotě vlastní povrchu rohovky, tzn.  $\pm 35^\circ\text{C}$ , a standardních hodnot tlaku a vlhkosti. Hodnoty průniku kyslíku vyjadřujeme ve Fattových jednotkách: fatt (barrer):  $10^{-11} \text{ cm}^2 \text{ ml O}_2 \text{ s}^{-1} \text{ ml}^{-1} \text{ mm Hg}^{-1}$ . Všechny uváděné hodnoty jsou zjišťovány pro čočku o dioptrické síle -3,00 D v centrální zóně o průměru 6 mm o známé středové tloušťce. Proto může být hodnota  $Dk/t$  poněkud zavádějící, protože ignoruje rozdíly ve středové tloušťce kontaktních čoček pro různé dioptrie. [16]

## Oxygen flux

Historie tohoto parametru je poněkud krátká, protože se pojí se silikonhydrogelovými čočkami. Veličina nám udává množství kyslíku dosahujícího jednotkové plochy povrchu rohovky za jednotku času. Ve své podstatě je zcela spojena s  $Dk$  a  $Dk/t$ . S nárůstem  $Dk$  narůstá téměř proporcionálně i oxygen flux, ale pouze do určité hodnoty. Za touto hodnotou již oxygen flux roste nevýrazně, i když se podstatně zvyšuje hodnota  $Dk$ . [16]

## Asfericita (Q)

Asférická je kontaktní čočka tehdy, je-li její přední nebo zadní optická plocha nesférická. Tzn. konstrukce nesférické plochy je provedena se změnou strmosti zakřivení, a to směrem od středu ke kraji.



Obr. 31: Rozdíl mezi sférickou a asférickou plochou. [27]

Uplatňuje se postupná změna excentricity ( $e$ ), která nabývá hodnot od -1 až do 1 (od hyperboly, přes parabolu až po eliptickou plochu). Čím je větší hodnota excentricity, tím větší kladný dioptrický účinek vzniká ve střední periférii čočky. Takto je docíleno nestejnomyšerného lomu paprsků a můžou tak být omezeny některé aberace, zejména sférická aberace. Pro uživatele není rozdíl v komfortu nošení kontaktní čočky. Hodnotu asfericity je možno matematicky vyjádřit jako:

$$Q = -e^2 \quad [28]$$

Záporná hodnota  $Q$  popisuje prodloužené tvary a pozitivní hodnoty určují zploštělé tvary, pokud je hodnota  $Q$  rovna 0, tak i excentricita má nulovou hodnotu.

## Slzná čočka

Jelikož kontaktní čočka není v přímém kontaktu s očními tkáněmi, ale plave na slzném filmu, vytváří se tzv. slzná čočka. Ta vzniká mezi rohovkou a zadním povrchem kontaktní čočky. U měkkých čoček je slzná čočka tenká, a proto nepředstavuje při korekci podstatný problém. U RGP má však velký význam. “ *Je-li vnitřní plocha čočky plošší než rohovka, vzniká rozptylná slzná čočka, je-li zakřivenější spojná slzná čočka. Existuje pravidlo, dle kterého změna zakřivení 0,05 mm KČ odpovídá hodnotě  $\pm 0,25D$ .* “ [36]

## Pohyblivost

Pokud je zvolena měkká kontaktní čočka odpovídajícího zakřivení, nemá správná pohyblivost vliv na kvalitu vidění. U tvrdé individuální čočky je nutné sledovat decentraci čočky, která může degradovat požadovaný efekt aplikace. Případné výrazné přizvedání čočky očním víčkem při mrknutí způsobí nestabilitu vidění.

### **6.2 Měkké kontaktní čočky**

#### *Měkké hydrogelové kontaktní čočky*

Jedná se o starší generaci kontaktních čoček, ale i tak hojně zastoupenou mezi nositeli. Základní složkou hydrogelových čoček je hydroxyetylmetakrylát HEMA, který je strukturně síťovaný maximálně jedním procentem etylendimetakrylátu a dále jeho kopolymery. Jednotlivé makromolekuly jsou propojeny chemickými vazbami do prostorové mřížky, která zaručuje tvarovou stálost. Takovéto uskupení molekul umožňuje pojmout přesně definované množství vody.

Obsah vody v hydrogelu závisí na velikosti molekulární sítě, ale také na okolním prostředí. V závislosti na okolním prostředí může voda z hydrogelu evaporizovat. Tato změna obsahu vody může změnit objem, tvar i optické vlastnosti čočky. V rovnovážném stavu mají hydrogelové čočky index lomu velmi podobný indexu lomu rohovky (1,378). Index lomu hydrogelové čočky se v závislosti na obsahu vody pohybuje od 1,51 (suchý stav) k 1,38 (přibližně 70 % vody). Protože jsou hydrogely řádově stejně měkké jako tkáň, je tak sníženo mechanické dráždění a zajištěna biokompatibilita.

Používaný materiál je propustný pro nízkomolekulární látky ( $O_2$ ,  $CO_2$ ,  $C_3H_6O_3$ ). Difuzivita je ovlivněna jejich rozpustností ve vodě, stupněm nabobtnání gelu a samozřejmě tloušťkou membrány – kontaktní čočky. [16,36]

### *Měkké silikonhydrogelové kontaktní čočky*

Tento druh kontaktních čoček byl na český trh uveden v roce 1999. Jedná se o opticky homogenní optický prvek, který je tvořen vzájemně propojenou hydrofilním hydrogelem a hydrofobní silikonovou složkou (fluorosilikon, acetobutyrát celulózy, atd.). Jejich hlavní výhodou je zvýšená propustnost pro plyny (Dk/L: 99-140), který je důležitý pro správný metabolismus rohovky. Tato funkce je zajišťována vazbou Si-O-Si (siloxan). Obsah vody se pohybuje mezi 20 až 40 %, tím jsou řazeny mezi měkké kontaktní čočky s nižším obsahem vody. Odtud lze odvodit některé vlastnosti - úroveň propustnosti pro ionty a vodu; materiál je tužší, čímž je docíleno snadnější manipulace. Čočka má dále ještě povrchovou úpravu zajišťující ideální smáčivost povrchu. [16,36]

### **6.3 RGP**

Tvrdé kontaktní čočky je možné rozdělit na tvrdé nepropustné a plyno-propustné. V praxi se používá prakticky jen druhý typ označovaný jako RGP (rigid gas-permeable). RGP se vyrábějí z kopolymeru metylmetakrylátu, jehož index lomu je větší než index lomu slz (tj. 1,47 – 1,49). Od měkkých se zásadně liší už při výrobě, zatímco měkké jsou vyráběny sériově, tvrdá kontaktní čočka se vyrábí individuálně pro každé oko. Je vyrobena, aby nepřiléhala na oko celou plochou, ale jen svým okrajem. Vzhledem k tvarové stálosti je prostor mezi rohovkou a zadní plochou čočky vyplněn slabou vrstvou slz. Takto vzniklá slzná čočka je schopná vyrovnat nepravidelnosti rohovky. Protože je index lomu slz a rohovky skoro stejný, dojde tak ke kompenzaci i aberací, které nejsou schopny vykorigovat brýle ani měkká kontaktní čočka.

Tento typ kontaktních čoček nepropouští slzy a brání tak normálnímu metabolismu rohovky v místě překrytu. Katabolity se tak usazují pod čočkou a zároveň vzniká nedostatek živin. Proto jsou rozměry minimalizovány a většinou se jedná o čočky korneální. Tak je zajištěn normální metabolismus v dostatečné ploše rohovky. RGP jsou propustné pro plynné látky, takže nedochází k hypoxii rohovkové tkáně. Zásadní nevýhodou oproti měkké kontaktní čočce je delší adaptace na nošení čočky, která může trvat i několik týdnů. [4,29]

## 7. PRAKTICKÁ ČÁST

Cílem výzkumu je stanovení účinku kontaktních čoček na subjektivní zrakový vjem a na aberace optické soustavy lidského oka se zaměřením na aberace vyšších řádů. Při výzkumu byl hodnocen vliv materiálu kontaktní čočky (měkké kontaktní čočky - hydrogel, silikonhydrogel, pevné kontaktní čočky) a dále vliv její sféricity či asféricity. Hodnocení sledovaného účinku na optický systém je provedeno na základě objektivního měření změn aberací a na vyhodnocení kvality subjektivního vnímání pomocí změn vízu a kontrastní citlivosti. Práce si klade za cíl stanovit, zda, a případně, který typ kontaktní čočky dokáže snížit vliv aberací na vidění a tím zlepšit vidění zejména za šera a za tmy. Výsledky výzkumu mohou v kontaktologické praxi představovat vodítko ve volbě optimální kontaktní čočky při řešení specifických problémů s viděním, jejichž příčinou je vliv aberací zejména vyšších řádů. Příkladem může být typická situace, kdy zvýšený výskyt aberací vyšších řádů působí zhoršené vidění za zhoršených světelných podmínek.

Konkrétně bude výzkum zjišťovat, zda se omezí vliv aberací vyšších řádů v oku při nošení kontaktních čoček a popř. jakých, dále zda má asféricita měkké kontaktní čočky vliv na kvalitu vidění a zda je podstatný rozdíl mezi měkkými a pevnými čočkami. Sledován bude také rozdíl mezi subjektivně a objektivně stanovenými parametry.

### 7.1 Vyšetřované osoby (*probandi*)

Vyšetřovanými osobami byly převážně studenti optometrie na Univerzitě Palackého v Olomouci. Vyšetřovanými osobami byli jak prvositelé, tak i zkušení uživatelé kontaktních čoček.

Pacient byl zařazen do studie, splňoval-li následující podmínky:

Věk v rozmezí 18 let až 35 let a poskytnutí souhlasu s prováděnými vyšetřeními.

Kontraindikace vylučující probanda:

Onemocnění (celkové či oční) mající vliv na refrakci, popřípadě jakákoli kontraindikace k nošení kontaktních čoček.

Do studie bylo zařazeno celkem 48 očí od 24 lidí. Celkem bylo naaplikováno 129 kontaktních čoček. Důvodem k vyřazení některého měření byla neúspěšnost aplikace kontaktní čočky. Jednalo se o 15 žen a 9 mužů. Horní věková hranice byla stanovena na 35 let z důvodu vyloučení možného účinku počínající presbyopie.

## 7.2 Metodika

Měření probíhalo v optometristických vyšetřovnách Univerzity Palackého v Olomouci. K objektivnímu vyšetření refrakce a k měření aberací optického systému oka byl použit aberometr i.Profiler<sup>®</sup> (Carl Zeiss spol. s.r.o.). Jelikož je každý zrakový orgán unikátní, bylo pro účely této práce považováno každé oko jako samostatný prvek. Visus byl stanoven pomocí optotypu prezentovaného na LCD displeji se stabilním kontrastem na vzdálenost 6 m. Jako vyšetřovací znaky byly použity náhodně generovaná písmena, přičemž odpovídající visus bylo možné skokově měnit podle logaritmické řady (v hodnotách 0,05; 0,06; 0,08; 0,1; 0,13; 0,16; 0,2; 0,25; 0,32; 0,4; 0,5; 0,63; 0,8; 1,0; 1,25; 1,6; 2,0). Práh kontrastní citlivosti byl měřen na přístroji typu CSV-1000 na vzdálenost 2,5 metrů.

Práh kontrastní citlivosti byl měřen na přístroji typu CSV-1000 na vzdálenost 2,5 metru. Kontrastní citlivost  $S$  představuje schopnost oka odlišit od sebe dvě plochy o různých hodnotách jasu  $L_{max}$  a  $L_{min}$ . Kontrast  $C$  se definuje jako

$$C = \frac{(L_{max} - L_{min})}{(L_{max} + L_{min})}$$

Samotná kontrastní citlivost je pak dána jako převrácená hodnota kontrastního prahu. Za prahový kontrast je brána poslední správně určená úroveň kontrastu. Využity tedy byly testy s plynule proměnným jasnem se sinusovým průběhem. Použity byly řádky o prostorové frekvenci 6 cyklů na stupeň (test B) a 12 cyklů na stupeň (test C). Test B umožňuje vyšetřit kontrastní citlivost při nižších prostorových frekvencích, které odpovídají velkým objektům. Test C naopak reprezentuje vyšší prostorové frekvence, které odpovídají liniím, okrajům a jemným detailům. Každý řádek obsahuje 8 párů testovacích kruhových terčů. Na řádku zleva doprava progresivně klesá úroveň kontrastu. Mezi prvním a třetím terčem je pokles vždy o  $0,17 \log$  a pro následující terče o  $0,15 \log$ .

Měkké kontaktní čočky byly naaplikovány standardním způsobem. Při aplikaci pevných kontaktních čoček byla zohledněna data získaná pomocí údajů z keratografu Oculus a příslušného software, zejména výstupy z integrovaného modulu pro aplikaci kontaktních čoček HECHT.

U každého vyšetřovaného zahrnutého do studie (tj. splňujícího výše uvedené podmínky) byl nejprve stanoven naturální visus a nejlepší sférická korekce každého oka subjektivní metodou nejlepší sféry. Vzhledem k tomu, že do studie byly zahrnuty pouze kontaktní čočky pro korekci sférické vady, nebyl korigován astigmatismus. S touto korekcí byl pro každé sledované oko změřen visus (celořádkovou metodou při stejném počtu znaků [pět znaků] na



řádek) a kontrastní citlivost. Dále byly naměřeny naturální (tj. bez korekce) hodnoty aberací optického systému oka. Přitom pro analýzu vlnoplochy byla užita metoda Zernikeho polynomů a jednotlivé aberace byly číselně charakterizovány odpovídající odchylkou od referenční vlnoplochy. Měření aberací probíhalo v zatemněné místnosti tak, aby zornice vyšetřovaného oka měla průměr alespoň 5 mm. Následně byla všechna vyšetření přehodnocena na jednotný průměr zornice 5 mm.

Následovalo naaplikování zvolené kontaktní čočky a po adaptační době (20 min) byla aplikace vyhodnocena. Vísově bylo jemným dokorigováním zjištěno, zda není nutná drobná sférická úprava. Pokud bylo vše v pořádku, byly opětovně zjištěny sledované hodnoty (vísus, práh kontrastní citlivosti, aberometrie) za stejných podmínek. Hodnoty byly zjišťovány pro každé oko samostatně. A pokud nebylo vše v pořádku, byla naaplikována jiná měkká čočka. U pevných čoček se kontrola provedla a pokud byl viditelný problém, bylo oko vyřazeno ze studie.

### **7.3 Vybrané kontaktní čočky**

Konkrétní použité typy kontaktních čoček byly cíleně vybrány tak, aby studie zahrnovala různé typy materiálů (měkké – hydrogelu a silikonhydrogel, pevné - polymethylmetakrylát) a různé typy designů (sférický, sférický). Jako zástupci měkkých čoček byly vybrány sférická hydrogelová kontaktní čočka FREQUENCY 55, sférická silikonhydrogelová AIR OPTIX a asférická silikonhydrogelová kontaktní čočka AVAIRA. V kontrastu s těmito měkkými čočkami je tvrdá kontaktní čočka od firmy HECHT, individuálně vyráběna dle keratografie rohovky. Detailně jednotlivé typy kontaktních čoček popisuje tab. 3. Vzhledem k individuální výrobě pevných čoček není možné u tohoto typu uvést tak detailní informace jako u čoček měkkých.

Název kč	Avaira	FR55	Air optix	Ascon
Materiál	enfilcon A	methafilcon A	Lotrafilcon B	PMM
obsah vody [%]	46	55	33	nezjištěno
index lomu	1.40	1.41	1.42	nezjištěno
Bc [mm]	8.5	8.4, 8.7, 9.0	8.6	individuální
průměr [mm]	14.2	14.2	14.2	individuální
centrální tloušťka [mm]	0.08-0.6	0.15-0.6	nezjištěno	individuální
centrální tloušťka (-3.0 D)	0.08	0.07	0.08	nezjištěno
propustnost pro světlo	>97%	>96%	>96%	nezjištěno
Dk [ml O <sub>2</sub> /ml x mmHg]	100 x 10 <sup>-11</sup> (cm <sup>2</sup> /sec)	19.7 x 10 <sup>-11</sup> (cm <sup>2</sup> /sec)	110 x 10 <sup>-11</sup> (cm <sup>2</sup> /sec)	nezjištěno
Dk/L pro -3.0 D	125	24	138	nezjištěno

Tab. 3: Parametry použitých kontaktních čoček



Obr. 32: Obrázky použitých kontaktních čoček

## 7.4 VÝSLEDKY OBJEKTIVNÍ METODY:

Naměřené hodnoty jednotlivých aberací a rozdíly s nasazenými kontaktními čočkami jsou souhrnně uvedeny v excelovské tabulce na CD v příloze práce. Následně byla testována shoda aberací měřených bez kontaktní čočky a s čočkou. Bylo použito párového oboustranného t-testu při hladině významnosti 0,05 (tj 5 %). Hladina významnosti představuje pravděpodobnost, s jakou zamítneme testovanou hypotézu (tj. rovnost testovaných dat) v případě, že tato rovnost ve skutečnosti platí. Vzhledem k tomu, že známe (obvykle malou) chybu zamítnutí správné hypotézy, považujeme zamítnutí (tj. rozdíl dat) za významný (signifikantní) výsledek. Pokud hypotéza není zamítnuta, jedná se o výsledek nevýznamný (v našem případě nebude prokázán významný rozdíl testovaných dat). Pro úplné dokreslení situace jsou u jednotlivých aberací a čoček uvedeny mezní hodnoty hladiny významnosti (označeny jako P), při kterých ještě můžeme hypotézu zamítnout.

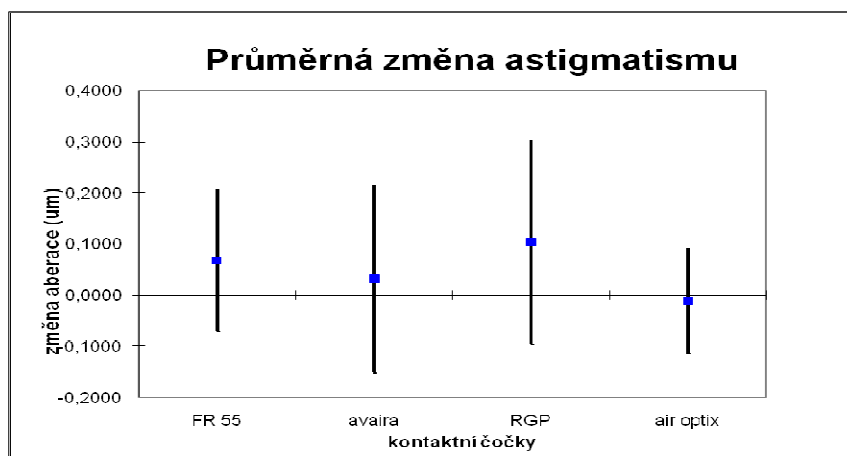
### ASTIGMATISMUS:

Hodnoty dosažené statistické významnosti pro oboustranný test P(2) jsou uvedeny v tabulce č. 4. Testována byla hypotéza, že naturální hodnota astigmatismu se neliší od hodnot s nasazenou kontaktní čočkou.

TYP ČOČKY	P	hypotéza zamítnuta
FR 55	0,001762	ANO
AVAIRA	0,231299	NE
AIR OPTIX	0,669227	NE
RGP	0,015297	ANO

Tab. 4: Dosažené hodnoty P pro astigmatismus.

Dle analýzy dat na hladině významnosti P bylo statisticky významného rozdílu dosaženo s nasazenou měkkou kontaktní čočkou FR55 a tvrdou kontaktní čočkou RGP. Přičemž průměrná změna u kontaktní čočky FR 55 byla 0,0685  $\mu\text{m}$  a u RGP 0,1044  $\mu\text{m}$ . Tyto hodnoty v průměru ukazují na nárůst astigmatismu. Na grafu č. 1 je znázorněná průměrná odchylka a úsečka značí směrodatnou odchylku. Z grafu č. 1 je patrné, že k největšímu nárůstu došlo u RGP a u Air optix došlo k mírnému, statisticky nevýznamnému, zlepšení, a to průměrně o 0,01125  $\mu\text{m}$ .



Graf 1: Průměrná změna astigmatismu. Body představují průměrné hodnoty změny aberace, svislé úsečky reprezentují jejich příslušné směrodatné odchylky.

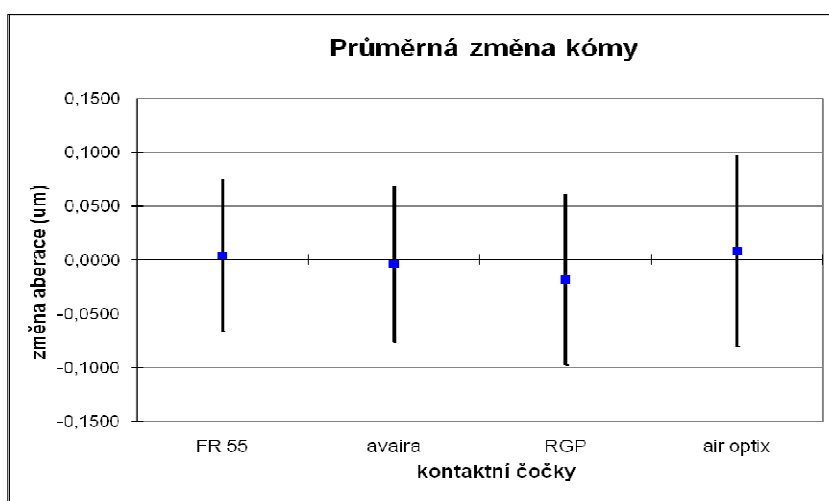
### KÓMA:

Hodnoty dosažené statistické významnosti pro oboustranný test P(2) jsou uvedeny v tabulce č. 5. Testována byla hypotéza, že naturální hodnota kómy se neliší od hodnot s nasazenou kontaktní čočkou.

TYP ČOČKY	P	hypotéza zamítnuta
FR 55	0,693921	NE
AVAIRA	0,693083	NE
AIR OPTIX	0,714235	NE
RGP	0,258336	NE

Tab. 5: Dosažené hodnoty P pro kómu.

Na základě analýzy dat na hladině významnosti P nebylo dosaženo statisticky významného rozdílu ani s jednou čočkou.



Graf 2: Průměrná změna kómy. Body představují průměrné hodnoty změny aberace, svislé úsečky reprezentují jejich příslušné směrodatné odchylky.

Z grafu je nicméně patrné, že k mírnému, statisticky nevýznamnému, zlepšení došlo s nasazenou kontaktní čočkou RGP a to průměrně o 0,0184  $\mu\text{m}$ .

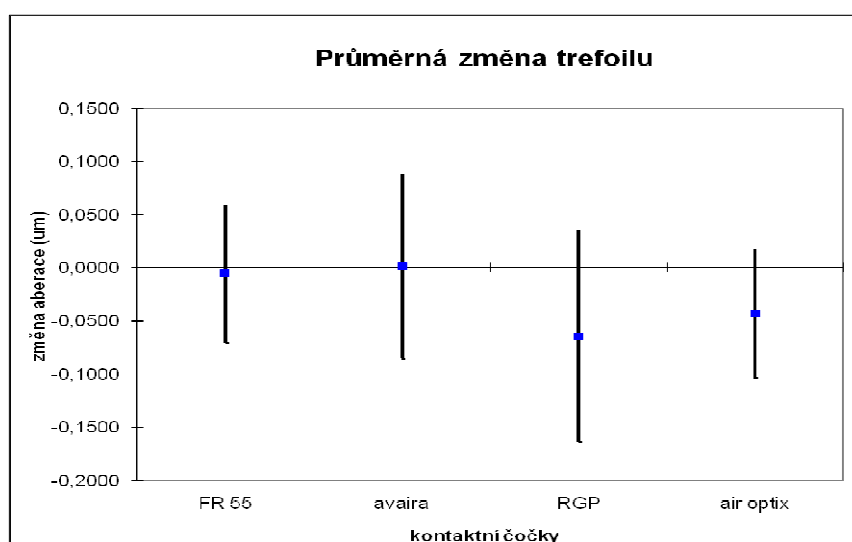
### TREFOIL:

Hodnoty dosažené statistické významnosti pro oboustranný test P(2) jsou uvedeny v tabulce č. 6. Testována byla hypotéza, že naturální hodnota trefoilu se neliší od hodnot s nasazenou kontaktní čočkou.

TYP ČOČKY	P	hypotéza zamítnuta
FR 55	0,573089	NE
AVAIRA	0,933954	NE
AIR OPTIX	0,012677	ANO
RGP	0,003636	ANO

Tab. 6: Dosažené hodnoty P pro trefoil.

Podle analýzy dat na hladině významnosti P bylo statisticky významného rozdílu dosaženo s nasazenou měkkou kontaktní čočkou Air optix a tvrdou kontaktní čočkou RGP. Přičemž průměrná změna u kontaktní čočky Air optix byla -0,0431  $\mu\text{m}$  a u RGP -0,0644  $\mu\text{m}$ . Tyto hodnoty ukazují v průměru na pokles trefoilu. Na grafu č. 3 je znázorněná průměrná odchylka a úsečka značí směrodatnou odchylku. Z grafu č. 3 je patrný onen pokles hodnot trefoilu u těchto dvou typů kontaktních čoček a naprosto zanedbatelná změna u FR 55 a Avair.



Graf 3: Průměrná změna trefoilu. Body představují průměrné hodnoty změny aberace, svislé úsečky reprezentují jejich příslušné směrodatné odchylky.

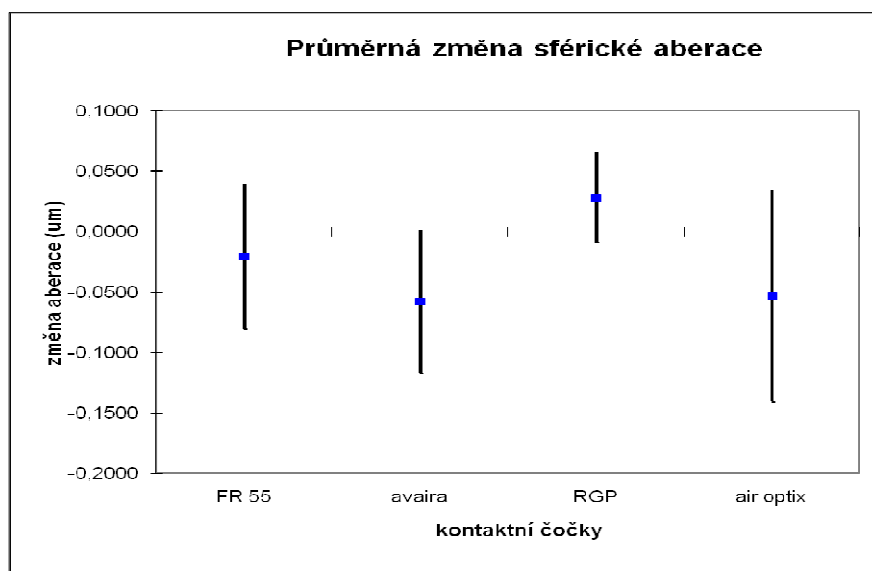
## SFÉRICKÁ ABERACE:

Hodnoty dosažené statistické významnosti pro oboustranný test P(2) jsou uvedeny v tabulce č. 7. Testována byla hypotéza, že naturální hodnota sférické aberace se neliší od hodnot s nasazenou kontaktní čočkou.

TYP ČOČKY	P	hypotéza zamítnuta
FR 55	0,02255	ANO
AVAIRA	1,76E-08	ANO
AIR OPTIX	0,028144	ANO
RGP	0,000954	ANO

Tab. 7: Dosažené hodnoty P pro sférickou aberaci.

Dle analýzy dat na hladině významnosti P bylo statisticky významného rozdílu dosaženo s každou nasazenou kontaktní čočkou. Přičemž průměrná změna u kontaktní čočky FR 55 byla  $-0,0209 \mu\text{m}$ , u Avair byla zaznamenána hodnota  $-0,0579 \mu\text{m}$ , Air optix vykázaly hodnotu  $-0,0531 \mu\text{m}$  a u RGP se jednalo o průměrnou změnu  $0,028 \mu\text{m}$ . Tyto hodnoty v průměru ukazují na nárůst sférické aberace jen u tvrdé kontaktní čočky. Měkké kontaktní čočky naopak způsobily pokles této aberace. Na grafu č. 4 je znázorněná průměrná odchylka a úsečka značí směrodatnou odchylku.



Graf 4: Průměrná změna sférické aberace. Body představují průměrné hodnoty změny aberace, svislé úsečky reprezentují jejich příslušné směrodatné odchylky.

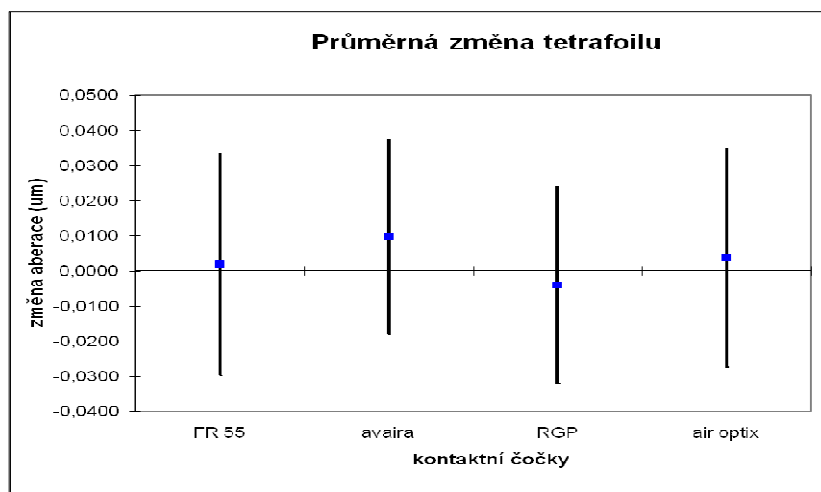
## TETRAFOIL:

Hodnoty dosažené statistické významnosti pro oboustranný test P(2) jsou uvedeny v tabulce č. 8. Testována byla hypotéza, že naturální hodnota tetrafoilu se neliší od hodnot s nasazenou kontaktní čočkou.

TYP ČOČKY	P	hypotéza zamítnuta
FR 55	0,677844	NE
AVAIRA	0,018769	ANO
AIR OPTIX	0,637313	NE
RGP	0,484048	NE

Tab. 8: Dosažené hodnoty P pro tetrafoil.

Z analýzy dat na hladině významnosti P vyplývá, že statisticky významného rozdílu bylo dosaženo s nasazenou měkkou kontaktní čočkou Avaira. Přičemž průměrná změna u této kontaktní čočky byla 0,0098  $\mu\text{m}$ . Tyto hodnoty v průměru ukazují na nárůst tetrafoilu. Na grafu č. 5 je znázorněná průměrná odchylka a úsečka značí směrodatnou odchylku. Z grafu č. 5 je patrné, že pouze u RGP došlo k mírnému, statisticky nevýznamnému, zlepšení a to průměrně o -0,004  $\mu\text{m}$ .



Graf 5: Průměrná změna tetrafoilu. Body představují průměrné hodnoty změny aberace, svislé úsečky reprezentují jejich příslušné směrodatné odchylky.

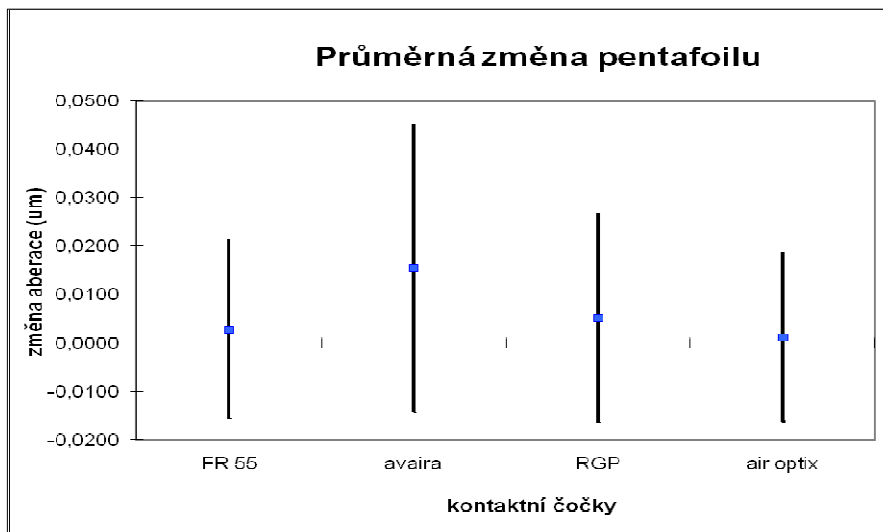
## PENTAFOIL:

Hodnoty dosažené statistické významnosti pro oboustranný test P(2) jsou uvedeny v tabulce č. 9. Testována byla hypotéza, že naturální hodnota pentafoilu se neliší od hodnot s nasazenou kontaktní čočkou.

TYP ČOČKY	P	hypotéza zamítnuta
FR 55	0,307731	NE
AVAIRA	0,000806	ANO
AIR OPTIX	0,778565	NE
RGP	0,240984	NE

Tab. 9: Dosažené hodnoty P pro pentafoil.

Dle analýzy dat na hladině významnosti P bylo statisticky významného rozdílu dosaženo s nasazenou měkkou kontaktní čočkou Avaira. Přičemž průměrná změna s touto kontaktní čočkou byla 0,0154  $\mu\text{m}$ . Tyto hodnoty v průměru ukazují na nárůst pentafoilu. Na grafu č. 6 je znázorněná průměrná odchylka a úsečka značí směrodatnou odchylku. Z grafu č. 6 je patrné, že u kontaktních čoček Air optix a RGP nedošlo prakticky k žádné změně.



Graf 6: Průměrná změna pentafoilu. Body představují průměrné hodnoty změny aberace, svislé úsečky reprezentují jejich příslušné směrodatné odchylky.



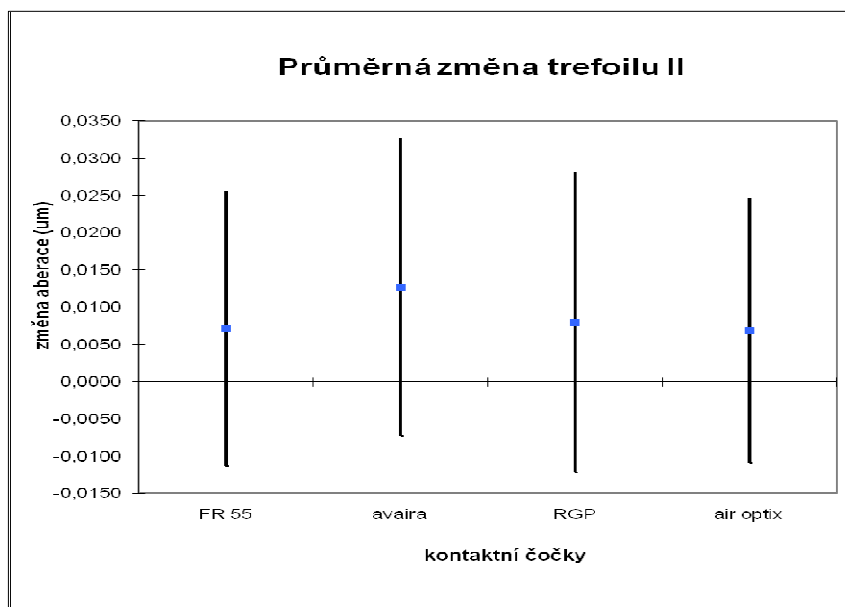
## TREFOIL II:

Hodnoty dosažené statistické významnosti pro oboustranný test P(2) jsou uvedeny v tabulce č. 10. Testována byla hypotéza, že naturální hodnota trefoilu II se neliší od hodnot s nasazenou kontaktní čočkou.

TYP ČOČKY	P	hypotéza zamítnuta
FR 55	0,011472	ANO
AVAIRA	6,02E-05	ANO
AIR OPTIX	0,142847	NE
RGP	0,059342	NE

Tab. 10: Dosažené hodnoty P pro trefoil II.

Podle analýzy dat na hladině významnosti P bylo statisticky významného rozdílu dosaženo s nasazenými měkkými kontaktními čočkami FR55 a Avaira. Přičemž průměrná změna u kontaktní čočky FR 55 byla 0,0072  $\mu\text{m}$  a u Avairy 0,0127  $\mu\text{m}$ . Tyto hodnoty v průměru ukazují na nárůst trefoilu II. Na grafu č. 7 je znázorněná průměrná odchylka a úsečka značí směrodatnou odchylku. Z grafu č. 7 je patrné, že k největšímu nárůstu došlo právě u kontaktní čočky Avaira, ale v podstatě u všech čoček je dle grafu patrný nárůst, i když u RGP a Air optix nebyl statisticky významný.



Graf 7: Průměrná změna trefoilu II. Body představují průměrné hodnoty změny aberace, svislé úsečky reprezentují jejich příslušné směrodatné odchylky.

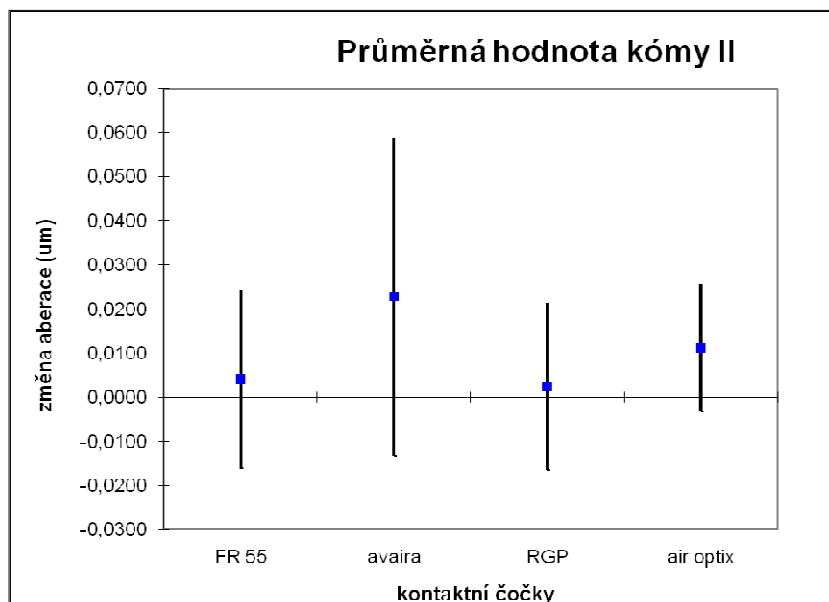
## KÓMA II:

Hodnoty dosažené statistické významnosti pro oboustranný test P(2) jsou uvedeny v tabulce č. 11. Testována byla hypotéza, že naturální hodnota kómy II se neliší od hodnot s nasazenou kontaktní čočkou.

TYP ČOČKY	P	hypotéza zamítnuta
FR 55	0,171792	NE
AVAIRA	7,16E-05	ANO
AIR OPTIX	0,007422	ANO
RGP	0,533445	NE

Tab. 11: Dosažené hodnoty P pro kómu II.

Z analýzy dat na hladině významnosti P vyplývá, že statisticky významného rozdílu bylo dosaženo s nasazenými měkkými kontaktními čočkami Avaira a Air optix. Přičemž průměrná změna u kontaktní čočky Avaira byla 0,0227  $\mu\text{m}$  a u Air optix 0,0113  $\mu\text{m}$ . Tyto hodnoty v průměru ukazují na nárůst sekundární kómy. Na grafu č. 8 je znázorněná průměrná odchylka a úsečka značí směrodatnou odchylku. Z grafu č. 8 je patrné, že k nejmenší, statisticky nevýznamné, změně došlo u RGP a to pouze o 0,0024  $\mu\text{m}$ .



Graf 8: Průměrná změna sekundární kómy. Body představují průměrné hodnoty změny aberace, svislé úsečky reprezentují jejich příslušné směrodatné odchylky.

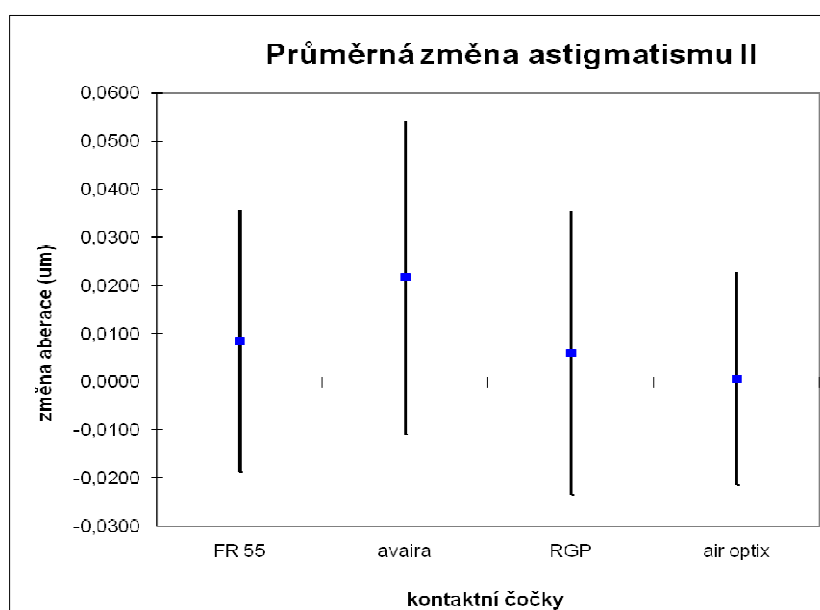
## ASTIGMATISMUS II:

Hodnoty dosažené statistické významnosti pro oboustranný test P(2) jsou uvedeny v tabulce č. 12. Testována byla hypotéza, že naturální hodnota astigmatismu II se neliší od hodnot s nasazenou kontaktní čočkou.

TYP ČOČKY	P	hypotéza zamítnuta
FR 55	0,040945	ANO
AVAIRA	3,12E-05	ANO
AIR OPTIX	0,911238	NE
RGP	0,32061	NE

Tab. 12: Dosažené hodnoty P pro astigmatismus II.

Dle analýzy dat na hladině významnosti P bylo statisticky významného rozdílu dosaženo s nasazenými měkkými kontaktními čočkami FR55 a Avaira. Přičemž průměrná změna u kontaktní čočky FR 55 byla 0,0085  $\mu\text{m}$  a u Avair 0,0217  $\mu\text{m}$ . Tyto hodnoty v průměru ukazují na nárůst sekundárního astigmatismu. Na grafu č. 9 je znázorněná průměrná odchylka a úsečka značí směrodatnou odchylku. Z grafu č. 9 je patrné, že k nejmenšímu, statisticky nevýznamnému, nárůstu došlo u Air optixů a to průměrně o 0,0006  $\mu\text{m}$ , tzn. prakticky žádné změně. Na druhou stranu, jak je uvedeno výše, největšího nárůstu sekundárního astigmatismu došlo u Avair, u kterých byla i největší směrodatná odchylka.



Graf 9: Průměrná změna sekundárního astigmatismu. Body představují průměrné hodnoty změny aberace, svislé úsečky reprezentují jejich příslušné směrodatné odchylky.

## 7.5 VÝSLEDKY SUBJEKTIVNÍCH METOD:

I subjektivní data byla zpracovávána pomocí excelového programu (viz. příloha na CD). Použitou metodou bylo opět testování hypotéz dvou-výběrovým párovým t-testem na střední hodnotu na hladině významnosti 0,05.

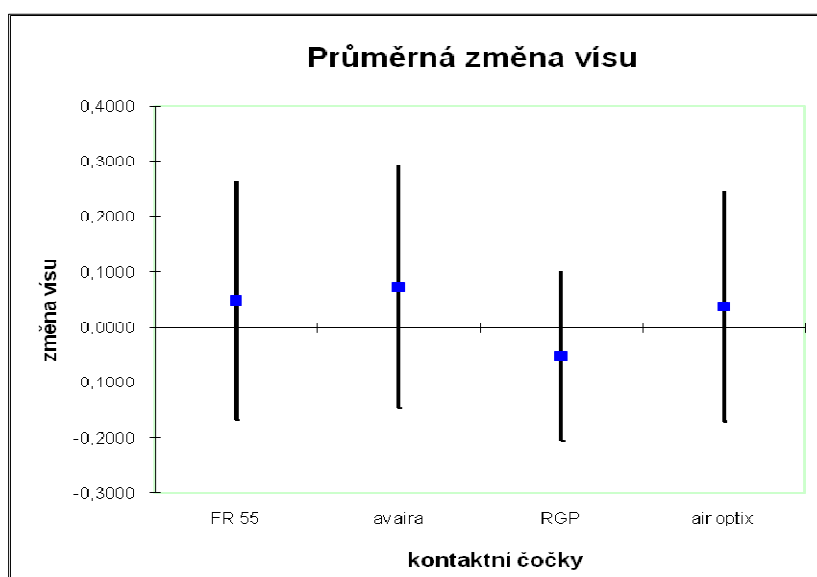
### VÍŠUS:

Hodnoty dosažené statistické významnosti pro oboustranný test P(2) jsou uvedeny v tabulce č. 13. Testována byla hypotéza, že hodnota vísu s nejlepším sférickým ekvivalentem se neliší od hodnot s nasazenou kontaktní čočkou.

TYP ČOČKY	P	hypotéza zamítnuta
FR 55	0,139717	NE
AVAIRA	0,028091	ANO
AIR OPTIX	0,481419	NE
RGP	0,103791	NE

Tab. 13: Dosažené hodnoty P pro víšus.

Podle analýzy dat na hladině významnosti P bylo statisticky významného rozdílu dosaženo pouze s nasazenou měkkou kontaktní čočkou Avaira. Přičemž průměrná změna u této čočky byla o 0,0719. Tato hodnota v průměru ukazuje na zlepšení vísu. Na grafu č. 10 je znázorněná průměrná odchylka a úsečka značí směrodatnou odchylku. Z grafu je patrné, že k mírnému, staticky nevýznamnému zhoršení došlo pouze u RGP, a zároveň zde byla nejmenší směrodatná odchylka.



Graf 10: Průměrná změna vísu. Body představují průměrné hodnoty změny aberace, svislé úsečky reprezentují jejich příslušné směrodatné odchylky.

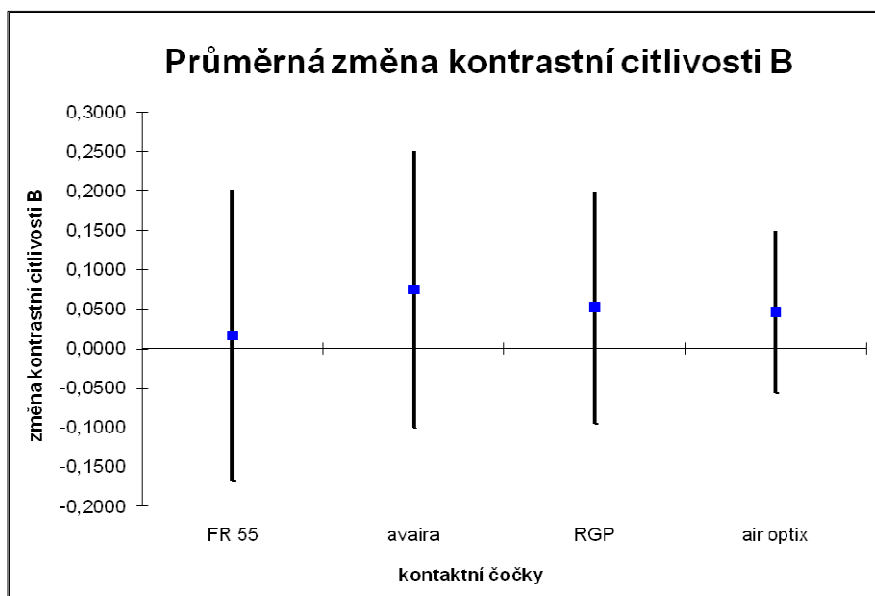
## KONTRASTNÍ CITLIVOST B:

Hodnoty dosažené statistické významnosti pro oboustranný test P(2) jsou uvedeny v tabulce č. 14. Testována byla hypotéza, že hodnota kontrastní citlivosti B se neliší od hodnot s nasazenou kontaktní čočkou.

TYP ČOČKY	P	hypotéza zamítnuta
FR 55	0,549108	NE
AVAIRA	0,005018	ANO
AIR OPTIX	0,093052	NE
RGP	0,091682	NE

Tab. 14: Dosažené hodnoty P pro kontrastní citlivost B.

Z analýzy dat na hladině významnosti P vyplývá, že statisticky významného rozdílu bylo dosaženo pouze s nasazenou měkkou kontaktní čočkou Avaira. Přičemž průměrná změna u této čočky byla o 0,0746. Tato hodnota v průměru ukazuje na zlepšení kontrastní citlivosti s počtem 6-ti cyklů na stupeň. Na grafu č. 11 je znázorněná průměrná odchylka a úsečka značí směrodatnou odchylku. Z grafu je patrné, že k mírnému, staticky nevýznamnému zhoršení došlo i v ostatních případech. Nejmenší směrodatná odchylka byla zaznamenána u kontaktní čočky Air optix.



Graf 11: Průměrná změna kontrastní citlivosti B. Body představují průměrné hodnoty změny aberace, svislé úsečky reprezentují jejich příslušné směrodatné odchylky.

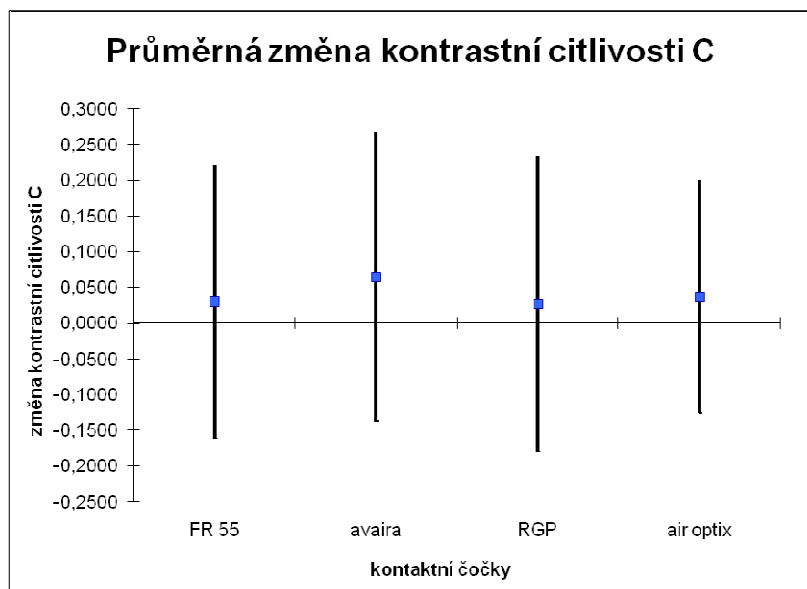
## KONTRASTNÍ CITLIVOST C:

Hodnoty dosažené statistické významnosti pro oboustranný test P(2) jsou uvedeny v tabulce č. 15. Testována byla hypotéza, že hodnota kontrastní citlivost C se neliší od hodnot s nasazenou kontaktní čočkou.

TYP ČOČKY	P	hypotéza zamítnuta
FR 55	0,296891	NE
AVAIRA	0,033549	ANO
AIR OPTIX	0,380057	NE
RGP	0,523668	NE

Tab. 15: Dosažené hodnoty P pro kontrastní citlivost C.

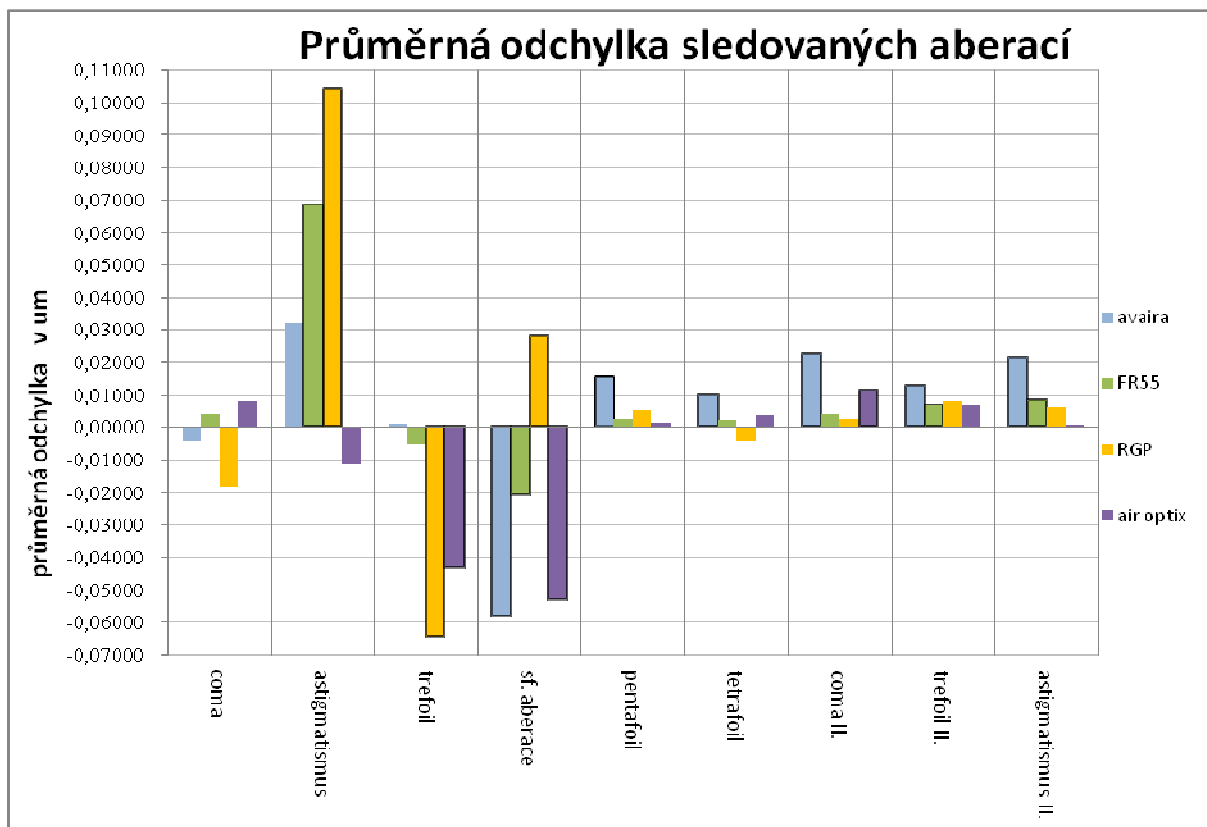
Dle analýzy dat na hladině významnosti P bylo statisticky významného rozdílu dosaženo pouze s nasazenou měkkou kontaktní čočkou Avaira. Přičemž průměrná změna u této čočky byla o 0,0642. Tato hodnota v průměru ukazuje na zlepšení kontrastní citlivosti s 12-ti cykly na stupeň. Na grafu č. 12 je znázorněná průměrná odchylka a úsečka značí směrodatnou odchylku. Z grafu je patrné, že k mírnému, staticky nevýznamnému, zlepšení došlo i v ostatních případech.



Graf 12: Průměrná změna kontrastní citlivosti C. Body představují průměrné hodnoty změny aberace, svislé úsečky reprezentují jejich příslušné směrodatné odchylky.

## SHRNUTÍ:

Získané výsledky objektivních dat experimentální části lze shrnout do grafu č. 13. Hodnoty datového sloupce, které jsou černě olemované, dosáhly podle analýzy testování hypotéz významného rozdílu. Přičemž plusové hodnoty vyjadřují zhoršení dané aberace a záporné hodnoty ukazují na snížení aberace.



Graf 13: Průměrná odchylka všech sledovaných aberací.

Z grafu lze vidět, že k největšímu zhoršení došlo u astigmatismu při nasazení kontaktní čočky RGP. Ovšem statisticky významného zhoršení dosáhla u astigmatismu i čočka FR 55. Jediné dvě aberace, u kterých došlo ke statisticky významnému zlepšení hodnot, jsou trefoil (s RGP a Air optix) a sférická aberace (se všemi kromě RGP).

Pokud uděláme součet všech odchylek sledovaných aberací, bez ohledu na významnost jednotlivých členů Zernikeho rozvoje, dostaneme, že u nasazení kontaktních čoček RGP, Avaira a FR 55 dochází ke zhoršení celkového aberačního zatížení optického systému. Pouze u kontaktní čočky Air optix došlo při sumarizaci k mírnému, statisticky nevýznamnému, zlepšení a to o 0,0756 μm.

Subjektivní data ukazovala na statisticky nevýznamné rozdíly ve všech sledovaných faktorech u kontaktních čoček RGP, Air optix a FR 55. Jediné kontaktní čočky Avaira vykázaly významné rozdíly. Dosáhly zlepšení ve vísu, kontrastní citlivosti B i C.

Když se tedy pokusím zodpovědět otázky položené v úvodu, tak je možné říct, že je rozdíl mezi objektivním a subjektivním vnímáním jedinců. Zatímco objektivní hodnoty vykazovaly statisticky významné rozdíly, i když jen u některých aberací, subjektivní data u RGP, Air optix a FR 55 nevykázaly statisticky významné změny. Vzhledem k faktu, že jediné kontaktní čočka Avaira dosáhla zlepšení u sledovaných subjektivních dat, je možné učinit závěr, že asfericita zlepšuje subjektivní vnímání klientů. Vliv materiálu se nepotvrdil, protože ze silikonhydrogelu jsou vyráběny Avairy a Air optixy, zlepšení dosáhly pouze asférické Avairy. Air optixy nezaznamenaly statisticky významné změny.



## ZÁVĚR

Práce poskytuje stručné shrnutí problematiky aberačního zatížení optického systému oka. Obsahově byla směřována k provedenému experimentu.

V teoretické části podávám shrnutí zkoumaného tématu s použitím odborné literatury. Bylo poukázáno na fakt, že lidské oko je z fyzikálního hlediska nedokonalým optickým systémem a navíc nelze eliminovat vliv difrakce na kvalitu obrazu. Samozřejmě i další fyzikální zákony nezůstaly nepovšimnuty. Dále bylo nastíněno, že příčinou vzniku aberací mohou být odchylky v anatomii, homogenitě některého očního média, decentraci optického prostředí nebo popřípadě kombinace některých faktorů. Aberace byly rozčleněny na chromatické a monochromatické, ty se dále rozdělily na vlnové a Seidlovy. Seidlovy aberace byly zmíněny pouze okrajově, protože pro účely experimentální práce nevyhovovaly. Vlnové aberace byly rozebrány podrobněji a to až do pátého řádu, protože od šestého řádu mají zanedbatelný vliv na degradaci kvality obrazu. V experimentální části se zabývám právě aberacemi vyššího řádu a to třetího, čtvrtého a pátého. Navíc byla dodána jedna aberace druhého řádu – astigmatismus. Důvodem k začlenění byl údaj uváděný výrobcem, že asferické kontaktní čočky dokáží zmírnit vliv této aberace na vidění. Na druhou stranu je nutné říct, že tuto aberaci lze v praxi řešit jednoduše tórickou kontaktní čočkou. Vlnové aberace je možné popsat pomocí Zernikeho polynomů, u nichž každý člen odpovídá jedné aberaci a jejich součtem je popsán a charakterizován optický systém. Zernikeho polynomy byly v praktické části použity ke kvantifikaci dat nasbíraných pomocí přístroje i.Profiler. Ten využívá principu wavefront technologie, která je založena na principu analýzy deformace vlnoplochy prošlé optickým systémem. V závěrečné kapitole teoretické části jsou popsány vlastnosti kontaktních čoček a samozřejmě i typy kontaktních čoček. Větší pozornost byla věnována asfericitě kontaktních čoček, protože je jedním ze sledovaných faktorů v experimentální části. U asférické čočky je totiž uplatňována postupná změna excentricity. V důsledku vhodného rozložení excentricity je možné dosáhnout nestejnomyerného lomu paprsků a tak je docíleno omezení zejména sférické aberace. Škála kontaktních čoček dostupných na českém trhu je rozdělena na měkké hydrogelové, měkké silikonhydrogelové a tvrdé kontaktní čočky. Z nepřeberného množství byly vybrány čtyři kontaktní čočky, na základě uváděných vlastností, právě tak, aby bylo možné posoudit, zda materiál či specifická sledovaná vlastnost má vliv na velikost jednotlivých aberací optického systému.

Cílem experimentální části bylo tedy zjištění, zda má nasazená kontaktní čočka vliv na aberace lidského oka. Pokud ano, tak jestli určitý typ kontaktní čočky poskytuje pozitivní efekt na vidění. Pro provedený výzkum byly vybrány: měkká asférická silikonhydrogelová kontaktní čočka Avaira, měkká sférická hydrogelová Frequence 55 a tvrdá individuální kontaktní čočka Ascon. Dodatečně byla dodána měkká sférická silikonhydrogelová kontaktní čočka Air optix. Tak bylo docíleno optimálních podmínek pro stanovení závěrů. Práce se kromě zásadní otázky, zda má vůbec kontaktní čočka vliv na aberace, snaží odpovědět i na dílčí otázky, jestli má asfericita zlepšující účinky na vidění, a zda existuje rozdíl mezi subjektivně udávanými výsledky a objektivními daty. V neposlední řadě, i zda z pohledu kvality vidění za zhoršených světelných podmínek, je vhodnější volbou měkká nebo tvrdá kontaktní čočka.

Výsledky experimentální práce poukazovaly na rozdíly mezi objektivně získanými daty a subjektivními informacemi od pacientů. Objektivní data vykazovala statisticky významné zhoršení v astigmatismu a sférické aberaci u RGP. Na druhou stranu bylo zaznamenáno výrazné zlepšení trefoilu.

Kontaktní čočka Avaira vykazovala statisticky významné zvýšení tetrafoilu, pentafoilu, sekundární kómy, sekundárního trefoilu i sekundárního astigmatismu. Zlepšení bylo patrné pouze u sférické aberace. Toto zlepšení je v souladu s údaji výrobce o vlivu na sférickou aberaci. U této aberace byl zaznamenán statisticky významný pokles i s kontaktní čočkou Air optix. Stejně tak u trefoilu bylo prokázáno snížení. U jiné aberace nebylo s touto kontaktní čočkou zaznamenáno statisticky významného rozdílu. U poslední kontaktní čočky FR 55 bylo statisticky významného zvýšení aberace u astigmatismu a sekundární kómy a snížení u sférické aberace.

Prokázáno tedy bylo, že objektivně nejlepších výsledků dosáhla měkká silikonhydrogelová sférická kontaktní čočka Air optix a nejhůře měkká sférická hydrogelová kontaktní čočka Frequence 55. Při analýze subjektivních dat bylo statisticky významného rozdílu dosaženo pouze s nasazenou měkkou asférickou silikonhydrogelovou kontaktní čočkou Avaira. Ta vykazovala zlepšení ve všech sledovaných faktorech (vísus, kontrastní citlivost B a C).

Vzhledem ke skutečnosti, že nejdůležitější je subjektivní vnímání nositele, dalo by se říci, že asfericita je vlastnost kontaktní čočky zlepšující vidění za zhoršených světelných podmínek. Pokud vezmeme v úvahu průměrnou změnu rozdílů, bez ohledu na význam jednotlivých aberací, tak nemůžeme říct, že by existoval subjektivní rozdíl mezi měkkou

a tvrdou kontaktní čočkou, protože pouze jedna ze tří měkkých čoček vykazala zlepšení. Ostatní měkké, stejně jako tvrdá, zůstaly bez statisticky významného rozdílu.

Ve srovnání s prací Bc. Hany Beranové, prováděné na téma refrakční operace a aberace vyššího řádu, bylo dosaženo poněkud odlišných výsledků. Praktická část uvedené bakalářské práce sledovala změnu aberací po zákroku PRK, LASIK i tzv. PRK wavefront, který je určen právě ke snížení vlivu aberací vyššího řádu. Výsledkem u refrakčního laserového zákroku bylo zlepšení trefoilu a tetrafoilu, ovšem navození vyšší kómy, sférické aberace a sekundárního astigmatismu. V mé práci bylo s kontaktní čočkou docíleno zlepšení sférické aberace u všech měkkých čoček a zvýšení u RGP. U tetrafoilu bylo docíleno statisticky významné změny jen u Avair a to zlepšením. A u trefoilu bylo zaznamenáno zlepšení u RGP a Air optix. Pokud bychom vzali v úvahu pouze průměrnou změnu aberace (bez ohledu na statistickou významnost) tak můžeme říct, že kontaktní čočky, stejně jako refrakční operace navozují větší sekundární astigmatismus a snižují trefoil, ale kontaktní čočky vykazují zlepšení sférické aberace a naopak oproti zákrokům mírně zhoršují tetrafoil.

Samozřejmě s ohledem na velikost této skupiny musíme vzít v úvahu, že tento fakt má omezenou vypovídající hodnotu. Ale rozhodně je to zajímavá oblast k dalšímu zkoumání. Vypovídající hodnota dat je dále limitována faktem, že subjektivní parametry stanovené s kontaktní čočkou byly srovnávány s hodnotami získanými s ekvivalentní brýlovou korekcí, zatímco objektivní parametry s kontaktní čočkou porovnávány se stavem bez jakékoliv korekce.

## SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK A GRAFŮ:

### OBRÁZKY:

Obr. 1: Grafické znázornění zákonu lomu a odrazu.

Obr. 2: Příklad difrakčního obrazce.

Obr. 3: Grafické znázornění Huygensova principu.

Obr. 4: Disperze světla na optickém hranolu.

Obr. 5: Znázornění chromatické vady při průchodu bílého světla optickým systémem.

Obr. 6: Znázornění longitudinální (a) a transversální (b) chromatické aberace.

Obr. 7: Vztah mezi Seidlovými a vlnovými monochromatickými koeficienty.

Obr. 8: Zernikeho pyramida.

Obr. 9: Tilt – simulace na optickém systému.

Obr. 10: a) 3D zobrazení vlnoplochy; b) difrakční obrazec; c) simulace písmene E při aberačním zatížení defocusem.

Obr. 11: a) 3D zobrazení vlnoplochy; b) difrakční obrazec; c) simulace písmene E při aberačním zatížení astigmatismem

Obr. 12: Znázornění rovin při astigmatismu.

Obr. 13: a) 3D zobrazení vlnoplochy; b) difrakční obrazec; c) simulace písmene E při aberačním zatížení trefoilem.

Obr. 14: Průchod paprskem optickým systémem zatíženým kómou.

Obr. 15: Kómatický kruh.

Obr. 16: a) 3D zobrazení vlnoplochy; b) difrakční obrazec a simulace písmene E při aberačním zatížení horizontální kómou; c) difrakční obrazec a simulace písmene E při aberačním zatížení vertikální kómou.

Obr. 17: Průchod paprskem optickým systémem zatíženým sférickou aberací.

Obr. 18: a) 3D zobrazení vlnoplochy; b) difrakční obrazec; c) simulace písmene E při zatížení sférickou aberací.

Obr. 19: a) 3D zobrazení vlnoplochy; b) difrakční obrazec; c) simulace písmene E při aberačním zatížení sekundárním astigmatismem.

Obr. 20: a) 3D zobrazení vlnoplochy; b) difrakční obrazec; c) simulace písmene E při aberačním zatížení tetrafoilem.

Obr. 21: a) 3D zobrazení vlnoplochy; b) difrakční obrazec; c) simulace písmene E při aberačním zatížení pentafoilem.

Obr. 22: a) 3D zobrazení vlnoplochy; b) difrakční obrazec; c) simulace písmene E při aberačním zatížení sekundární kómou.

Obr. 23: Zklenutí a) soudkovité b) poduškovité.

Obr. 24: Grafické znázornění zklenutí při průchodu optickým systémem.

Obr. 25: Deformace vlnoplochy.

Obr. 26: Znázorněné OPD.

Obr. 27: Funkční schéma aberometru.

Obr. 28: Schéma závislosti funkcí popisující kvalitu retinálního obrazu.

Obr. 29: Závislost funkce MTF na velikosti pupily.

Obr. 30: Schéma spojné a rozptylné kontaktní čočky.

Obr. 31: Rozdíl mezi sférickou a asférickou plochou.

Obr. 32: Obrázky použitých kontaktních čoček.

## **TABULKY:**

Tab. 1: Vybrané parametry Gullstrandova oka.

Tab. 2: Parametry použitých kontaktních čoček.

Tab. 3: Parametry použitých kontaktních čoček.

Tab. 4: Dosažené hodnoty P pro astigmatismus.

Tab. 5: Dosažené hodnoty P pro kómu.

Tab. 6: Dosažené hodnoty P pro trefoil.

Tab. 7: Dosažené hodnoty P pro sférickou aberaci.

Tab. 8: Dosažené hodnoty P pro tetrafoil.

Tab. 9: Dosažené hodnoty P pro pentafoil.

Tab. 10: Dosažené hodnoty P pro trefoil II.

Tab. 11: Dosažené hodnoty P pro kómu II.

Tab. 12: Dosažené hodnoty P pro astigmatismus II.

Tab. 13: Dosažené hodnoty P pro vísus.

Tab. 14: Dosažené hodnoty P pro kontrastní citlivost B.

Tab. 15: Dosažené hodnoty P pro kontrastní citlivost C.

## **GRAFY:**

Graf 1: Průměrná změna astigmatismu.

Graf 2: Průměrná změna kómy.

Graf 3: Průměrná změna trefoilu.

Graf 4: Průměrná změna sférické aberace.

Graf 5: Průměrná změna tetrafoilu.

Graf 6: Průměrná změna pentafoilu.

Graf 7: Průměrná změna trefoilu II.

Graf 8: Průměrná změna sekundární kómy.

Graf 9: Průměrná změna sekundárního astigmatismu.

Graf 10: Průměrná změna vísu.

Graf 11: Průměrná změna kontrastní citlivosti B.

Graf 12: Průměrná změna kontrastní citlivosti C.

Graf 13: Průměrná odchylka všech sledovaných aberací.

## POUŽITÉ ZDROJE

### Monografie:

- [1] BASS, M.: *Handbook of optics svazek 1*, 2. vydání, McGraw-Hill Professional, 1995, s. 1664 ISBN 0-07-047740-X
- [2] BENNETT, E. S.; WEISSMAN, B. A.: *Clinical contact lens practice*, Lippincott Williams and Wilkins, 2004, s. 1179 ISBN: 0-7817-3705-2
- [3] BRIGHTBILL, F. S. (ed.): *Corneal Surgery: Theory, Technique & Tissue*, 3. vydání, MO : CV Mosby Co., St. Louis, 1999, s. 848 ISBN 0815112297
- [4] FRANKLIN, N.: *Rigid Gas-Permeable Lens Fitting*, Elsevier Health Sciences, 2006, s. 212 ISBN: 0750688904
- [5 ] FUKA, J.; HAVELKA, B.: *Optika a atomová fyzika – 1 a 2.. část optika*, SPN Praha, 1961, s. 845
- [6] GROSS, H.: *Handbook of Optical Systems: Aberration Theory and Correction of Optical Systems svazek 3*, Wiley -VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim 2007, s. 780 ISBN: 978-3-527-40379-0
- [7] GROSS, H.: *Handbook of optical systems svazek 4*, Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, 2008, s. 1064 ISBN: 978-3-527-40379-0
- [8] GROSVENOR, T.: *Primary Care Optometry*, 5. vydání, Butterworth-Heinemann, 2007, s. 544 ISBN: 978-0-7506-7575-8
- [9] GUANG-MING, Dai: *Wavefront optics for vision correction*, Society of photo-optical instrumentation engineers, 2008, s. 366 ISBN: 9780819469663
- [10] HAVELKA, B.: *Geometrická optika 1. díl*, Nakladatelství: ČSAV Praha, 1955, s. 344
- [11] HAVELKA, B.: *Geometrická optika 2. díl*, Nakladatelství: ČSAV Praha, 1956, s. 289
- [12] KIDGER, M. J.: *Fundamental optical design*, SPIE – The international Society for optical engineering, Washington, 2002, s.314 ISBN 0-8194-3915-0
- [13] KOHNEN, T., KOCH, D.D.: *Cataract and Refractive Surgery*, Springer, Berlin, 2005, s. 323 ISBN 3-540-20046-0
- [14] KRUEGER, R.; APPLGATE, R. A.: *Wavefront customized visual corrections: the quest for super vision II*, 2. vydání, Cole Eye Institute, Cleveland, 2003, s.416 ISBN: 1556426259

[15] LENS A.: *Optics, retinoscopy, and refraktometry*, 2. vydání, Slack Incorporated, s. 144  
ISBN: 1556427484

[16] PETROVÁ, S. et al.: *Základy aplikace kontaktních čoček*, NCO NZO Brno, 2008, s. 219  
ISBN 978-80-7013-470-2

[17] POLÁŠEK, J.: *Vidění a brýlová korekce*, Praha: Výzkumný ústav zvukové, obrazové  
a reprodukční techniky, 1971, 100 s.

[18] ROZSÍVAL, P.; JIRÁSKOVÁ, a kolektiv: *Trendy soudobé oftalmologie - svazek 5*,  
Portál, Praha, 2008, s. 281 ISBN: 97880726225345

[19] SAHA, S. K.: *Diffraction-limited imaging with large and moderate telescopes*, World  
Scientific Publishing Co. Pte. Ltd, 2007, s. 604 ISBN: 978-981-270-777-2

[20] SMITH, G.; ATCHISON, D. A.: *The eye and visual optical instruments*, Cambridge  
university press, 1997, s. 819 ISBN: 0-521-47820-0

[21] WELFORD, W. T.: *Aberrations of Optical Systems*, Taylor & Francis, 1986, s. 284  
ISBN: 0852745648

#### **Časopisecké zdroje:**

[22] ATCHISON, D. A.: *Recent advances in measurement of monochromatic aberrations of  
human eyes*, Clinical and experimental optometry, 2005, str. 5-27 ISSN 0816-4622

[23] CARVALHO, L. A. V.; CASTRO, J. C.: *Measuring higher order optical aberrations of  
the human eye: techniques and applications*, Brazilian Journal of medical and biological  
research, 2002, str. 1395-1406 ISSN 1678-4510

[24] COMASTRI, S. A.; PEREZ, L. I.; MARTIN, G.; BASTIDA K.: *Zernike expansion  
coefficients: rescaling and decentring for different pupils and evaluation of corneal  
aberrations*, Journal of optics A: pure and applied optics, 2007 str. 209-221 ISSN 1464-4258

[25] GUO, H.; WANG, Z.; ZHAO, Q.; WANG, Y.: *Individual Eye Based On Wavefront  
Aberration*, Optik optics 116, 2004, str. 80-85 ISSN 0030-4026

[26] PEPOSE, J. S., APPLGATE, R. A.: *Making Sense Out of Wavefront Sensing*, American  
Journal of Ophthalmology, 139, 2005, s. 335-343 ISSN 0002-9394

#### **Internetové zdroje:**

[27] [http://www.altechna.lt/product\\_details.php?id=693](http://www.altechna.lt/product_details.php?id=693)

[28] <http://arno.unimaas.nl/show.cgi?fid=14422>

[29] <http://www.clspectrum.com/article.aspx?article=12770>



- [30] <http://www.coopervision.com/data/us/documents/lf0102a.pdf>
- [31] <http://calculatedimages.blogspot.com/2009/07/my-most-important-point-lasers-are.html>
- [32] <http://cs.wikipedia.org>
- [33] <http://emerald.ucsd.edu/Docs/wavefrontgen.pdf>
- [34] <http://en.wikipedia.org>
- [35] <http://www.gymhol.cz/projekt/>
- [36] <http://is.muni.cz/do/1499/el/estud/lf/ps09/cocky/web/pages/str07.html#ch15-1>
- [37] <http://www.lekari-online.cz/ocni-lekarstvi/novinky/wavefront-analyza-novy-smer>
- [38] <http://www.optikarium.cz/kontaktne-cocky-a-roztoky/mozny-prinos-aberace-vyssich-radu-u-kontaktne-cocek>
- [39] <http://www.oos.army.cz/cos/cos/585505.pdf>
- [40] <http://physics.tamuk.edu/~suson/html/4323/aberrtn.html>
- [41] <http://posec.astro.cz/view.php?cisloclanku=2006121201>
- [42] <http://research.opt.indiana.edu/Library/Mopane2003/AberrometryWorkshop/sld085.htm>
- [43] [http://www.savat.cl/medios/Productos/Insumos/DWS\\_Aberraciones\\_SU\\_3409LR.pdf](http://www.savat.cl/medios/Productos/Insumos/DWS_Aberraciones_SU_3409LR.pdf)
- [44] <http://wyant.optics.arizona.edu/zernikes/zernikes.htm>

### **Jiné:**

- [45] AA: *Geometrická optika – přednáška*  
dostupné na: [http://webfyzika.fsv.cvut.cz/PDF/prednasky/aberrace\\_opt\\_soustav.pdf](http://webfyzika.fsv.cvut.cz/PDF/prednasky/aberrace_opt_soustav.pdf)
- [46] FANTI, G.; BASSO, R.: *MTF resolution of images obtained without an acquisition system*, Department of Mechanical Engineering, University of Padua  
dostupné na: <http://www.ohioshroudconference.com/papers/p17.pdf>
- [47] KOLÁŘ: *Světlo, základní optické zákony, diagnostika oka a procesu vidění – 2. část*  
dostupné na: [http://www.dbme.feec.vutbr.cz/~kolarr/mdbe/Kolar\\_MDBE\\_2.pdf](http://www.dbme.feec.vutbr.cz/~kolarr/mdbe/Kolar_MDBE_2.pdf)
- [48] MAEDA, P. Y.: *Zernike Polynomials and Their Use in Describing the Wavefront Aberrations of the Human Eye*, Stanford University  
dostupné na: <http://scien.stanford.edu>
- [49] PABLO, A.; NAVARRO, R.: *Monochromatic modulation transfer function of the human eye for different pupil diameters: an analytical expression*, Instituto de Optica, Madrid  
Dostupné na: [http://digital.csic.es/bitstream/10261/29950/1/BBE89041-9DAD-CBB0-BB2EE0701B747F4B\\_578.pdf](http://digital.csic.es/bitstream/10261/29950/1/BBE89041-9DAD-CBB0-BB2EE0701B747F4B_578.pdf)

- [50] PORTER, J.: *Aberrations of the human eye*, The Institute of Optics and Center for Visual Science, University of Rochester  
dostupné na: [http://cfao.uchicago.edu/pubs/presentations/eyedesign/06\\_Aberrations\\_JP.pdf](http://cfao.uchicago.edu/pubs/presentations/eyedesign/06_Aberrations_JP.pdf)
- [51] ROORDA, A.: *Optics and Optical Quality of the Human Eye* - prezentace, University of California, Berkeley  
dostupné na: [http://www.slidefinder.net/O/Optics\\_Optical\\_Quality\\_Human\\_Eye/6965443/p5](http://www.slidefinder.net/O/Optics_Optical_Quality_Human_Eye/6965443/p5)
- [52] ŘEŘÁBEK, M.: *Přednáška Optické vady*  
dostupné na: <http://radio.feld.cvut.cz/>
- [53] ŘEŘÁBEK, M.: *Simulace obrazových vad pomocí matlabu*, ČVUT v Praze  
Dostupné na:  
[http://dsp.vscht.cz/konference\\_matlab/MATLAB06/prispevky/rerabek/rerabek.pdf](http://dsp.vscht.cz/konference_matlab/MATLAB06/prispevky/rerabek/rerabek.pdf)
- [54] YOON, G.: *Aberration Theory* – prezentace  
dostupné na: <http://ebookbrowse.com/imagine-optic-yoon-article-optical-wavefront-aberrations-theory-pdf-d47241267>
- [55] Neznámý: *Visual optics – retinal image quality*  
Dostupné na: <http://ebookbrowse.com/121-chapter-3-retinal-image-quality-8-2007-2008-ppt-d59700829>

