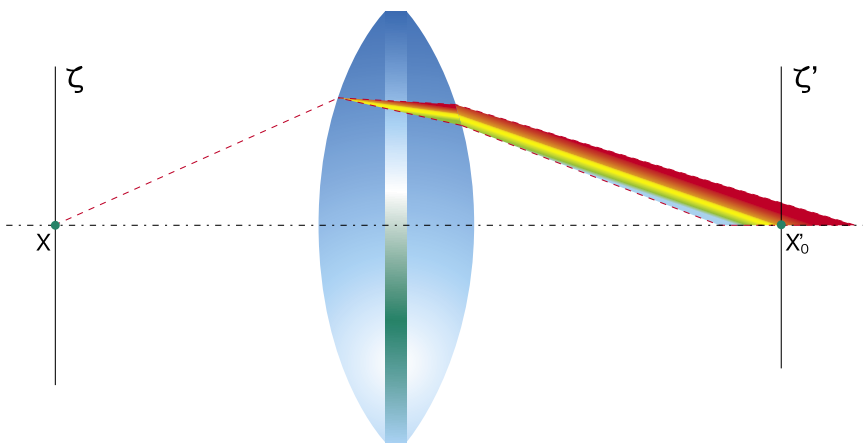




# Optické vady a oko

## 3. část



obr. 1 Disperze – schematicky znázorněný rozklad bílého světla na čočce

### Barevná vada

Barevná vada je jediná vada, která se projevuje průchodem bílého světla čočkou. Jejím důsledkem je změna obrazu jak v podélné složce (**barevná vada polohy** – dále jen **BVP**), tak i ve velikostní složce (**barevná vada velikosti** – dále jen **BVV**). Příčina vzniku obou vad je podobná a jejich dopad se liší spíše jen formou různé interpretace důsledku. Z tohoto důvodu se obě dvě vady slučují a jejich účinky jsou rozebírány současně.

Hlavní příčinou barevné vady je závislost vlnové délky světla na indexu lomu. Prochází-li bílé světlo (tj. světlo složené ze všech vlnových délek viditelného spektra) čočkou, láme se každá vlnová délka do jiného bodu právě díky své závislosti na indexu lomu čočky. Tento jev se nazývá **disperze** a jak je uvedeno na obr. 1, obraz předmětu se po průchodu čočkou zobrazuje svazkem paprsků a ten má určitý rozptyl. Každá soustava, která je vykorigována pro monochromatickou vadu (pro jednu vlnovou délku), může při použití bílého světla vadu projevovat. Většina čoček má index lomu větší pro kratší vlnové délky (modrá barva) a menší pro delší vlnové délky světla (červená barva). Demonstračně se volí modrý a červený paprsek, protože jsou to okrajové barvy viditelného spektra.

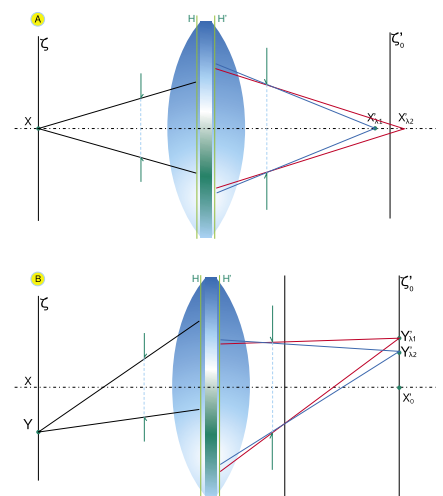
Vliv disperze (resp. barevné vady) se projevuje ve všech optických soustavách, kde dochází k lomu. Proto je v každé soustavě, kde je pro zobrazování použito zrcadlo, výrazně redukován vliv barevné vady. Barevná vada polohy je způsobena „neschopností“ čočky zaostřit svazek paprsků do jednoho bodu (obr. 2a). Jak je například patrné z obr. 1, do ohniskové roviny se ostře promítne pouze středový zelený paprsek, okrajový modrý a červený paprsek pak způsobí v ohniskové rovině rozostřený obraz. Barevná vada velikosti se nejvíce projeví při šikmém šíření paprsků. Tyto paprsky se mohou sbíhat v místě kolmé ohniskové roviny v různé dopadové výšce. Touto různou dopadovou výškou je vyjádřena velikost zobrazovaného předmětu, která je tímto závislá na vlnové délce světla (obr. 2b).

Demonstrační obrázky 2a, b znázorňují vady odděleně, ve skutečnosti se vyskytují tyto vady samozřejmě současně. Vada svým škodlivým účinkem nezhodnocuje obraz v celém rozsahu zorného pole stejnou měrou. Například v místě větších jednobarevných ploch nebo v bodech se stejnou intenzitou jasu není vada tolik patrná. Naopak v případě přechodu světla a tmy (velký kontrastní rozdíl) se projeví nežádoucí rozptyl.

Nekorigovaná soustava zobrazuje kontrastní přechody s rušivým barevným nádechem nebo s nejasným barevným rozptylem kolem bodových objektů. Dvojice obrázků 3a, b zobrazuje barevnou vadu.

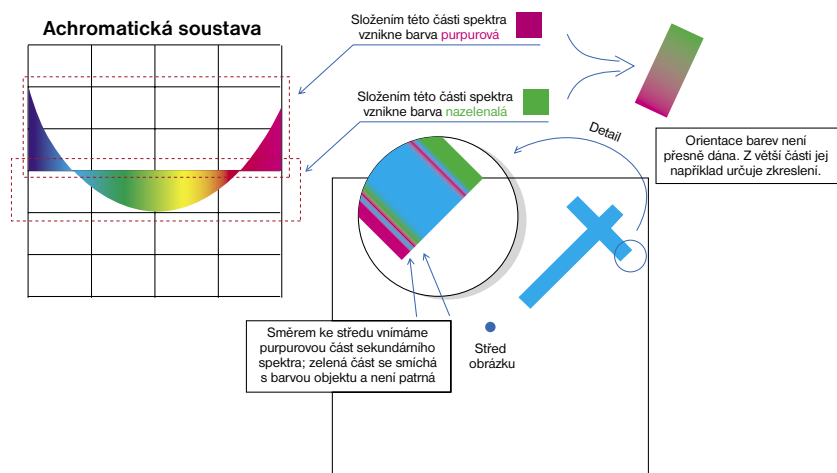
Optický systém bez korekce barevné vady nazýváme **chromatický**. Soustava s korekcí barevné vady se nazývá **achromatická** a nejjednodušší korekční člen je tradiční achromatický dublet složený z konvexní čočky z korunového skla a z konkávní čočky z flintového skla. Tento dublet má korekci na dvě vlnové délky v modré a červené části a je založen na rozdílné disperzi flintového a korunového skla. Zbytková složená barva se nazývá **sekundární spektrum**. Tento způsob korekce zavedli poprvé J. Dollond, J. Lister a G. Amici na konci 18. století. Významně tak zredukovali vliv této vady a jako vůbec první umožnili spatřit bakterii v mikroskopu. S postupným vývojem vznikly soustavy korigující vadu pro tři vlnové délky a nejlépe korigující soustavy (pro čtyři vlnové délky). Ty první nazýváme **apochromáty**, ty druhé **superachromáty**.

Chceme-li vyjádřit barevnou vadu, použijeme graf, kde je posun ohniska závislý na vlnové délce ( $\Delta f = f(\lambda)$ ).



obr. 2a, b a) Schéma barevné vady polohy (BVP); b) Schéma barevné vady velikosti (BVV)





obr. 4 Vysvětlení orientace a projevu sekundárního spektra barevné vady

tabulka 1

Barva	Červená			Žlutá		Zelená	Modrá			Fialová	
Značka	A'	C	C'	D	d	e	F	F'	g	G'	h
Prvek	K	H	Ca	Na	He	Hg	H	Ca	Hg	H	Hg
Vlnová délka [nm]	768,2	656,3	643,8	589,3	587,6	546,1	486,1	480	435,8	434,1	404,7

tabulka 2

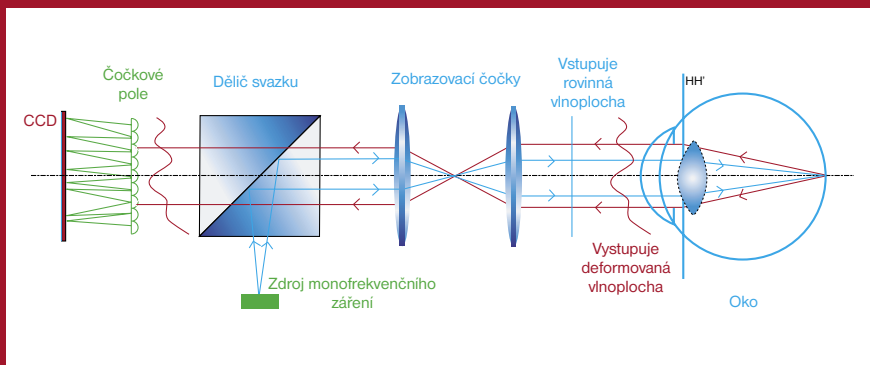
Výrobce	Obchodní název čočky	Materiál	Abbeovo číslo
Essilor	Orma Trio 1,502	plast	58
Essilor	Stylis 1,67	plast	32
Essilor	Airwear 1,59	polykarbonát	31
Hoya	Nulux 1,5	plast	58
Hoya	Nulux 1,67	plast	31
Hoya	LHI 1,71	minerál	39,9
Rodenstock	Punktulit	plast	58,2
Rodenstock	Cosmolit 1,67	plast	32
Rodenstock	Cosmolit 1,59 Poly.	polykarbonát	31
Rodenstock	Rodalent 1,706	minerál	39,3
Sola	JET 150	plast	62,3
Sola	Microlite 1,67	plast	32
Sola	Trilogy 1,53	trivex	45
Sola	Silic 1,7	minerál	35
Zeiss	Clarlet Combi 1,501	plast	58
Zeiss	Clarlet 1,665	plast	32
Zeiss	Tital 1,706	minerál	39,3

nevystačíme. Skutečný optický systém je zatížen vadami, při nichž běžný geometrický popis nepostačuje. Hovoříme o tzv. **vadách vyšších řádů**, pro jejichž popis musíme zabývat běžnou paprskovou optikou a musíme pracovat s vlnovým charakterem světla.

Tento popis má své první kořeny v matematické analýze polynomů, které byly Zernikem definovány a podrobně popsány v roce 1948. Hlavním cílem bylo matematicky rozložit jakoukoliv matematickou funkci na několik dílčích polynomů. Z toho vznikla teorie tzv. **Zernikeho polynomů**, na jejichž základě bylo vytvořeno poněkud jednodušší klasifikační schéma. Danou funkci tak lze jednoduše popsat pomocí koeficientů (**Zernikeho koeficienty**), které určují podíl jednotlivých polynomů na celkovém zobrazení.

Do roku 1961 nebylo možné exaktně pospat a změřit optickou vadu přesahující řád běžného rozostření a astigmatizmu šikmých paprsků. V tomtéž roce však Smirnov aplikoval zmíněný matematický aparát a vytvořil tak seriózní základ pro vyjádření kvality zobrazení. Napodobováním Smirnovovy práce bylo vytvořeno široké zázemí pro měření optických vad vyšších řádů. Původně byla tato metoda určena pro měření adaptivních optických systémů v astronomii, avšak v polovině 90. let minulého století (1994) byla přepracována a aplikována na oko.

Oko jako optická soustava je často označováno jako jedna z nejméně dokonalých optických soustav. Příčina je v biologické povaze, která svou náhodnou stavbou milionů buněk pokládá základní stavební kámen individuality každého oka. Za účelem dosažení nejlepší korekce bylo vybudováno několik postupů, jak měřit optické vady vyšších řádů. V současné době má největší odezvu **Shack-Hartmannův aberometr**, jehož stručné schéma je zobrazeno na obr. 5. Princip je následující: do dobře vykorigovaného oka je vyslán rovnoběžný svazek paprsků (rovinná vlnoplocha), který je optikou oka zaostřen na sítnici. Paprsky se od sítnice odrážejí a pomocí děliče svazku jsou vedeny na senzory. Dokonale vykorigované oko bez aberací by rovinnou vlnoplochu nijak nedoformovalo a ta by opět byla vyhodnocena jako rovinná. Opravdové lidské oko je však zatíženo aberacemi a výstupní vlnoplocha je deformována tak, jak je naznačeno na obr. 5. Tato vlnoplocha je pro lepší vyhodnocení rozdělena řadou vzájemně propojených malých čoček vytvářejících tzv. čočkové pole. Po průchodu svazku okem je rovinná vlna deformována a je čočkovým polem zaostřena na sérii detektoru. Detektory zachytí změny intenzit v jednotlivých částech zorného pole a pak už je vše jen otázkou ▶



obr. 5 Schematické znázornění Shack-Hartmannova aberometru

analyzujícího softwaru, který komplexně vyhodnotí deformaci prošlé vlnoplochy.

Tvar této vlnoplochy je tradičně popsán matematickou funkcí (výše zmíněné Zernikeho polynomy). Tyto polynomy mají různý radiální řád a meridionální frekvenci. Na obr. 6 je znázorněna tradiční pyramida Zernikeho polynomů, která je pro své vhodné grafické zpracování často používána pro samotné frekvenční zastoupení jednotlivých vad.

Výrobci očních korekčních pomůcek (brýlových čoček, kontaktních čoček a intraokulárních čoček) jsou jednotni ve snaze zahrnout tyto aberace do výsledného korekčního účinku. Současné vývojové týmy provádějí v posledním desetiletí studie zabývající se mírou a frekvenčním výskytem jednotlivých vad vyšších řádů v populaci. Obecné poznatky poukazují na to, že tyto vyšší aberace navozují ametropii o průměrné hodnotě 0,25 D. Zatím se o této problematice nejvíce diskutuje ve světě kontaktních čoček. Měkké kontaktní čočky mají lepší možnosti korekce aberací vyšších řádů než

kontaktní čočka je finančně velmi náročné, proto se současně studie snaží statisticky vyjádřit průměrný výskyt aberací v populaci a na tomto základě pak navrhnout kontaktní čočku s průměrným stupněm korekce. Stejný trend by měl být patrný i v oblasti brýlových čoček, i když o tom není v tomto odvětví průmyslu příliš mnoho zmínek. Přesto není individuální korekce cesta uzavřena. Současné excimerové lasery používané v refrakční chirurgii využívají technologii LadarWave, jež na základě deformované vlnoplochy přizpůsobí ablaci rohovky a snaží se tak dosáhnout nejlepšího vidění (dosažení vizu až o hodnotě 2). Stejný trend se projevuje i v oblasti kataraktové chirurgie, kde se provádějí pokusy s implantovanou intraokulární fotosenzitivní čočkou (LAL – Calhoun Vision). Pacient je po implantaci chráněn po dobu tří týdnů proti slunečnímu svítu. Poté se u něj provede měření aberací a z analýzy je pak čočka cíleně ozařována speciálními paprsky, které příslušnou čočku individuálně deformují a dochází tak k individuální korekci vad vyšších řádů.

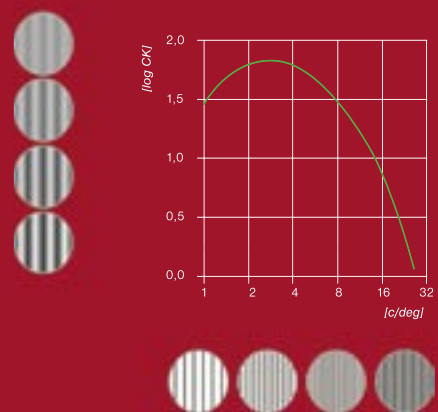
VCTS (Visual Contrast Test System), složený z 59 obrazců. Každý řádek má 9 terčů ze střídajících se proužků o konstantní prostorové frekvenci se sinusovým průběhem jasu (prostorová frekvence pruhů se vyjadřuje v *cyklech na úhlový stupeň* [c/deg]). Vyšetřovaný popisuje směrovou orientaci těchto proužků a výsledky se zanášejí do charakteristického grafu (obr. 7). V současné době je význam tohoto testu opomíjen. Samotné stanovení zrakové ostrosti nám totiž nehodnotí výslednou kvalitu vidění. Kdyby se současně se stanovením refrakce běžně vyhodnocovala i kontrastní citlivost, pak bychom dostali komplexní vyšetření vypovídající o celkové kvalitě vidění.

### Rozlišovací schopnost

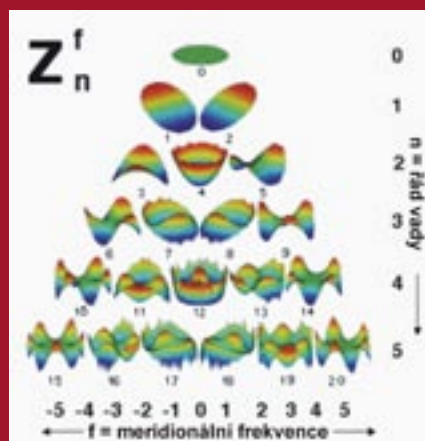
Rozlišovací schopnost je dalším kritériem hodnotícím kvalitu soustavy. Je to kritérium posuzující mez, kdy soustava přenesla dva od sebe odlišené body opět jako dva body. Projevuje se zde vlnová povaha světla, neboť ve skutečnosti je každý bod reprezentován jako soustava koncentrických difrakčních kruhů s intenzitou klesající do periferie. Spád tohoto poklesu pak určuje hranici odlišení. Čím je tento spád prudší, tím blíže můžeme tyto dva body přisunout k sobě, aniž bychom je považovali za jeden bod. K dosažení co největší rozlišovací schopnosti musí optické členy co nejméně rozptylovat procházející světlo.

Oko má samozřejmě také svou rozlišovací schopnost. Tato mez není ovšem limitována ohybem světla, ale velikostí detektorů – v tomto případě velikostí tyčinek a čípků na sítnici. Aby sítnice rozlišila dva body, musí světelný podnět dopadnout ob čípek. Je-li velikost čípku 0,0015 mm a obrazová ohnisková vzdálenost od uzlového bodu oka 17 mm, pak výsledná hranice mezního rozlišení je jedna úhlová minuta označovaná jako **minimum separabile**:

$$\psi_0 = \frac{3 \cdot 0,0015}{17} \approx 0,0003 \text{ [rad]} \approx 1'$$



obr. 7 Testové znaky pro měření kontrastní citlivosti oka a graf průběhu zobrazující výsledky VCTS



obr. 6 Pyramida Zernikeho vlnových aberací; uvedené vady se indexují dle naznačeného pravidla. Aberace  $Z_1^1$  a  $Z_1^{-1}$  je prizma,  $Z_2^2$  a  $Z_2^{-2}$  je astigmatismus,  $Z_2^0$  sférická aberace,  $Z_3^1$  a  $Z_3^{-1}$  koma atd.

tvrdé kontaktní čočky. Je to dáno tím, že tvrdé kontaktní čočky mají svůj pevný tvar, což vede ke vzniku sekundárních aberací vyšších řádů. Jak již bylo naznačeno, každé oko má svou individuální vlnoplochu, která je jedinečná, stejně jako například otisky prstů. Vytvořit individuální

### Syntetické pojetí kvality

Toto hledisko hodnocení kvality obrazu není s problematikou vad zcela spojeno. Syntetické pojetí se sice také zabývá kvalitou obrazu, ale příčiny již nejsou v průchodu optickými elementy. Do celkového pohledu vnáší vnější faktory, jako je vlnová povaha světla nebo schopnost „vnímat“ kvalitu obrazu.

### Kontrastní citlivost

Tato vlastnost optických soustav nám udává, s jakou kvalitou je daná soustava schopna přenést čárový zkušební obrazec. Zatímco složité optické soustavy (fotoaparáty, mikroskopy) se hodnotí tzv. charakteristickou MTF, pro lidské oko je navržen tzv. **test kontrastní citlivosti**.

Rozlišovací mez oka je velmi úzce spojena s kontrastem. Vyhodnocení vizu pro každou hladinu kontrastu je neefektivní, proto se přistupuje ke speciálním testům. Nejznámější je test



Pacient je po implantaci chráněn po dobu tří týdnů proti slunečnímu svitu.

Tato velikost je natolik velká, že přísná kritéria u optických přístrojů pozbývají na významu. Přesto má tato veličina fundamentální význam, neboť je to výchozí hodnota v teorii konstrukcí optotypů.

*Mgr. Martin Falhar*  
Pokračování příště

#### Literatura:

- Walree, P. V.: *Chromatic aberrations*, čerpáno 24. 1. 2005, [www.vanwalree.com/optics/chromatic.html](http://www.vanwalree.com/optics/chromatic.html)
- Nikon Microscopy U; Spring, K. R. et al.: *Chromatic aberration*, čerpáno 24. 1. 2005, [www.microscopyu.com/tutorials/java/aberrations/chromatic/](http://www.microscopyu.com/tutorials/java/aberrations/chromatic/)
- Polášek, J. a kol.: *Technický sborník oční optiky*, 1. vydání, Praha, Nakladatelství technické literatury ve Středisku interních publikací, 1974, kapitola 1, 2 a 6
- Anton, M.: *Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody*, 2. vydání, Brno, Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993, kapitola 1 a 2
- Havelka, B.: *Geometrická optika – 1. díl*, 1. vydání, Praha, Nakladatelství Československé AV, 1955
- Contact Lens Spectrum; Legerton, J.: *Wavefront Technology and Contact Lenses*, čerpáno 24. 1. 2005, [www.clspectrum.com/article.aspx?article=&loc=archive/2004/september/0904030.htm](http://www.clspectrum.com/article.aspx?article=&loc=archive/2004/september/0904030.htm)
- Biomed Central; Harilaos, S. G., et al: *Variability of wavefront aberration measurements in small pupil sizes using a clinical Shack-Hartmann aberrometer*, čerpáno 24. 1. 2005, [www.biomedcentral.com/1471-2415/4/1](http://www.biomedcentral.com/1471-2415/4/1)
- School of Optometry, Indiana University; Thibos, L. N.: *Statistical Variation of Aberration Structure and Image Quality in a Normal Population of Healthy Eyes*, čerpáno 24. 1. 2005, [//research.opt.indiana.edu/Library/varAberration/varAberration.html](http://research.opt.indiana.edu/Library/varAberration/varAberration.html)
- Review of ophthalmology; Parker, M. et al: *Where Wavefront Meets Cataract Surgery*, čerpáno 24. 1. 2005, [www.revophth.com/index.asp?page=1\\_507.htm](http://www.revophth.com/index.asp?page=1_507.htm)
- Austin Eye Clinic: *Customize your visual freedom*, čerpáno 24. 1. 2005, [www.austin-eye.com/custom-cornea.html](http://www.austin-eye.com/custom-cornea.html)
- Kraus, H. a kol.: *Kompendium očního lékařství*, 1. vydání, Praha, Grada Publishing, 1997, str. 42–43