

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA

KATEDRA OPTIKY

OPTICKÉ ABERACE V OPTOMETRII

Bakalářská práce

VYPRACOVAL:

Josef Veselík

Obor 5345R008 OPTOMETRIE

Studijní rok 2022/2023

VEDOUCÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE:

Mgr. Eliška Najmanová, Ph.D.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně pod vedením Mgr. Elišky Najmanové, Ph.D. za použití literatury uvedené v závěru práce.

V Olomouci 19. 4. 2023

.....

Josef Veselík

Poděkování

Rád bych tímto poděkoval své vedoucí bakalářské práce Mgr. Elišce Najmanové, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady a ochotu, kterou mi v průběhu zpracování práce věnovala.

Tato práce byla vytvořena za podpory projektů IGA PřF UP v Olomouci č. IGA_PrF_2022_010 a IGA_PrF_2023_004.

Obsah

Úvod	5
1. Optické aberace	6
1.1 Fyzikálně dokonalé zobrazení	6
1.2 Zobrazovací rovnice	7
1.3 Projevy aberací	8
1.4 Rozdělení optických aberací	8
1.4.1 Monochromatické vady	9
1.4.2 Barevné vady	15
1.4.3 Vady způsobené vlnovými vlastnostmi světla	16
2. Aberace optické soustavy oka	18
2.1 Kompenzační mechanismy oka	18
2.2 Vlnové aberace	19
2.3 Zernikeho polynomy	20
2.3.1 Aberace nižších řádů	21
2.3.2 Aberace vyšších řádů	23
2.4 Měření aberací lidského oka	25
3. Zohlednění aberací vyšších řádů při korekci zraku	27
3.1 Refrakční chirurgie	27
3.1.1 Rohovkové zákroky	27
3.1.2 Nitrooční zákroky	28
3.2 Kontaktní čočky	29
3.3 Brýlové čočky	31
Závěr	33
Seznam použité literatury	34

Úvod

Jedno z hlavních poslání optometrie je korekce refrakčních vad, které významně ovlivňují kvalitu vidění a tím i kvalitu života. Refrakční vady (myopie, hypermetropie a astigmatismus) jsou v širší veřejnosti známé především pod pojmy krátkozrakost a dalekozrakost a můžou být zcela korigovány kontaktními nebo brýlovými čočkami. Přestože tyto aberace ovlivňují vidění nejvíce, nejsou to jediné vady, kterými je oko zatíženo.

Tato bakalářská práce se zabývá problematikou optických aberací a vysvětluje dva způsoby jejich interpretace. Poskytuje přehledný, ucelený zdroj informací, bez složitých matematických deskripcí, vhodný pro popis optických vad v optometrii.

První kapitola poskytuje obecný úvod do problematiky optických aberací, popisuje je jako odchylky ideálních sférických ploch od fyzikálně dokonalého zobrazení, zabývá se jejich vlivem na vidění. Druhá kapitola pohlíží na aberace jako na poruchu sférické vlnoplochy v oblasti pupily, věnuje se jejich interpretaci pomocí Zernikeho polynomů a popisuje princip jejich měření. Třetí kapitola rozebírá zohlednění aberací vyšších řádů při korekci zraku kontaktními a brýlovými čočkami nebo za pomoci refrakčních zákroků.

Většina informačních zdrojů, z kterých bakalářská práce čerpá, pochází z cizojazyčné literatury, která dosud nebyla oficiálně přeložena do českého jazyka. Jedná se o můj volný překlad.

1. Optické aberace

Tato bakalářská práce se zabývá popisem optických aberací z dvou různých pohledů. První skupinu lze chápat jako odchylky zobrazení ideálních kulových ploch. Druhý způsob, jakým mohou být optické aberace interpretovány, využívá principů vlnové optiky a popisuje aberace jako odchylky od ideální referenční plochy procházející optickou soustavou. [1]

Pro lepší názornost je při popisu monochromatických a chromatických vad využito obrázků, ve kterých je použité následující značení. Předmětový osový bod je znázorněn písmenem X , nachází se v předmětové rovině ξ a x je jeho vzdálenost od první plochy optické soustavy. Obraz tohoto bodu je značen jako X' , jeho vzdálenost od poslední plochy optické soustavy je x' . V případě zobrazení paraxiálními paprsky je X'_0 ideálním obrazem bodu X , ležícím v obrazové rovině ξ' a jeho vzdálenost od poslední plochy optické soustavy se značí x'_0 . Řecké písmeno σ je označení pro úhel, který svírá paprsek vycházející z osového předmětového bodu s optickou osou v předmětovém prostoru, v obrazovém prostoru je to σ' . Bod (Y'_0) Y' je (ideálním obrazem) obrazem mimoosového bodu Y . Úhel, který svírá hlavní paprsek mimoosového svazku s optickou osou v předmětovém (obrazovém) prostoru je značen τ (τ'). [2]

1.1 Fyzikálně dokonalé zobrazení

Pro správné pochopení výrazu „optické aberace“ je vhodné nejprve definovat, co je to fyzikálně dokonalé zobrazení. „Při tomto zobrazení se bod zobrazí jako bod, přímka se zobrazí v přímku a rovina v rovinu.“ [2] Tomuto stavu se za pomoci reálných optických soustav, využívajících zákonů odrazu a lomu na jednotlivých prostředích, můžeme pouze přiblížit. Existují tedy odchylky reálné optické soustavy od fyzikálně dokonalého zobrazení a právě ty se nazývají optickými aberacemi. [2]

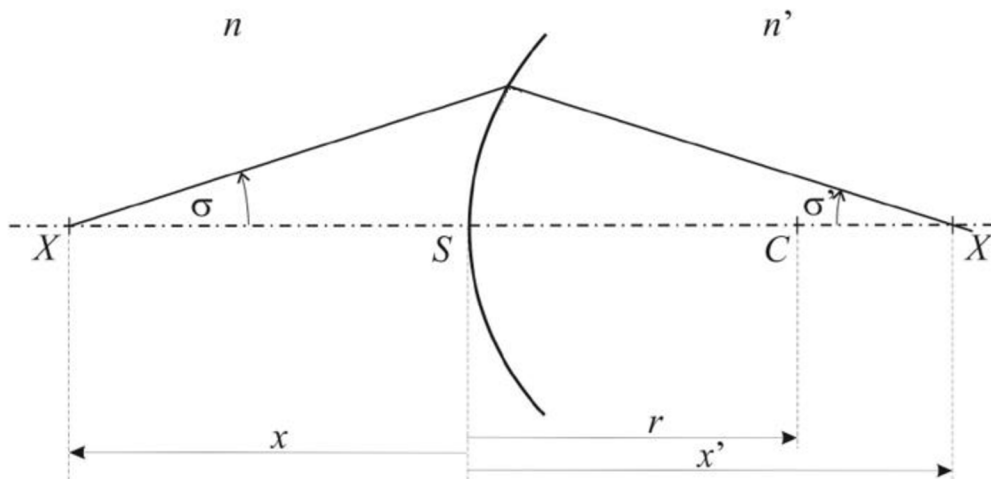
Pokud se malý plošný element nachází v blízkosti optické osy soustavy, jsou jednoduchá čočka a sférické zrcadlo (nejjednodušší optické soustavy) schopny vytvořit fyzikálně dokonalé zobrazení za předpokladu malých průměrů optických ploch. V takovém případě mluvíme o paraxiálním prostoru, ve kterém paprsky svírají s optickou osou pouze malé úhly. Obvykle se velikost těchto úhlů udává menší než 2° . [2]

1.2 Zobrazovací rovnice

Za zjednodušených podmínek paraxiálního prostoru byla odvozena rovnice, jež zanedbává odchylky vzniklé v optických soustavách i při přesné centraci ideálních optických elementů. [3] Jedná se o zobrazovací rovnici paraxiálního paprsku, která popisuje zobrazení osového bodu X do bodu X'

$$\frac{n'}{x'} - \frac{n}{x} = \frac{n' - n}{r},$$

kde r značí poloměr zakřivení lámavé plochy, C střed křivosti, n a n' jsou indexy lomu charakterizující prostředí, x (x') vzdálenosti bodu X (X') od vrcholu lámavé plochy S . Obrázek 1 znázorňuje veličiny zobrazovací rovnice. Úhel, který svírá paprsek s optickou osou je označen řeckým písmenem σ (v obrazovém prostoru je to σ'). [2, 3]



Obrázek 1: Lom paprsku na sférické ploše (upraveno) [2]

Zobrazovací rovnice je platná pouze pro paraxiální zobrazení, ve kterém jsou odchylky zanedbatelně malé. Vady, jež jsou založeny na vlnových vlastnostech světla a disperzi, se však projeví i v paraxiálním prostoru. [3]

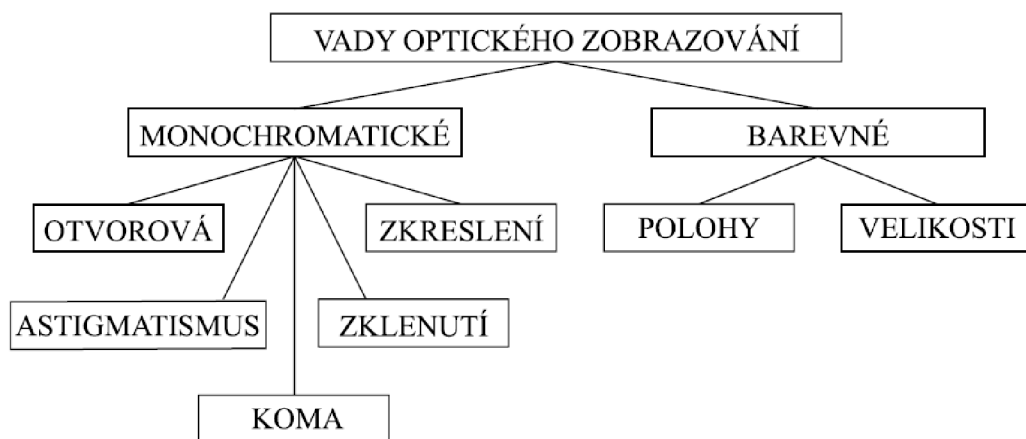
1.3 Projevy aberací

V neparaxiálním prostoru, při zobrazení rozlehlejších předmětů paprsky, které svírají s optickou osou větší úhly nebo při větších průměrech optických ploch, je soustava zatížena aberacemi. [2] Pokud soustava zobrazuje dokonale (stigmaticky) mimo paraxiální prostor, hovoříme o tzv. absolutním přístroji. V homogenním prostředí je možné za reálný absolutní přístroj považovat pouze rovinné zrcadlo nebo soustavu těchto zrcadel. [1]

Následek působení odchylek je ten, že obrazem bodu je ploška, rovina kolmá k optické ose se zobrazí jako rotační plocha a přímka neprotínající optickou osu, která zároveň leží v předmětové rovině, se zobrazí jako křivka. Další způsob projevu aberací je zobrazení předmětu ve světle různých vlnových délek v různých místech. [2] Při zobrazení reálnou čočkou bude tedy bod A v obrazové rovině rozmazán v neurčitou plošku kolem paraxiálního obrazu A'_0 namísto toho, aby byl stigmaticky zobrazen jako jediný bod A' . [1]

1.4 Rozdělení optických aberací

Z hlediska geometrické optiky můžeme optické vady rozdělit podle toho, zda se projevují ve světle jedné vlnové délky či více vlnových délek na monochromatické a chromatické (barevné). [2] Další skupinu pak tvoří vady dané vlnovými vlastnostmi světla, které nelze odstranit a na něž je třeba nahlížet z pohledu optiky vlnové. [3]



Obrázek 2: Rozdělení vad optického zobrazování [4]

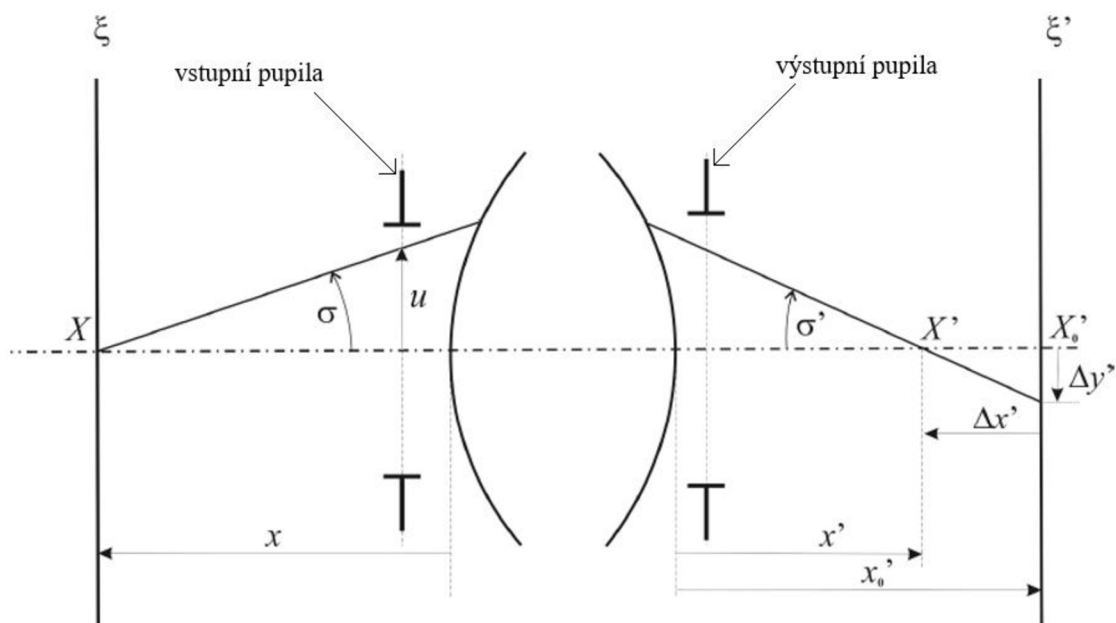
Podle toho, zda předmět leží na optické ose či nikoliv, rozděluje vady na osové a mimoosové. V případě osového zobrazení (zobrazovaný předmět leží na optické ose) má na výslednou polohu obrazu vliv dopadová výška, kdy pro různé dopadové výšky vzniká obraz na odlišném místě. Při mimoosovém zobrazení (zobrazovaný předmět leží mimo optickou osu) dochází k nesymetrickému dopadu paprsků na optickou osu. Důsledkem toho je nesymetrický průběh paprsků po průchodu čočkou a vznik obrazu na jiném místě. [4]

1.4.1 Monochromatické vady

Monochromatické vady se projevují ve světle jedné vlnové délky. [2] Patří mezi ně otvorová vada, koma, astigmatismus, zklenutí a zkreslení obrazu. [1, 2] Některé z těchto aberací vznikají při zobrazení širokým svazkem paprsků, zatímco jiné se projeví již při zobrazení úzkým svazkem. [2, 4] V případě zkreslení to může být dokonce pouze hlavní paprsek, který prochází středem vstupní pupily. [2]

Otvorová vada

„Otvorová vada je vada širokého svazku paprsků při zobrazení osového předmětového bodu.“ [2] Může být označována taky jako sférická aberace a jejími aberačními křivkami jsou soustředné kružnice. Jak již bylo zmíněno, jedná se o osovou vadu a na vzniklý obraz tedy bude mít vliv vzdálenost paprsku od středu vstupní pupily. [1]

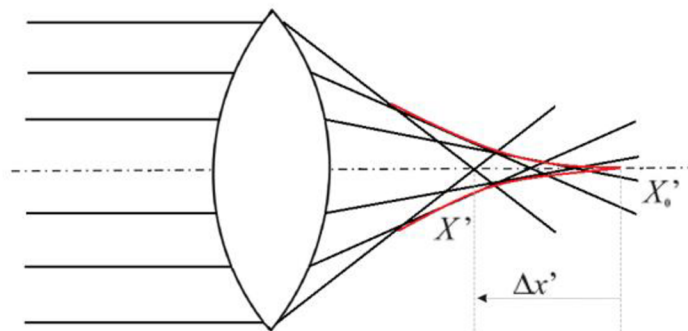


Obrázek 3: Otvorová vada (upraveno) [2]

Na obrázku 3 je znázorněna otvorová vada. Z předmětového osového bodu X, který se nachází v předmětové rovině ξ , vychází široký svazek paprsků vstupující do optické soustavy. Dochází k lomu a vytvoření následného obrazu. Bod X'_0 je ideálním obrazem předmětového bodu X zobrazeného paraxiálními paprsky. Oproti tomu paprsky dopadající do optické soustavy pod většími úhly (pod větší dopadovou výškou u) se lámou více a neprotínají optickou osu v jednom bodě [2, 4, 5], ale vytvoří obálku zvanou kaustika, kterou blíže znázorňuje obrázek 4. [1, 4, 5]

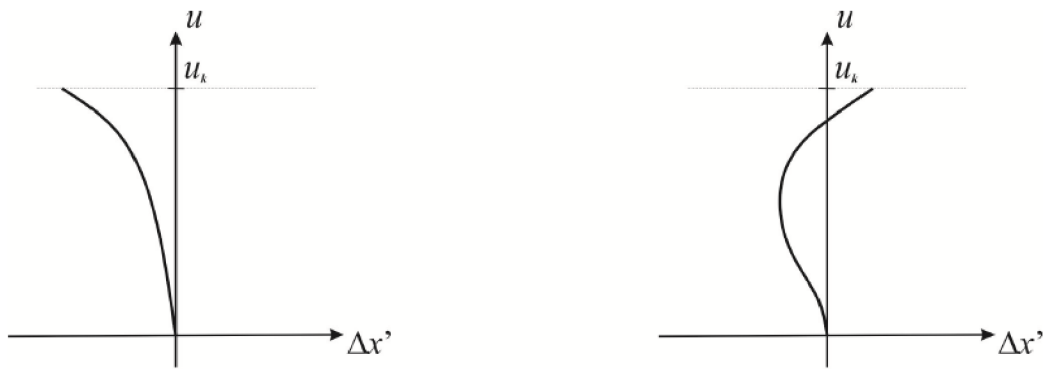
Vzdálenost $\Delta x' = x' - x'_0$ je označována jako otvorová vada podélná. Jedná se o vzdálenost průsečíku mimoparaxiálního paprsku, zobrazujícího osový předmětový bod X, s optickou osou X' od bodu X'_0 (ideální obraz bodu X). [2]

Existuje však i otvorová vada příčná, za niž je označována hodnota $\Delta y' = \Delta x' \cdot \tan \sigma'$. Je to vzdálenost průsečíku mimoparaxiálního paprsku, zobrazujícího osový bod, s obrazovou rovinou ξ' od optické osy neboli od bodu X'_0 , který na ní leží. [2]



Obrázek 4: Kaustika (upraveno) [4]

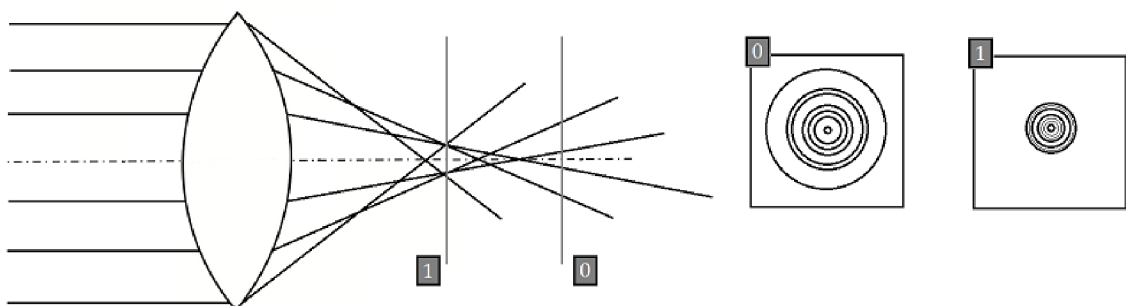
Na obrázku 5 (vlevo) je znázorněna závislost velikosti otvorové vady pro spojnou čočku na dopadové výšce paprsku v oblasti vstupní pupily. Je zřejmé, že s rostoucí dopadovou výškou paprsku u narůstá taky otvorová vada. [2]



Obrázek 5: Otvorová vada jednoduché spojky a vada s jednoduchou korekcí [2]
 (u_k znázorňuje konečnou, maximální možnou dopadající výšku paprsku)

Sférická aberace spojně čočky je záporná, zatímco rozptylná čočka má sférickou aberaci kladnou. Díky tomu je možné ji za použití vhodné kombinace spojných a rozptylných čoček korigovat. Otvorová vada se taky poměrně snadno potlačí zacloněním apertury. Při zaclonění dojde k odstranění periferních paprsků, které sférické aberaci podléhají nejvíce. Děje se tak však na úkor světelnosti. [1] Lepším řešením se proto jeví použití vhodných poloměrů či asférických křivek. [5]

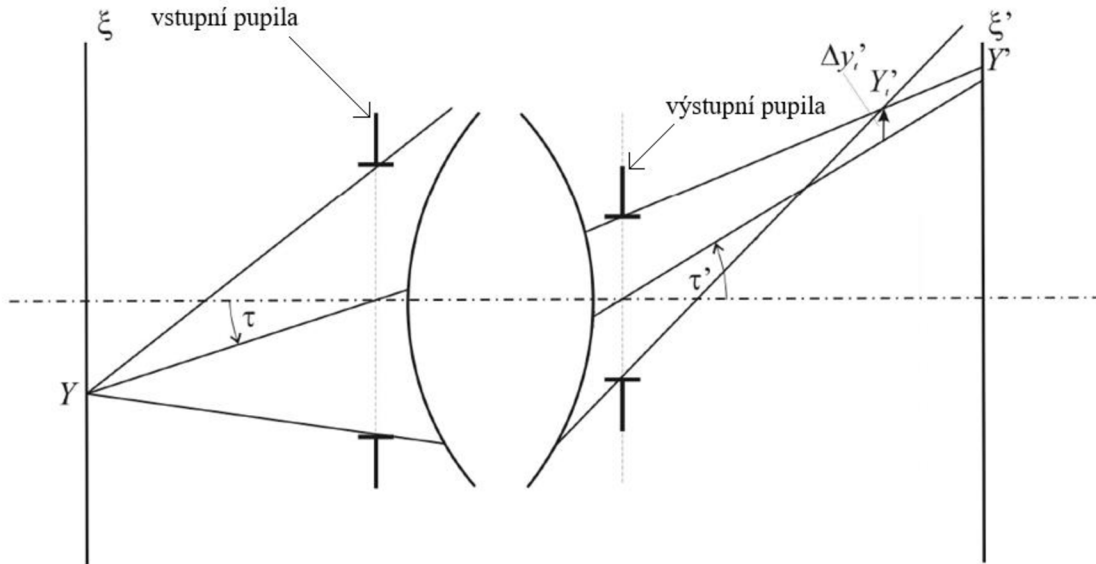
Pokud se přeostrí zastavovací rovina z paraxiální obrazové roviny do roviny, kde je stopa obrazového bodu nejmenší, dojde ke zmenšení sférické aberace. Situace je znázorněna na obrázku 6. [1] Tento způsob je vhodný zejména pokud nejsou na zobrazení kladeny vysoké nároky. [5]



Obrázek 6: Otvorová vada a stopa obrazového bodu v Gaussově paraxiální zobrazovací rovině (0) a v posunutě zobrazovací rovině (1) (upraveno) [1]

Koma

Koma je optická aberace, jež dostala svůj název podle obrazu podobnému kometě, který vytváří. [1] Jedná se o vadu vznikající při zobrazení mimoosového bodu širokým svazkem paprsků (obrázek 7). Obrazem bodu není bod, ale stranově symetrická ploška. [2]



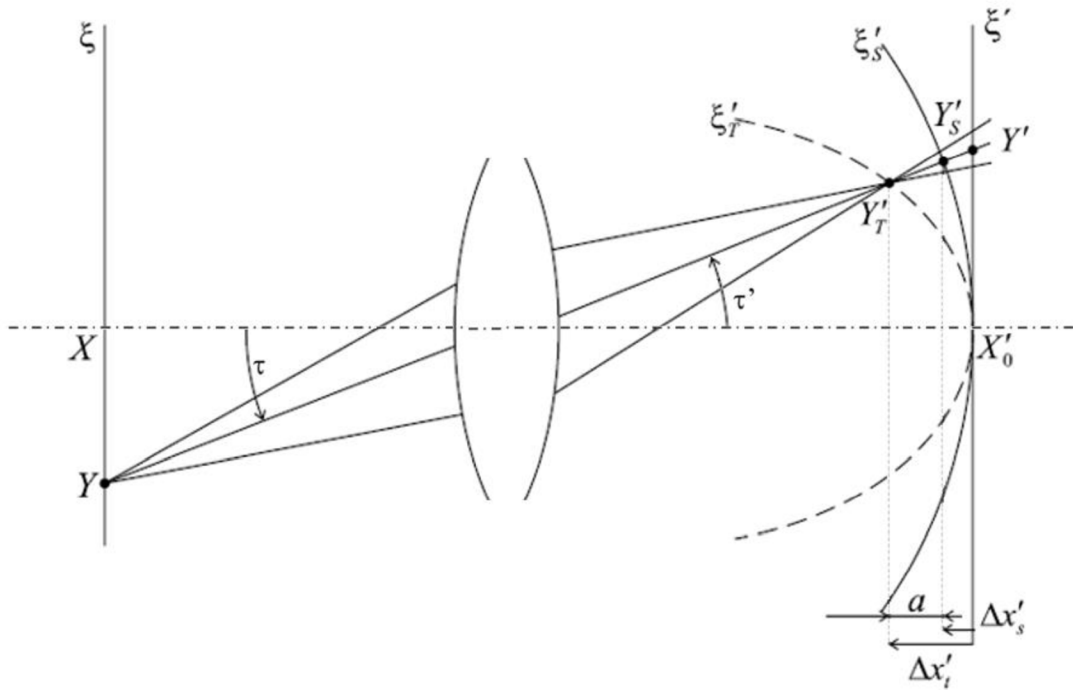
Obrázek 7: Tangenciální koma (upraveno) [2]

Koma se vyhodnocuje ve dvou rovinách, tangenciální a sagitální. Rovina tangenciální je ta, ve které leží hlavní paprsek a optická osa. Rovina sagitální prochází hlavním paprskem a je kolmá na rovinu tangenciální. Tangenciální koma $\Delta y_t'$ je definována jako odchylka průsečíku obrazu krajních paprsků Y_t' od obrazu hlavního paprsku ve směru kolmém k optické ose. Sagitální komu pak považujeme za vzdálenost průsečíku obrazů krajních paprsků v sagitální rovině od hlavního paprsku ve směru kolmém k optické ose. [2]

Koma se nejvíce projeví při okrajích zorného pole. Pokud je vykorigována koma tangenciální kombinací čoček různých vlastností, dojde zároveň ke korekci komy sagitální a naopak. [4] Koma vymizí i v případě, pokud se dostatečně omezí svazek paprsků za pomoci clon. [1]

Astigmatismus a zklenutí pole

Astigmatismus a zklenutí pole jsou vady úzkého svazku paprsků projevující se ve světle jedné vlnové délky. Jedná se o aberace zobrazující mimoosový předmětový bod. Blíže je znázorňuje obrázek 8. Vada zklenutí má za následek zobrazení roviny jako rotačních ploch. Astigmatismus se projeví tím, že obrazem bodu je ploška, tzv. aberační elipsa. [2]



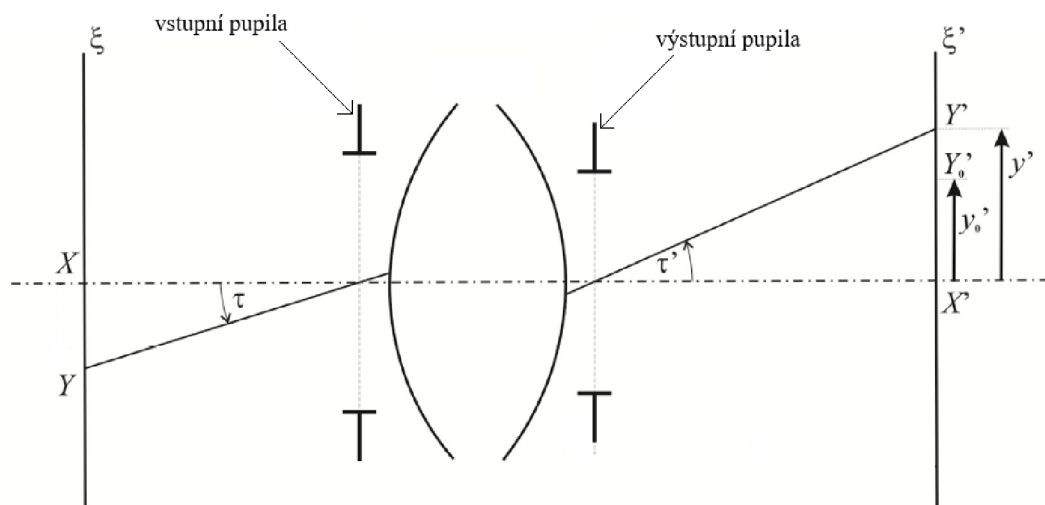
Obrázek 8: Astigmatismus a zklenutí pole (upraveno) [4]

Míru zklenutí popisuje vzdálenost průsečíku krajních paprsků s hlavním paprskem (Y'_s a Y'_t) od obrazové roviny ve směru optické osy. Odchytky vzniklých rotačních ploch ξ'_s a ξ'_t od ideální roviny jsou různé v sagitálním a tangenciálním směru. Proto se rozlišuje tangenciální x'_t a sagitální zklenutí $\Delta x'_s$. Astigmatismus a je pak definován jako rozdíl mezi sagitálním a tangenciálním zklenutím. [2]

Aberačními křivkami astigmatismu jsou soustředné elipsy. Jejich tvar a velikost se mění se změnou polohy obrazové roviny. Místo obecné elipsy tak může tvaru stopy při astigmatismu odpovídat tangenciální či sagitální fokála nebo kroužek nejmenšího rozptylu při umístění zastavovací roviny přesně mezi fokály. [1]

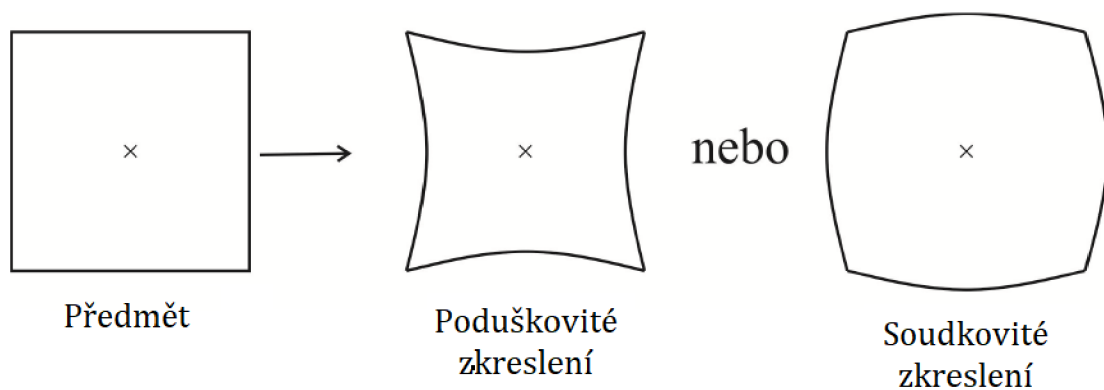
Zkreslení

Aberace zkreslení vzniká při zobrazení mimoosových bodů předmětu úzkými svazky paprsků. Přímka, která neprochází optickou osou, se vlivem vady zkreslení zobrazí jako křivka. [2] Vlivem této aberace se sice bod zobrazí jako bod, ale zvětšení roste se vzdáleností od optické osy. [1] Jak lze vidět na Obrázku 9, zkreslení charakterizuje rozdíl úseček $y' - y'_0$. [2]



Obrázek 9: Princip zkreslení (upraveno) [2]

Rozlišujeme dva druhy zkreslení, poduškovité (kladné) a soudkovité (záporné). [1, 4] Pro spojně čočky je typické zkreslení poduškovité, pro čočky rozptylné soudkovité. [4] Není tomu tak však za všech okolností. Na zkreslení má významný vliv poloha clony. Pokud se umístí před tenkou čočku, dojde k poduškovitému zkreslení obrazu. Umístí-li se clona za čočku, bude docházet ke zkreslení soudkovitému. [1]

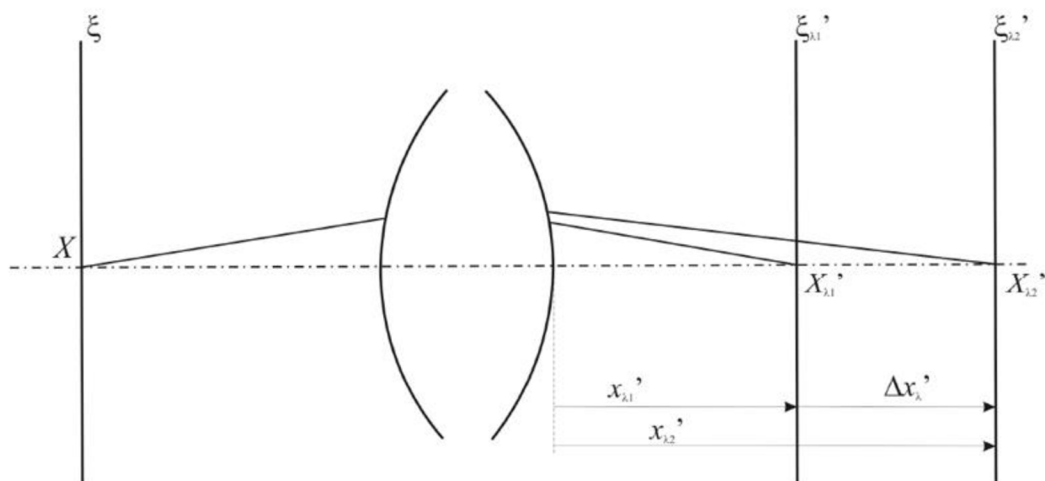


Obrázek 10: Typy zkreslení (upraveno) [2]

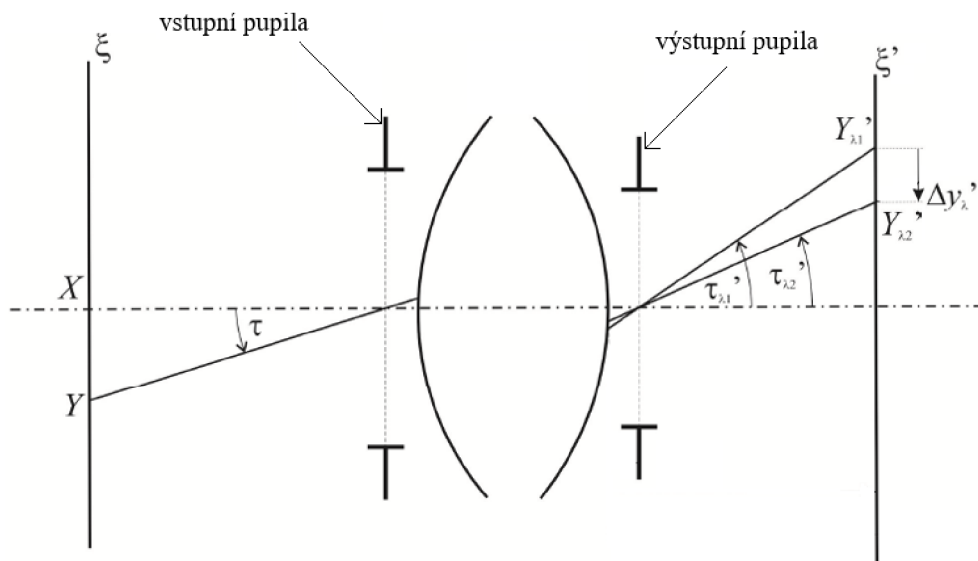
1.4.2 Barevné vady

Barevná vada neboli chromatická aberace je způsobena závislostí indexu lomu na vlnové délce světla, tzv. disperzí. Index lomu totiž není konstantní veličina, ale nabývá různých hodnot pro jiné vlnové délky. Zpravidla zde platí nepřímá úměra a pro větší vlnové délky index lomu nabývá menších hodnot. [1, 6]

Barevná vada polohy $\Delta x'_\lambda$ způsobuje, že se předmětová rovina ve světle různých vlnových délek zobrazí do různých míst. Barevná vada velikosti $\Delta y'_\lambda$ způsobí zobrazení předmětu ve světle různých vlnových délek do zvolené obrazové roviny v různých velikostech. Chromatické aberace jsou znázorněny na obrázcích 11 a 12, kde spodní indexy λ_1 a λ_2 představují dvě různé hodnoty vlnových délek. To znamená, že bod X'_{λ_1} je obrazem bodu X ve světle vlnové délky λ_1 atp. [2]



Obrázek 11: Barevná vada polohy $\Delta x'_\lambda$ [2]



Obrázek 12: Barevná vada velikosti $\Delta y_{\lambda}'$ (upraveno) [2]

Princip korekce chromatické aberace spočívá v kombinaci vhodné spojné čočky z korunového skla a rozptylné čočky ze skla flintového. [1, 6] Korunové sklo se liší od flintového větším Abbeovým číslem, které charakterizuje míru disperze. [1] Soustava bez korekce barevné vady se nazývá chromatická. Achromatická soustava v sobě již obsahuje alespoň jednoduchý korekční člen chromatické aberace. Apochromát a superchromát jsou optické systémy korigující barevnou vadu pro tři a čtyři vlnové délky. [2, 6]

1.4.3 Vady způsobené vlnovými vlastnostmi světla

Difrakce neboli ohyb světla je jev způsobený vlnovou povahou světla, ke kterému dochází na clonách a objímkách optické soustavy. Tyto aberace brání zobrazení bodu v bod a jelikož se nejedná o nedokonalosti ve výrobě či návrhu, nelze je odstranit žádnou kombinací čoček. [1]

Vlivem následného složení (interferenci) světelných vln vzniká difrakční obrazec tvořený nejčastěji soustavou kroužků či proužků. Jeho podoba nabývá tvaru podle překážky. Dochází ke střídání světlých a tmavých oblastí. Ve světlých místech se setkávají světelné vlny se stejnou fází. Následkem toho nastává maximální zesílení intenzity. V tmavých oblastech se setkávají vlny s fází opačnou a dochází k maximálnímu zeslabení intenzity. [3]

Difrakce udává difrakční limitu zobrazení optických přístrojů [1] a rozlišovací mez oka z optického hlediska. Pro podrobnější popis slouží Rayleighovo rozlišovací kritérium, které nám udává, kdy od sebe lze rozlišit dva monochromatické bodové zdroje. Konkrétně jsou tyto zdroje od sebe ještě rozeznány v případě, že centrální maximum prvního difrakčního obrazce spadá do prvního minima druhého difrakčního obrazce. [3]

2. Aberace optické soustavy oka

V kapitole 1. Optické aberace jsou optické vady (kromě difrakce) popsány pomocí odchylek paprsků od paraxiálního obrazu. [1] Stejně jako většina optických přístrojů je i oko zatíženo aberacemi. Z pohledu klasických aberací se na něm nejvíce projeví, kromě dioptrických vad, vada otvorová společně s komou, difrakcí a barevnými vadami [3] a to i přesto, že lidské oko disponuje několika mechanismy, kterými je schopno aberace do určité míry eliminovat. [5]

2.1 Kompenzační mechanismy oka

Již bylo zmíněno, že na velikost sférické aberace má značný vliv zaclonění. Na oku funkci clony zastává duhovka. [5] Reaguje na osvit kontrakcí hladkých, cirkulárně orientovaných svalů svěrače zornice. Tím dochází k mióze neboli zúžení zornice [7] a periferní paprsky, které podléhají sférické aberaci nejvíce, tak duhovka do oka nepropustí. Další kompenzaci způsobuje asféricita samotné rohovky a Stiles-Crawfordův efekt [5], podle kterého světlo vstupující do oka ve středu zornice produkuje větší odezvu fotoreceptorů než světlo vstupující při okraji zornice. [3, 8]

Podobné kompenzační mechanismy jako pro otvorovou vadu platí pro komu, jež je pro svůj asymetrický tvar těžko korigovatelnou aberací. Při zaclonění dochází ke zmírnění této vady širokého svazku paprsků. Kvůli klesající zrakové ostrosti směrem do periferie není bod rozostřený kvůli komě tolik vnímán. [9]

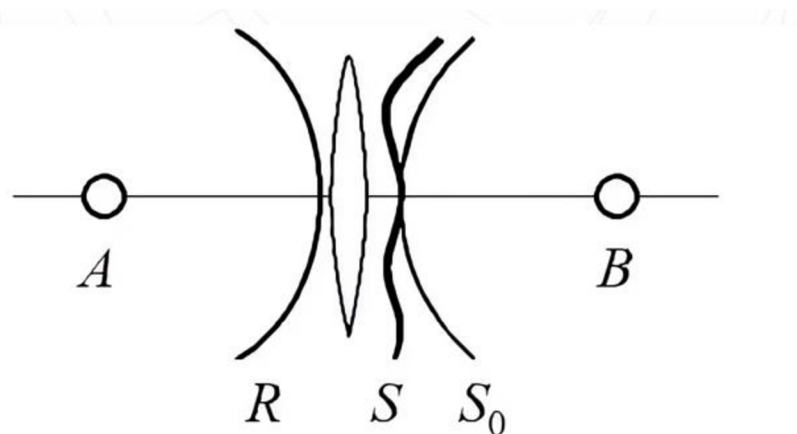
Vlivem zklenutí se rovina kolmá na optickou osu zobrazí v obrazovém prostoru jako kulová plocha. Částečnou eliminaci této vady poskytuje samotný tvar sítnice, který se svým zakřivením podobá Petzvalově ploše a zmírňuje tak účinek zklenutí. [9]

Duhovka jakožto clona oka způsobuje projev optické aberace zkreslení. Dopad vady je opět minimalizován díky klesajícímu vizu směrem do periferie od makuly. Člověk nosící brýle se tedy musí vypořádat nejenom se zkreslením vlastních očí, ale i se zkreslením, které je způsobeno brýlovými čočkami. U brýlových čoček platí, že čím větší je optická mohutnost, tím větší zkreslení vzniká. [5] Při užití čoček asférického tvaru nastává zkreslení minimální. I proto mohou být doporučovány například lidem s vysokými ametropiemi. [10]

Určitá eliminace barevné vady spočívá v rozdílné citlivosti oka na jednotlivé vlnové délky světla. Bylo zjištěno, že receptory odpovědné za barevné vidění jsou nejvíce citlivé na zelenou barvu, která se nachází právě uprostřed viditelného spektra. Barevné vidění je však nejen velmi individuální, ale také proměnlivé. [6] Jeho variabilita spočívá v posunu citlivosti oka ke kratším vlnovým délkám při postupném snižování jasu. Tento jev je také známý jako Purkyňův posun. [11]

2.2 Vlnové aberace

Aberace lze chápat nejen jako odchylky paprsků od paraxiálního obrazu, ale je možné je popisovat taky jako poruchu sférické vlnoplochy v oblasti výstupní pupily. [1] Za vlnoplochu je přitom považována množina bodů o stejné fázi. Kromě kulové plochy to může být i rovina. [12]



Obrázek 13: Porucha vlnoplochy (upraveno) [12]

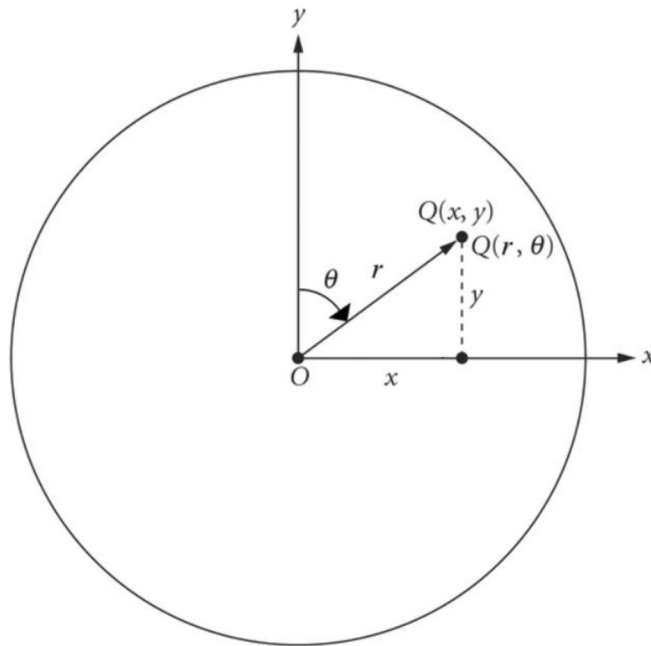
Obrázek 13 znázorňuje transformaci ideální sférické vlnoplochy R , vycházející z bodu A , na čočce, která mění vlnoplochu na sbíhavou. Po průchodu čočkou je vytvořena reálná vlnoplocha S , jejíž rozdíl od neporušené vlnoplochy S_0 bývá označován jako aberační funkce W (vlnová aberace). V místě označeném písmenem B lze pak namísto ideálního bodu pozorovat rozmazanou plošku. Aberační funkce W zahrnuje příliš rozsáhlou matici dat, není přehledná a práce s ní je komplikovaná. Při popisu aberací lidského oka se proto aberační funkce rozkládá na Zernikeho polynomy. [12]

2.3 Zernikeho polynomy

Funkce popisující libovolnou vlnoplochu v polárních souřadnicích (r, θ) , vyjádřená jako $W(r, \theta)$, může být rozložena do řady polynomů Z , které jsou ortogonální (nezávislé, neovlivňující se) na celé ploše kruhového otvoru:

$$W(r, \theta) = \sum_{n,m} C_n^m Z_n^m(r, \theta),$$

kde C označuje Zernikeho koeficienty a Z polynomy. Písmeno r udává vzdálenost bodu od počátku souřadnic, θ je polární úhel [13], n radiální řád a m azimutální frekvence. [14]



Obrázek 14: Poloha bodu Q v kartézské (x, y) a polární (r, θ) soustavě souřadnic (upraveno) [13]

Platí rovnice:

$$\rho = \frac{r}{a},$$

kde a je poloměr výstupní pupily oka a r je vzdálenost bodu od jejího středu. Funkce rozložena na polynomy je pak dána tvarem:

$$W(\rho, \theta) = \sum_{n,m} C_n^m Z_n^m(\rho, \theta),$$

přičemž ρ nabývá hodnot od nuly do 1 a Zernikeho polynomy bývají označovány jako normované. To znamená, že jsou definované na kruhovém otvoru s jednotkovým poloměrem, přičemž nezávisí na skutečné velikosti otvoru. [15]

Každý polynom $Z_n^m(\rho, \theta)$ popisuje částečný typ deformace v rámci vlnoplochy, zatímco jejich koeficienty C_n^m udávají velikost těchto deformací. Zernikeho polynomy se využívají v oftalmologii především díky tomu, že většina optických aberací oka může být ztvárněna za pomoci prvních několika polynomů. Rozlišují se dva druhy aberací, vyššího a nižšího řádu. [14]

2.3.1 Aberace nižších řádů

Za aberace nižšího řádu jsou považovány ty aberace, jejichž radiální řád je menší nebo roven dvěma. První Zernikeho polynom, označovaný jako piston Z_0^0 , má radiální řád roven nule. Nemá žádný klinický význam. [14] Teoreticky perfektní oko bez aberací by bylo charakterizováno dokonalou rovinnou vlnou jako piston. [16]

Mezi polynomy prvního řádu patří tilt, projevující se hranolovým účinkem (nakloněním). V závislosti na tom, okolo které osy dochází k prismatickému účinku, bývá rozlišován tilt vertikální Z_1^{-1} a horizontální Z_1^1 . [14]

Termín sekundární aberace bývá používán pro popis Zernikeho polynomů druhého řádu (defokus Z_2^0 a astigmatismus $Z_2^{\pm 2}$). Je to další možný způsob, jakým lze popsat refrakční vady, myopii, hypermetropii a astigmatismus. [16] Tyto vady, narozdíl od předchozích aberací nižších řádů, již mají významný vliv na kvalitu obrazu. [14] Tvoří asi 85 procent ze všech optických aberací oka a je možné je korigovat brýlemi, kontaktními čočkami nebo díky refrakční chirurgii. [16]

Myopie neboli krátkozrakost je sférická vada, při které člověk vidí rozmazaně do dálky. Obrazové ohnisko neakomodovaného myopického oka leží před sítnicí. Nejčastější příčinou bývá příliš dlouhé oko. Méně častěji vzniká myopie kvůli nesprávné lomivosti, způsobené nevhodným poloměrem optických ploch oka nebo nesprávným indexem lomu očních médií. Podle velikosti vady ji lze rozdělit na lehkou (méně než -3,0 D), střední (-3,25 až -6,0 D) a těžkou (více než -6,0 D). Progresivní (degenerativní) myopie je spojena s patologickými změnami oka, rychlým růstem a vysokými dioptriemi. Vzhledem k věku bývá dále uváděna myopie kongenitální, vyskytující se již v raném věku, a myopie školní, která má svůj počátek v průběhu školní docházky jako důsledek růstu oka. [3, 16]

Hypermetropie je refrakční vada, při které leží obrazové ohnisko neakomodovaného oka za sítnicí. Velikost vady a akomodační schopnost ovlivňuje kvalitu vidění hypermetropického oka, které je schopné vadu částečně nebo zcela vykorigovat zvýšeným akomodačním úsilím. Nejčastější příčinou dalekozrakosti je příliš krátké oko, ale na vině může být i například příliš plochá rohovka. Podobně jako myopie může být rozdělena na lehkou, střední a těžkou. V závislosti míry zapojení akomodace bývá rozlišena hypermetropie totální, latentní a manifestní. Totální hypermetropie představuje množství celé refrakční vady. Latentní složka představuje hypermetropii dlouhodobě korigovanou trvalým napětím ciliárního svalu, kterou lze vyšetřit pouze za pomoci cykloplegik. Manifestní složka již je korigovatelná běžnými spojnými čočkami. Má dvě další složky, fakultativní a absolutní. Fakultativní hypermetropie bývá korigována běžnou akomodací, což může způsobovat astenopické potíže. Akomodace již není schopna vykorigovat absolutní složku hypermetropie, a ta se proto projeví zhoršeným viděním. [3]

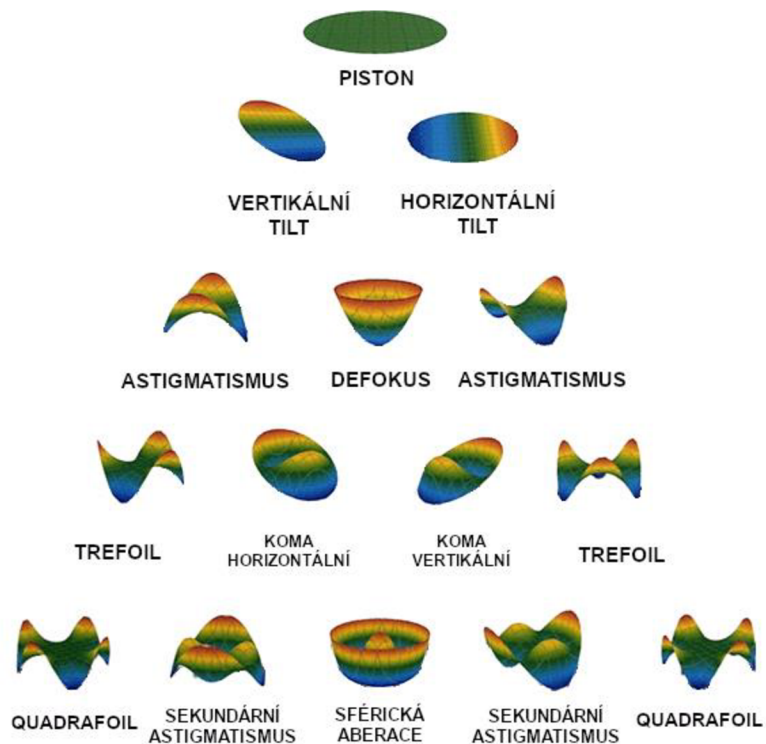
Při pravidelném astigmatismu se bod nezobrazí jako bod, ale dvojice navzájem kolmých úseček. Nejčastější příčinou bývá asférická rohovka nebo asférická či decentrovaná čočka. Existují dva meridiány (předozadní řezy oka procházející optickou osou), které jsou na sebe kolmé, přičemž lomivost jednoho z nich je maximální a lomivost druhého minimální. Označují se jako hlavní řezy. Podle orientace hlavních řezů bývá rozlišován astigmatismus přímý, podle pravidla (převažuje lomivost ve vertikálním směru), proti pravidlu, nepřímý (větší lomivost v horizontálním směru) a astigmatismus šikmých os (hlavní řezy svírají s vodorovným směrem úhly asi 45° a 135°). Podle pozice ohniskových úseček je popisován astigmatismus jako jednoduchý v případě, že jeden hlavní řez je emetropický a druhý ametropický. Fokály složeného astigmatismu leží obě před nebo obě za sítnicí a při smíšeném astigmatismu nabývá jeden hlavní řez myopických hodnot, zatímco druhý vykazuje hypermetropické hodnoty. Nepravidelný astigmatismus zapříčiňuje nepravidelná rohovka. Její nepravidelnost může být způsobena úrazem nebo keratokonem. [3]

2.3.2 Aberace vyšších řádů

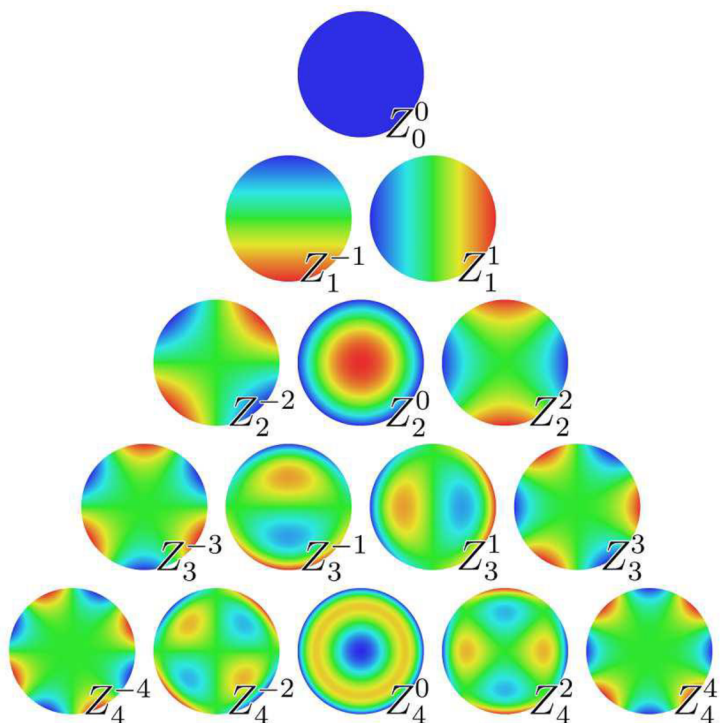
Zernikeho polynomy třetího a vyššího řádu popisují tzv. aberace vyšších řádů, postihující v určité míře každé oko. K jejich měření slouží aberometry a doposud nebylo zkonstruováno takové zařízení, které by umožnilo aberace vyšších řádů zcela vykorigovat. Tyto vady tvoří asi 15 procent z celkového množství aberací oka. [16] Značný vliv na ně má velikost zornice. Se zvětšujícím se průměrem pupily roste velikost aberací. Proto způsobují zhoršené vidění za snížených světelných podmínek [17] a vedou k poklesu kontrastní citlivosti. [18, 19] Za další dynamický faktor, ovlivňující vady vyšších řádů, bývá považováno stárnutí a akomodace. Měřením bylo odhaleno, že k poklesu kvality sítnicového obrazu, ke kterému dochází s narůstajícím věkem, dochází z části právě kvůli nárůstu aberací třetího a vyššího řádu. Příčinou tohoto nárůstu může být s věkem zvyšující se hodnota sférické aberace a komy. Při akomodaci dochází ke změně tvaru oční čočky, což následně vede i ke změně aberací oka, především sférické aberace, jejíž změna je úměrná akomodačnímu požadavku. [20]

Nejvýznamněji se na kvalitě vidění z aberací vyšších řádů podílí vertikální (Z_3^{-1}) a horizontální (Z_3^1) koma společně se sférickou aberací (Z_4^0). [16] Tyto vady vznikají kvůli větší lomivosti paprsků, které vstupují do oka při okraji pupily (dále od optické osy) [20] a byly již popsány v kapitole 1.4.1 Monochromatické vady. Mezi další aberace patří například trefoil (Z_3^{+3}), quadrafoil (Z_4^{+4}) a sekundární astigmatismus (Z_4^{+2}). [16]

Obrázek 15 znázorňuje tvar vlnoplochy vytvořené po průchodu okem, jež je zatíženo danou aberací. Piston představuje teoreticky perfektní oko bez optických vad a tvar vlnoplochy je proto shodný s ideální referenční plochou. Kvůli přehledné orientaci však bývají aberace častěji znázorněny ve dvojrozměrném režimu zobrazení s barevně označenými hodnotami v jednotkách mikrometrů. Dvojrozměrný režim zobrazení optických aberací je představen obrázkem 16. [16]



Obrázek 15: Vlnoplochy jednotlivých aberací nultého až čtvrtého řádu v prostoru (upraveno) [16]



Obrázek 16: Zernikeho polynomy nultého až čtvrtého řádu [12]

2.4 Měření aberací lidského oka

Měření vlnových aberací přístrojů spočívá v detekci vlnoplochy prošlé optickou soustavou, tedy v obrazové rovině. U oka tento způsob není možný. [12] Existuje několik dostupných způsobů měření aberací lidského zrakového orgánu, které využívají Shack-Hartmannův senzor, Tscherningův aberoskop, ray tracing nebo princip objektivní retinoskopie. [16]

Princip Shack-Hartmannova aberometru spočívá ve vysílání laserového paprsku, který utváří bodový obraz ve fovee. Světlo se na sítnici odrazí a prochází zpět okem skrz čočku a rohovku. Dochází k dopadu aberační vlnoplochy na pole mikročoček, které vlnoplochu dále dělí na několik paprsků vytvářejících bodový obraz, jenž je analyzován počítačovým programem. Tvar aberační vlnoplochy oka je zkonstruován na základě dislokace bodů vytvořených polem mikročoček. [16, 17]

Při měření Tscherningovým aberoskopem dopadá kolimovaný laserový paprsek na masku s pravidelnou maticí otvorů. Maskou prochází svazek tenkých paralelních paprsků, které vytváří bodový vzor na sítnici, jenž je v závislosti na optických vadách oka více či méně zkreslený. Sítnicový obraz je zobrazen nepřímou oftalmoskopií na senzor CCD kamery. Následně je pak prostřednictvím počítače měřena odchylka všech bodů od jejich ideální polohy. [21]

Technologie ray tracing využívá pro vyšetření oka měření pozice tenkého laserového paprsku, vstupujícího do oka paralelně s optickou osou, který dopadá na sítnici. [17, 22] Jakmile fotodetektor zaznamená pozici paprsku na sítnici, je laser přesměrován a opět určena poloha. [16] Podle nastavení operátorem zařízení tímto způsobem zaznamená polohu 60 až 400 bodů, ze kterých je následně vytvořena refrakční mapa oka. [22]

Objektivní retinoskopie je založena na principu dynamické skiaskopie. Úzký svazek paprsků prochází štěrbinou, dopadá na sítnici a odražené světlo je zachyceno polem otáčejících se detektorů. [16] Do procesu výpočtu optických vad vstupuje čas, který potřebuje odražené světlo ze sítnice, aby se dostalo do daného bodu. [17]

Celkové oční a rohovkové aberace však nejsou vzájemně srovnatelné, pokud jsou měřeny různými aberometry. U Shack-Hartmanova aberometru byla prokázána nejlepší opakovatelnost měření celkových očních aberací. Pro rohovkové aberace byly naměřeny nejlépe reprodukovatelné hodnoty přístrojem založeným na technologii ray tracing. [16]

3. Zohlednění aberací vyšších řádů při korekci zraku

Měření pomocí aberometrů je využíváno stále častěji především díky rozvoji technologií, snadnému ovládnutí a rychlému výpočtu při zpracování dat. [14] Není již omezené pouze na několik výzkumů v laboratorním prostředí, ale nachází své místo i při běžných kontrolách zraku, refrakční chirurgii [23] nebo při vyšetření očních chorob. Těmi jsou například keratokonus, který významně zvyšuje vertikální komu, či pelucidní marginální degenerace, během které dochází ke vzniku abnormalit na rohovce. Aberometrie umožňuje objektivně posoudit vliv těchto defektů na vidění, porovnání se subjektivními symptomy a může být využita pro stanovení vhodné korekční či léčebné metody. [14] Vady vyšších řádů nelze zcela odstranit [16], je však možné je v korekčních pomůckách a refrakční chirurgii zohlednit. Ideální korekce přeměrovává světelné paprsky tak, aby dopadaly co nejvíce do jediného bodu, což vede ke zvýšení kompaktnosti bodové rozptylové funkce PSF, jež popisuje obraz bodu vytvořeného na sítnici, zvýšení intenzity v centru a redukci asymetrií. [17]

3.1 Refrakční chirurgie

Cílem refrakční chirurgie je eliminovat nebo alespoň významně snížit hodnotu refrakčních vad natolik, aby již nebylo potřeba po chirurgickém zákroku brýlí nebo kontaktních čoček k jejich korekci. Při těchto zákrocích je využíváno změny zakřivení rohovky, jež má za následek změnu celkového refrakčního stavu oka, nebo je refrakce upravena vhodnou nitrooční čočkou. [7]

3.1.1 Rohovkové zákroky

Rohovkové refrakční zákroky se staly populární alternativou v oblasti korekce dioptrických vad. Poměrně spolehlivě dokáží zmírnit sekundární aberace, avšak díky rozvoji v oblasti aberometrie bylo odhaleno nežádoucí zvýšení aberací vyšších řádů. [14, 20]

Studie Oshika a kol. 1999 porovnávající dvě různé metody rohovkových zákroků, fotorefrakční keratektomii (PRK) a laser in situ keratomileusis (LASIK), na pacientech s myopií prokázala významné zvýšení rohovkových aberací, jejichž hodnoty se nevrátily na předoperační stav ani po dvanácti měsících. [24] Někteří pacienti po prodělání rohovkových zákroků uvádějí problémy s viděním za snížených světelných podmínek, za šera a v noci. Ty se projevují především jako vidění kruhů a svatozáří kolem světla,

světelných paprsků, rozptýleného světla nebo dokonce dvojení obrazu. Běžným zjištěním pacientů, kteří podstoupili refrakční chirurgii, je, že v případě potřeby korekce zbylé refrakční vady již s brýlemi nejsou schopni dosáhnout tak kvalitního vidění jako s korekční pomůckou dříve. Měřením byl taky prokázán pokles kontrastní citlivosti jako důsledek rohovkové refrakční chirurgie. [25]

Za účelem zamezení nežádoucích jevů způsobených refrakčními rohovkovými zákroky byly vyvinuty postupy, které jsou schopny ovlivňovat aberace vyšších řádů. [14] Tzv. wavefront-optimized ablace umožňuje snížit množství nově indukované sférické aberace a sekundárního astigmatismu průměrného oka vytvořením více asférického ablačního profilu. [26] Wavefront-guided ablace by měla dosahovat menší indukce nově vzniklých vad vyšších řádů než ablace standartní a navíc umožnit redukci již existujících aberací. [27] Redukce již existujících aberací je však s přihlédnutím na jejich dynamickou povahu, kterou tvoří změny během dne díky akomodaci, slznému filmu nebo nitroočnímu tlaku, poměrně diskutabilní téma. [14] Topography-guided ablace je typ zákroku zabývající se pouze rohovkovými aberacemi. Své využití nachází především u rohovek s nepravidelnými povrchy a lze jej využít i jako podpůrnou léčbu k CXL (corneal cross-linking) při keratokonu [28, 29] či pelucidní marginální degeneraci. [29]

3.1.2 Nitrooční zákroky

Z hlediska aberací vyšších řádů se v oblasti nitroočních zákroků řeší především sférická aberace, jež má za následek snížení kontrastní citlivosti a navýšení glare. V průběhu života se sférická aberace čočky mění, zatímco pro rohovku zpravidla dosahuje stejných, kladných hodnot. Při narození je hodnota sférické aberace čočky záporná a postupně s časem zvyšuje svoji hodnotu. Celková otvorová vada oka je tak na začátku života neutrální a s časem roste do hodnot kladných. [30]

Optický design implantátu sférické nitrooční čočky ovlivňuje otvorovou vadu celého oka a tím snižuje kvalitu sítnicového obrazu. [31] Oproti tomu užití čočky asférické vykazuje značně menší hodnoty sférické aberace i vad čtvrtého řádu Zernikeho polynomů pro pupily o průměrech tři i šest milimetrů a taky menší celkové aberace vyšších řádů pro pupilu o velikosti šesti milimetrů. [32] Při výměně nitrooční čočky lze využít čočky asférického designu s negativní sférickou aberací, vykompenzovat tak pozitivní hodnotu otvorové vady, kterou zapříčiňuje rohovka [33, 34], a tím zlepšit kontrastní citlivost. [33] Při nulové hodnotě této vady by bylo dosaženo maximální

zrakové ostrosti, avšak hloubka ostrosti při vidění na blízkou vzdálenost by byla nižší. Pozitivní i negativní hodnoty sférické aberace totiž navyšují interval hloubky ostrosti. [30]

Optické vady vyšších řádů lze taky ovlivnit vhodným výběrem materiálu, ze kterého je nitrooční čočka vyrobena. Měření vykazovala významně vyšší hodnoty pro akrylové implantáty v porovnání s čočkami zhotovené z polymethylmethakrylátu nebo ze silikonu. [35]

3.2 Kontaktní čočky

Již v šedesátých letech minulého století bylo prokázáno, že kontaktní čočky disponují vlastní sférickou aberací. Mnoho výrobců věřilo, že vytvoření asférického povrchu na jedné nebo obou stranách kontaktní čočky za pomoci jejich soustružících technologií povede nejen ke korekci optických aberací samotné kontaktní čočky, ale i ke zlepšení sítnicového obrazu oka. Podnikli tak první kroky v oblasti korekce aberací kontaktními čočkami a vytvořili koncept, podle kterého se dnes vyrábí tyto produkty. [17]

Z hlediska významu je sice sférická aberace nejdůležitější aberace vyšších řádů [17], ale ve většině případů není dominantní vadou. V obecné populaci jsou z těchto vad nejvíce zastoupené aberace koma a trefoil. [36] Pokud dojde k vykorigování nejen refrakčních vad a sférické aberace, ale i vad třetího řádu, je dosaženo podstatně většího zvýšení kvality sítnicového obrazu. Pro korekci těchto vad je potřeba výrobního procesu využívajícího možnosti vytvoření nerotačně symetrického povrchu a rotačně stabilní kontaktní čočky. Pevné RGP kontaktní čočky musí být na oku pohyblivé při každém mrknutí o několik milimetrů, aby zajistily vhodnou výměnu slzného filmu. Bylo by velmi obtížné dosáhnout stavu, kdy se čočka opakovaně vrací do stejné horizontální i vertikální polohy bez rotace kolem optické osy, a proto jsou pro korekci aberací vyšších řádů považovány pevné kontaktní čočky za méně vhodné než ty měkké. [17] Odlišné je to u očí s vysokým podílem rohovkových aberací, způsobených například keratokonem nebo jinými patologiemi, které postihují rohovku. Vlivem vytvoření nového prvního povrchu na rohovce pevnou kontaktní čočkou dochází ke kompenzaci rohovkových aberací a tím ke zlepšení kvality vidění. [37] Pohyb správně padnoucí měkké kontaktní čočky, způsobený vlivem horního víčka při mrknutí, by měl být v rozmezí od 0,10 do 0,40 mm (značně menší než u RGP čočky) a rotační stabilita je zapříčiněna prizmatickým balastem. [17]

V případě decentrace ideální korekční čočky aberace vyšších řádů generují větší množství aberací řádů nižších. Koma způsobí defokus a astigmatismus, sférická vada povede v případě decentrace ke vzniku komy a tiltu, zatímco sekundární aberace způsobí pouze prismatický náklon. Z toho vyplývá, že Zernikeho polynomy vyšších řádů jsou mnohem méně tolerantní vůči decentraci. [17]

Individuálně přizpůsobené měkké kontaktní čočky s asférickými a asymetrickými povrchy mohou nalézt své využití i při korekci keratokonu u pacientů, kteří těžce tolerují RGP čočky. S využitím těchto čoček bylo ve studii Lopez-Gil a kol. 2002 dosaženo redukce aberací vyšších řádů o 43 % pro pupilu o průměru pět milimetrů, tedy téměř normálních aberačních hodnot. V průměru toto snížení aberací vedlo ke zlepšení zrakové ostrosti o 37 %. Ta samá studie, zkoumající tři páry očí (normální, keratokonický, po keratoplastice), nepotvrdila významné zlepšení aberací vyšších řádů u normálních očí a očí po rohovkové transplantaci. [38]

Kontaktní čočka zohledňující aberace nižších i vyšších řádů musí být přizpůsobená na individuální oko a splňovat fyziologické potřeby pacienta. Pro zhotovení takto přizpůsobené čočky musí být pacientovo oko podrobena wavefront analýze aberometrem založeným na Shack-Hartmanově principu (např. Zywave od výrobce kontaktních čoček Bausch and Lomb). Následně jsou Zernikeho koeficienty nahrány na vzdálený server společně s dalšími nezbytnými údaji z keratometrie. Centrální server zpracuje tato data a převede je do CNC soustruhu, aby vyrobil nerotačně symetrický přední povrch čočky. Následuje zpracování, zabalení, sterilizace a označení balení, které je během několika dnů přepraveno do vyšetřovny, kde byl pacient měřen. Pokud je to nezbytné, celý proces se zopakuje s novou čočkou, aby došlo ke zlepšení korekce vlnových aberací. Ze zdravotního hlediska je navíc nutné dodržovat správný režim nošení a výměny čoček, což klade požadavek na zásobování po celý rok. Kvůli komplikovanosti celého procesu se individuálně zhotovené čočky pro korekci vad vyšších řádů v běžné praxi neuvžívají, ačkoliv jejich zhotovení je proveditelné pro Zernikeho polynomy až do pátého řádu. [17]

3.3 Brýlové čočky

Někteří dodavatelé ve svých portfoliích nabízí na míru přizpůsobená brýlová skla vyrobená podle biometrických parametrů oka za použití technologie freeform a wavefront analýzy, ke které se obvykle užívá přístrojů založených na Shack-Hartmannově principu. [39] Výrobní technologie freeform zlepšuje schopnost kompenzace a korekce aberací, včetně těch nesymetrických a mimoosových [40], zvyšuje hloubku ostrosti, rozšiřuje zorné pole [41] a umožňuje zhotovit čočku s dioptrickou mohutností s přesností na setiny. [42] Kromě obráběcího stroje, který umožňuje zhotovit plochu jakéhokoliv tvaru, pravidelných i nepravidelných struktur [41], mají výrobci k dispozici vlastní software, nebo spolupracují s firmami, jež jim provedou kalkulaci na základě dodaných parametrů. Specializovanými firmami vyvíjejícími tento software jsou například IOT nebo Crossbows optical. [43, 44] Jejich programy jsou schopny do výpočtů zahrnout parametry brýlové obruby a způsob jejího nošení (provést tzv. individualizaci), čímž minimalizují aberace vznikající při pohledu mimo optický střed čočky a snižují zkreslení v periférii. Obě firmy jsou schopny opracovat i zadní plochu čočky, což vede ke zvětšení zorného pole progresivních čoček, které poskytuje kvalitní zobrazení na střední a blízkou vzdálenost. V této oblasti může koncový zákazník benefitovat také z rychlejší adaptace a díky zvětšené stabilitě obrazu, způsobené omezením plovoucího efektu při pohybu hlavou. [43, 44]

Firma Rodenstock používá aberometr DNEye k měření aberací nejen do dálky, ale i do blízka. DNEye navíc detekuje jednotlivé pohyby zornic v závislosti na jasů a vzdálenosti, na kterou je oko zaostřeno. Tato data využívá k optimalizaci, během které zohledňuje aberace vyšších řádů oka i brýlové čočky při různých průměrech zornice a v kombinaci se subjektivní refrakcí v rámci čočky propočítává pro každý jednotlivý bod průhledu ideální sféro-cylindrickou korekci s přesností na setiny dioptrie. Přestože aberace vyššího řádu oka nelze brýlovou čočkou zcela korigovat, jejich vliv na vidění je při tomto postupu co nejvíce zohledněn úpravou sféro-cylindrické korekce a pacient tak může dosáhnout ostřejšího a kontrastnějšího vidění, což je patrné především za šera a při snížených světelných podmínkách. [45]

Schopnost měření aberací do blízka nachází své využití především v oblasti progresivních čoček díky zavedení technologie Eye Lens (EyeLT), která umožňuje implementovat refrakci na blízko do progresivních čoček nezávisle na předpisu na dálku. [45] V rámci jedné progresivní čočky je tak možné zohlednit rozdílné hodnoty cylindru

pro oblast do dálky a na blízko, které jsou způsobeny vzdáleností mezi brýlovou čočkou a okem (při vidění na blízko se zvyšuje hodnota požadované korekce cylindru), astigmatickou akomodací jako důsledek naklonění nitrooční čočky a torzními pohyby očí během konvergence, jež mění polohy optických os. [46] Rodenstock udává, že jejich optimalizované, individuálně přizpůsobené progresivní brýlové čočky, zhotovené podle přesných biometrických parametrů oka, umožňují až o 40 % ostřejší vidění na blízko a střední vzdálenost a poskytují až o 8,5 ° širší pole ostrého vidění do blízka. [47] Ukazuje se také, že individualizace (použití parametrů souvisejících s uživatelem, brýlovou obrubou a její polohou na obličej k řešení vad způsobených čočkou) zkracuje adaptační čas [48] a až 82 % účastníků dvojitě zaslepené studie Forkel a kol. 2017, porovnávající individualizované a konvenční progresivní čočky Rodenstock, by upřednostnila čočky individualizované. [49]

Podobně jako Rodenstock i společnost Zeiss uvádí, že kvůli neustálému pohybu oka není možné korigovat aberace vyšších řádů brýlovými čočkami, ale jimi nabízené produkty s technologií iScription tyto vady dokáží s pomocí aberometru i.Profiler^{plus} zohlednit a zkombinovat se subjektivní refrakcí. Produkt s úpravou iScription byl oproti konvenčním brýlovým čočkám hodnocen lépe pro vidění do dálky, vidění v noci, menší oslnění a barevné vnímání. Běžné brýlové čočky taky vykazovaly horší výsledky v měření zrakové ostrosti při mezopickém vidění a horší kontrastní citlivost. [50]

Závěr

V kapitole 1. Optické aberace jsou vady optického zobrazování rozděleny na monochromatické (otvorová vada, koma, zkreslení, zklenutí pole a astigmatismus), chromatické (barevná vada polohy a velikosti) a na vady způsobené vlnovými vlastnostmi světla jako je difrakce a následná interference.

Druhá kapitola nesoucí název Aberace optické soustavy oka popisuje kompenzační mechanismy, kterými je oko vybaveno pro zmírnění optických vad. Vysvětluje pojem aberační funkce a její rozklad na Zernikeho polynomy, které jsou popsány a rozděleny na aberace vyšších a nižších řádů. Je zde také popsán princip měření aberací.

Poslední kapitola rozebírá vliv refrakčních zákroků na aberace vyšších řádů a zohlednění těchto vad do korekčních pomůcek, kontaktních a brýlových čoček. Současná rohovková refrakční chirurgie dokáže efektivně snížit sekundární aberace, ale dochází kvůli ní k nežádoucí indukci aberací vyšších řádů. K indukci dochází i při použití speciálních zákroků, které jsou založeny na wavefront analýze. Lze očekávat další bádání v této oblasti a pokusy o vývoj refrakčního zákroku, u kterého by nedocházelo k nežádoucímu nárůstu aberací ale k jejich korekci. Jedná se však stále o nevratný zásah do oka, přičemž aberace vyšších řádů se během dne a v průběhu života mění v závislosti na velikosti zornice, slzném filmu, akomodaci nebo nitroočním tlaku.

Kvůli neustálému pohybu oka nelze brýlovými čočkami aberace vyšších řádů korigovat, lze je však zohlednit a vytvořit tak ideální sférocylickou korekci, která může svému uživateli poskytovat kvalitnější a komfortnější vidění především za snížených světelných podmínek.

Seznam použité literatury

- [1] Bajer J. Optika 1. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci; 2015.
- [2] Vyšín I, Říha J. Paprsková a vlnová optika. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci; 2012.
- [3] Pluháček F. Fyziologická optika. Výukové materiály k předmětu Fyziologická optika. Katedra optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci. Olomouc; 2020.
- [4] Jexová S. Vybrané kapitoly z geometrické a vlnové optiky. Vady optického zobrazování. Česká oční optika. 2008;1:72-80.
- [5] Falhar M. Optické vady a oko – 1. část. Česká oční optika. 2006;1:56-59.
- [6] Falhar M. Optické vady a oko – 3. část. Česká oční optika. 2006;3:64-68.
- [7] Kuchyňka P. Oční lékařství. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing; 2016.
- [8] Snyder AW, Pask C. The Stiles-Crawford effect—explanation and consequences. Vision Research. 1973;13:e1115-1137. doi: 10.1016/0042-6989(73)90148-X.
- [9] Falhar M. Optické vady a oko – 2. část. Česká oční optika. 2006;2:58-62.
- [10] Falhar M. Optické vady a oko – 4. část. Česká oční optika. 2006;4:54-55.
- [11] Lin Y, Chen W, Chen D, Shao H. The effect of spectrum on visual field in road lighting. Building and Environment. 2004;39:e433-439. doi: 10.1016/j.buildenv.2003.10.004.
- [12] Bajer J. Aberace oka z vlnového hlediska. Katedra optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci. Olomouc; 2013.
- [13] Lakshminarayanan V, Fleck A. Zernike polynomials: a guide. Journal of Modern Optics. 2011;58:e545-561. doi: 10.1080/09500340.2011.554896.
- [14] McAlinden C, McCartney M, Moore J. Mathematics of Zernike polynomials: a review. Clinical & Experimental Ophthalmology. 2011;39:e820-827. doi: 10.1111/j.1442-9071.2011.02562.x.

- [15] Jagerman LS. Ophthalmologists, Meet Zernike and Fourier! Victoria, BC, Canada: Trafford; 2007.
- [16] Rumelt S. Advances in ophthalmology. Rijeka, Croatia: InTech; 2012.
- [17] Krueger RR, Applegate RA, MacRae SM. Wavefront customized visual correction: the quest for super vision II. Thorofare, NJ: SLACK Incorporated; 2004.
- [18] Dalimier E, Dainty C, Barbur JL. Effects of higher-order aberrations on contrast acuity as a function of light level. *Journal of Modern Optics*. 2008;55:e791-803. doi: 10.1080/09500340701469641.
- [19] Fernández-Sánchez V, Ponce ME, Lara F, Montés-Micó R, Castejón-Mochón JF, López-Gil N. Effect of 3rd-order aberrations on human vision. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2008;34:e1339-1344. doi: 10.1016/j.jcrs.2008.04.017.
- [20] Artal P. Handbook of visual optics. Boca Raton, Florida: Taylor & Francis Group; 2017.
- [21] Mrochen M, Kaemmerer M, Mierdel P, Krinke H-E, Seiler T. Principles of Tscherning Aberrometry. *Journal of Refractive Surgery*. 2000;16:e570-571. doi: 10.3928/1081-597X-20000901-16.
- [22] Molebny VV, Panagopoulou SI, Molebny SV, Wakil YS, Pallikaris IG. Principles of Ray Tracing Aberrometry. *Journal of Refractive Surgery*. 2000;16:e572-575. doi: 10.3928/1081-597X-20000901-17.
- [23] Mello GR, Rocha KM, Santhiago MR, Smadja D, Krueger RR. Applications of wavefront technology. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2012;38:e1671-1683. doi: 10.1016/j.jcrs.2012.07.004.
- [24] Oshika T, Klyce SD, Applegate RA, Howland HC, El Danasoury MA. Comparison of corneal wavefront aberrations after photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis. *American Journal of Ophthalmology*. 1999;127:e1-7. doi: 10.1016/s0002-9394(98)00288-8.
- [25] Grosvenor T. Primary care optometry. St. Louis, Missouri: Butterworth Heinemann; 2007.

- [26] Mrochen M, Donitzky C, Wüllner C, Löffler J. Wavefront-optimized ablation profiles: Theoretical background. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2004;30e775-785. doi: 10.1016/j.jcrs.2004.01.026.
- [27] Kim A, Chuck RS. Wavefront-guided customized corneal ablation. *Current Opinion in Ophthalmology*. 2008;19e314-320. doi: 10.1097/ICU.0b013e328302ccae.
- [28] Ramamurthy S, Soundarya B, Sachdev GS. Topography-guided treatment in regular and irregular corneas. *Indian J Ophthalmol*. 2020;68e2699–2704. doi: 10.4103/ijo.IJO_2119_20.
- [29] Pasquali T, Krueger R. Topography-guided laser refractive surgery. *Current Opinion in Ophthalmology*. 2012;23e264-268. doi: 10.1097/ICU.0b013e328354adf0.
- [30] Vlasák O. Typy multifokálních nitroočních čoček, se kterými se můžeme setkat ve vyšetřovně. Lexum. Brno; 2022.
- [31] Taketani F, Yukawa E, Yoshii T, Sugie Y, Hara Y. Influence of intraocular lens optical design on high-order aberrations. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2005;31e969-972. doi: 10.1016/j.jcrs.2004.10.064.
- [32] Kasper T, Bühren J, Kohnen T. Intraindividual comparison of higher-order aberrations after implantation of aspherical and spherical intraocular lenses as a function of pupil diameter. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2006;32e78-84. doi: 10.1016/j.jcrs.2005.11.018.
- [33] Kim SW, Ahn H, Kim EK, Kim T-i. Comparison of higher order aberrations in eyes with aspherical or spherical intraocular lenses. *Eye*. 2008;22e1493–1498. doi: 10.1038/eye.2008.302.
- [34] Wang L, Koch DD. Effect of Decentration of Wavefront-Corrected Intraocular Lenses on the Higher-Order Aberrations of the Eye. *Arch Ophthalmol*. 2005;123e1226-1230. doi: 10.1001/archophth.123.9.1226.
- [35] Vilarrodona L, Barrett GD, Johnson B. High-order aberrations in pseudophakia with different intraocular lenses. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2004;30e571-575. doi: 10.1016/j.jcrs.2003.12.041.

- [36] Porter J, Guirao A, Cox IG, Williams DR. Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. *Journal of the Optical Society of America*. 2001;18e1793-1803. doi: 10.1364/JOSAA.18.001793.
- [37] López-Gil N, Castejón-Mochón JF, Fernández-Sánchez V. Limitations of the ocular wavefront correction with contact lenses. *Vision Research*. 2009; 49e1729-1737. doi: 10.1016/j.visres.2009.04.016.
- [38] Lopez-Gil N, Benito A, Castejón-Mochón JF, Marín JM, Lo-a-Foe G, Marin G, Fermigier B, Joyeux D, Chateau N, Artal P. Aberration Correction using Customized Soft Contact Lenses with Aspheric and Asymmetric Surfaces. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 2002;43e973.
- [39] Yu J, Fang F, Qiu Z. Aberrations measurement of freeform spectacle lenses based on Hartmann wavefront technology. *Applied Optics*. 2015;54e986-994. doi: 10.1364/AO.54.000986.
- [40] Zhang X, Zheng L, He X, Wang L, Zhang F, Yu S, Shi G, Zhang B, Liu Q, Wang T. Design and fabrication of imaging optical systems with freeform surfaces. *SPIE*. 2012;8486e848607. doi: 10.1117/12.928387.
- [41] Fang FZ, Zhang XD, Weckenmann A, Zhang GX, Evans C. Manufacturing and measurement of freeform optics. *CIRP Annals*. 2013; 62e823-846. doi: 10.1016/j.cirp.2013.05.003.
- [42] Grootegoed J. WHAT EXACTLY IS FREE-FORM?. Luzerne Optical. <https://www.luzerneoptical.com/what-exactly-is-free-form-lenses.html>.
Online [25.3.2023]
- [43] Lens optimization technologies. IOT Lenses. <https://www.iotlenses.com>.
[online 25.3.2023]
- [44] Built In Technologies. Crossbows Optical. <https://crossbowsoptical.com>.
[online 25.3.2023]
- [45] Becken W, Butz C, Nicke K, Trumm S. DNEye[®] - The highlight of Eye Lens Technology. Munich, Germany: Rodenstock GmbH; 2012.
- [46] Degle S. 100% Úspěch s DNEye. Prezentace k semináři Rodenstock-Akademie. Rodenstock. Praha; 2017.

- [47] B.I.G. VISION for all – B.I.G. EXACT. Rodenstock. <https://www.rodenstock.cz/cz/cz/index.html>. [online 28.3.2023]
- [48] Muždalo NV, Mihelčič M. Individually designed PALs vs. power optimized PALs adaptation comparison. *Collegium Antropologicum*. 2015;39:55-61.
- [49] Forkel J, Reiniger JL, Muschielok A, Welk A, Seidemann A, Baumbach P. Personalized Progressive Addition Lenses: Correlation between Performance and Design. 2017;94e208-218. doi: 10.1097/OPX.0000000000001016.
- [50] Meister D, Thibos L. i.Scription by ZEISS: Setting the new standard of vision correction. Carl Zeiss vision report. 2010.