

MASARYKOVA UNIVERZITA

LÉKAŘSKÁ FAKULTA



**FUNKCE OPTICKÉHO PŘENOSU
A BODOVÁ ROZPTYLOVÁ FUNKCE OKA
A JEJICH VÝPOČET**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: prof. RNDr. Radim Chmelík, PhD.

Vypracovala: Veronika Žáková

Obor: Optika a optometrie

Brno, duben 2020



MASARYKOVA UNIVERZITA

Lékařská fakulta

Katedra optometrie a ortoptiky

Jméno a příjmení autora:	Veronika Žáková
Studijní obor:	Optika a optometrie
Název bakalářské práce:	Funkce optického přenosu a bodová rozptylová funkce oka a jejich výpočet
Vedoucí práce:	prof. RNDr. Radim Chmelík, PhD.
Rok obhajoby bakalářské práce:	2020

Anotace:

Tato bakalářská práce se zabývá kvalitou obrazu oka vznikajícího na sítnici. V úvodní kapitole je nastíněná historie hodnocení kvality obrazu, ve druhé kapitole jsou rozebrány jednotlivé funkce popisující kvalitu zobrazení, mimo jiné bodová rozptylová funkce a optická přenosová funkce, a také matematický výpočet hodnot funkcí. Třetí kapitola se zabývá samotnými aberacemi a jejich vlivem na výsledné zobrazení, v úvodní části jsou popsány Zernikeho polynomy včetně matematického vyjádření, dále jejich dělení popis. Ke každé aberaci je spočítána hodnota bodové rozptylové funkce a optické přenosové funkce. Ve čtvrté kapitole je popsán vliv aberací přímo na vidění a také jejich možná korekce a také je zde nastíněn způsob měření aberací na oku.

Klíčová slova:

Bodová rozptylová funkce, optická přenosová funkce, aberace, aberometrie, wavefront analýza, Zernikeho polynomy, difrakce



MASARYK UNIVERSITY

Faculty of Medicine

Department of Optometry and Orthoptics

Name and surname: Veronika Žáková
Specialization: Optics and Optometry
Theme of the work: Optical transfer function and point spread function of the eye and their calculation
Supervisor: prof. RNDr. Radim Chmelík, PhD.
Year: 2020

Annotation:

This thesis handle with the quality of the image of the eye. In the introductory chapter is outlined the history of image quality evaluation, in second chapter are described individually functions describing image quality, including point spread function and optical transfer function, as well as their mathematical calculation. The third chapter deals with the aberrations themselves and their effect on the resulting representation. In the introductory part of these chapter are described Zernike polynomials including mathematical expression, then their division and description. The point spread function and the optical transfer function are calculated for each aberration. The fourth chapter describes the influence of aberrations directly on vision and their possible correction and also describes the method of measuring aberrations on the eye.

Key words:

Point spread function, optical transfer function, aberration, aberrometry, wavefront analysis, Zernike polynomials, diffraction

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Funkce optického přenosu a bodová rozptylová funkce oka a jejich výpočet.“ vypracovala samostatně pod vedením prof. RNDr. Radima Chmelíka, PhD. a že jsem dodala kompletní použitou literaturu, kterou v práci řádně cituji.

Dále tímto udílím souhlas s tím, aby byla tato práce uložena v knihovně Lékařské fakulty Masarykovy univerzity v Brně a byla zpřístupněna ke studijním účelům.

V Brně, dne

.....
Veronika Žáková

Poděkování

Ráda bych poděkoval prof. RNDr. Radimu Chmelíkovi, PhD. za odbornou pomoc, vedení a připomínky při zpracování této bakalářské práce, a též za trpělivost, ochotu a vstřícnost při mé práci. Další velké poděkování patří mé rodině, která mi byla oporou při vytváření této práce.

Obsah

ÚVOD	9
1. HISTORIE A ZÁKLADNÍ POJMY	10
2. ZOBRAZENÍ DIFRAKČNĚ LIMITOVANÝM OPTICKÝM SYSTÉMEM	11
2.1. Zobecněná úprava zobrazovacího systému	11
2.1.1. Zobecněný model zobrazovací soustavy	11
2.2. Bodová rozptylová funkce (PSF)	12
2.2.1. Vliv difrakce na výsledný obraz	13
2.2.2. Pupilová funkce	15
2.2.3. Výpočet PSF	16
2.2.4. Gullstrandův model oka	19
2.3. Amplitudová přenosová funkce (ATF)	19
2.4. Optická přenosová funkce (OTF)	21
2.5. Modulační přenosová funkce (MTF)	23
2.6. Funkce fázového přenosu (PTF)	24
2.7. Strehlův poměr	24
2.8. Apodizace pupily	25
3. ZOBRAZENÍ ABEROVANÝM OPTICKÝM SYSTÉMEM	27
3.1. Aberace	27
3.2. Zobecněná pupilová funkce	28
3.3. Vlnová aberace	30
3.3.1. Seidelovy aberace	30
3.3.2. Zernikeho polynomy	31
3.3.3. Vady příslušné Zernikeho polynomům	34
3.3.3.1. Aberace nižšího řádu	34
3.3.3.1.1. Naklonění (Tilt)	34
3.3.3.1.2. Defokusace	35
3.3.3.1.3. Astigmatismus	37
3.3.3.2. Aberace vyššího řádu	39
3.3.3.2.1. Koma	39
3.3.3.2.2. Trefoil	42
3.3.3.2.3. Otvorová vada	43
3.3.3.2.4. Sekundární astigmatismus	46
3.3.3.2.5. Tetrafoil	48
3.3.3.4. Balancované aberace	50
3.3.3.4.1. Kvadratický průměr RMS	50

3.3.4.2.	Balancované Zernikeho polynomy.....	50
3.3.4.2.1.	Naklonění $Z(-1,1)$ a vertikální koma $Z(-1,3)$	51
3.3.4.2.2.	Astigmatismus $Z(-2,2)$ a sekundární astigmatismus $Z(-2,4)$	52
3.3.4.2.3.	Defokus $Z(0,2)$ a otvorová vada $Z(0,4)$	53
3.3.4.2.4.	Trefoil $Z(-3,3)$ a sekundární trefoil $Z(-3,5)$	54
3.3.4.2.5.	Koma $Z(-1,3)$ a sekundární trefoil $Z(3,5)$	55
4.	ABERACE OKA	56
4.1.	Vliv aberací nižšího řádu na vidění.....	56
4.1.1.	Naklonění $Z(-1,1)$, $Z(1,1)$	56
4.1.2.	Defokus $Z(0,2)$	56
4.1.3.	Astigmatismus $Z(-2,2)$, $Z(2,2)$	57
4.2.	Vliv aberací vyššího řádu na vidění	58
4.2.1.	Koma $Z(-1,3)$, $Z(1,3)$	59
4.2.2.	Trefoil $Z(-3,3)$, $Z(3,3)$	59
4.2.3.	Otvorová vada $Z(0,4)$	59
4.3.	Aberometrie	60
4.3.1.	Wavefront analýza	60
5.	PROGRAM PRO VÝPOČET PSF A OTF.....	62
5.1.	Zern_pol.m.....	62
5.2.	Vypocet.m.....	64
	ZÁVĚR	67
	SEZNAM ZKRATEK.....	68
	SEZNAM PROMĚNNÝCH	69
	ZDROJE OBRÁZKŮ A TABULEK.....	70
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	74

ÚVOD

Kvalita zobrazení optickou soustavou je pojem, který není zdaleka svázán jen s mikroskopy či teleskopy. I oko je optická soustava a má smysl hovořit o kvalitě výsledného obrazu touto soustavou vytvořeného.

Na zobrazení se lze dívat dvěma způsoby – z pohledu geometrické nebo vlnové optiky. Pro dokonalé vyjádření zobrazení musíme vzít v úvahu oba pohledy na zobrazení.

Podstatou geometrické optiky je trasování paprsku zobrazovacím systémem bez úvahy o vlnové podstatě světla. Principem tohoto zobrazení je předpoklad, že se světlo šíří přímočaře. Vlnová optika, na rozdíl od geometrické, bere v úvahu, že světlo je elektromagnetické vlnění, které se přímočaře nešíří. Díky vlnové optice rozumíme jevům, jako je interference, polarizace nebo difrakce světla, která má velký vliv na kvalitu zobrazení optickým systémem, kterým může být například mikroskop, teleskop nebo lidské oko.

Mimo zmíněnou difrakci je zobrazovací soustava zatížena i vadami zobrazení, tzv. aberacemi, které také ovlivňují kvalitu výsledného obrazu.

Oko z hlediska optiky je také zobrazovacím systémem, na který působí difrakce i aberace, avšak jsou zde mechanismy, které snížení kvality zobrazení dokážou eliminovat. Díky pokroku moderní medicíny jsme schopni měřit vady zobrazení na oku pomocí aberometrie, která využívá wavefront analýzy, a následně pomocí laserové terapie přítomné aberace do značné míry odstranit.

1. HISTORIE A ZÁKLADNÍ POJMY

Vzhledem k dlouhé a bohaté historii optiky hrály nástroje frekvenční analýzy a teorie lineárních systémů důležitou roli jen relativně krátkou dobu. Nicméně i v tomto krátkém čase je využití těchto nástrojů široké a hlavně bohaté, takže nyní zaujímají základní místo v teorii zobrazovacích systémů. Užitečnost fourierovských metod analýzy optických systémů se poměrně spontánně rozšířila koncem 30. let, kdy řada výzkumů začala obhajovat použití sinusoidálních testovacích vzorců pro hodnocení systémů. Největším impulsem pro rozšíření těchto metod byla iniciativa francouzského vědce P. M. Duffieuxe, jehož práce vyvrcholila publikací vydanou v roce 1946 o užití Fourierovských metod v oblasti optiky, která následně byla přeložena do anglického jazyka, více viz. DUFFIEUX P.M.. *L'Integrale de Fourier et ses Applications a l'Optique*. Faculté des Sciences, Besancon, 1946. Ve Spojeném království byl H. H. Hopkins prvním vědcem, který provedl výpočty přenosové funkce pro optický systém zatížený běžnými aberacemi jako například defokus, sférická aberace, koma, astigmatismus a další. Je třeba dodat, že základy pro fourierovskou optiku byly položeny už mnohem dříve a to v dílech Ernsta Abbeho (1840 – 1905) a Lorda Rayleigha (1842 – 1919).

Fourierova analýza hraje důležitou roli v teorii koherentního a nekoherentního zobrazování. Z pohledu užití je pro nás důležitější případ nekoherentního zobrazování z toho důvodu, že zdrojem nekoherentního vlnění je například slunce, nebo jakýkoliv zdroj, který vysílá vlny, které nemají stejnou frekvenci a majínáhodně se měnící fázi vlnění. Koherentní zobrazování nabylo důležitosti společně s nástupem mikroskopů, laserů a v neposlední řadě i holografie. Koherentní vlnění charakterizujeme jako vlnění, které má stejnou frekvenci i neměnný fázový rozdíl.

[2]

2. ZOBRAZENÍ DIFRAKČNĚ LIMITOVANÝM OPTICKÝM SYSTÉMEM

2.1. Zobecněná úprava zobrazovacího systému

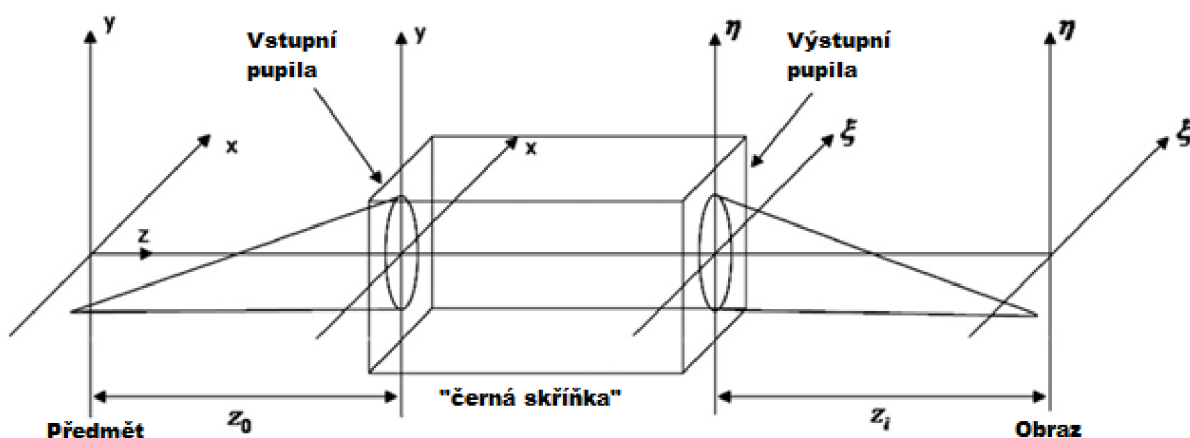
Pro zobrazení systémem budeme uvažovat dva způsoby zobrazení – koherentní a nekoherentní za využití monochromatického světla.

2.1.1. Zobecněný model zobrazovací soustavy

Uvažujeme optický systém složený ze dvou a více lomivých ploch, který bude na stínítku vytvářet reálný obraz. V našem případě budeme uvažovat oko jako tento daný systém.

Pro specifikaci vlastností systému zavádíme takzvanou „černou skříňku“, ve které jsou soustředěny všechny zobrazovací prvky soustavy. Všechny významné vlastnosti systému lze popsat jako způsob, kterým systém deformuje vstupní sférickou vlnu, vycházející z bodového zdroje, na výslednou výstupní vlnu. Na obr. 1 je schematický náčrt zobrazovacího systému s užitím „černé skříňky“. Průchod světla mezi vstupní a výstupní pupilou je popsán pomocí zákonů geometrické optiky.

Symbol z_o reprezentuje vzdálenost mezi rovinou vstupní pupily a rovinou zobrazovaného předmětu, z_i udává vzdálenost mezi rovinou výstupní pupily a rovinou obrazu zobrazovaného předmětu. Vstupní a výstupní pupila je obrazem aperturní clony soustavy. Existuje několik různých způsobů, jak si představit původ prostorového omezení vlnoplochy, které vyvolává difrakci. Skutečným fyzickým zdrojem omezení je aperturní clona uvnitř systému, ale stejně tak lze tvrdit, že omezení vlnoplochy je vyvoláno vstupní, respektive výstupní pupilou zobrazovacího systému.



Obr. 1: Zobecněný model zobrazovacího systému

Veličina z_i udává vzdálenost mezi výstupní pupilou systému a obrazovou rovinou, kterou může být stínítko nebo sítnice, z_o je vzdálenost mezi předmětovou rovinou a vstupní pupilou systému. Souřadnice x, y popisují vstupní pupilu a η, ζ výstupní pupilu.

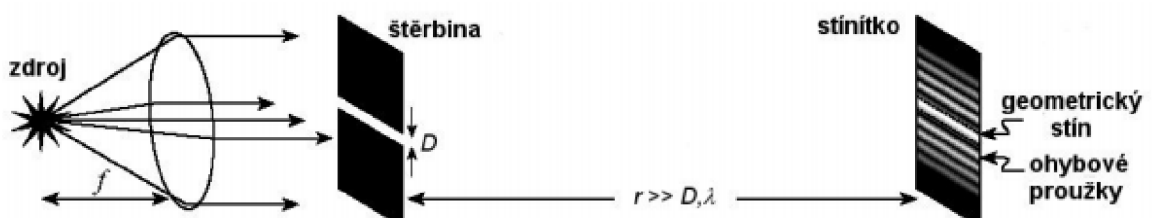
Zobrazovací systém je difrakčně limitovaným, pokud je sférická divergující vlna, vycházející z bodového zdroje, je přeměněna systémem na dokonale sférickou vlnu konvergující do ideálního (Gaussova) obrazového bodu v obrazové rovině. Poloha tohoto bodu souvisí s umístěním původního předmětového bodu v závislosti na zvětšení soustavy, což je faktor, který musí být pro všechny zobrazované body v soustavě stejný, pokud má být zobrazovací systém označen za ideální. Konečnou vlastností difrakčně omezeného zobrazovacího systému je tedy jev, kdy divergující vlna procházející vstupní pupilou je transformována systémem na konvergentní sférickou vlnu procházející výstupní pupilou.

Pro skutečný zobrazovací systém bude tato vlastnost naplněna přinejlepším pouze v konečných oblastech předmětových a obrazových rovin. Pokud je zobrazovaný předmět omezen na oblast, pro kterou tato vlastnost platí, můžeme systém považovat za difrakčně limitovaný. [2]

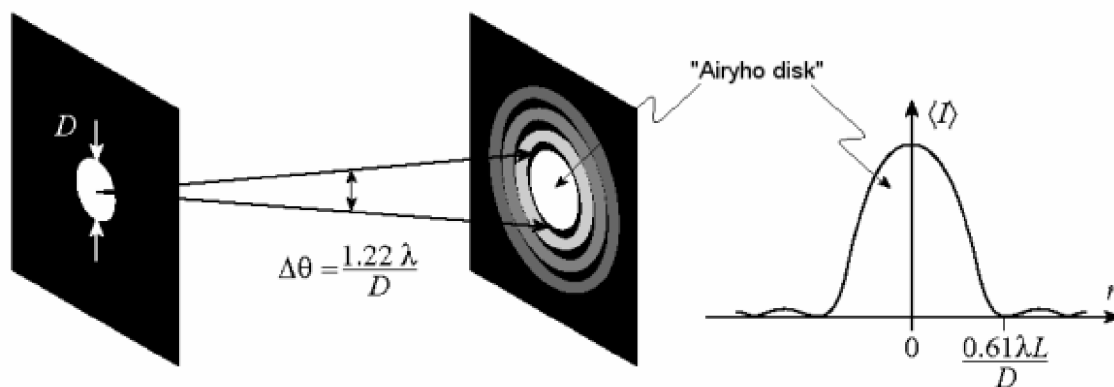
Pokud se výstupní vlnoplocha pro bodový zdroj výrazně odchyluje od ideálního sférického tvaru, pak o zobrazovacím systému můžeme říct, že podléhá aberacím. Aberace vedou k defektům v impulsní odezvě zobrazovacího systému, což je tématem další kapitoly.

2.2. Bodová rozptylová funkce (PSF)

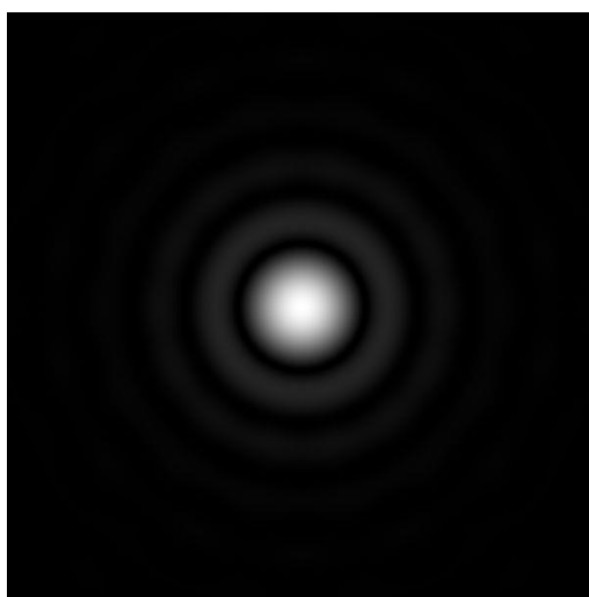
Bodová rozptylová funkce (ang. Point Spread Function - PSF) popisuje impulsní odezvu optického systému. Reprezentuje rozložení intenzity zobrazení bodového zdroje optickým systémem. Pro difrakčně limitovaný optický systém tato funkce popisuje Fraunhoferovu difrakci na výstupní pupile, pro kruhovou aperturu jde potom konkrétně o Airyho funkci (viz část 2.2.3).



Obr. 2: Fraunhoferova difrakce na štěrbině



Obr. 3: Fraunferova difrakce na kruhovém otvoru, výsledkem je Airyho funkce



Obr. 4: Airyho funkce (ve stupnici šedé je zakódována její druhá mocnina), uprostřed Airyho disk

2.2.1. Vliv difrakce na výsledný obraz

Difrakci rozumíme interferenční jevy, které způsobuje přítomnost překážky nebo štěrbin ve směru postupu vlny a které způsobují ohyb vlny. V důsledku svých vlnových vlastností se světlo nešíří přímočaře, ale i do oblasti geometrického stínu za překážkou.

Geometrická optika popisuje adekvátním způsobem průchod světla mezi vstupní a výstupní pupilou systému, difrakce hraje roli pouze při průchodu světla od zobrazovaného předmětu k vstupní pupile nebo také podobně od výstupní pupily k obrazu zobrazovaného předmětu. Ve skutečnosti je možné spojit všechna difrakční omezení s jednou z pupil a to díky faktu, že vstupní pupila je obrazem výstupní pupily a naopak. [2]

Názor, že difrakční omezení soustavy je dáno pouze vstupní či výstupní pupilou, byl poprvé podpořen Ernstem Abbem v roce 1873 v jeho teorii koherentního zobrazování

mikroskopem publikované Lummerem a Reichem v roce 1910. Podle této teorie má výstupní pupila funkci dolní propustnosti, která odfiltruje vysokofrekvenční složky amplitudy propustnosti předmětu. Až Lord Rayleigh v roce 1896 představil ekvivalent pohledu na difrakční účinky vyplývající z výstupní pupily, viz. Lord RAYLEIGH. *On the theory of optical images, with special references to the microscope*. Phil. Mag. (5), 42: 167, 1896.

Ohyb vlny je úzce ovlivněn velikostí pupily, čím má pupila větší průměr, tím je difrakce menší.

Difrakční jevy dělíme na dvě skupiny zejména podle polohy roviny pozorování. Fresnelova difrakce na výstupní pupile pozorování nastává ve větší vzdálenosti roviny pozorování od obrazové roviny soustavy, tedy v blízkém poli. U tohoto typu difrakce vzniká obraz překážky lemovaný světlými a tmavými proužky.

Fraunhoferovu difrakci na výstupní pupile pozorujeme v rovině blízké obrazové rovině ve vzdáleném poli. Vzhledem již nepřipomíná tvar překážky (výstupní pupily), ale určuje se z jejího tvaru a rozměrů.

Mezi Fresnelovou a Fraunhoferovou difrakcí není ostrý rozdíl, při zvětšování vzdálenosti mezi rovinou pozorování a obrazovou rovinou jedna plynule přechází v druhou.

Difrakční jevy omezují rozlišovací schopnost optických přístrojů, protože jsou způsobeny omezením dopadající vlnoplochy vstupní pupilou, což vede k následné degradaci obrazu.

V této kapitole o difrakčně limitovaném systému budeme uvažovat difrakci v obrazové rovině, tedy difrakci Fraunhoferovu.

[2, 11]

2.2.2. Pupilová funkce

Pupilová funkce popisuje odchylku výstupní vlnoplochy od sférické vlivem aberací a omezení vstupní pupilou, je tedy nenulová v oblasti výstupní pupily a nulová mimo ni. Amplituda této komplexní funkce určuje propustnost optické soustavy a fázový člen vyjadřuje vlnové vady dané soustavy:

$$P(\xi, \eta) = T(\xi, \eta) \exp \left[-2\pi i \frac{n}{\lambda} W(\xi, \eta) \right], \quad (2.1)$$

kde $W(\xi, \eta)$ je fázový člen rovný vlnové aberaci soustavy, většinou popisovaný v podobě Zernikeho polynomů (viz. 3.3.2), a $T(\xi, \eta)$ je amplituda propustnosti zornice, která definuje tvar a velikost štěrbinu a přenos optického systému. (ξ, η) jsou kartézské souřadnice pupily, většinou vyjádřené v milimetrech, λ vlnová délka světla a n je index lomu systému (v našem případě sklivec, tedy $n = 1,336$)

Pupilovou funkci ovlivňuje Stiles-Crawfordův efekt (SCE), což je vlastnost lidského oka, která odkazuje na citlivost fotoreceptorů. Světlo, které vstupuje do oka v blízkosti okraje pupily, vyvolává nižší odezvu fotoreceptorů než světlo stejné intenzity vstupující středem pupily. Tento efekt se podílí na korekci otvorové vady oka.

Přenosová funkce T je modelována pomocí gaussovské apodizační funkce dané právě Stiles-Crawfordovým efektem, který je pro každé oko jiný. Pokud nemáme hodnoty konkrétního oka, použijeme standardní SCE parametr $\varrho = 0,12$ a platí

$$T(\xi, \eta) = \exp \left[\frac{-\varrho}{2} (\xi^2 + \eta^2) \right] \text{circ} \left(\sqrt{\xi^2 + \eta^2}, R \right), \quad (2.2)$$

kde R je poloměr pupily systému a ϱ je SCE parametr a funkce circ nabývá hodnoty jedna uvnitř kruhu o poloměru R a hodnoty nula vně tohoto kruhu. [3, 24]

2.2.3. Výpočet PSF

Bodová rozptylová funkce závisí na pupilové funkci. Dále odvodíme, že je rovna čtverci modulu Fourierovy transformace, který matematicky popisuje jev Fraunhoferovy difrakce. Pro výpočet přenosové funkce soustavy (OTF) je třeba opět použít Fourierovu transformaci, tentokrát bodové rozptylové funkce.

Amplituda obrazu je při koherentním zobrazení představována superpozičním integrálem

$$U_i(u, v) = \iint_{-\infty}^{\infty} h(u, v; \xi, \eta) U_o(\xi, \eta) d\xi d\eta, \quad (2.3)$$

Kde u, v jsou souřadnice bodu v obrazové rovině, h je komplexní amplituda zobrazení bodového zdroje ležícího v bodě (ξ, η) předmětové roviny a U_o je rozložení amplitudy vlny v předmětové rovině v přítomnosti zobrazovaného předmětu. V systému bez aberací je odezva h vytvořena sférickou vlnou omezenou výstupní pupilou, která konverguje do ideálního obrazového bodu ($u = M\xi, v = M\eta$). V tomto vztahu uvažujeme, že zvětšení může být kladné i záporné podle toho, zda je obraz převrácený nebo nikoliv.

Amplituda světla v okolí ideálního obrazového bodu odpovídá Fraunhoferově difrakčnímu obrazci na výstupní pupile, který je centrován v obrazovém bodě ($u = M\xi, v = M\eta$).

Platí pro ni vztah

$$h(u, v; \xi, \eta) = \frac{A}{\lambda z_i} \iint_{-\infty}^m P(x, y) \exp \left\{ -i \frac{2\pi}{\lambda z_i} [(u - M\xi)x + (v - M\eta)y] \right\} dx dy, \quad (2.4)$$

kde $P(x, y)$ je pupilová funkce jednotková uvnitř vstupní pupily a nulová mimo ni. A je konstantní velikost amplitudy v pupile, λ je vlnová délka procházejícího světla, z_i je vzdálenost výstupní pupily od obrazové roviny a (x, y) jsou souřadnice v rovině výstupní pupily.

Aby bylo dosaženo prostorové invariance v zobrazovací rovnici (2.3), je nutné vzít v úvahu zvětšení a převrácení obrazu. Toho lze dosáhnout definováním redukováných souřadnic v předmětovém prostoru

$$\tilde{\xi} = M\xi, \quad \tilde{\eta} = M\eta, \quad (2.5)$$

a zavedením ideálního obrazu U_g daného geometricko-optickým zobrazením amplitudy předmětu dokonalým zobrazovacím systémem

$$U_g(\tilde{\xi}, \tilde{\eta}) = \frac{1}{|M|} U_o \left(\frac{\tilde{\xi}}{M}, \frac{\tilde{\eta}}{M} \right). \quad (2.6)$$

Výsledkem úprav vztahů (2.3), (2.4) pomocí (2.5), (2.6) je rovnice pro zobrazení ve tvaru konvoluce

$$U_i(u, v) = \iint_{-\infty}^{\infty} h(u - \xi, v - \eta) U_g(\xi, \eta) d\xi d\eta, \quad (2.7)$$

a vztah pro odezvu soustavy na bodový zdroj v předmětové rovině ve tvaru

$$h(u, v) = \frac{A}{\lambda z_i} \iint_{-\infty}^{\infty} P(x, y) \exp\left\{-i \frac{2\pi}{\lambda z_i} (ux + vy)\right\} dx dy. \quad (2.8)$$

Funkci $h(u, v)$ nazýváme amplitudovou bodovou rozptylovou funkcí (APSF), ostatní symboly mají též význam, jako ve vztahu (2.4)

Pro kruhovou pupilu lze dosazením příslušné pupilové funkce a analytickým výpočtem odvodit následující vztah pro amplitudovou bodovou rozptylovou funkci (Airyho funkce)

$$h(u, v) = \frac{\pi \xi_{im}^2}{4} \frac{2J_1(\pi \xi_{im} r)}{\pi \xi_{im} r}, \quad (2.9)$$

kde $r = \sqrt{u^2 + v^2}$ je radiální souřadnice v obrazové rovině, J_1 je Besselova funkce prvního druhu prvního řádu a konstanta ξ_{im} je dána vztahem

$$\xi_{im} = \frac{D}{2\lambda z_i}, \quad (2.10)$$

kde D označuje průměr pupily, z_i je vzdálenost mezi výstupní pupilou a obrazovou rovinou. Zároveň je možné určit poloměr Airyho disku r_{Ai} pomocí prvního kořenu Besselovy funkce

$$2\xi_{im} r_{Ai} = 1,22, \quad \text{tedy: } r_{Ai} = 1,22 \frac{\lambda z_i}{D}. \quad (2.11)$$

Následně PSF je dána jako kvadrát modulu amplitudové impulzní odezvy

$$PSF = |h(x, y)|^2. \quad (2.12)$$

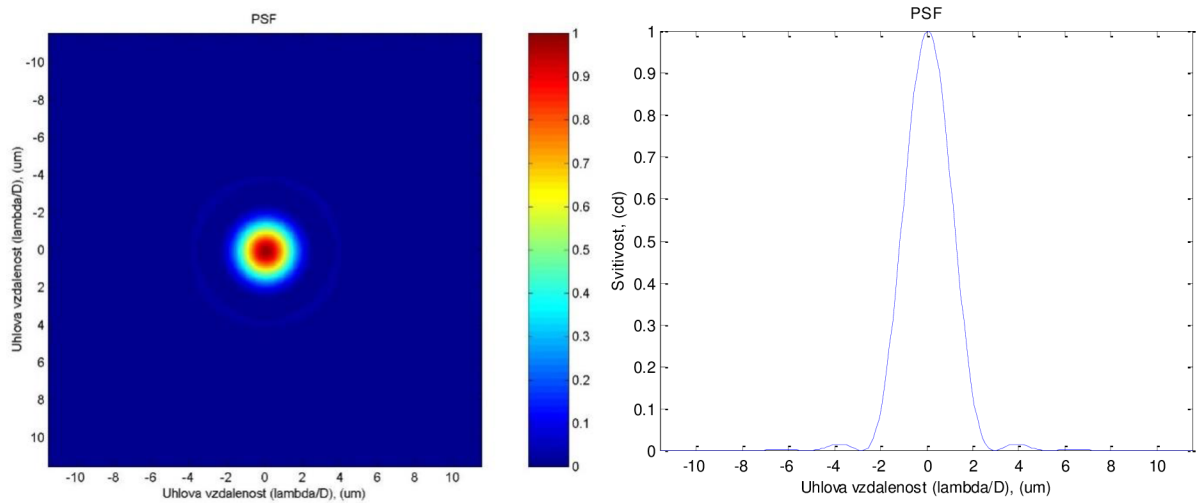
V tomto obecném případě pro difrakčně omezený systém můžeme obraz považovat za konvoluci amplitudy obrazu předpovězeného geometrickou optikou s amplitudovou impulzní odezvou, což je vlastně amplituda Fraunhoferova difrakčního obrazce na výstupní pupile zobrazovacího systému.

Pro systém, který využívá nekoherentního světla pro zobrazení předmětů platí konvoluční vztah obdobný (2.7) pro intenzitu zobrazení

$$I_i(u, v) = \kappa \iint_{-\infty}^{\infty} |h(u - \tilde{\xi}, v - \tilde{\eta})|^2 I_g(\tilde{\xi}, \tilde{\eta}) d\tilde{\xi} d\tilde{\eta}, \quad (2.13)$$

kde κ je reálná konstanta a $I_g(\tilde{\xi}, \tilde{\eta})$ je intenzita ideálního obrazu daného geometricko-optickým zobrazením předmětu dokonalým zobrazovacím systémem.

Vypočtená PSF pro difrakčně limitovaný systém je znázorněna na obrázku č. 5 pro parametry soustavy uvedené v popisu obrázku.



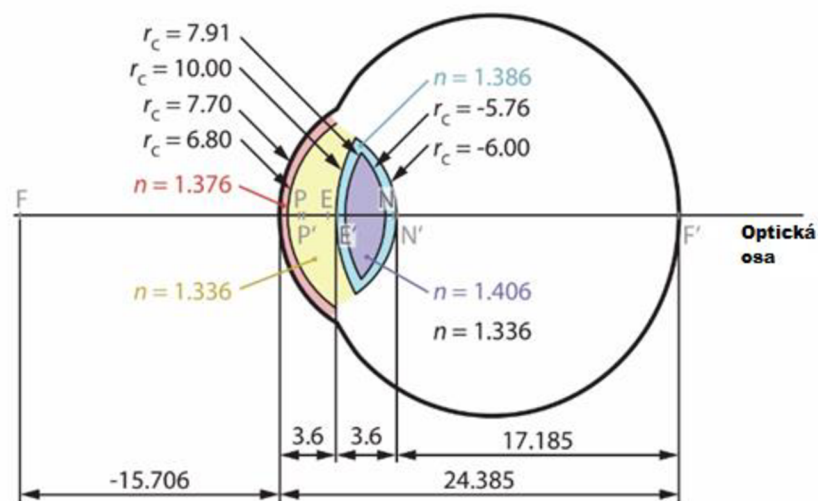
Obr. 5: Vlevo je grafické znázornění PSF, vpravo je odpovídající graf. Vypočteno podle vztahů (2.9), (2.10), (2.12) pro vlnovou délku $\lambda=0,580\mu\text{m}$ a kruhovou výstupní pupilu o průměru $D=4\text{ mm}$ ležící ve vzdálenosti $z_i=16,333\text{ mm}$ od obrazové roviny

Lidské oko nelze považovat za ideální difrakčně omezený zobrazovací systém. Abychom mohli oko brát jako ideální zobrazovací systém, musí mít plně vykorigované aberace nižšího řádu – to znamená korekce rozostření a cylindrické vady. Za difrakčně limitovaný systém lze oko považovat v případě, že průměr zornice nepřekročí 1,22 mm. [1, 2, 17]

2.2.4. Gullstrandův model oka

Pro výpočet PSF zavedeme Gullstrandovo schematické oko. Tento nejpodrobnější a dosud užívaný optický model oka je dílem švédského oftalmologa Alvara Gullstranda.

Za prostředí předmětové roviny pro model oka je považován vzduch o indexu lomu $n=1$, rohovka je vymezena přední a zadní lomivou plochou a čočka je složena z kortexu a jádra omezenými 4 lomivými plochami. Sklivec a komorová voda mají v modelu stejný index lomu 1,336.



Obr. 6: Gullstrandovo schematické oko

Jelikož polohy vstupní a výstupní pupily oka se téměř neliší od polohy skutečné pupily, uijeme při výpočtu právě polohu skutečné zornice oka – vstupní pupila oka leží 3,047 mm od přední plochy rohovky, výstupní 3,667 mm a zornice oka 3,600 mm. Jako délku zobrazovací soustavy zvolíme vzdálenost od první plochy rohovky k sítnici, tedy 24,00 mm, délka 24,385 mm odpovídá obrazové ohniskové sečné vzdálenosti, viz Rutrle M.: Brýlová optika pro SZŠ, IDVPZ Brno, 1993. [3, 6, 25]

2.3. Amplitudová přenosová funkce (ATF)

Koherentní zobrazovací systém je lineárním v komplexní amplitudě, to znamená, že takový systém poskytuje vysoce nelineární mapování intenzity. Pokud má být použita frekvenční analýza v obvyklé formě, musí být použita pro lineární mapování komplexních amplitud.

Předpoklad prostorové invariance impulsní odezvy umožňuje použít pro popis zobrazení konvoluční rovnice (2.8). Koncept přenosové funkce vychází z Fourierovy transformace této

rovnice a přenosová funkce pak vyjadřují vzájemnou závislost Fourierových transformací komplexních amplitud U_o a U_g .

Amplitudovou přenosovou funkci (ATF) definujeme jako Fourierovu transformaci amplitudově impulzivní odezvy, tedy bodové rozptylové funkce h :

$$H(f_x, f_y) = \iint_{-\infty}^{\infty} h(u, v) \exp[-i2\pi(f_x u + f_y v)] du dv, \quad (2.14)$$

kde f_x, f_y jsou prostorové frekvence, které korespondují prostorovými souřadnicemi.

Výpočtem lze ukázat, že tato funkce je obrazem Fraunhoferovy difrakce a může být vyjádřena jako škálovaná Fourierova transformace pupilové funkce $P(x, y)$ (2.1):

$$\begin{aligned} H(f_x, f_y) &= \mathcal{F} \left\{ \frac{A}{\lambda z_i} \iint_{-\infty}^{\infty} P(x, y) \exp \left\{ -i \frac{2\pi}{\lambda z_i} (ux + vy) \right\} dx dy \right\} \\ &= (A\lambda z_i) P(-\lambda z_i f_x, -\lambda z_i f_y). \end{aligned} \quad (2.15)$$

Pro pohodlnější výpočet je dále konstanta $(A\lambda z_i)$ položena rovna jedné a zároveň jsou ignorována záporná znaménka v argumentu $P(x, y)$, pokud je pupilová funkce symetrická v souřadnicích x a y . Pak:

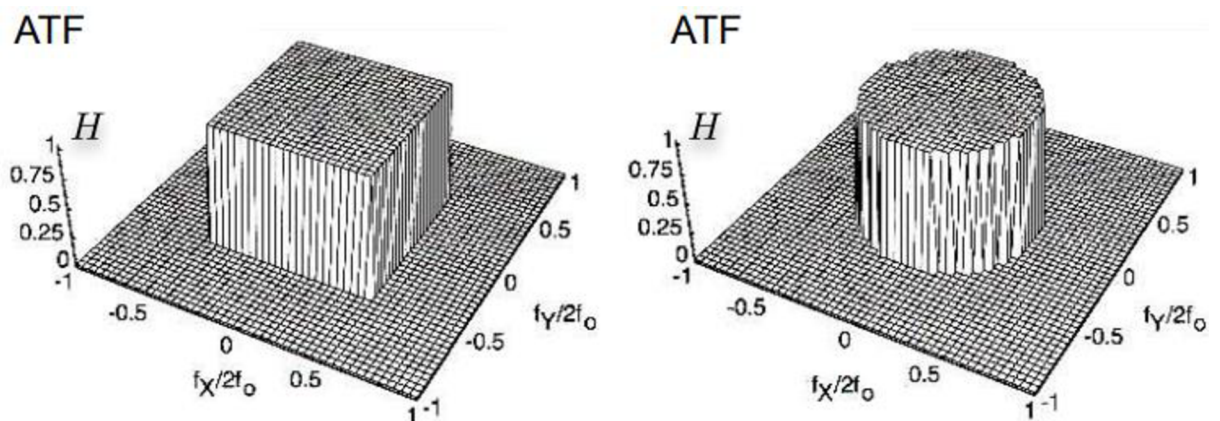
$$H(f_x, f_y) = P(-\lambda z_i f_x, -\lambda z_i f_y). \quad (2.16)$$

Tento vztah je nejdůležitější, co se problematiky koherentního zobrazovacího systému týká, neboť popisuje chování tohoto systému na frekvenční úrovni. Pro kruhovou pupilu o poloměru R má mezní frekvence přenášená soustavou hodnotu

$$f_o = \frac{R}{\lambda z_i}, \quad (2.17)$$

Tvar APF je ilustrován na obr. 7.

[2]



Obr. 7: Amplitudová přenosová funkce; vlevo pro čtvercovou pupilu, vpravo pro kruhovou pupilu, f_o je mezní frekvence přenášená soustavou

2.4. Optická přenosová funkce (OTF)

Optická přenosová funkce OTF (z anglického Optical Transfer Function) specifikuje, jak optický systém zpracovává různé prostorové frekvence při nekoherentním zobrazení předmětu do obrazové roviny (v případě lidského oka je to sítnice). Vyjadřuje závislost mezi Fourierovými transformacemi předmětové a obrazové intenzity I_i a I_g , která vznikne Fourierovou transformací konvoluce (2.13). OTF $\mathcal{H}(f_x, f_y)$ je proto definována jako Fourierova transformace PSF (bodové rozptylové funkce) $|h(u, v)|^2$, která je normována její hodnotou v počátku, tedy pro nulovou prostorovou frekvenci:

$$\mathcal{H}(f_x, f_y) = \frac{\mathcal{F}\{|h|^2\}}{\iint_{-\infty}^{\infty} |h(u, v)|^2 du dv} \quad (2.18)$$

Pomocí vztahu (2.8) lze dále odvodit, že optická přenosová funkce je normovanou autokorelací pupilové funkce soustavy:

$$\mathcal{H}(f_x, f_y) = \frac{\iint_{-\infty}^{\infty} P\left(x + \frac{\lambda z_i f_x}{2}, y + \frac{\lambda z_i f_y}{2}\right) P\left(x - \frac{\lambda z_i f_x}{2}, y - \frac{\lambda z_i f_y}{2}\right) dx dy}{\iint_{-\infty}^{\infty} P(x, y) dx dy}, \quad (2.19)$$

Pro kruhovou pupilu je proto mezní frekvence přenášená rovna $2f_0$, tedy dvojnásobku hodnoty pro koherentní zobrazení dané vztahem (2.17).

Pro výpočty s optickou přenosovou funkcí jsou užitečné její následující elementární vlastnosti:

$$\mathcal{H}(0, 0) = 1$$

Tato vlastnost vyplývá přímo z normování ve vztahu (2.17).

$$\mathcal{H}(-f_x, -f_y) = \mathcal{H}^*(f_x, f_y)$$

Tato vlastnost plyne z faktu, že OTF je Fourierovou transformací reálné funkce intenzitní impulzní odezvy.

$$|\mathcal{H}(f_x, f_y)| \leq |\mathcal{H}(0, 0)|$$

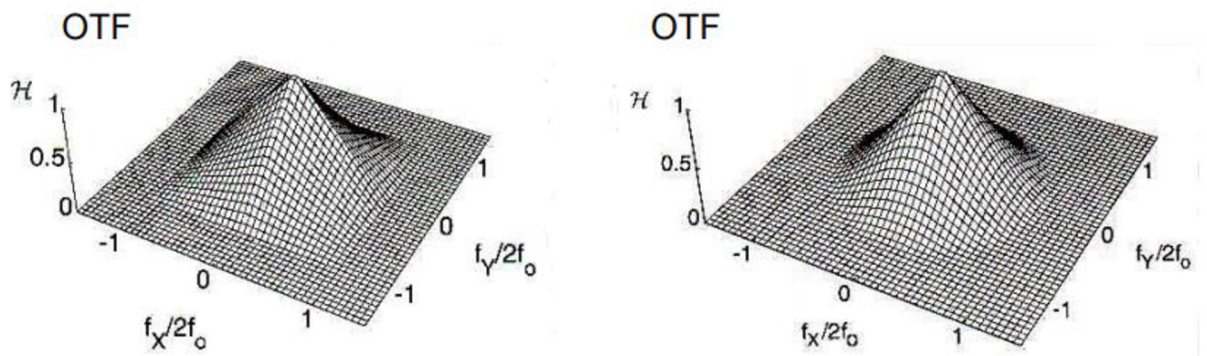
Vlastnost plynoucí ze Schwartzovy nerovnosti. Z těchto tří podmínek vyplývá, že pro difrakčně limitovaný systém je funkce OTF reálnou a sudou.

Je třeba zdůraznit, že zatímco OTF je vždy rovna jedné při nulové prostorové frekvenci, neznamená to, že úroveň absolutní intenzity pozadí obrazu je stejná jako úroveň absolutní intenzity pozadí objektu. Normalizace použitá v definici OTF odstranila veškeré informace o úrovních absolutních intenzit.

Pro difrakčně limitované systémy, kdy je optická přenosová funkce reálnou funkcí výstupní pupily o jednotkové hodnotě na ploše pupily a nulové mimo plochu této pupily, lze integrál vypočítat pomocí geometrického výpočtu překryvu posunutých ploch pupily:

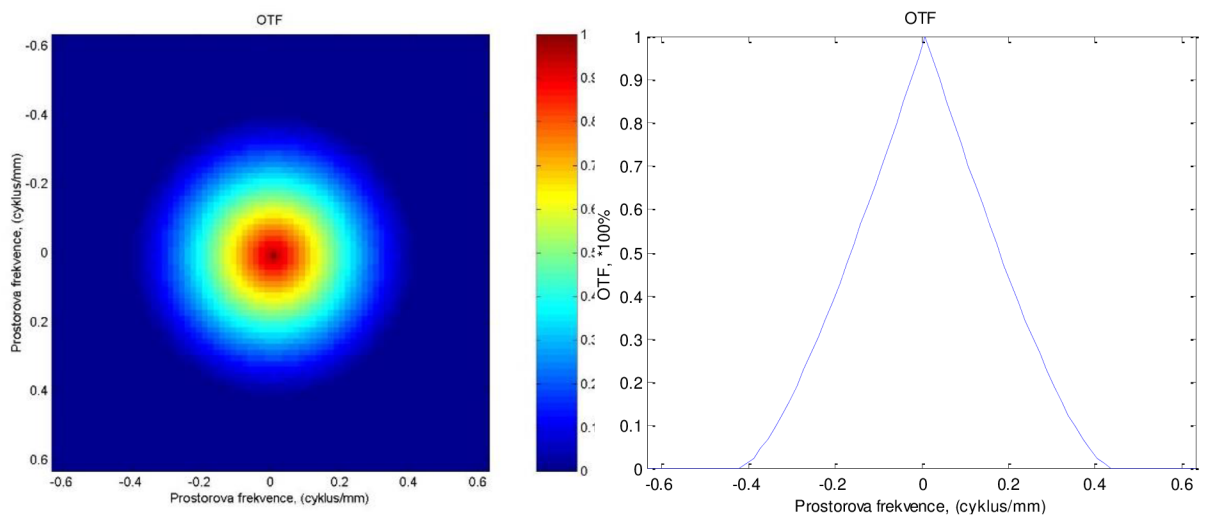
$$\mathcal{H}(f_X, f_Y) = \frac{S_{\text{překryvu}}}{S_{\text{celkové}}} = \frac{\text{plocha překryvu}}{\text{celková plocha pupily}} \quad (2.20)$$

Geometrický výpočet optické přenosové funkce je vždy nenulový a reálný výsledek. [1,2]



Obr. 8: Optická přenosová funkce; vlevo pro čtvercovou pupilu, vpravo pro kruhovou pupilu, f_0 je mezní frekvence přenášená soustavou

Na následujícím obrázku je OTF vypočtena pro difrakčně limitovaný systém uvedených parametrů:



Obr. 9: Vlevo je grafické znázornění OTF, vpravo je odpovídající graf. Vypočteno podle vztahů (2.9), (2.10), (2.12) pro vlnovou délku $\lambda=0,580\mu\text{m}$ a kruhovou výstupní pupilu o průměru $D=4\text{ mm}$ ležící ve vzdálenosti $z_i=16,333\text{ mm}$ od obrazové roviny.

2.5. Modulační přenosová funkce (MTF)

Modulační funkce přenosu je míra schopnosti optického systému přenášet detaily na různé úrovni rozměrů z předmětu do výsledného obrazu je modulem optické přenosové funkce OTF

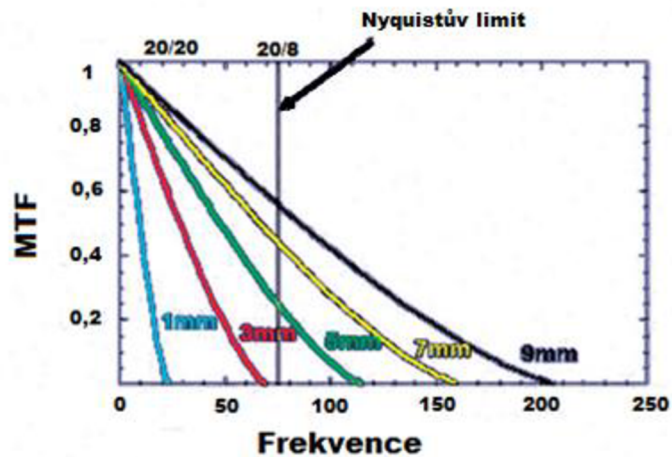
$$MTF = |OTF|. \quad (2.21)$$

Tato schopnost je měřena buď z hlediska kontrastu (stupně šedé), anebo jako modulace pro dokonalý zdroj schopný vytvořit detaily na této úrovni. Přenosové funkce jsou definovány v případě, kdy odpověď systému je závislá na vstupní informaci – tedy obraz je závislý na zobrazovaném předmětu.

Pro difrakčně limitovanou pupilou ve tvaru kruhu je MTF dána rovnicí, kde MTF je funkce prostorového rozlišení (ξ), která se vztahuje na nejmenší dvojici čar, kterou systém dokáže rozlišit.

$$MTF(\xi) = \frac{2}{\pi} (\varphi - \cos\varphi \cdot \sin\varphi) \quad (2.22)$$

Pokud je $MTF = 1$, obraz vzniklý zobrazovací soustavou je přenesen bez jakékoliv ztráty detailu, tudíž ideální zobrazení. Přenos kontrastu se v difrakčně limitovaném systému zhoršuje se zužující se zornicí, avšak PTF zůstává stejná.



Obr. 10: MTF pro oko bez aberací, pro pět různých průměrů zornice. Nyquistův limit určuje maximální zrakovou ostrost v závislosti na velikosti fotoreceptorů - vizus 20/8 [9]

Funkce optického přenosu (OTF) popisuje odezvu optických systémů na známou vstupní informaci a skládá se ze dvou složek modulační funkce přenosu, která je velikostí optické přenosové funkce, a funkce fázového přenosu (PTF), která je její fázovou složkou.

Modulační funkce přenosu může být specifikována buď na jedné vlnové délce, nebo i v celém rozsahu vlnových délek, nebo být omezená na určité vlnové délky, například u laseru.

Měření vizu na optotypu u očního lékaře nebo optometristy je běžné užití měření modulační přenosové funkce. Měřením se určí reakce lidského zobrazovacího systému na různé úrovně detailu – řady písmen, čísel a jiných znaků, tím je tedy určena frekvenční odezva zobrazovacího systému člověka. [13, 14]

2.6. Funkce fázového přenosu (PTF)

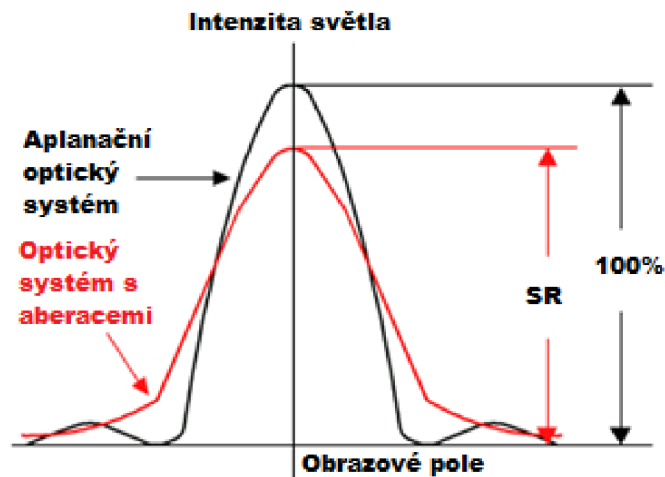
Funkce fázového přenosu (z angl. Phase Transfer Function) je míra relativní fáze obrazu popsána frekvenční funkcí. Pokud je fáze změněna o 180° , je zároveň u černobílého obrazu obrácená barevnost. K tomuto jevu dochází, pokud je OTF převrácena z pozitivní do negativní hodnoty. Pokud je $PTF = 1$, tak výsledek značí, že nedošlo k jakémukoliv rozostření okrajů. [14]

2.7. Strehlův poměr

Strehlův poměr SR (z angl. Strehl Ratio) je měřítkem kvality tvorby optického obrazu, původně navrženého Karlem Strehlem, po kterém je tento název pojmenován. Poměr porovnává skutečnou kvalitu zobrazení reálným zobrazovacím systémem s kvalitou zobrazení ideálním, pouze difrakčně limitovaným systémem. Zároveň poměr porovnává i množství prošlé maximální intenzity světla aberovaného systému s neaberovaným, difrakčně limitovaným systémem.

Rozložení tvaru bodové rozptylové funkce PSF pouze pomocí jednoho čísla, jak to dělá právě Strehlův poměr, bude smysluplná v případě, že se bude jednat o difrakčně limitovaný systém s drobnými odchylkami.

Strehlův poměr má hodnoty mezi 0 a 1, hypotetický, dokonale neaberovaný optický systém má $SR = 1$. Za prakticky difrakčně limitované se ale považují všechny optické systémy a prvky, které mají Strehlův poměr v rozmezí 0,8 – 1,0. [10, 16]



Obr. 11: Strehlov poměr; černá křivka vykresluje intenzitu světla (PSF) v difrakčně limitovaném systému bez aberací, červená křivka vykresluje intenzitu aberovaného systému, zkratka SR označuje hodnotu Strehlova poměru.

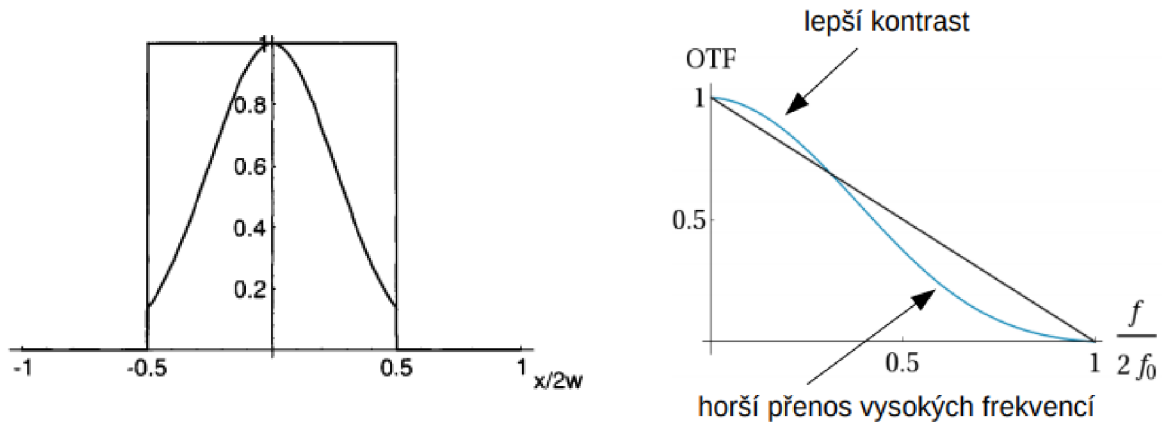
2.8. Apodizace pupily

Apodizací rozumíme cílený a záměrný zásah do průběhu pupilové funkce. Tento zásah bývá proveden pomocí optického filtrování modulací propustnosti uvnitř apertury soustavy. V optice se využívá především k potlačení účinku difrakce na ostře ohraničené pupile, tedy u kruhové pupily k úpravě průběhu Airyho funkce.

U difrakčně limitovaného systému s ostře ohraničenou aperturní clonou dochází ke vzniku vedlejších maxim bodové rozptylové funkce PSF. Tato vedlejší maxima komplikují zobrazení dvou blízkých bodů, což je například v astronomii velmi důležitá vlastnost. Z tohoto důvodu bývá snaha o „změkčení“ ostré hrany pupily a tím i potlačení vedlejších maxim PSF.

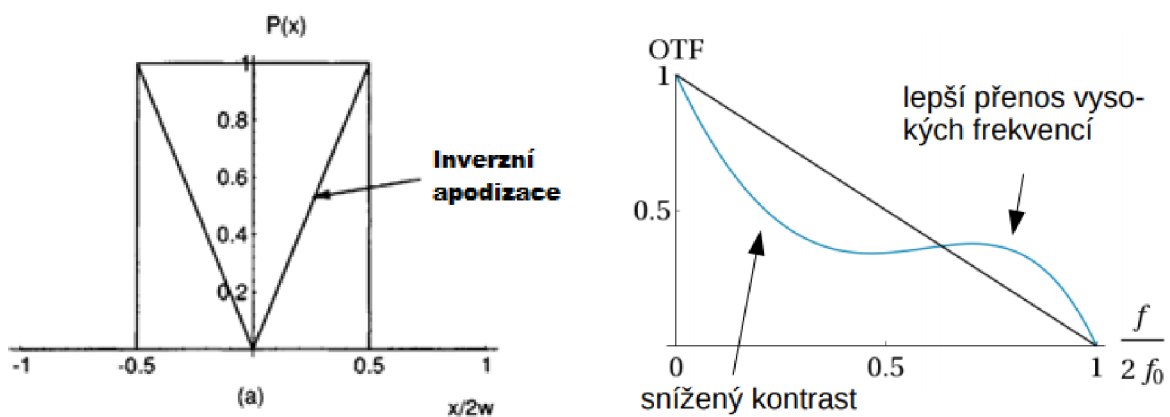
Požadovaného potlačení jsme schopni dosáhnout pomocí absorpčních filtrů. U difrakčně limitovaného systému potřebujeme odfiltrovat amplitudovou funkci, ale nesmíme pozměnit fázi vlnění, protože by to mohlo vést ke vzniku aberací při zobrazení. U systémů ovlivněných i aberacemi už můžeme zasáhnout i do fázové složky, případně dokážeme zmírnit aberace a tím i vylepšit zobrazení.

Používáme dva druhy apodizace pupily klasickou a inverzní. apodizace klasická pracuje na principu zakrytí okrajů pupily filtrem, tzv. „změkčení“ pupily a tím zlepšení přenosu nižších frekvencí.



Obr. 12: Příklad klasické apodizace pupily; hranatá křivka znázorňuje pupilovou funkci bez apodizace, křivka pod ní apodizovanou. Obrázek napravo ukazuje vliv apodizace na OTF

Naopak u inverzní apodizace zasahujeme do pupily v blízkosti optické osy a tím zlepšíme přenos na vyšších frekvencích. [1,2]



Obr. 13: Příklad inverzní apodizace pupily; hranatá křivka znázorňuje pupilovou funkci bez apodizace, křivka pod ní ve tvaru V apodizovanou

3. ZOBRAZENÍ ABEROVANÝM OPTICKÝM SYSTÉMEM

V této kapitole se budeme zabývat systémem, který je kromě difrakce zatížený i aberacemi nižšího a vyššího řádu.

Při vývoji zobecněného modelu zobrazovacího systému se vychází z předpokladu, že přítomnost bodového předmětu vytváří ve výstupní pupile systému dokonalou sférickou vlnu konvergující do ideálního geometrického bodu obrazu. Takový systém se nazývá difrakčně omezeným.

3.1. Aberace

Nyní zvažujeme účinky aberací neboli odchylek vlnoplochy od ideálního sférického tvaru ve výstupní pupile. Aberace mohou vznikat mnoha způsoby, od vady tak jednoduché jako chyba zaostření až po vady dané vlastnostmi sférických čoček, jako je sférická aberace.

Aberací rozumíme stav, kdy je zobrazení reálnou optickou soustavou odchýlené od zobrazení ideální soustavou, a tím dochází ke snížení kvality obrazu.

Z optického hlediska je ideálním zobrazením stav, kdy svazek paprsků vycházející z předmětového bodu X je zobrazovací soustavou přeměněny na nový svazek, jehož paprsky se protínají v jednom bodě X' , tím pádem je bod X' ideálním obrazem předmětového bodu X . Z toho vyplývá, že v soustavě bez aberací se bod zobrazí jako bod, přímka jako přímka a rovina jako rovina. Tohoto zobrazení je schopné pouze rovinné zrcadlo.

Jiné zobrazovací prvky a systémy splňují ideální zobrazení jen v případě, že paprsky se šíří v paraxiálním prostoru, tj. paprsky svírají s optickou osou tak malý úhel, že lze sinus tohoto úhlu zaměnit za jeho prostou hodnotu v radiánech.

Obraz, který je vytvářen paprsky šířícími se mimo tento prostor anebo paprsky polychromatického světla, vykazuje odchylky od ideálního zobrazení, tedy aberace. Obrazem bodu bude ploška, přímka se zobrazí jako křivka a obraz roviny bude rotační plocha. Při zobrazování světlem o více vlnových délkách budou navíc vznikat obrazy v různých vzdálenostech od zobrazovací soustavy a budou i různě velké, ale touto problematikou se bakalářská práce nezabývá. Omezíme se na monochromatické zobrazení a monochromatické aberace.

[4]

Aberace můžeme dělit z hlediska vzniku na:

- Fyzikální – lom a odraz paprsků na plochách optické soustavy, neplatnost paraxiálních zobrazovacích rovnic, difrakce světla na prvcích optické soustavy, disperze prostředí, ...
- Technologické – nedokonalost výroby prvků optických soustav – odchylka tvaru ploch, decentricita prvků, ...
- Materiálové – vady materiálů optických prvků – bubliny, pnutí, ... [12]

Další možností je dělení aberací podle užitého světla a umístění předmětu:

- Monochromatické vady
 - Osové – otvorová vada
 - Mimoosové – astigmatismus, koma, zkreslení, zklenutí
- Chromatické vady
 - Vada velikosti obrazu
 - Vada polohy obrazu [4]

Pro výpočty bodové rozptylové funkce PSF a optické přenosové funkce OTF u aberovaných zobrazovacích systémů je třeba definovat zobecněnou pupilovou funkci, která je odlišná od pupilové funkce systému ovlivňovaného pouze difrakcí.

3.2. Zobecněná pupilová funkce

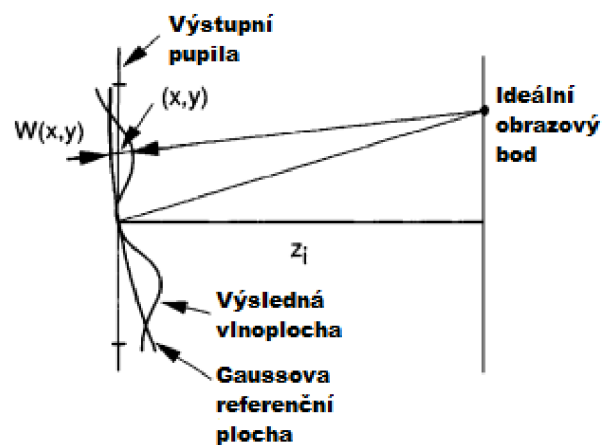
Jestliže je zobrazovací systém limitován pouze difrakcí, jeho bodová rozptylová funkce (PSF) je Fraunhoferovým difrakčním obrazcem, který je centrován v ideálním obrazovém bodě získaném pomocí geometrické optiky.

Pokud má optický systém aberace, projevují se deformací původně sférické vlnoplochy ve vstupní pupile. Odchylku aberované vlnoplochy od sférické popisujeme vlnovou aberací systému $W(x, y)$, kde x, y jsou souřadnice v rovině výstupní pupily. Vzhledem k tomu, že vlnová aberace má povahu rozdílu optických drah, lze fázový posun v bodě (x, y) vyjádřit funkcí $kW(x, y)$, kde $k = 2\pi/\lambda$. Potom je komplexní zobecněná pupilová funkce $\mathcal{P}(x, y)$ popisující kromě amplitudové propustnosti pupily také fázové posuvy výstupní vlny v důsledku aberací dána vztahem:

$$\mathcal{P}(x, y) = P(x, y) \exp[ikW(x, y)] \quad (3.1)$$

Amplitudová bodová rozptylová funkce (APSF) aberovaného koherentního zobrazovacího systému je pak komplexní amplitudou Fraunhoferovy difrakce aperturní cloně s amplitudovou propustností \mathcal{P} . Intenzitní impulzní odezva (PSF) aberovaného nekoherentního systému je druhou mocninou amplitudové impulzní odezvy.

Obrázek č. 14 ukazuje křivku, která definuje vlnovou aberační funkci W . Kdyby byl systém bez aberací, vystupovala by z výstupní pupily dokonalá sférická vlna konvergující do ideálního obrazového bodu tohoto systému. Uvažujme o ideálním sférickém zakřivení vlnoplochy, vystředěném do ideálního obrazového bodu a procházejícím bodem, kde optická osa protíná výstupní pupilu systému - tím definujeme Gaussovou referenční sféru, vůči níž lze definovat i aberační funkci. Pokud trasujeme paprsek zpět od ideálního obrazového bodu k bodu (x, y) ve výstupní pupile, aberační funkce $W(x, y)$ je vzdálenost podél tohoto paprsku od gaussovské referenční sféry ke skutečné poloze čela vlnoplochy, přičemž čelo vlnoplochy je také definováno tak, aby protínalo optickou osu v rovině výstupní pupily. Odchylka tudíž může být kladná nebo záporná, v závislosti na tom, zda skutečná vlnoplocha leží před nebo za Gaussovou referenční sférou. [2]



Obr. 14: Rozdíl referenční sféry a výsledné vlnoplochy

3.3. Vlnová aberace

Vlnová aberace byla definována v předchozí podkapitole o zobecněné pupilové funkci jako vzdálenost mezi dokonalou Gaussovou referenční sférou a reálnou vlnoplochou ve výstupní pupile. Vlnová aberace může být graficky reprezentována jako šedá nebo barevná dvourozměrná mapa, kde každá úroveň barvy značí velikost aberace buď v mikrometrech, nebo v násobcích vlnové délky. Funkci vlnové aberace lze rozložit na součet tzv. modů popsaných systémem polynomů. V dnešní době je zcela běžný rozklad vlnové aberace pomocí Zernikeho polynomů.

Pokud známe vlnovou aberaci konkrétního zobrazovacího systému, jsme schopni spočítat bodovou rozptylovou funkci PSF pro jakoukoliv velikost pupily nebo defokusaci. Z výsledného PSF jsme schopni pomocí konvoluce s testovacím obrazem předmětu simulovat výsledný obraz. [21]

Vlnové aberace lze dělit na aberace primární a balancované a také na aberace nižších a vyšších řádů. Přehledné dělení aberací je zavedeno pomocí tabulky Zernikeho polynomů, další dělení je podle Seidela. Tyto dva druhy dělení nám umožňují přesný matematický popis jednotlivých aberací.

Aberační mapa, kterou získáme změřením vlnoplochy, poskytuje pouze kvalitativní náhled na zobrazovací vadu, ale pro přesné hodnoty je nutné matematické zpracování právě pomocí Zernikeho nebo Seidelových polynomů. [23]

3.3.1. Seidelovy aberace

Popis aberací pomocí Seidelových koeficientů se používá jen pro systémy, které jsou rotačně symetrické podle optické osy. Hodí se spíše na popis primárních aberací nižších řádů.

Mezi Seidlovy vady zobrazení řadíme:

- Sférická vada
- Koma
- Astigmatismus
- Zklenutí
- Zkreslení

Všechny vady jsou popsány níže v této kapitole.

L. Seidel zavedl v roce 1856 následující matematickou formuli pro jejich vyjádření

$$W(x_0, \rho, \theta) = \frac{1}{8}S_I \rho^4 + \frac{1}{2}S_{II}x_0\rho^3 \cos\theta + \frac{1}{2}S_{III}x_0^2\rho^2 \cos^2\theta + \frac{1}{4}(S_{III} + S_{IV})x_0^2\rho^2 + \frac{1}{2}S_Vx_0^3\rho \cos\theta, \quad (3.2)$$

kde S_I je Seidelovým koeficientem pro sférickou aberaci, S_{II} pro komu, S_{III} pro astigmatismus, S_{IV} pro distorzi a S_V pro zkreslení. Rádus pupily popisuje ρ , x_0 je velikost předmětu a θ azimutální úhel. Zde se užívá popis pomocí polárních souřadnic. Tento vztah je následně dosazen do zobecněné pupilové funkce (3.1) a díky tomu je umožněn výpočet PSF a OTF. [19, 23]

3.3.2. Zernikeho polynomy

Nejllepší analýza získaných dat je možná díky Zernikeho polynomům, které definoval F. Zernike v roce 1948 a jsou po něm pojmenované. Tyto polynomy nám umožňují popis celé soustavy a zároveň stanovují podíl jednotlivých polynomů (aberací) na celkovém zobrazení. Pro jejich jednodušší popis bylo vytvořeno klasifikační schéma (Obr. 15) a tabulka č.1.

Z podkapitoly 3.2 víme, že funkce $W(\rho, \theta)$ udává odchylku vlnoplochy od Gaussovy referenční sféry, a tudíž je funkcí aberace zobrazovacího systému. Tuto funkci lze zapsat jako součet Zernikeho polynomů charakterizujících jednotlivé vady zobrazení. Rozvoj těchto polynomů potom charakterizuje danou optickou soustavu.

V polárních souřadnicích jsou Zernikeho polynomy tvořeny pomocí radiálního polynomu a goniometrické funkce azimutálního úhlu:

$$Z_n^m(\rho, \theta) = \begin{cases} N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \cos m\theta & \text{pro } m < 0 \\ -N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \sin m\theta & \text{pro } m \geq 0 \end{cases}, \quad (3.3)$$

z čehož vyplývá, že se Zernikeho polynom skládá ze tří částí:

- N je normalizační faktor
- R je radiální část polynomu, kde ρ má hodnoty od 0 do 1
- Azimutální část, kde θ nabývá hodnot od 0 do 360°

Horní index m je azimutální a určuje úhlovou meridionální frekvenci v celočíselné hodnotě, dolní index n značí maximální hodnotu řádu radiální části a je vždy nezáporný. Z rovnice vyplývá, že funkce sinus je užita v případě, kdy m nabývá kladných hodnot, u záporných hodnot m se využívá funkce kosinus. Zernikeho polynomy mají hodnoty omezeny od -1 do 1.

Radiální polynom je poté dán vzorcem:

$$R_n^m(\rho) = \sum_{k=1}^{\frac{n-m}{2}} \frac{(-1)^k (n-k)!}{k! \left(\frac{n+m}{2} - k\right)! \left(\frac{n-m}{2} - k\right)!} \rho^{n-2k} \quad (3.4)$$

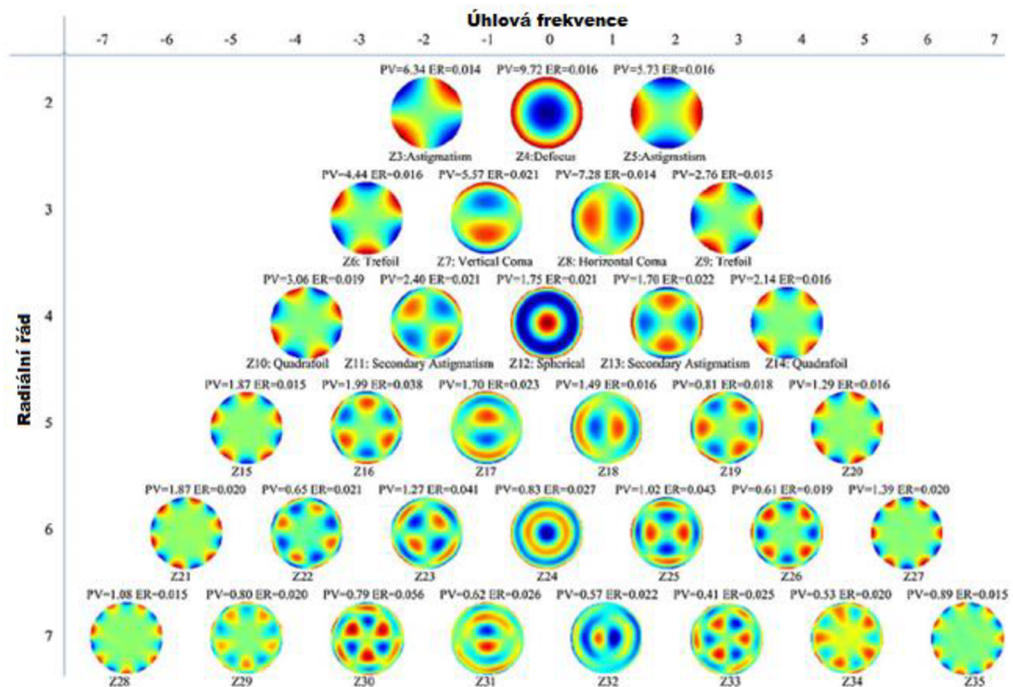
Pro zjednodušený zápis polynomů se zavádí index i , kde

$$i = \frac{n(n+2) + m}{2}. \quad (3.5)$$

Základní tvar vlnové funkce vyjádřené Zernikeho polynomem ve výstupní pupile je následující:

$$W(\rho, \theta) = \sum_{i=1}^{\infty} C_i Z_i(\rho, \theta), \quad (3.6)$$

kde $Z_i(\rho, \theta)$ je i -tý člen polynomu a C_i je koeficient výskytu dané aberace určené polynomem. Pokud je aberační koeficient C_i větší než 1, znamená to, že se zde vyskytují netypické oscilace. Tento výsledný tvar se dosadí do zobecněné pupilové funkce. Zápis polynomů do tabulky je možný jak v polárních souřadnicích, tak i v kartézských souřadnicích. Dále lze Zernikeho polynomy seřadit do symetrické pyramidy (viz obr. 15).



Obr. 15: Pyramida Zernikeho polynomů s vykreslením příslušné deformace vlnoplochy, řazeno na základě úhlové frekvence a radiálního řádu

Jednotlivé polynomy vyjadřují určitou deformaci výsledné vlnoplochy prošlé systémem, s jejich pomocí dokážeme spočítat funkci pro osově nesymetrickou soustavu, lze je aplikovat i na symetrickou, kdy výsledný Zernikeho polynom bude totožný se Seidlovým. Tabulka 1 ukazuje rozdělení na aberace nižšího a vyššího řádu. Obecně je dáno, že 1. a 2. řádu přísluší nižší aberace, od 3. řádu už hovoříme o vyšších aberacích.[19, 21, 22, 23]

Řád aberace	Koeficient		Matematické vyjádření aberací	Název aberace
1. řád	Z_1^{-1}	Z_1	$2\rho \sin \theta$	Naklonění Y
	Z_1^1	Z_2	$2\rho \cos \theta$	Naklonění X
2. řád Nižší aberace	Z_2^{-2}	Z_3	$\sqrt{6}\rho^2 \sin(2\theta)$	Astigmatismus šikmý v ose 45°
	Z_2^0	Z_4	$\sqrt{3}(2\rho^2 - 1)$	Defokusace
	Z_2^2	Z_5	$\sqrt{6}\rho^2 \cos(2\theta)$	Astigmatismus vertikální v ose 0°
3. řád	Z_3^{-3}	Z_6	$\sqrt{8}\rho^3 \sin(3\theta)$	Trefoil sinové fáze (vertikální)
	Z_3^{-1}	Z_7	$\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho) \sin \theta$	Komavertikální
	Z_3^1	Z_8	$\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho) \cos \theta$	Komahorizontální
	Z_3^3	Z_9	$\sqrt{8}\rho^3 \cos(3\theta)$	Trefoilkosinové fáze (šikmý)
4. řád	Z_4^{-4}	Z_{10}	$\sqrt{10}\rho^4 \sin(4\theta)$	Tetrafoil sinové fáze
	Z_4^{-2}	Z_{11}	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2) \sin(2\theta)$	Sekundární astigmatismus šikmý
	Z_4^0	Z_{12}	$\sqrt{5}(6\rho^4 - 6\rho^2 + 1)$	Otvorová vada
	Z_4^2	Z_{13}	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2) \cos(2\theta)$	Sekundární astigmatismus vertikální
	Z_4^4	Z_{14}	$\sqrt{10}\rho^4 \cos(4\theta)$	Tetrafoilkosinové fáze
5. řád	Z_5^{-5}	Z_{15}	$\sqrt{12}\rho^5 \sin(5\theta)$	Pentafoilsinové fáze
	Z_5^{-3}	Z_{16}	$\sqrt{12}(5\rho^5 - 4\rho^4) \sin(3\theta)$	Sekundární trefoilsinové fáze
	Z_5^{-1}	Z_{17}	$\sqrt{12}(10\rho^5 - 12\rho^3 + 3\rho) \sin \theta$	Sekundární koma vertikální
	Z_5^1	Z_{18}	$\sqrt{12}(10\rho^5 - 12\rho^3 + 3\rho) \cos \theta$	Sekundární koma horizontální
	Z_5^3	Z_{19}	$\sqrt{12}(5\rho^5 - 4\rho^4) \cos(3\theta)$	Sekundární trefoilkosinové fáze
	Z_5^5	Z_{20}	$\sqrt{12}\rho^5 \cos(5\theta)$	Pentafoilkosinové fáze
6. řád	Z_6^{-6}	Z_{21}	$\sqrt{14}\rho^6 \sin(6\theta)$	Hexafoilsinové fáze
	Z_6^{-4}	Z_{22}	$\sqrt{14}(6\rho^6 - 5\rho^4) \sin(4\theta)$	Sekundární tetrafoilsinové fáze
	Z_6^{-2}	Z_{23}	$\sqrt{14}(15\rho^6 - 20\rho^4 + 6\rho^2) \sin(2\theta)$	Terciální astigmatismus vertikální
	Z_6^0	Z_{24}	$\sqrt{7}(20\rho^6 - 30\rho^4 + 12\rho^2 - 1)$	Sekundární otvorová vada
	Z_6^2	Z_{25}	$\sqrt{14}(15\rho^6 - 20\rho^4 + 6\rho^2) \cos(2\theta)$	Terciální astigmatismus šikmý
	Z_6^4	Z_{26}	$\sqrt{14}(6\rho^6 - 5\rho^4) \cos(4\theta)$	Sekundární tetrafoilkosinové fáze
	Z_6^6	Z_{27}	$\sqrt{14}\rho^6 \cos(6\theta)$	Hexafoilkosinové fáze

Tab.1: Zernikeho polynomy v polárních souřadnicích

3.3.3. Vady příslušné Zernikeho polynomům

Vady popsané jednotlivými Zernikovými polynomy lze dělit na vady zobrazení nižšího a vyššího řádu. Do nižšího řádu aberací řadíme naklonění, defokusaci a astigmatismus. Tyto aberace, na rozdíl od aberací vyššího řádu, můžeme korigovat například brýlovými nebo kontaktními čočkami v případě, že daným systémem je lidské oko. Vyšší řád aberací už snadno vykorigovat nelze. Mezi ně řadíme komu, otvorovou vadu, sekundární astigmatismus, trefoil a další. [20, 21]

Dále se budeme věnovat jednotlivým vadám. Pro každou vadu zobrazení bude spočítána bodová rozptylová funkce PSF a modul optické přenosové funkce MTF pro znázornění, jak daná aberace ovlivňuje kvalitu zobrazení.

Zvolila jsem si pro popis prvních čtrnáct aberací popsaných Zernikeho polynomy, protože v souvislosti se zobrazováním okem právě tento soubor vad je podstatný. [22]

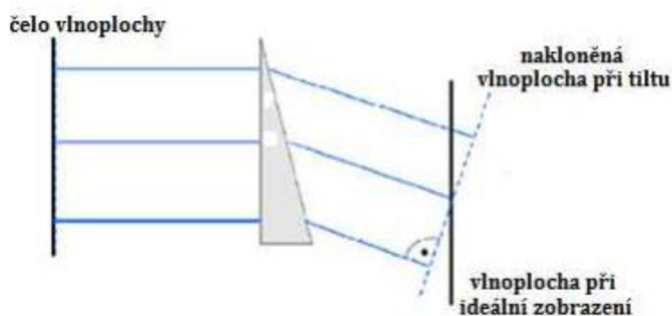
3.3.3.1. Aberace nižšího řádu

Aberace nižšího řádu lze snadno popsat v rámci geometrické optiky pomocí trasování paprsků. Zároveň, jak již bylo výše uvedeno, je možné zobrazovací systém s těmito vadami snadno korigovat.

3.3.3.1.1. Naklonění (Tilt)

Tato vada zobrazení nebývá hodnocena z hlediska kvality zobrazení, protože ovlivňuje pouze pozici obrazu, kterou způsobují prizmatické členy zobrazovací soustavy. Je kvantifikována jako průměrné zešikmení v osách X a Y při průchodu skrze pupilu.

Odpovídají mu Zernikeho polynomy Z_1 a Z_2 . [20, 23]



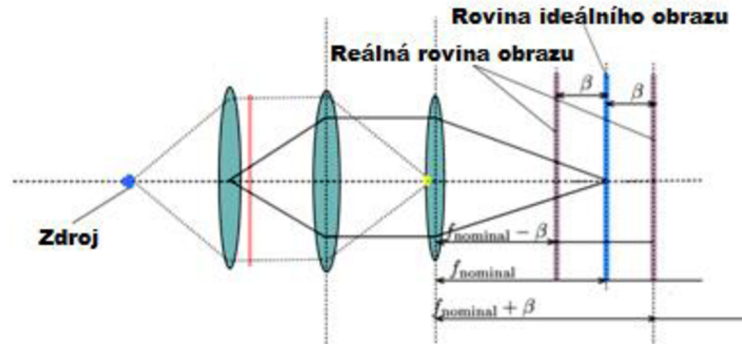
Obr. 16: Vlnoplocha při naklonění

3.3.3.1.2. Defokusace

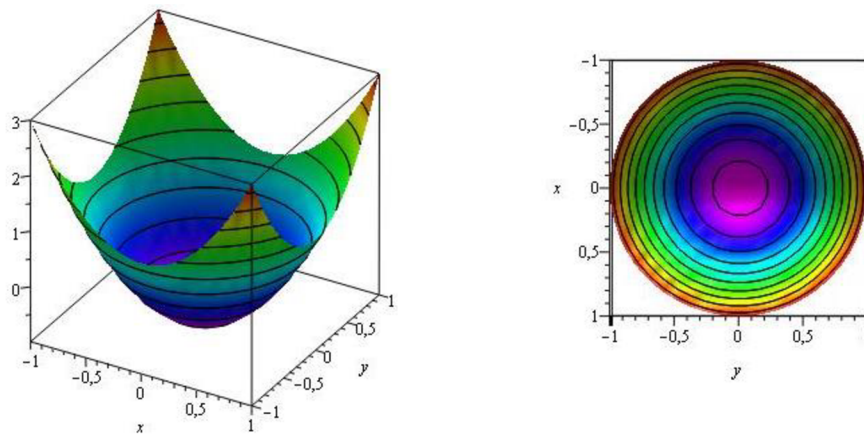
Defokusace, neboli rozostření, je osová vada zobrazení. Jedná se o stav, kdy je reálná rovina obrazu zobrazovací soustavy posunuta po optické ose směrem před nebo za rovinu ideálního obrazu, například stínítko nebo sítnice. Na oku hovoříme o stavu přítomnosti sférické refrakční vady – hypermetropie a myopie viz kapitolu 4.

Odpovídá jí Zernikeho polynom Z_4 .

[4, 19, 23]

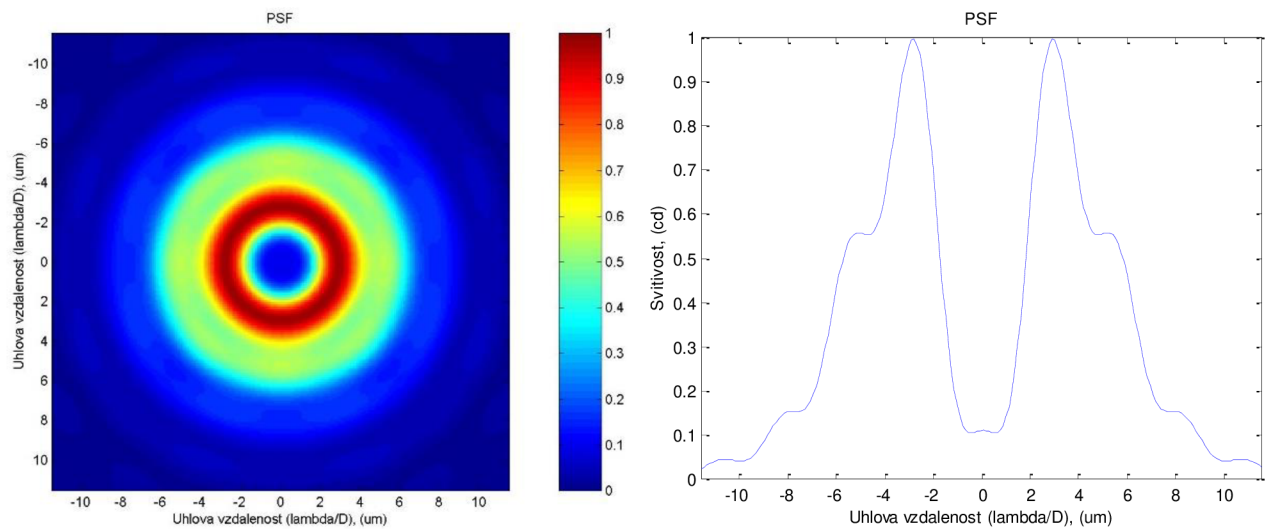


Obr. 17: Schéma zobrazovacího systému zatíženého defokusací. Modrý bod na levé straně je zdrojem paprsků, uprostřed je zobrazovací soustava, napravo tři svislé čáry; modrá uprostřed je rovina ideálního zobrazení předmětu, dvě svislé fialové jsou reálné roviny vzniklého obrazu



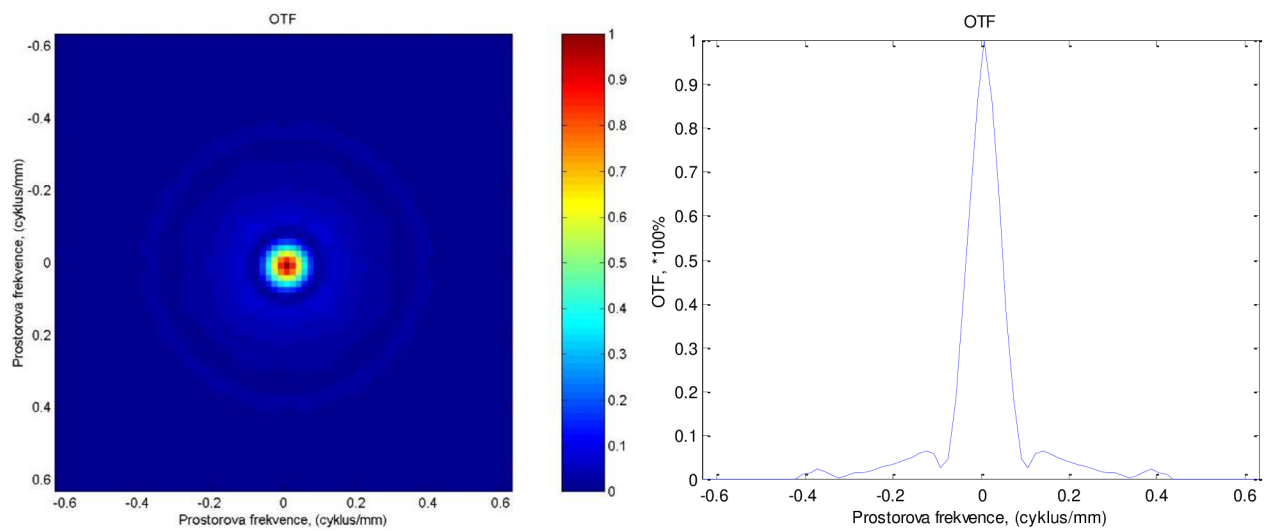
Obr. 18: Aberovaná vlnoplocha při defokusaci

PSF:



Obr. 19: Vlevo je grafické znázornění PSF, vpravo je odpovídající graf

OTF:



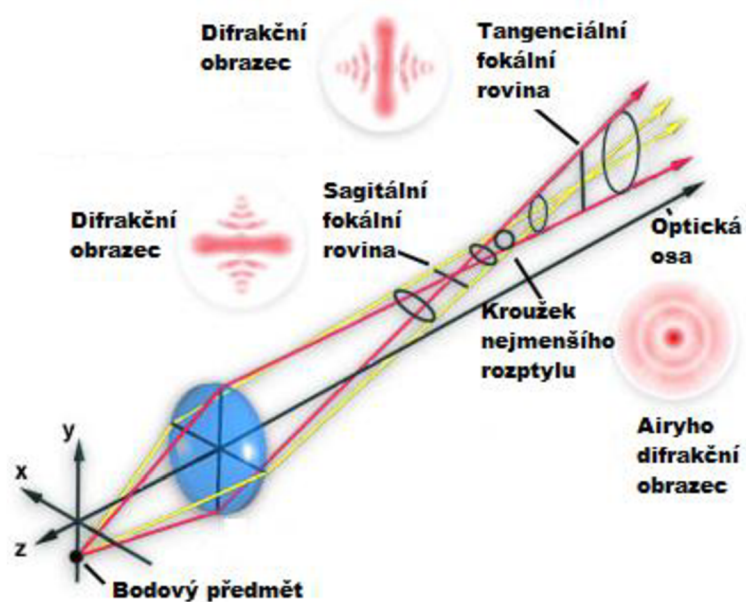
Obr. 20: Vlevo je grafické znázornění MTF, vpravo je odpovídající graf

3.3.3.1.3. Astigmatismus

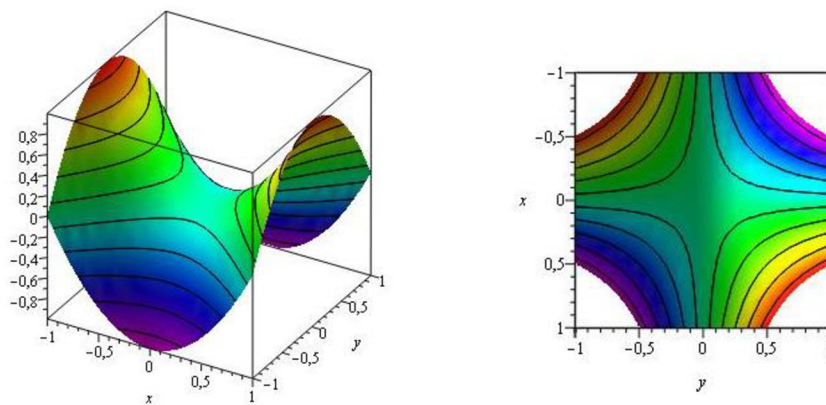
Astigmatismus představuje vadu, která u soustav se sférickými plochami nastává, když zdroj paprsků leží mimo optickou osu. Ve svazku paprsků pak nacházíme hlavní paprsek, tangenciální a sagitální paprsky. Tyto paprsky vymezují dvě roviny – tangenciální je vymezena předmětovým bodem, hlavním paprskem a optickou osou, sagitální obsahuje hlavní paprsek a prochází kolmo k tangenciální rovině. Paprsky se neprotínají v jednom fokálním (obrazovém) bodě, ale vytvářejí dvě fokály ve tvaru vzájemně kolmých úseček.

Astigmatismu odpovídají Zernikeho polynomy Z_3 a Z_5 .

[4, 20, 21, 23]

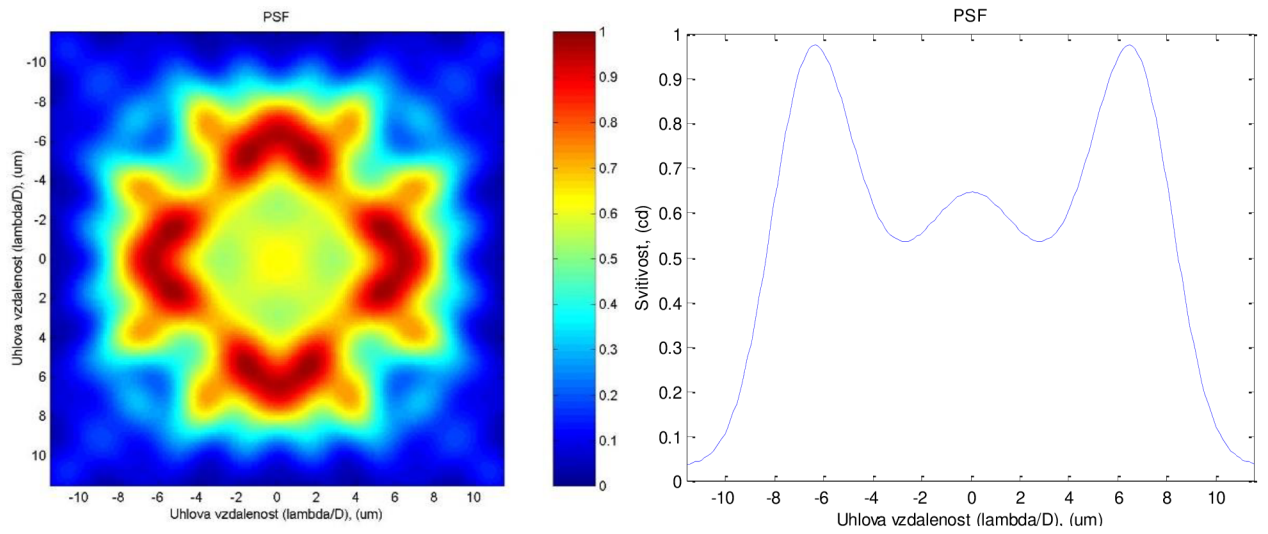


Obr. 21: Zobrazení systémem s astigmatickou aberací. Červené paprsky leží v tangenciální rovině, žluté v sagitální rovině. Je zde také znázorněna deformace Airyho disku v sagitální i tangenciální fokále



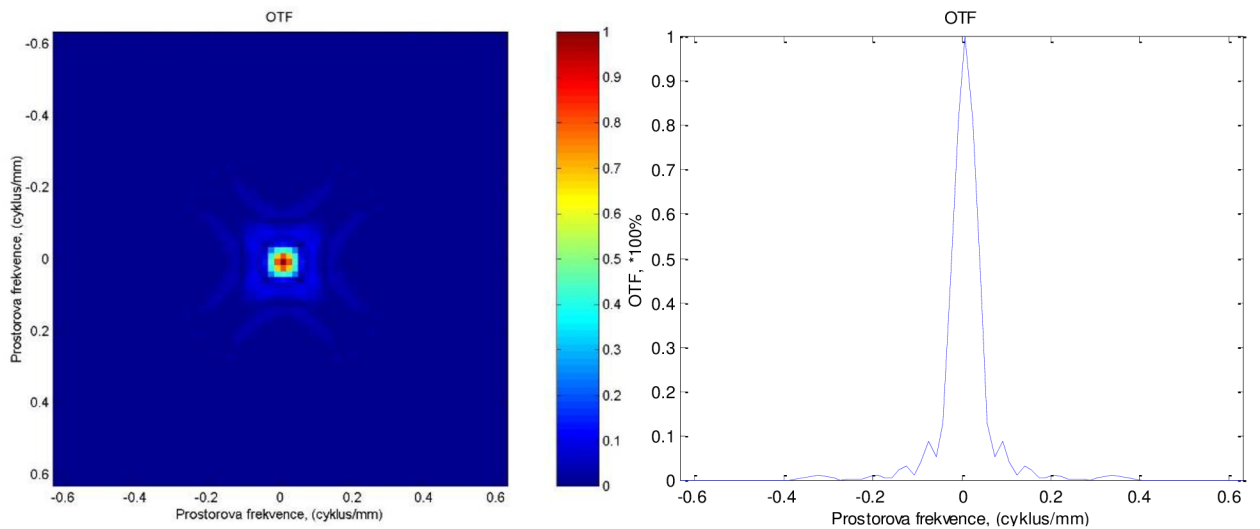
Obr. 22: Aberovaná vlnoplocha při astigmatismu

PSF:



Obr. 23: Vlevo je grafické znázornění PSF, vpravo je odpovídající graf

OTF:



Obr. 24: Vlevo je grafické znázornění MTF, vpravo je odpovídající graf

3.3.3.2. Aberace vyššího řádu

Předchozí tvrzení o snadné korekci zobrazovacích vad nižšího řádu už neplatí pro aberace vyššího řádu. Tyto vady lze na oku korigovat pouze laserovou refrakční chirurgií. V případě vad zobrazovacího systému složeného z čoček je nasnadě zdokonalení povrchové úpravy a úplné doleštění materiálu.

Zároveň vady zobrazení vyššího řádu už nedokážeme všechny uspokojivě popsat pomocí geometrické optiky, více se zde projevuje vlnová vlastnost procházejícího světla

V následujícím textu popíšeme vyšší aberace popsané Zernikeho polynomy do jejich 3. řádu.

[4, 19]

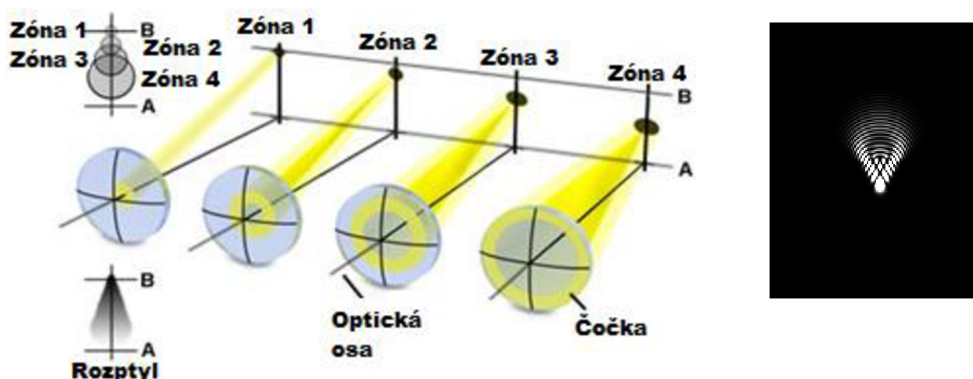
3.3.3.2.1. Koma

Koma patří do aberací vyššího řádu a to konkrétně do 3. řádu. Sekundární komu pak nacházíme mezi vadami 5. řádu, atd. Koma se typicky objevuje při zobrazení bodu mimo optickou osu širokým svazkem paprsků soustavou se sférickými plochami. Průřez svazku paprsků prošlých čočkou má typický tvar protáhlé skvrny s nerovnoměrným rozložením intenzity, který připomíná kometu s jejím ocasem, tato podobnost dala aberaci její název. Velikost komy závisí na tloušťce čočky, která způsobuje, že paprsky blíže optické ose se lámou dále než paprsky procházející periferií. Pro korekci komy je důležité potlačit její asymetrický tvar, ale pro obtížnost této korekce je považována za nejproblematictější aberaci.

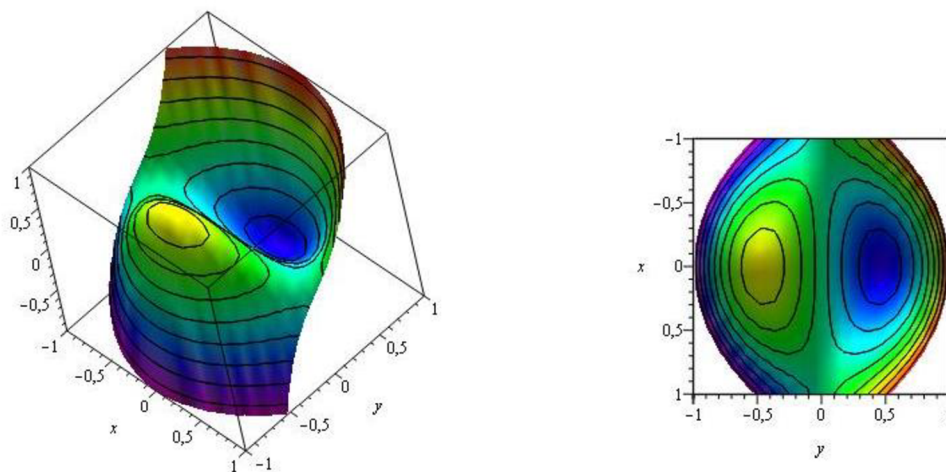
Komu lze dělit na vertikální a horizontální, kdy je poloha určena směrem deformace obrazu.

Komě odpovídají Zernikeho polynomy Z_7 a Z_8 .

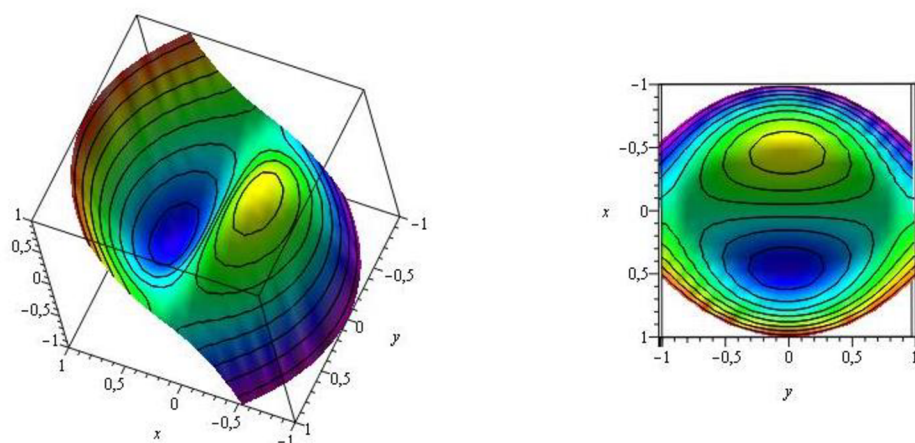
[4, 19, 22, 23]



Obr. 25: Schematické znázornění, jakým způsobem vzniká koma, paprsky ze zóny 1 prochází paraxiálním prostorem a vytváří nejostřejší obraz, zatímco paprsky v zónách 2 – 4 prochází dále do periferie a vytváří méně intenzivní, neostřejší obraz. Napravo zobrazení bodového zdroje světla s aberací horizontální koma

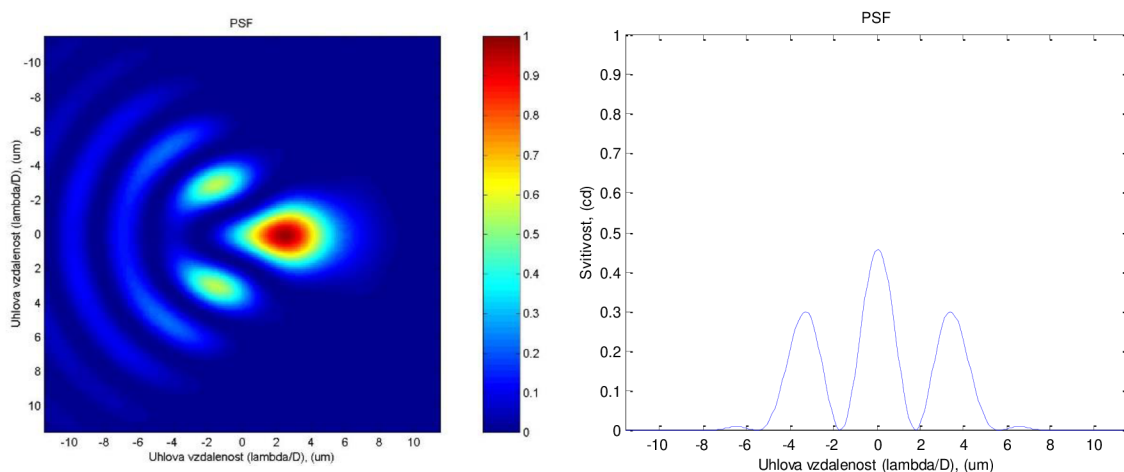


Obr. 26: Aberovaná vlnoplocha při horizontální komě

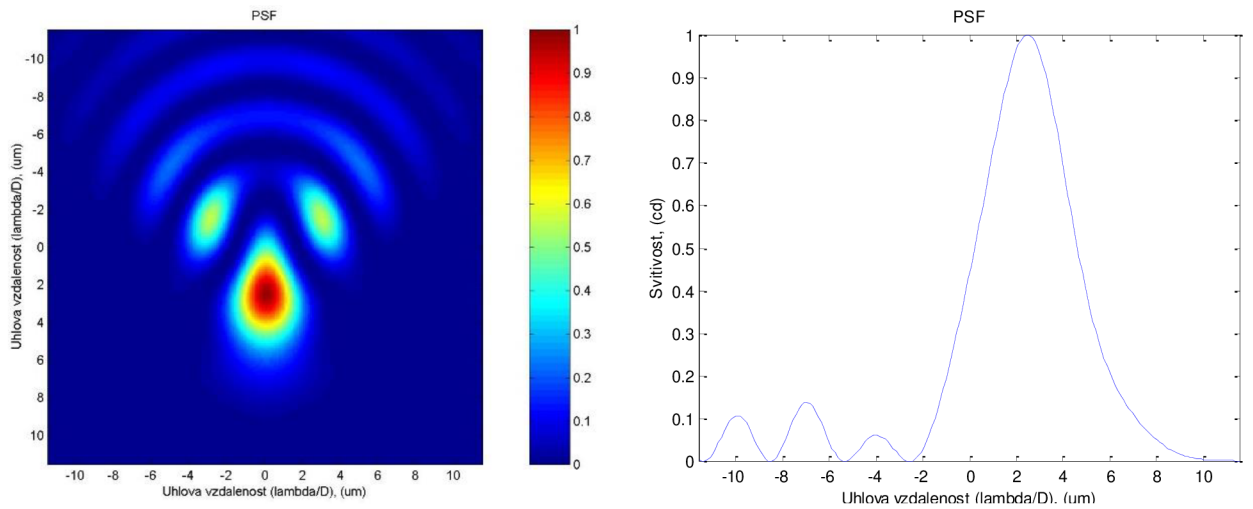


Obr. 27: Aberovaná vlnoplocha při vertikální komě

PSF:

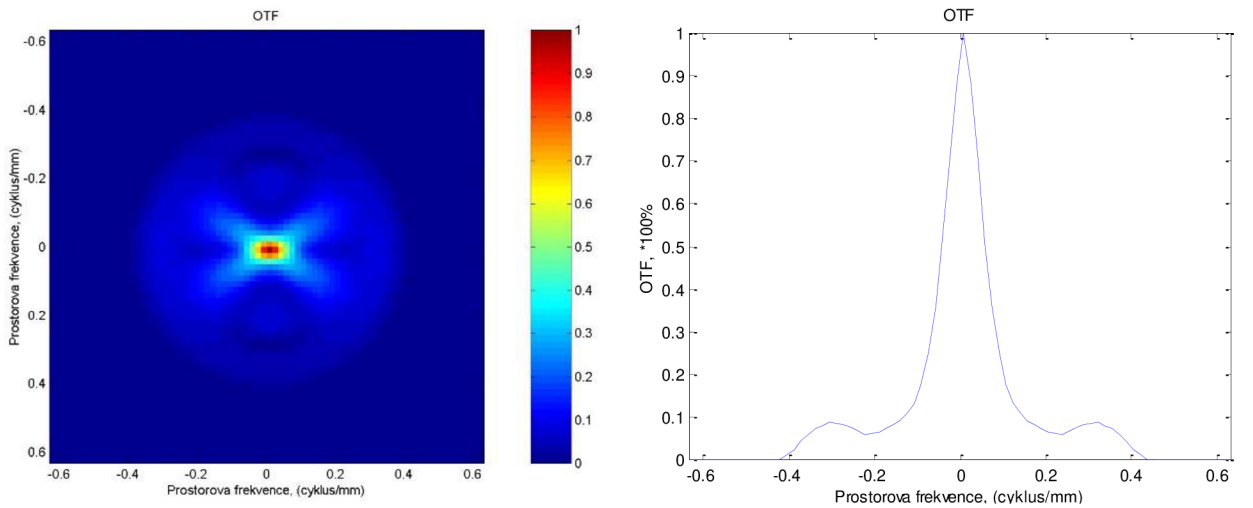


Obr. 28: Vlevo je grafické znázornění PSF, vpravo je odpovídající graf pro horizontální komu, řez vede svislým směrem

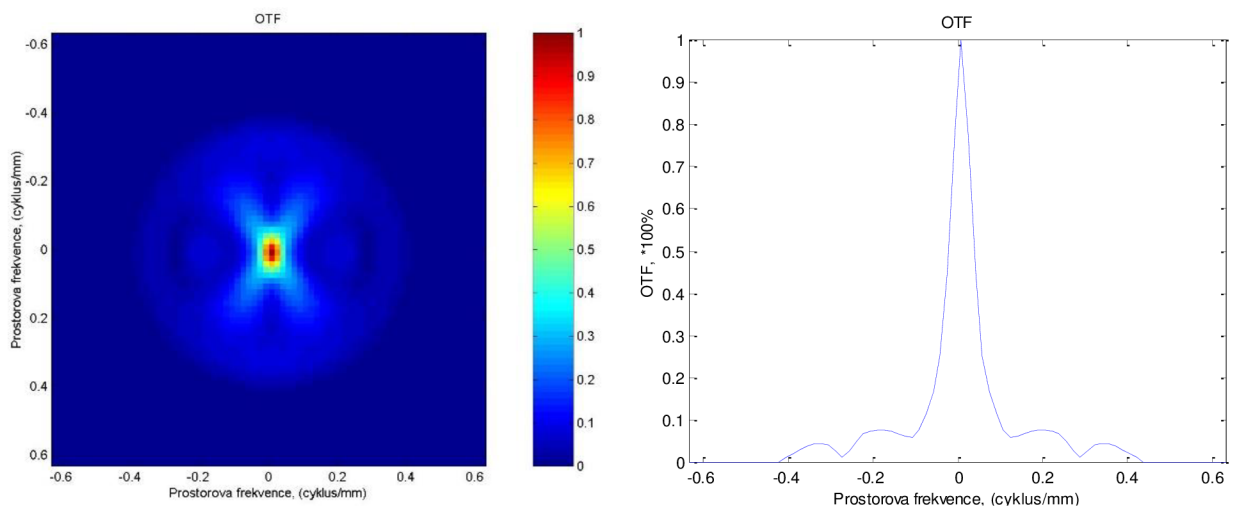


Obr. 29: Vlevo je grafické znázornění PSF, vpravo je odpovídající graf pro vertikální komu, řez vede svislým směrem

OTF:



Obr. 30: Vlevo je grafické znázornění MTF, vpravo je odpovídající graf pro horizontální komu



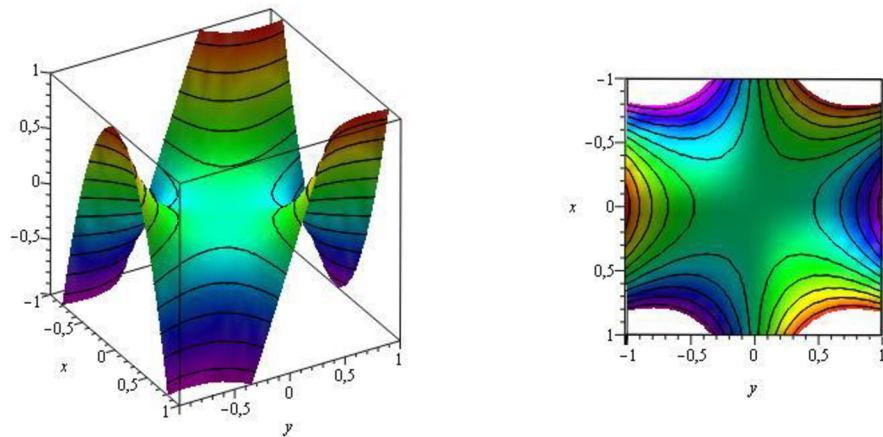
Obr. 31: Vlevo je grafické znázornění MTF, vpravo je odpovídající graf pro vertikální komu

3.3.3.2.2. Trefoil

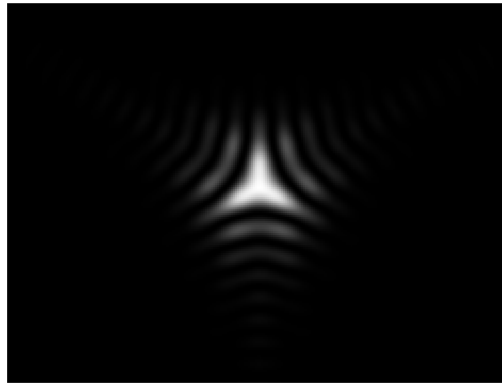
Trefoil je také vada 3. řádu jako koma, ale nezpůsobující snížení kvality obrazu v porovnání s komou. Tato vada se podobá astigmatismu s rozdílem jedné osy navíc, proto se užívá označení trojúhelníkovitý astigmatismus. Při pohledu optickým systémem s aberací bude obraz bodového objektu vypadat jako třibodová hvězda.

Trefoilu odpovídají Zernikeho polynomy Z_6 a Z_9 .

[22]

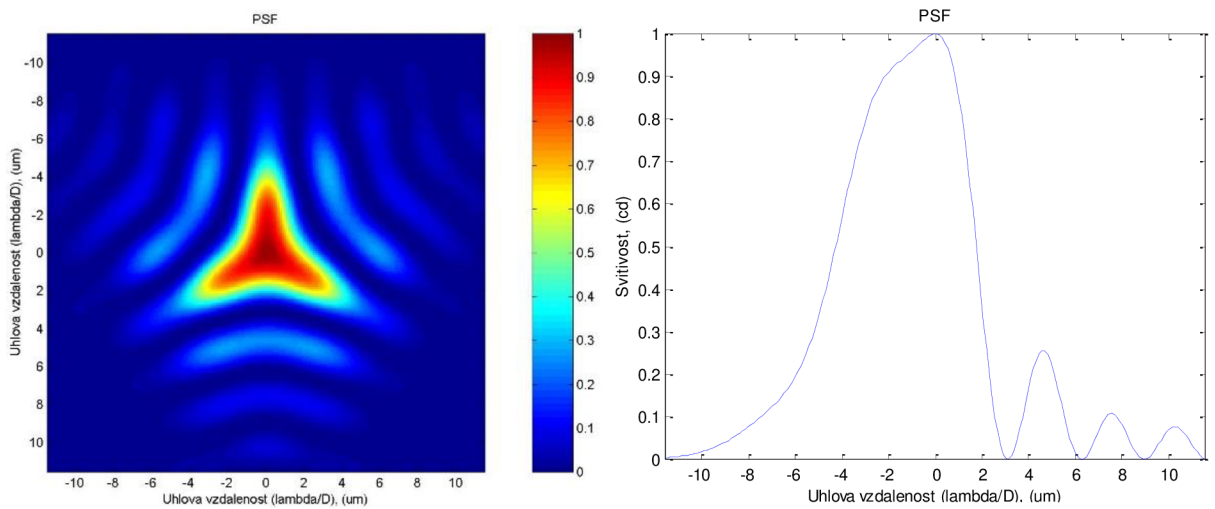


Obr. 32: Aberovaná vlnoplocha při trefoil



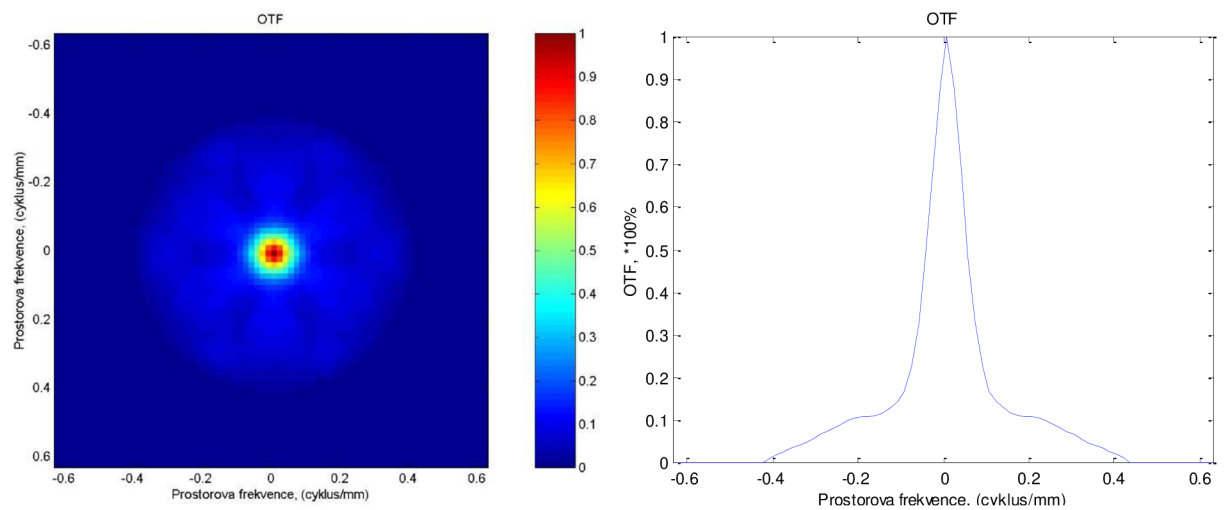
Obr. 33: Zobrazení bodového zdroje světla s aberací trefoil

PSF:



Obr. 34: Vlevo je grafické znázornění PSF, vpravo je odpovídající graf, řez vede svisle dolů

OTF:



Obr. 35: Vlevo je grafické znázornění MTF, vpravo je odpovídající graf

3.3.3.2.3. Otvorová vada

Otvorová vada, nebo téžsférická aberace a kulová vada, se nejčastěji vyskytuje u čoček s kulovými nebo rovinnými povrchy, při zobrazení předmětu ležícího na optické ose širokým svazkem paprsků. Řadíme ji do vyšších aberací, přesněji do 4. řádu.

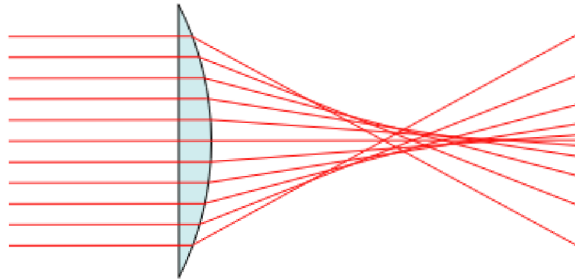
Vzniká v důsledku odlišných ohniskových vzdáleností pro paprsky různě vzdálené od optické osy a tím pádem se procházející paprsky neprotnou v jednom bodě na optické ose. Paprsky jdoucí dále od optické osy se po průchodu systémem protnou v bodě ležícím blíže

k poslední lomivé ploše, zatímco paprsky bližší k ose se protnou dále od poslední lomivé plochy.

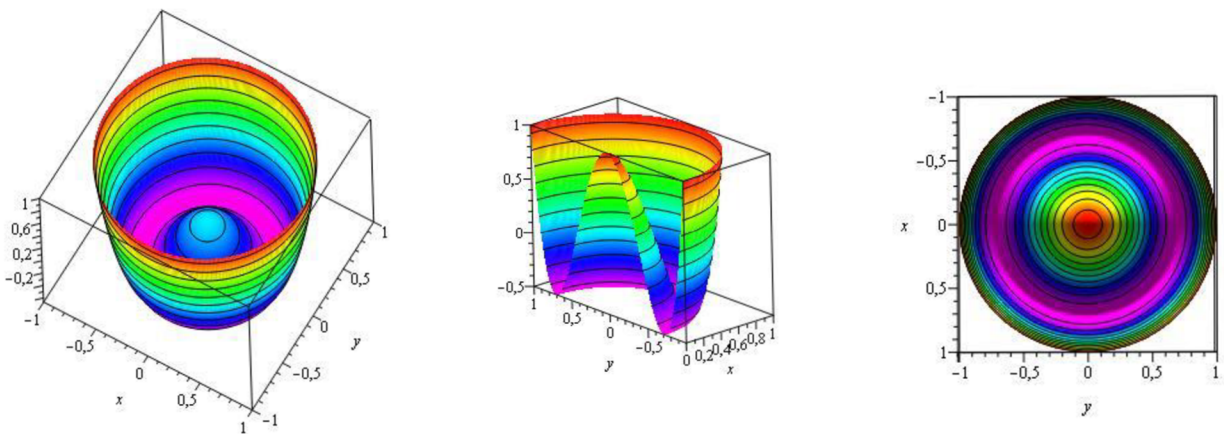
Obrazem nebude ostrý bod, ale neostře ohraničená ploška. Otvorová vada jde zmírnit zúžením aperturní clony, v našem případě pupily.

Odpovídá jí Zernikeho polynom Z_{12} .

[18, 19]



Obr. 36: Schematické znázornění průchodu paprsků při otvorové vadě

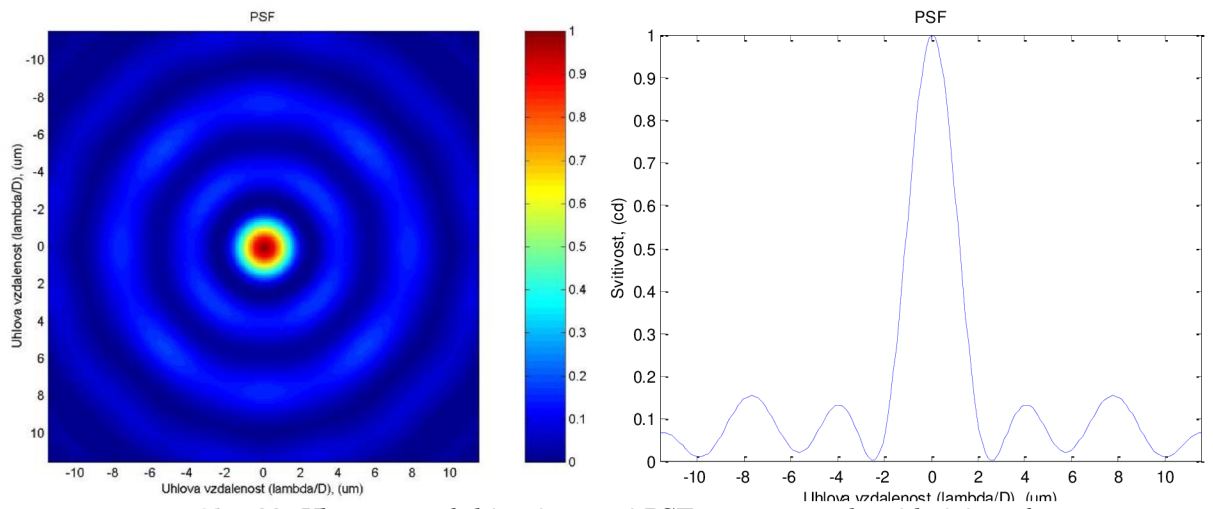


Obr. 37: Aberovaná vlnoplocha při sférické aberaci



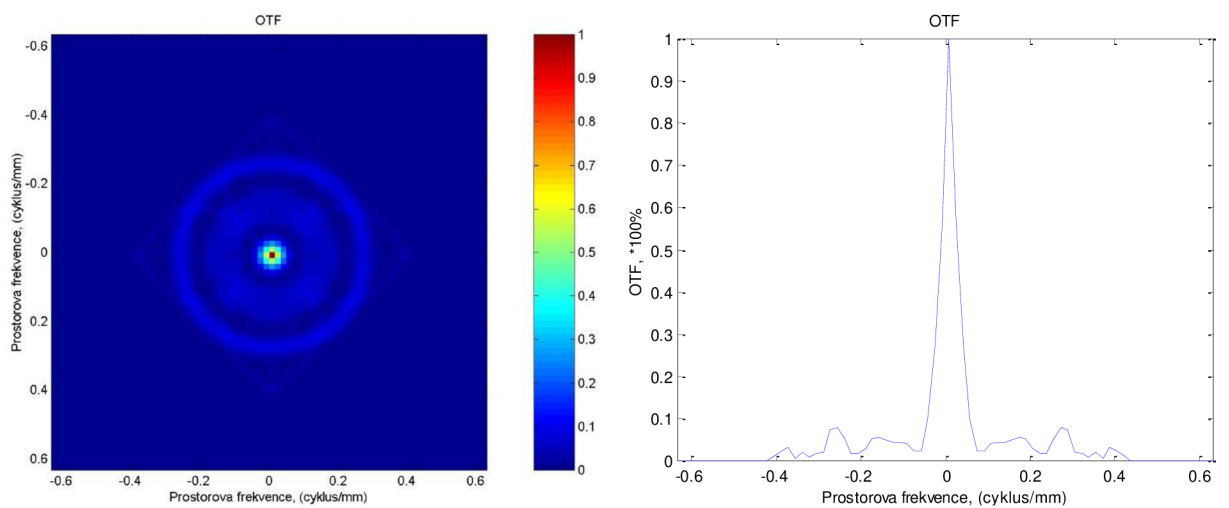
Obr. 38: Obraz bodového zdroje světla systémem zatíženým sférickou aberací

PSF:



Obr. 39: Vlevo je grafické znázornění PSF, vpravo je odpovídající graf

OTF:



Obr. 40: Vlevo je grafické znázornění MTF, vpravo je odpovídající graf

Další aberace vyššího řádu už nejsou snadno popsatelné pomocí geometrické optiky a hraje v nich významnou roli vlnový charakter světla. K aberacím 4. řádu patří navíc sekundární astigmatismus a tetrafoil.

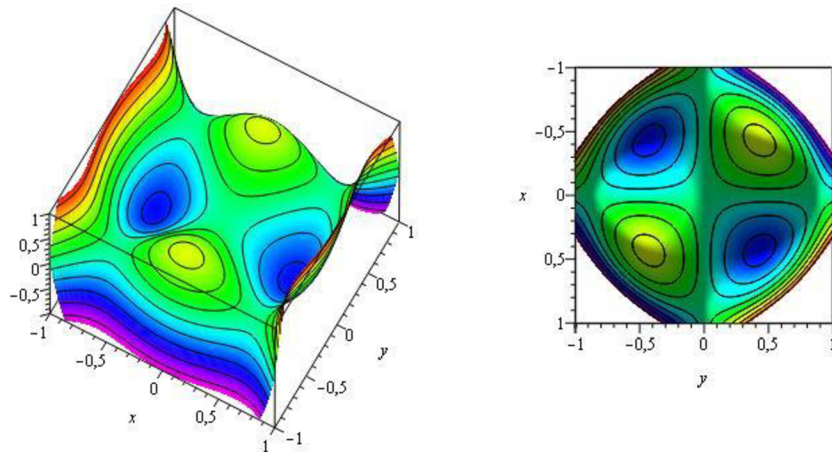
[19]

3.3.3.2.4. Sekundární astigmatismus

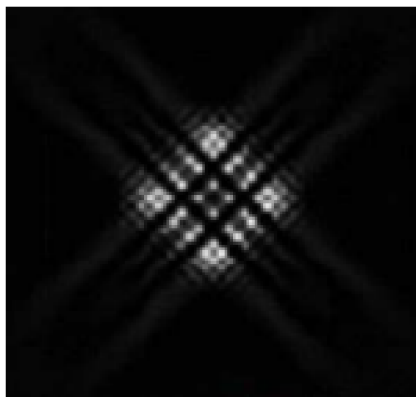
Sekundární astigmatismus lze popsat pomocí astigmatismu primárního, jeho hodnota je závislá na velikosti pupily systému. Jedná se o rotačně nesymetrickou vadu.

Této vadě odpovídají Zernikeho polynomy Z_{11} a Z_{13} .

[23]

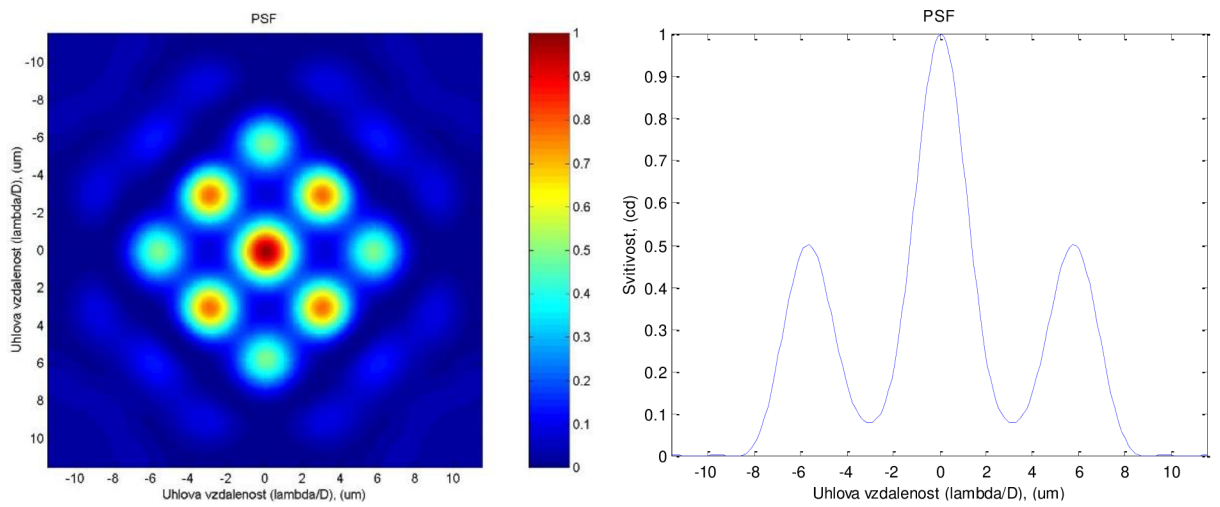


Obr. 41: Aberovaná vlnoplocha při sekundárním astigmatismu



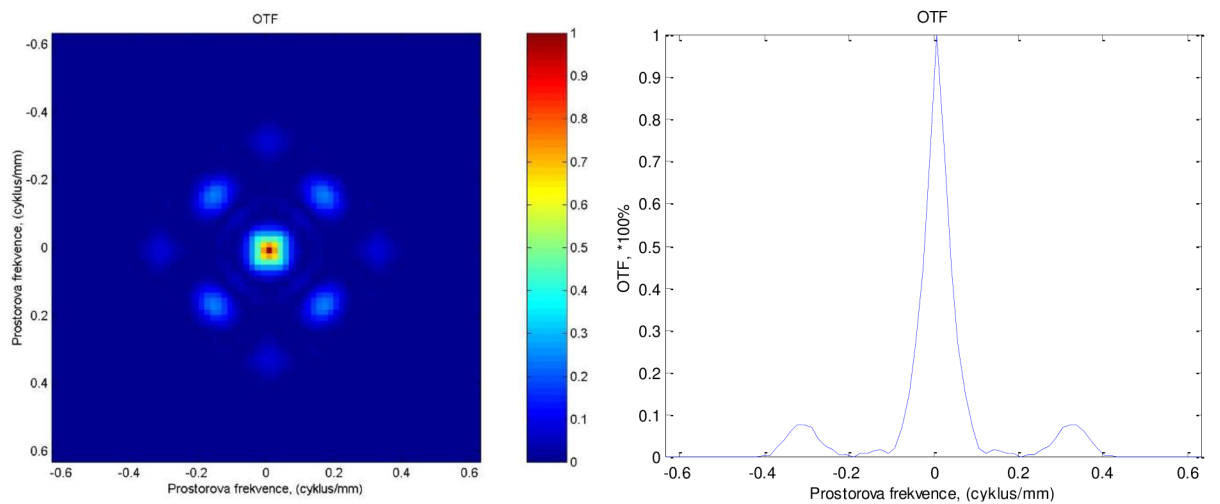
Obr. 42: Obraz bodového zdroje světla při sekundárním astigmatismu

PSF:



Obr. 43: Vlevo je grafické znázornění PSF, vpravo je odpovídající graf

OTF:



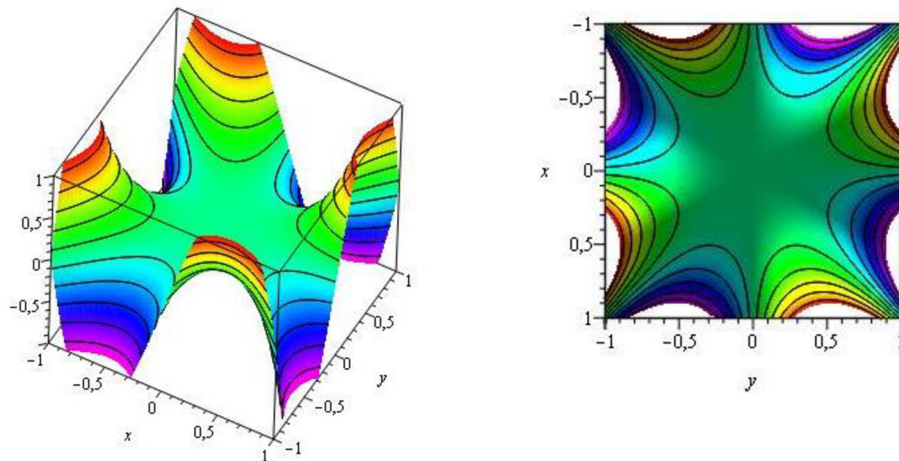
Obr. 44: Vlevo je grafické znázornění MTF, vpravo je odpovídající graf

3.3.3.2.5. Tetrafoil

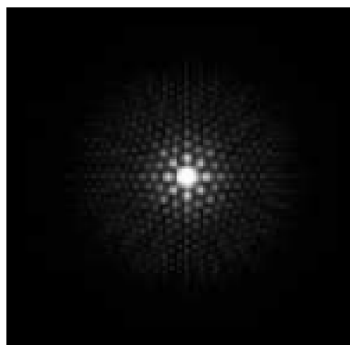
Tetrafoil se vyznačuje přítomností čtyř os, obrazbodového zdroje světla je viděn rozptýlen do čtyř stran.

Tetrafoilu odpovídají Zernikeho polynomy Z_{10} a Z_{14} .

[23]

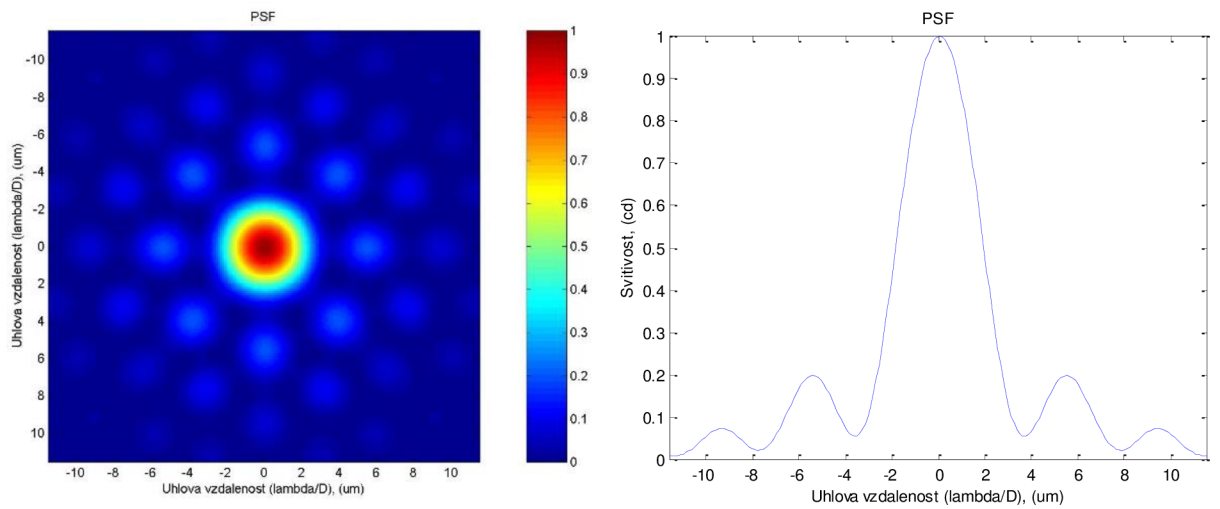


Obr. 45: Aberovaná vlnoplocha při tetrafoilu



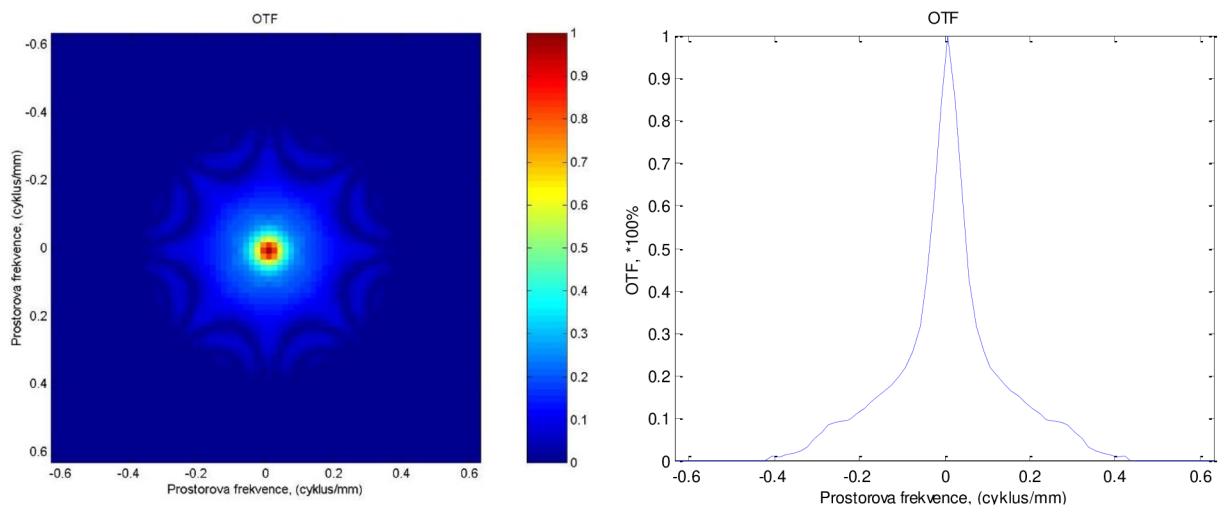
Obr. 46: Obraz bodového zdroje světla při vadě tetrafoil

PSF:



Obr. 47: Vlevo je grafické znázornění PSF, vpravo je odpovídající graf

OTF:



Obr. 48: Vlevo je grafické znázornění MTF, vpravo je odpovídající graf

3.3.4. Balancované aberace

Přesto, že byly výše popsány jednotlivé aberace, ve skutečnosti se v zobrazovacím systému vyskytuje více aberací najednou, které navzájem ovlivňují svůj účinek na koncový obraz, častěji ve prospěch zhoršení. Celkový aberační stav zobrazovacího systému lze vyjádřit pomocí středního kvadratického průměru.

3.3.4.1. Kvadratický průměr RMS

RMS je zkratka z anglického Root Mean Square, jedná se o statistickou funkci, která popisuje, jak se liší vlnoplocha od referenční sféry.

Je definován jako odmocnina z průměru druhých mocnin odchylky tvaru vlnoplochy od referenční sféry. Měření RMS pro každou aberaci zahrnuje vybalancování rozdílu mezi aberací a dokonalou sférou a její zprůměrování na pupile. Různé aberace mohou mít stejnou RMS na pupile s různým účinkem na kvalitu vidění, proto RMS nesouvisí s vizem. Většina očí má celkové hodnoty RMS menší než $0,3 \mu\text{m}$.

Pokud se jedná o systém jedné lomivé plochy, všechny vyskytující se aberace jsou na sobě závislé, pokud změníme jen jednu z nich, bude na to reagovat celý systém. S narůstajícím počtem lomivých ploch závislost aberací na sobě klesá, aberace se stanou na sobě nezávislými.

V důsledku přítomnosti více zobrazovacích vad, můžeme na systému najít jakoukoliv kombinaci aberací čtvrtého řádu, protože jsou nejlépe vyrovnávacím členem při přítomnosti aberací pátého a vyššího řádu. Tento fakt je důležitý při tvorbě zobrazovacích systémů, jako dalekohledy nebo mikroskopy, protože nedokážeme bez zásahu do lomivých ploch zkorigovat aberace vyšších řádů.

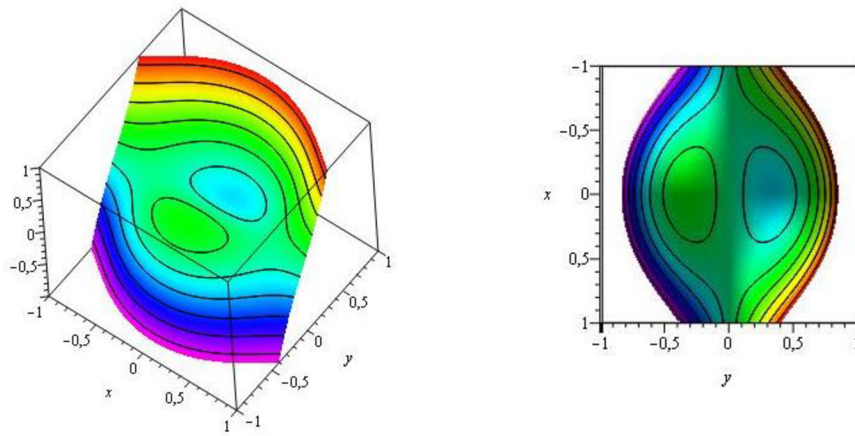
[15, 20]

3.3.4.2. Balancované Zernikeho polynomy

V této podkapitole se budu věnovat kombinacím aberací, které zlepšují kvalitu zobrazení. Jak je uvedeno výše, jedná se o polynomy lišící se o dva radiální řády, ale mající stejnou frekvenci až na pátý příklad kombinace, kdy jsem vybrala aberace, které se nevyrovnávají.

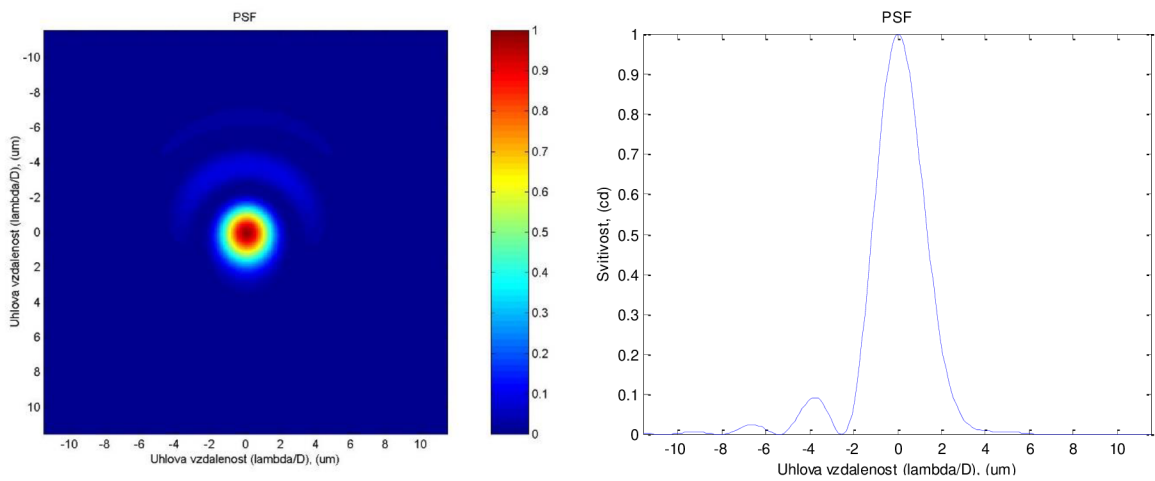
3.3.4.2.1. Naklonění Z(-1,1) a vertikální koma Z(-1,3)

Výsledná vlnplocha:



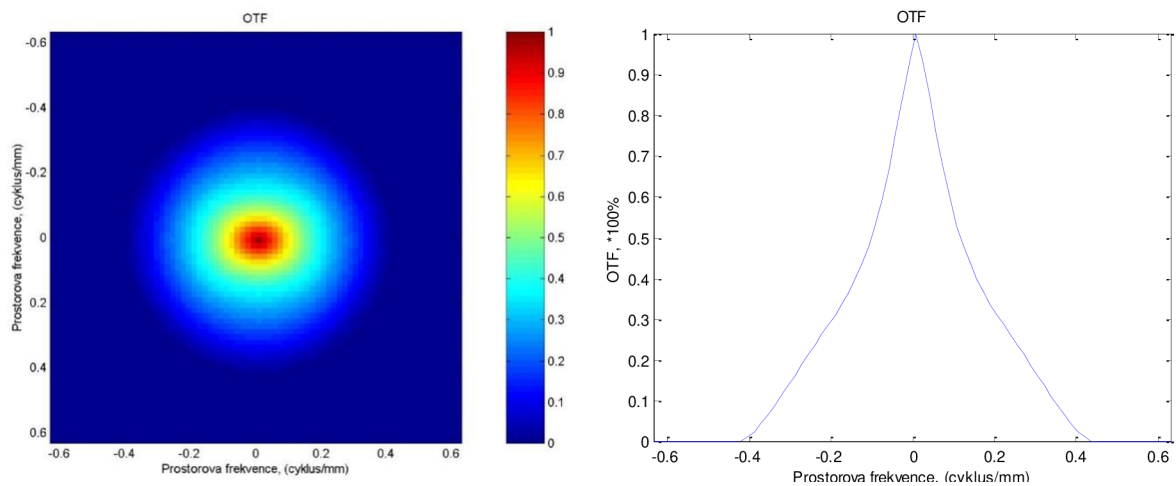
Obr. 49: Vlnplocha pro balancované aberace

PSF:



Obr. 50: Vlevo je grafické znázornění PSF, vpravo je odpovídající graf, řez ve svislém směru

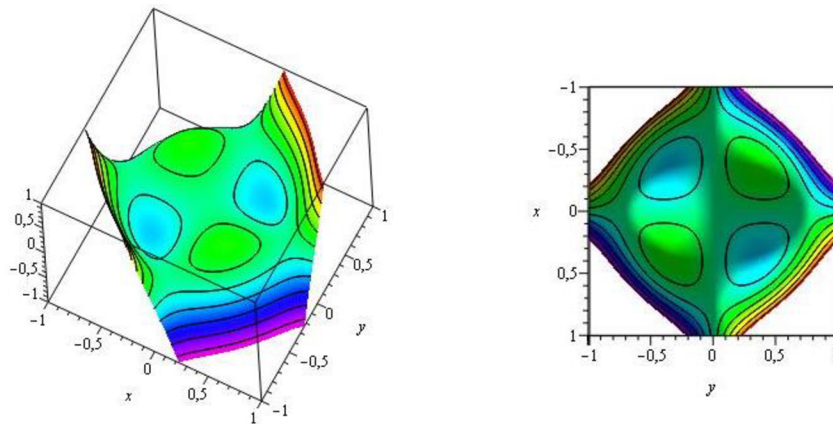
OTF:



Obr. 51: Vlevo je grafické znázornění MTF, vpravo je odpovídající graf

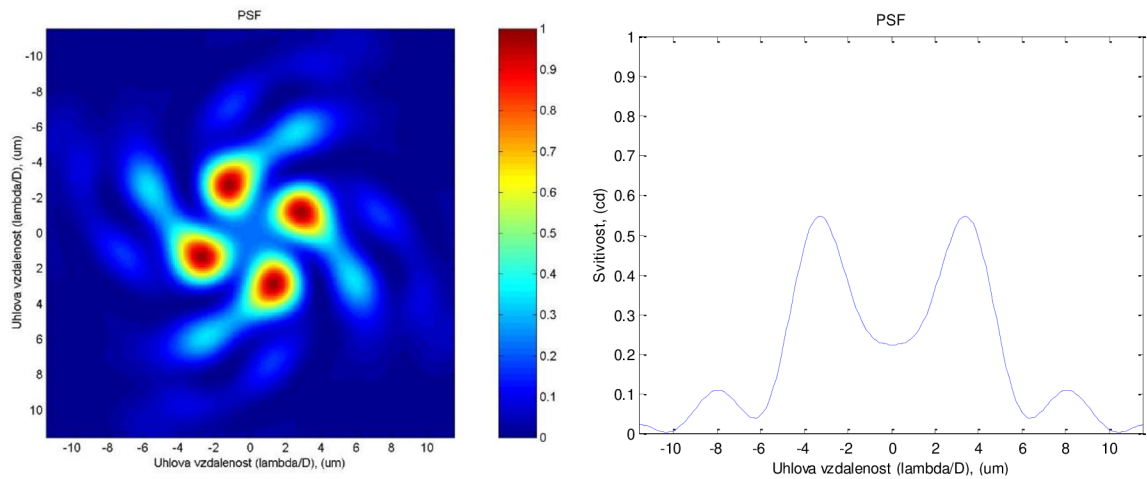
3.3.4.2.2. Astigmatismus Z(-2,2) a sekundární astigmatismus Z(-2,4)

Výsledná vlnoplocha:



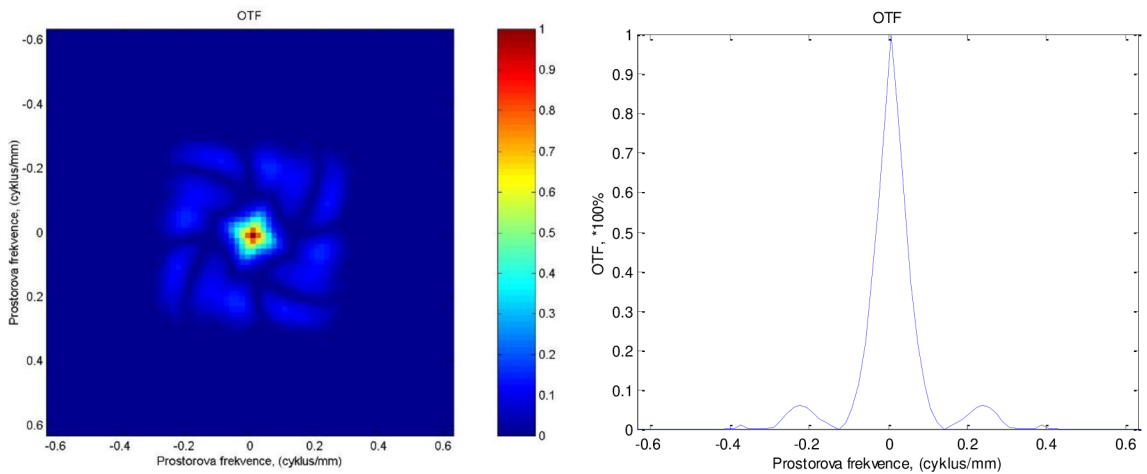
Obr. 52: Vlnoplocha pro balancované aberace

PSF:



Obr. 53: Vlevo je grafické znázornění PSF, vpravo je odpovídající graf

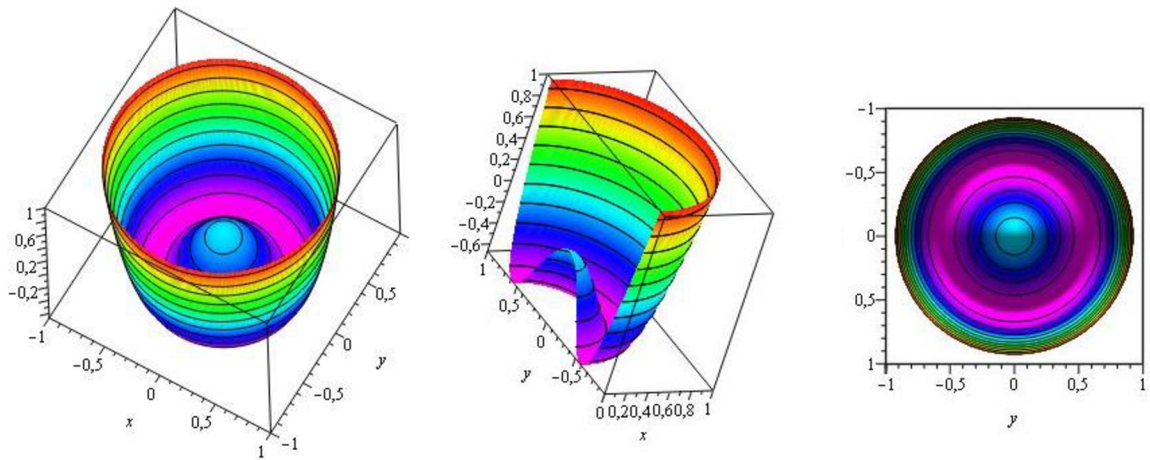
OTF:



Obr. 54: Vlevo je grafické znázornění MTF, vpravo je odpovídající graf

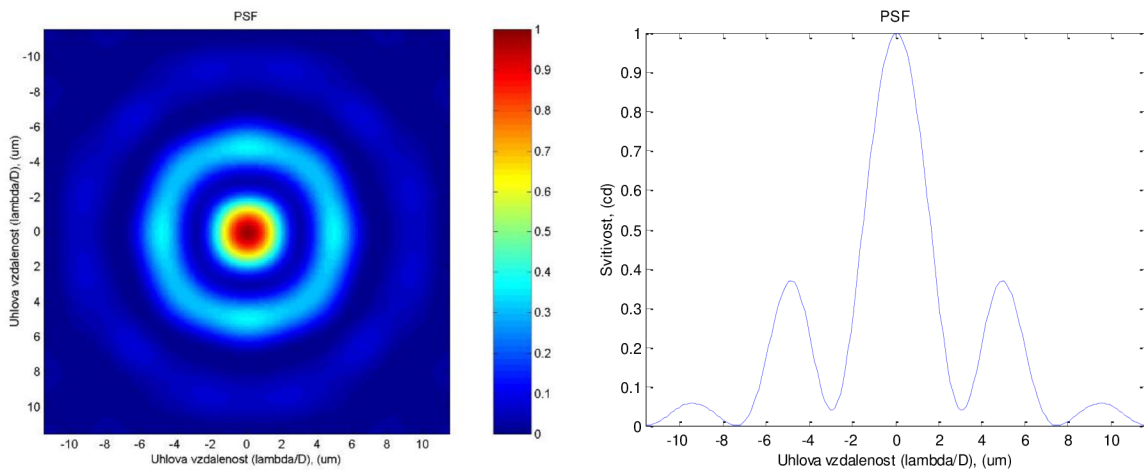
3.3.4.2.3. Defokus Z(0,2) a otvorová vada Z(0,4)

Výsledná vlnoplocha:



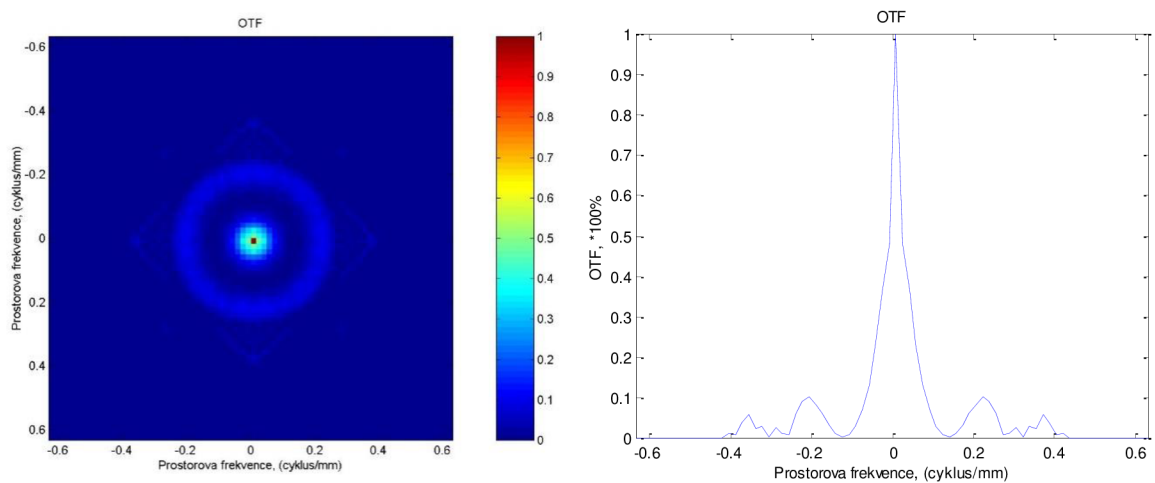
Obr. 55: Vlnoplocha pro balancované aberace

PSF:



Obr. 56: Vlevo je grafické znázornění PSF, vpravo je odpovídající graf

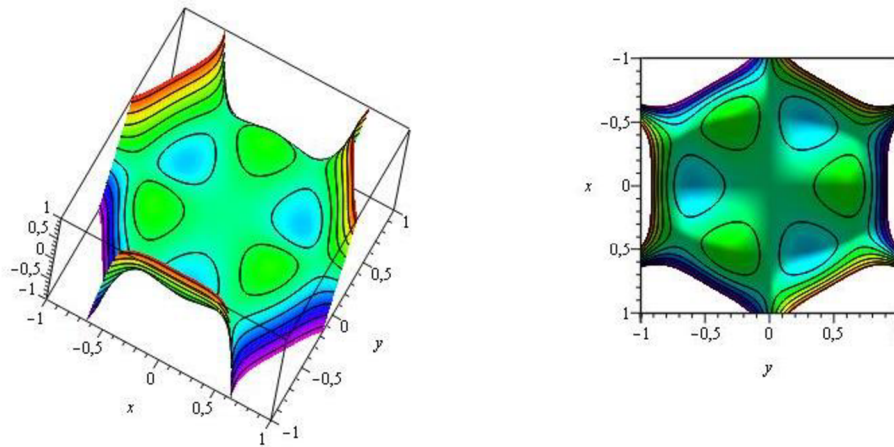
OTF:



Obr. 57: Vlevo je grafické znázornění MTF, vpravo je odpovídající graf

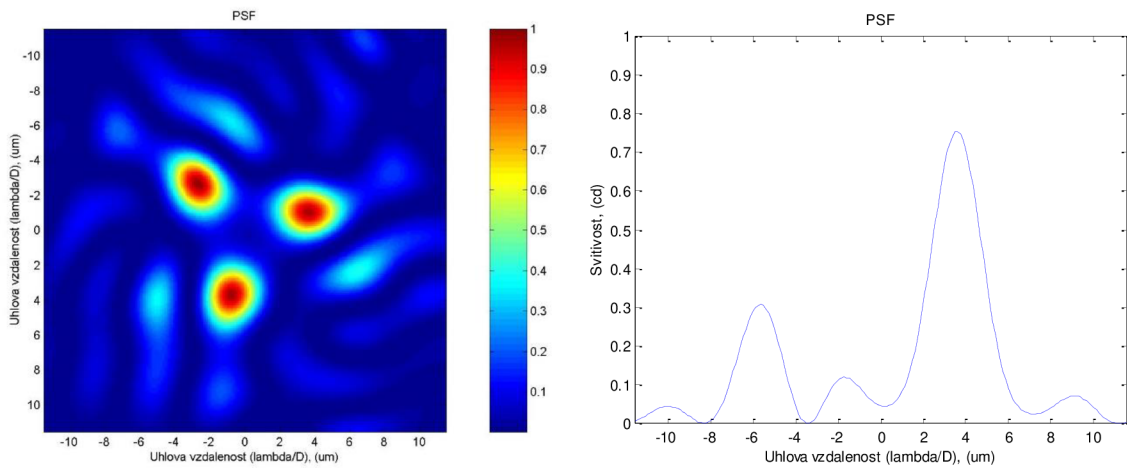
3.3.4.2.4. Trefoil Z(-3,3) a sekundární trefoil Z(-3,5)

Výsledná vlnoplocha:



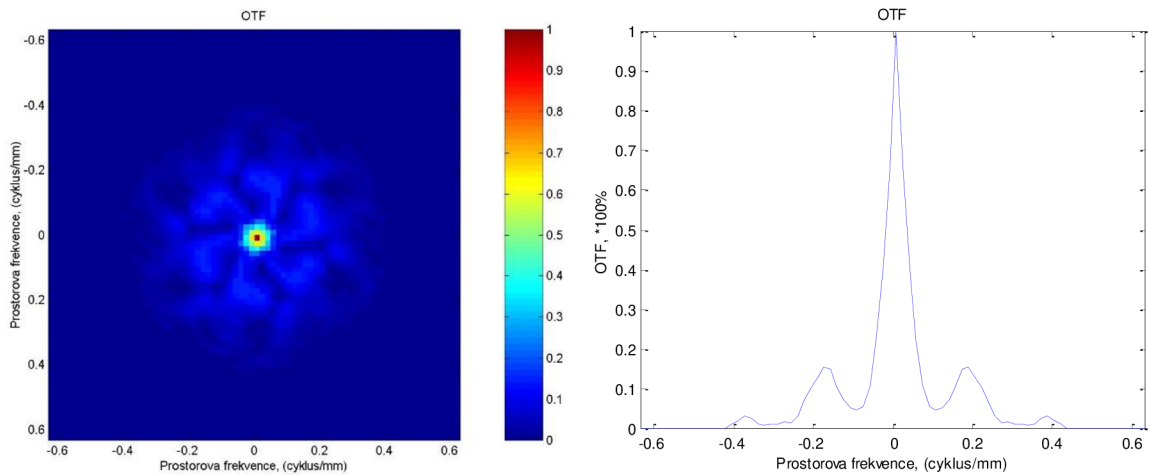
Obr. 58: Vlnoplocha pro balancované aberace

PSF:



Obr. 59: Vlevo je grafické znázornění PSF, vpravo je odpovídající graf v řezu svislém

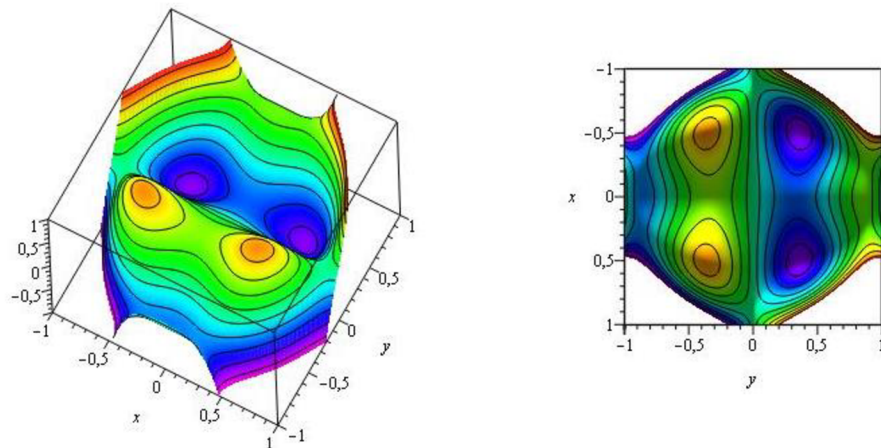
OTF:



Obr. 60: Vlevo je grafické znázornění MTF, vpravo je odpovídající graf

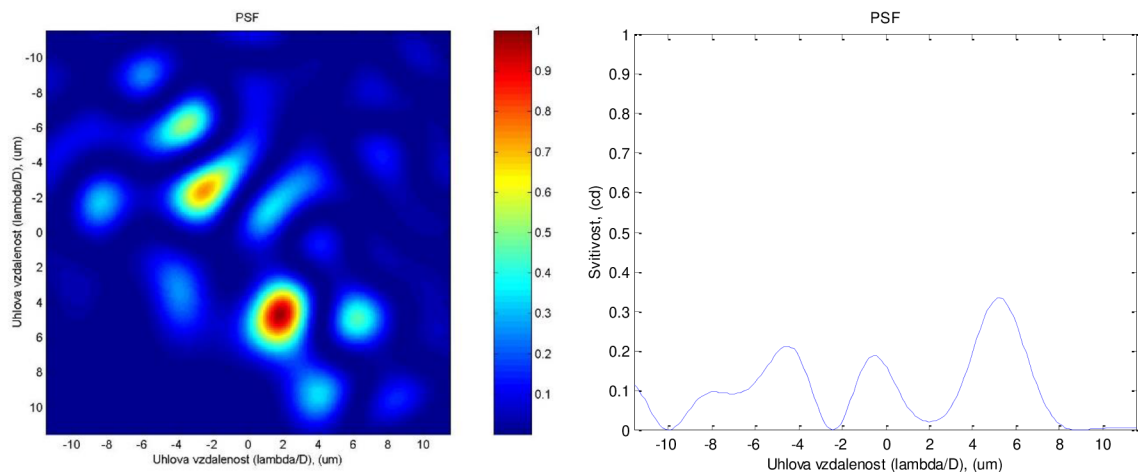
3.3.4.2.5. Koma Z(-1,3) a sekundární trefoil Z(3,5)

Výsledná vlnoplocha:



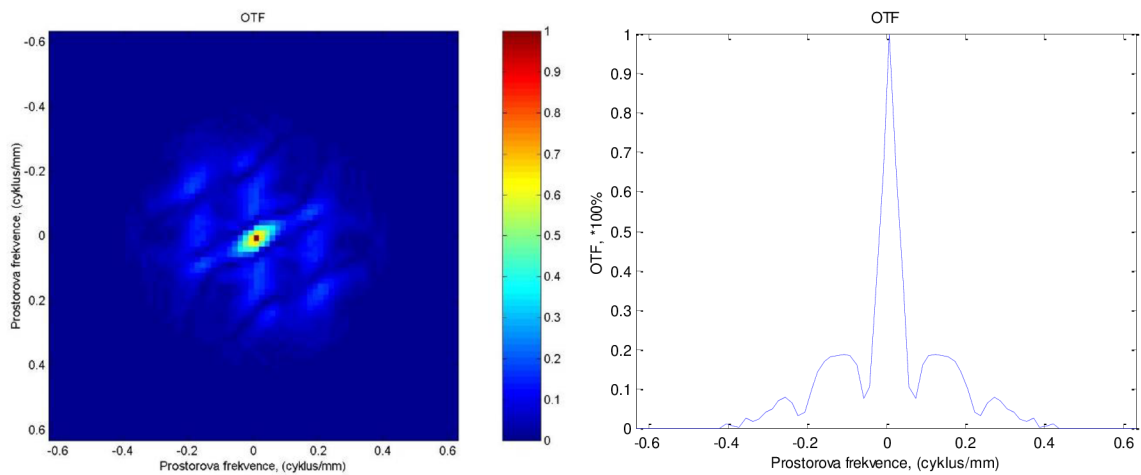
Obr. 61: Vlnoplocha pro balancované aberace

PSF:



Obr. 62: Vlevo je grafické znázornění PSF, vpravo je odpovídající graf v řezu svíslém

OTF:



Obr. 63: Vlevo je grafické znázornění MTF, vpravo je odpovídající graf

4. ABERACE OKA

Lidské oko lze chápat jako zobrazovací systém složený ze dvou optických prvků – rohovky a čočky.

První lomivá plocha oka je přední plocha rohovky o poloměru $r_1 = 7,7$ mm, druhou lomivou plochou je zadní plocha rohovky o poloměru $r_2 = 6,8$ mm. Čočka oka má 4 lomivé plochy – přední čočkový obal o $r_3 = 10,0$ mm, přední plocha jádra čočky o $r_4 = 7,9$ mm, zadní plochu čočkového jádra s $r_5 = -5,8$ mm a zadní plochu obalu čočky o $r_6 = -6,0$ mm. V současné době se používá pro schematický popis optického prostředí oka Gullstrandův model oka, viz kapitola 2.2.4.

Na oku se běžně vyskytují aberace nižšího i vyššího řádu a jejich kombinace. Mohou být vrozené nebo získané postupem života jedince.

4.1. Vliv aberací nižšího řádu na vidění

Pro aberace nižšího řádu platí, že je lze dobře korigovat brýlovými skly nebo kontaktními čočkami. Mezi aberace nižšího řádu patří sférické, cylindrické a prizmatické refrakční vady.

4.1.1. Naklonění Z(-1,1), Z(1,1)

Tyto aberace s ohledem na vidění člověka nebývají hodnoceny, protože jde jen o posunutí obrazu, nikoliv o ovlivnění retinálního obrazu. Obvykle je korigováno pomocí prizmatických čoček anebo decentrací sférické, případně torické čočky.

4.1.2. Defokus Z(0,2)

Pod touto aberací rozumíme sférickou refrakční vadu – hypermetropii nebo myopii. Tato vada je způsobena buď vysokou nebo nízkou lomivostí zobrazovacího systému, nebo nevyhovující axiální délkou oka v poměru s jeho lomivostí. Vidění je rozmazané v závislosti na velikosti refrakční vady. Korigujeme spojnými nebo rozptylnými skly.

4.1.3. Astigmatismus $Z(-2,2)$, $Z(2,2)$

Astigmatismus je známý jako torická refrakční vada. Je způsoben asymetrií optické mohutnosti lomivých ploch – rohovky a čočky. Podle této definice lze astigmatismus dělit na:

- Astigmatismus rohovkový
- astigmatismus čočkový
- astigmatismus zbytkový, který je způsoben ne zcela dokonalým sférickým zakřivením sítnice

Dále astigmatismus dělíme podle vzájemné polohy hlavních os:

- astigmatismus pravidelný – osy svírají pravý úhel
- astigmatismus nepravidelný – osy nesvírají pravý úhel

Pravidelný astigmatismus dále dělíme podle polohy hlavních os:

- astigmatismus podle pravidla – více lomivý meridián leží na vertikální ose
- astigmatismus proti pravidlu – více lomivý meridián leží na horizontální ose
- astigmatismus šikmých os – hlavní lomivá osa leží kolem osy 45°

Další možné dělení pravidelného astigmatismu je podle umístění fokál:

- astigmatismus jednoduchý – jedna fokála leží na sítnici a druhá před nebo za ní
- astigmatismus složený – obě fokály leží před nebo za sítnicí
- astigmatismus smíšený – jedna fokála leží před sítnicí a druhá za sítnicí
- astigmatismus ryze smíšený – jedna fokála leží před sítnicí a druhá za sítnicí a jsou obě ve stejné vzdálenosti od sítnice

Astigmatismus zapříčiňuje, že je vidění rozmazané při pohledu do všech vzdáleností. Pokud je přítomen rozdíl optických mohutností obou meridiánů, je zjevné roztažení obrazu ve směru více lomivého meridián.

Astigmatismus korigujeme torickými brýlovými nebo kontaktními čočkami. Při korekci lze užít tzv. sférického ekvivalentu, kdy se ke sférické části korekce přičte polovina cylindrické korekce a následně je tato sféra vložena do brýlí. Tento ekvivalent lze uplatnit, pokud je sférická část korekce 3x větší než cylindrická.



Obr. 64: Znárodnění vidění při přítomnosti astigmatismu, dole vlevo je situace, kdy je více lomivý horizontální meridián, vpravo je lomivější vertikální

Všechny tři aberace nižšího řádu lze plně vykorigovat brýlovou nebo kontaktní čočkou, je zde třeba dbát zároveň na snášenlivost a binokulární vyvážení klienta.

Celkově se vady zobrazení nižších řádů podílí 80% – 90% na celkovém aberačním stavu oka. [7, 19, 20, 22, 23]

4.2. Vliv aberací vyššího řádu na vidění

Aberace vyššího řádu mohou výrazně ovlivnit kvalitu vidění, a to i přes to, že oko vyniká dobrou zrakovou ostrotí. Negativní projevy způsobené těmito aberacemi jsou snížená kontrastní citlivost, oslnění, halo kruhy kolem světelných bodů nebo monokulární diplopie či až polyplopie.

Každé oko je zatíženo určitými aberacemi, které však nemusejí zhoršovat kvalitu vidění právě díky balancovaným aberacím.

Aberace vyššího řádu se více projevují při širší zornici, proto ovlivňují vidění nejvíce při zhoršených světelných podmínkách. Uvádí se, že pokud je u zdravého oka zornice širší než 3mm, aberace vyššího řádu jsou hlavním faktorem, který ovlivňuje sítnicový obraz. Proto tzv. mioza asociovaná s věkem eliminuje aberace vyššího řádu.

Aberace vyššího řádu již není možné korigovat vkladnými skly, je zde třeba laserem upravit přední plochu rohovky.

Vyměření aberací vyššího řádu lze provést až poté, co jsou plně vykorigované aberace nižšího řádu. [7, 19, 20, 22, 23]

4.2.1. Koma Z(-1,3), Z(1,3)

Tato aberace je typická pro ektatická onemocnění rohovky a je disociována s monokulární diplopií a vnímáním „duchů“ kolem předmětů. Pro svou asymetričnost je koma považována za nejhůře korigovatelnou aberaci zobrazovacího systému. [19, 22]

4.2.2. Trefoil Z(-3,3), Z(3,3)

Trefoil z toho důvodu, že má tři osy, ztěžuje nalezení hlavní osy astigmatismu a tím i jeho plné vykorigování. Obraz je viděn rozostřeně do tří stran. Aberace se týká spíše rohovky, typicky se objevuje po zákrocích, při nichž dochází k incizi rohovky. [19, 22, 23]

4.2.3. Otvorová vada Z(0,4)

Otvorová vada je nejvýznamnější a nejvíce se měnící vada lidského oka. Lidská rohovka, která má po celý život člověka pozitivní a prakticky neměnnou sférickou aberaci, je vyrovnávána negativní sférickou aberací čočky. Tato aberace však není neměnná, vlivem biochemických změn při stárnutí čočky se mění z negativní na nulovou a následně i pozitivní.

Právě celková pozitivní sférická aberace oka snižuje jeho kontrastní citlivost, ale zvyšuje hloubku ostrosti. Zároveň se podílí na vnímání oslnění a halo kruhů kolem světel.

Optimální zrakové ostrosti je dosaženo při mírně pozitivní hodnotě sférické aberace oka.

[20, 22, 23]

Lze definovat aberace libovolného vyššího řádu, ale v klinické praxi mají význam aberace nejvýše čtvrtého řádu. Aberace vyššího než čtvrtého řádu jsou už vyčísleny společně bez jejich rozlišení. Většina zobrazovacích vad vyššího řádu je rovnoměrně rozložena mezi pozitivními a negativními hodnotami Zernikeho polynomů, v průměru se hodnoty vyšších aberací blíží nule.

Ne všechny aberace ovlivňují kvalitu vidění stejným dílem, aberace mající Zernikeho polynomické vyjádření ve středu pyramidy zhoršují kvalitu vidění více než ty na krajích.

[7, 19, 22, 23]

4.3. Aberometrie

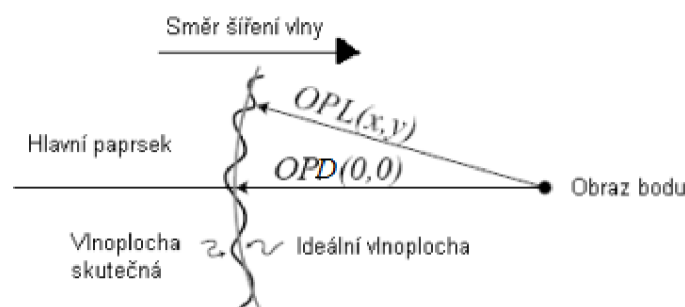
Složení a míru zastoupení aberací měříme pomocí aberometrů, které obvykle pracují na principu wavefront analýzy. Ta se však nezabývá chromatickými aberacemi, protože jsou dány optickými vlastnostmi očních tkání a ne zakřivením.

4.3.1. Wavefront analýza

Tato metoda, vycházející z vlnové teorie světla, měří aberace na základě analýzy vlnoplochy prošlé okem.

Analýza deformace vlnoplochy vychází z principu geometrické optiky o zaměnitelnosti chodu paprsků, v jeho důsledku sledujeme chod paprsků v předmětové rovině oka. U systému zatíženého aberacemi sledujeme odlišnosti deformované vlnoplochy W od referenční Gaussovy sférické vlnoplochy umístěné ve výstupní pupile systému.

Pro přesné hodnoty aberací je porovnán rozdíl optické dráhy procházející bodem (x, y) s drahou hlavního paprsku, který prochází středem pupily $(0, 0)$. Tento rozdíl optických drah OPD v ideální soustavě je roven nule pro všechny body zornice.



Obr. 65: Znázornění OPD.

Je dohodnuto, že aberace s delší optickou drahou mají záporné znaménko a s kratší drahou kladné znaménko. Matematicky lze vztah mezi referenční a aberovanou vlnoplochou vyjádřit následujícím způsobem:

$$W(x, y) = -OPD(x, y) \quad (4.1)$$

kde x, y jsou souřadnice libovolného bodu v pupile systému. Rozdíl referenční a skutečné vlnoplochy je udáván v mikrometrech.

Soubor hodnot získaných výpočtem je zanesen do dvojrozměrné nebo třírozměrné aberační mapy, v níž jsou velikosti odchylek znázorněny odpovídajícími barvami předem definované

barevné škály. Díky tomuto vynesení hodnot odchylek je kvantitativněvyhodnocen celkový stav aberací na oku, podíly jednotlivých aberací a také vliv na konečnou kvalitu vidění.

Aberometry pracují na principu zaznamenání a vyhodnocení distorze vlny světla při průchodu okem. V současné době se využívá principu Shackova-Hartmannova senzoru, Tscherningova principu nebo retina raytrackingu.

Nejčastěji se používají aberometry pracující na principu Shackova-Hartmannova senzoru (S-H senzor), kdy laserové paprsky vstupující do oka se odrážejí od sítnice, poté dopadají na S-H senzor, který následně vyhodnotí vzniklou vlnoplochu. Výsledkem Zernikeho analýzy jsou rozdíly jednotlivých aberací vyššího řádu a celkových aberací v mikrometrech.

Vyšetření na aberometru provádíme u pacientů, u kterých i přes plnou korekci aberací nižšího řádu nedosáhneme uspokojivé zrakové ostrosti ani kontrastní citlivosti. [7, 22, 23]

5. PROGRAM PRO VÝPOČET PSF A OTF

Grafy bodové rozptylové funkce PSF a optické přenosové funkce MTF byly vytvořeny v prostředí matematického softwaru MATLAB. Pro výpočet jsem vytvořila dva m-soubory.

Pomocí prvního souboru nazvaného Zern_pol.m vybíráme vadu, popřípadě kombinaci vad, které se použijí v m-souboru Vypocet.m. V tomto souboru se vybrané Zernikeho polynomy použijí k výpočtu vlnové aberace vystupující v zobecněné pupilové funkci.

Pomocí Fourierovy transformace pak z pupilové funkce vypočteme bodovou rozptylovou funkci PSF, jejíž absolutní hodnota je zobrazena v barevné škále a pomocí řezu, který prochází jejím středem.

Další Fourierovou transformací je vypočtena optická přenosová funkce OTF, jejíž velikost je také vynesena v barevné škále a v řezu procházejícím jejím středem.

Výsledky výpočtů byly zkontrolovány srovnáním s výsledky, které lze získat na stránce <http://wyant.optics.arizona.edu/psfMtfZernikes/psfMtfZernikes.htm>

Programu bylo využito pro výpočet a zobrazení průběhu vlnových aberací (tvaru aberovaných vlnoploch), PSF a MTF pro aberace vyjádřené Zernikovými polynomy v této bakalářské práci (viz přehled Zdroje obrázků a tabulek na konci práce).

Program lze snadno rozšířit pro výpočty PSF a MTF z výsledků aberometrie provedené pro konkrétní oko.

5.1. Zern_pol.m

V této funkci byly nadefinovány Zernikeho polynomy (viz tabulka 2.), které jsou volány pomocí funkce Vypocet.m.

```
function[X, Y, Z]=Zern_pol (XX, YY, typ1, V1, typ2, V2, typ3, V3) ;  
% Zern_pol - Zernikeho polynomy do 5. radu s procentualnimzastoupenim na  
plose.  
% [X, Y, Z]=Zern_pol (XX, YY, typ1, V1, typ2, V2, typ3, V3) ;
```

Za typ1/ typ2/ typ3 se zvolí příslušný polynom, za v1/ v2/ v3 se doplní jeho výskyt na základě hodnot z měření na aberometru.

Není třeba vyplnit všechny 3 polynomy, program funguje i po zadání jednoho nebo jen dvou polynomů, pokud se přesně neurčí v, bere se výskyt roven 1.

Jednotlivé polynomy jsou volány pomocí příkazu Case.

Tabulka příkazů a polynomů		
'ZP1'	$Z = X$	Naklonění X
'ZP2'	$Z = Y$	Naklonění Y
'ZP3'	$Z = 2xy$	Šikmý astigmatismus
'ZP4'	$Z = -1+2*(x^2+y^2)$	Defokus
'ZP5'	$Z = x^2-y^2$	Vertikální astigmatismus
'ZP6'	$Z = x^3-3xy^2$	Vertikální trefoil
'ZP7'	$Z = y(-2+3*(x^2+y^2))$	Vertikální koma
'ZP8'	$Z = x(-2+3*(x^2+y^2))$	Horizontální koma
'ZP9'	$Z = 3x^2y-y^3$	Šikmý trefoil
'ZP10'	$Z = 4*x*y*(x^2-y^2)$	Sinový tetrafoil
'ZP11'	$Z = 2xy*(-3+4*(x^2+y^2))$	Sekundární šikmý astigmatismus
'ZP12'	$Z = 1-6*(x^2+y^2)+6*(x^2+y^2)^2$	Otvorová vada
'ZP13'	$Z = -3x^2+4x^4+3y^2-4y^4$	Sekundární vertikální astigmatismus
'ZP14'	$Z = x^4-(6x^2y^2)+y^4$	Kosinový tetrafoil
'ZP15'	$Z = 5xy^4-10x^2.*y^3+y^5$	Sinový pentafoil
'ZP16'	$Z = y*(15x^4+4y^2-5y^4+2x^2.*(-6+5y^2))$	Sekundární sinový trefoil
'ZP17'	$Z = y*(3-12x^2+y^2)+10(x^2+y^2)^2$	Sekundární vertikální koma
'ZP18'	$Z = x*(3-12x^2+y^2)+10(x^2+y^2)^2$	Sekundární horizontální koma
'ZP19'	$Z = 5x^5+3xy^2.*(4-5y^2)-2x^3.*(2+5y^2)$	Sekundární kosinový trefoil
'ZP20'	$Z = x^5-10x^3.*y^2+5xy^4$	Kosinový pentafoil
'jiný příkaz'	Neplatný příkaz	

Tabulka 2.: Seznam příkazů a jim příslušných polynomů

5.2. Vypocet.m

Parametry pro funkci Vypocet.m jsou zadané pomocí doplňujícího programu Zern_pol.m, ze kterého jsou volány jednotlivé polynomy. Nápověda lze vyvolat pomocí příkazu Help Zern_pol, kde se nachází seznam (viz tabulka č. 2).

```
Function vypocet(typ1,V1,typ2,V2,typ3,V3);

% Zadej: Vypocet('ZPcislo polynomu', procentualni zastoupeni)

ifnargin<5
    typ3='ZP1';
    V3=0;
end

ifnargin<3
    typ2='ZP1';
    V2=0;
end

ifnargin<2
    V1=1;
end

ifnargin<1
    typ1='ZP1';
end
```

V této části předpisu je nadefinovaný systém zahrnující velikost zornice v mm, vzdálenosti od zornice po sítnici v mm, vlnová délka v μm a bezrozměrný index lomu.

Pro výpočet souřadnicového systému se počítá matice $[X, Y]$ s počtem bodů 2056 na 2056.

```
%clear all;
Close all hidden;

n = 1.336;
lambda=0.580; % um ... vlnova delka
zi=16.333; % mm ... vzdálenost sitnice od pupily
pr_zor=4; % mm ... prumer zornice
pol_zor=pr_zor/2;
rel_zor=1/20; % relativni velikost zornice vuci integracni oblasti
a=pr_zor/rel_zor; % strana integracni oblasti
pb=2056; % pocet bodu na integracni oblast
sigma=0; % parametr apodizace T;% zakladni funkce a pupila

x_sour=linspace(-a/2,a/2,pb)/pol_zor; % skutecna souřadnice prepocitana na
jednotkovou pupilu
y_sour=x_sour;
[X,Y]=meshgrid(x_sour,y_sour);

Norm=(X.^2+Y.^2)<=1); % jednotkova na oblasti pupily, nulova mimo

Výpočet apodizační funkce T vychází ze vztahu (2.2) o Stiles-Crawfordově efektu.

T=exp(-sigma*(X.^2+Y.^2)); % apodizace

[X,Y,Z]=Zern_pol(x_sour,y_sour,typ1,V1,typ2,V2,typ3,V3);
```


Výpočet zobecněné pupilové funkce P vychází ze vztahu (3.1) v mé práci.

```
P=T.*exp(-1i*2*pi*n/lambda*Z).*Norm; % pupilova funkce
P0=T.*Norm; % pupilova funkce bez aberace

x_sour=linspace(-a/2,a/2,pb); % skutecna souradnice
y_sour=x_sour;
isiz=a*rel_zor;

figure(1);
a1=imagesc(x_sour,y_sour,Z.*Norm);
title('Zernike');
axis square;
axis([-isiz,isiz,-isiz,isiz]);
colorbar;

figure(2);
a2=imagesc(x_sour,y_sour,abs(P));
title('pupil function');
axis square;
axis([-isiz,isiz,-isiz,isiz]);
colorbar;
```

Výpočet bodové rozptylové funkce PSF pomocí rychlé Fourierovy transformace vychází ze vztahu (2.12).

```
PSF=abs(fftshift(fft2(P))).^2;
PSF0=abs(fftshift(fft2(P0))).^2;
PSF=PSF/max(max(PSF0));

b=pb*lambda*zi/a;
u_sour=linspace(-b/2,b/2,pb); % skutecna souradnice
v_sour=u_sour;
isiz=2.44*lambda*zi/pol_zor; % 4x první koren beselky

figure(3);
a3=imagesc(u_sour,v_sour,PSF);title('PSF');
axis square;axis([-isiz,isiz,-isiz,isiz]);
colorbar;
xlabel('Uhlova vzdalenost (lambda/D), (um)');
ylabel('Uhlova vzdalenost (lambda/D), (um)');

figure(4);
plot(u_sour,PSF(:,round((pb-1)/2+1)));
title('PSF');
axis([-isiz,isiz,0,1])
xlabel('Uhlova vzdalenost (lambda/D), (um)');
ylabel('Svitivost, (cd)');
```

Výpočet optické přenosové funkce OTF pomocí druhé rychlé Fourierovy transformace vychází ze vztahů (2.18) a (2.21).

```
OTF=fftshift(fft2(PSF));
OTF=OTF/max(max(abs(OTF)));

c=a/lambda/zi;
fx_sour=linspace(-c/2,c/2,pb); % skutecna souradnice
fy_sour=fx_sour;
isiz=3*pol_zor/lambda/zi; % 1.5x mezni frekvence
```

```
figure(5);a5=imagesc(fx_sour,fy_sour,abs(OTF));title('OTF');
axis square;
axis([-isiz,isiz,-isiz,isiz]);
colorbar;
xlabel('Prostorova frekvence, (cyklus/mm)');
ylabel('Prostorova frekvence, (cyklus/mm)');

figure(6);
plot(fx_sour,abs(OTF(:,round((pb-1)/2+1))));
title('OTF');
axis([-isiz,isiz,0,1]);
xlabel('Prostorova frekvence, (cyklus/mm)');
ylabel('OTF, *100%')
```

ZÁVĚR

Kvalita výsledného obrazu vytvořeného optickou soustavou je ovlivněna mnoha faktory, jako je difrakce, aberace, velikost pupily a dalšími. Pro matematický popis zobrazení je definováno několik funkcí, od pupilové funkce přes bodovou rozptylovou funkci po optickou přenosovou funkci. Pomocí těchto zavedených funkcí dokážeme určit, jak bude vypadat výsledný obraz, a tím pádem i vhodně zkorigovat systém k dosažení optimálních výsledků

Na oku, stejně jako na jiném optickém systému, se vyskytují tyto faktory také. Vliv difrakce na zobrazení do značné míry závisí na velikosti zornice. Aberace mohou vidění ovlivňovat více či méně. Mezi dobře známé aberace patří astigmatismus, a defokus (myopie a hypermetropie), tzv. aberace nižšího řádu, které dokážeme snadno korigovat pomocí brýlových skel nebo kontaktních čoček. Jinak je to s aberacemi vyššího řádu, které zhoršují vidění více, ale mohou se navzájem vyvážit pro výsledný obraz uspokojivé kvality. Korekce těchto aberací už není možná jinak než laserovou terapií.

Měření těchto aberací, díky pokroku medicíny, umožňuje přístroj aberometr, který pro zjištění, které aberace a v jakém poměru se na oku vyskytují, využívá wavefront analýzy.

Moderní medicína i dokonalejší technologické postupy výroby čoček by mohly směřovat k výzkumu, zda je možné vyvinout čočku, která by dokázala tyto aberace vyššího řádu eliminovat, a tím umožnit větší dostupnost korekce vidění bez chirurgického zákroku.

Na tuto práci by v budoucnu bylo možné navázat výzkumem, jaký je výskyt aberací v populaci, a zpracovat statistickou analýzu. Zároveň bude možné rozšířit program na vykreslení aberací, výpočet PSF a OTF o další funkce, jako je simulace vidění nebo návrh optimální korekce vad oka.

SEZNAM ZKRATEK

PF	Pupilová funkce (z angl. Pupil Function)
PSF	Bodová rozptylová funkce (z angl. Point Spread Function)
APSF	Amplitudová bodová rozptylová funkce (z angl. Amplitude Point Spread Function)
SCE	Stiles-Crawfordův efekt (z angl. Stiles-Crawford Effect)
ATF	Amplitudová přenosová funkce (z angl. Amplitude Transfer Function)
OTF	Optická přenosová funkce (z angl. Optical Transfer Function)
MTF	Modulační přenosová funkce (z angl. Modul Transfer Function)
PTF	Přenosová funkce fáze (z angl. Phase Transfer Function)
SR	Strehlův poměr (z angl. Strehl Ratio)
Z(m, n)	Zernikeho polynom číslo m, n
RMS	Střední kvadratický průměr (z angl. Root Mean Square)
OPD	Rozdíl optických drah sférické a aberované vlnoplochy
S-H senzor	Shack-Hartmannův senzor

SEZNAM PROMĚNNÝCH

z_o	vzdálenost rovina předmětu – vstupní pupila
z_i	vzdálenost výstupní pupila – rovina obrazu
x, y	souřadnice popisující vstupní pupilu
η, ξ	souřadnice popisující výstupní pupilu
$W(\xi, \eta)$	fázový člen roven vlnové aberaci soustavy
$T(\xi, \eta)$	amplituda propustnosti zornice = přenosová funkce
n	index lomu
λ	vlnová délka
R	poloměr pupily systému
ϱ	SCE parametr
u, v	souřadnice bodu v obrazové rovině
h	komplexní amplituda zobrazení
U_o	rozložení amplitudy vlny v předmětové rovině
U_i	amplituda obrazu
$P(x, y)$	pupilová funkce
A	konstantní velikost amplitudy
U_g	ideální obraz
$h(u, v)$	amplitudová bodová rozptylová funkce APSF
J_1	Besselova funkce prvního druhu prvního řádu
D	průměr pupily
$I_i(u, v)$	funkce spojitě intenzity
κ	reální konstanta
X, Y	frekvenční proměnné
$H(f_X, f_Y)$	amplitudová přenosová funkce
$\mathcal{H}(f_X, f_Y)$	optická přenosová funkce
\mathcal{F}	Fourierova transformace
$\mathcal{P}(x, y)$	zobecněná pupilová funkce
S_-	Seidlova aberace
ρ	radius apertury
x_0	velikost předmětu
θ	směrový úhel
Z_n^m	Zernikeho polynom
N	normalizační faktor
R	radiální část polynomu
C_i	koefficient výskytu aberace
$OPD(x, y)$	rozdíl optických drah

ZDROJE OBRÁZKŮ A TABULEK

- Obr. 1:** GOODMAN, Joseph W. *Introduction to Fourier optics*. 2nd ed. New York: McGraw-Hill, 1996. ISBN 0070242542, upraveno
- Obr. 2:** *Fyzikální ústav UK* [online]. Copyright © [cit. 17.03.2020]. Dostupné z: <http://fu.mff.cuni.cz/biomolecules/media/files/courses/Difrakce.pdf>
- Obr. 3:** *Fyzikální ústav UK* [online]. Copyright © [cit. 17.03.2020]. Dostupné z: <http://fu.mff.cuni.cz/biomolecules/media/files/courses/Difrakce.pdf>
- Obr. 4:** *What Is Lens Diffraction?*. PhotographyLife [online]. Dostupné z: <https://photographylife.com/what-is-diffraction-in-photography>, upraveno
- Obr. 5:** Vlastní tvorba v programu Matlab
- Obr. 6:** Gullstrandovo schematické oko – GeoGebra. *GeoGebra | Free MathApps - used by over 100 Million Students&Teachers Worldwide* [online]. Copyright © 2020 GeoGebra [cit. 05.04.2020]. Dostupné z: <https://www.geogebra.org/m/tQHYK65S>, upraveno
- Obr. 7:** GOODMAN, Joseph W. *Introduction to Fourier optics*. 2nd ed. New York: McGraw-Hill, 1996. ISBN 0070242542
- Obr. 8:** GOODMAN, Joseph W. *Introduction to Fourier optics*. 2nd ed. New York: McGraw-Hill, 1996. ISBN 0070242542
- Obr. 9:** ČERMÁKOVÁ, Sabina. *Význam wavefront analýzy v kataraktové chirurgii*. Brno, 2011. 78 s. Disertační práce. MUNI – upraveno
- Obr. 10:** Vlastní tvorba v programu Matlab
- Obr. 11:** Strehl Ratio [online]. Dostupné z: https://www.olympus-ims.com/es/microscope/terms/strehl_ratio/
- Obr. 12:** GOODMAN, Joseph W. *Introduction to Fourier optics*. 2nd ed. New York: McGraw-Hill, 1996. ISBN 0070242542
- Obr. 12:** *Apodizace pupily* [online]. Dostupné z: <http://muj.optol.cz/~rehacek/OZI/OZI04.pdf>
- Obr. 13:** GOODMAN, Joseph W. *Introduction to Fourier optics*. 2nd ed. New York: McGraw-Hill, 1996. ISBN 0070242542
- Obr. 13:** *Apodizace pupily* [online]. Dostupné z: <http://muj.optol.cz/~rehacek/OZI/OZI04.pdf>
- Obr. 14:** GOODMAN, Joseph W. *Introduction to Fourier optics*. 2nd ed. New York: McGraw-Hill, 1996. ISBN 0070242542, upraveno

- Obr. 15:** JIANQIANG Ma. *Closed-loop correction and ocular wavefront compensation of a 62-element silicon unimorph deformable mirror*. Copyright © 2015 Chinese Optics Letters [cit. 24.03.2020]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/273159505_Closed-loop_correction_and_ocular_wavefronts_compensation_of_a_62-element_silicon_unimorph_deformable_mirror, upraveno
- Obr. 16:** RUBÁŠOVÁ, Lenka. *Vliv kontaktních čoček na aberace optického systému oka (se zaměřením na aberace vyšších řádů)*. Olomouc, 2011. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Přírodovědecká fakulta. Vedoucí práce RNDr. František Pluháček, Ph.D.
- Obr. 17:** JIA, Ningning & LAM, Edmund. (2010). *Machine learning for inverse lithography: Using stochastic gradient descent for robust photomask synthesis*. J. Opt. 12. 45601-9. 10.1088/2040-8978/12/4/045601, upraveno
- Obr. 18:** Vlastní výpočet v programu MAPLE
- Obr. 19:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 20:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 21:** *Astigmatism Aberrations* [online]. Dostupné z: <https://www.olympus-lifescience.com/en/microscope-resource/primer/java/aberrations/astigmatism/>, upraveno
- Obr. 22:** Vlastní výpočet v programu MAPLE
- Obr. 23:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 24:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 25:** *Základní kámen každého foťáku. Jak vzniká obraz v objektivu* [online]. Dostupné z: http://technet.idnes.cz/zakladni-kamen-kazdeho-fotaku-jakvznika-obraz-v-objektivu-pan-tec_foto.asp?c=A071025_103506_tec_foto_jlb
- Obr. 25:** *Comatic Aberrations* [online]. Copyright © 2012 Olympus America Inc. [cit. 14.03.2020]. Dostupné z: <http://olympus.magnet.fsu.edu/primer/java/aberrations/coma/index.html>, upraveno
- Obr. 26:** Vlastní výpočet v programu MAPLE
- Obr. 27:** Vlastní výpočet v programu MAPLE
- Obr. 28:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 29:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 30:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 31:** Vlastní výpočet v programu Matlab

- Obr. 32:** Vlastní výpočet v programu MAPLE
- Obr. 33:** File:*Trefoil aberration PSF OTF and example image.svg* – Wikimedia Commons. [online]. Dostupné z:
https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Trefoil_aberration_PSF_OTF_and_example_image.svg
- Obr. 34:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 35:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 36:** *Otvorová vada*. [online]. Dostupné z:
https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/9/92/Spherical_aberration_2.svg
- Obr. 37:** Vlastní modelace v programu MAPLE
- Obr. 38:** *Otvorová vada*. [online]. Dostupné z:
<https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/f/f4/Spherical-aberration-disk.jpg>
- Obr. 39:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 40:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 41:** Vlastní výpočet v programu MAPLE
- Obr. 42:** RUBÁŠOVÁ, Lenka. *Vliv kontaktních čoček na aberace optického systému oka (se zaměřením na aberace vyšších řádů)*. Olomouc, 2011. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Přírodovědecká fakulta. Vedoucí práce RNDr. František Pluháček, Ph.D.
- Obr. 43:** Vlastní tvorba v programu Matlab
- Obr. 44:** Vlastní tvorba v programu Matlab
- Obr. 45:** Vlastní modelace v programu MAPLE
- Obr. 46:** RUBÁŠOVÁ, Lenka. *Vliv kontaktních čoček na aberace optického systému oka (se zaměřením na aberace vyšších řádů)*. Olomouc, 2011. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Přírodovědecká fakulta. Vedoucí práce RNDr. František Pluháček, Ph.D.
- Obr. 47:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 48:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 49:** Vlastní výpočet v programu MAPLE
- Obr. 50:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 51:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 52:** Vlastní výpočet v programu MAPLE

- Obr. 53:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 54:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 55:** Vlastní výpočet v programu MAPLE
- Obr. 56:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 57:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 58:** Vlastní výpočet v programu MAPLE
- Obr. 59:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 60:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 61:** Vlastní výpočet v programu MAPLE
- Obr. 62:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 63:** Vlastní výpočet v programu Matlab
- Obr. 64:** Counter knowledge: “Give it to me straight doc – Do I have A Stigma?” | Eye on Eyes. Eye on Eyes | by Dr. Richard Maharaj OD FAAO @eyelabsinc [online]. Dostupné z: <https://eyelabs.wordpress.com/2013/02/07/counterknowledge-give-it-to-me-straight-doc-do-i-have-a-stigma/>, upraveno
- Obr. 65:** RUBÁŠOVÁ, Lenka. *Vliv kontaktních čoček na aberace optického systému oka (se zaměřením na aberace vyšších řádů)*. Olomouc, 2011. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Přírodovědecká fakulta. Vedoucí práce RNDr. František Pluháček, Ph.D., upraveno
- Tab. 1:** PETROVÁ, Sylvie; SYNEK, Svatopluk. *Úvod do speciální kontaktologie* [online]. Brno: Elportál, 2010 [cit. 2020-03-15]. Dostupné z WWW: <www.is.muni.cz/publication>. ISSN 1802-128X.2010
- Tab. 2:** Tabulka vycházející z Tab.1, upravená podle vlastního programu.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

Knižní publikace:

- [1] FIALA, Pavel a Ivan RICHTER. *Fourierovská optika a optické zpracování signálů*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2004. ISBN 80-01-02895-x
- [2] GOODMAN, Joseph W. *Introduction to Fourier optics*. 2nd ed. New York: McGraw-Hill, 1996. ISBN 0070242542
- [3] KUČHYNKA, P.: *Oční lékařství*. 1. vydání, Grada Publishing, Praha, 2007.-812 s., ISBN 978-80-247-1163-8
- [4] POLÁŠEK, Jaroslav a J. BALÍK. *Technický sborník oční optiky*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1975
- [5] RUTRLE, Miloš. *Brýlová optika*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1993. 144 s. ISBN 80-7013-145-4
- [6] SYNEK, Svatopluk a Šárka SKORKOVSKÁ. *Fyziologie oka a vidění*. 1. vyd. Praha: Grada, 93 s., [8] s. obr. příl. ISBN 80-247-0786-1
- [7] VESELÝ, Petr a Pavel BENEŠ. *Vyšetřovací metody v optometrii: a interpretace jejich výsledků v praxi*. Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 978-80-271-2071-0
- [8] WOLF, Emil. *Progress in Optics*, Svazek 49. New York, USA, Elsevier, 2006. 612 s. ISBN 044452732X, 9780444527325

Odborné články z časopisů a web. stránek:

- [9] APPLGATE, R.A.: GlennFryAwardLecture 2002: *Wavefront Sensing, Ideal Corrections, and Visual Performance*. Optometry Vision Sci: March 2004 – Volume 81 - Issue 3 - pp 167-177
- [10] *Aspheric Lens Irregularity and Strehl Ratio* [online]. Dostupné z: <https://www.edmundoptics.com/knowledge-center/application-notes/optics/aspheric-lens-irregularity-and-strehl-ratio/>
- [11] *Fyzikální ústav UK* [online]. Copyright © [cit. 17.03.2020]. Dostupné z: <http://fu.mff.cuni.cz/biomolecules/media/files/courses/Difrakce.pdf>
- [12] *Fyzikální webové stránky - webFyzika* [online]. Copyright © [cit. 12.03.2020]. Dostupné z: http://webfyzika.fsv.cvut.cz/PDF/prednasky/aberace_opt_soustav.pdf
- [13] *Introduction to Modulation Transfer Function* [online]. Dostupné z: <https://www.edmundoptics.com/knowledge-center/application-notes/optics/introduction-to-modulation-transfer-function/>

- [14] *Modulation Transfer Function*. Home - Optikos [online]. Dostupné z: <https://www.optikos.com/modulation-transfer-function/>
- [15] SASIAN, Jose. *Wavefront aberrations*. SASIAN, Jose. *Introduction to Aberrations in Optica Imaging Systems* [online]. Cambridge: Cambridge University Press, 2012, s. 89-99 [cit. 2020-03-17]. DOI: 10.1017/CBO9780511795183.011. ISBN 9780511795183. Dostupné z: https://www.cambridge.org/core/product/identifier/9780511795183%23c00633-737/type/book_part
- [16] *Strehl Ratio* [online]. Dostupné z: https://www.olympus-ims.com/es/microscope/terms/strehl_ratio/
- [17] THIBOS Larry N., HONG Xin, BRADLEY Arthur, CHENG Xu; *Statistica lvariation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes*, J OptSocAm A Opt Image Sci Vis. 2002 Dec; 19(12): 2329-48
- [18] *Základní kámen každého foťáku. Jak vzniká obraz v objektivu* [online]. Dostupné z: http://technet.idnes.cz/zakladni-kamen-kazdeho-fotaku-jakvznika-obraz-v-objektivu-pan-tec_foto.asp?c=A071025_103506_tec_foto_jlb

Bakalářské a diplomové práce:

- [19] CVANCIGEROVÁ, Gabriela. *Vady optického zobrazování* [online]. Brno, 2011 [cit. 2020-03-17]. Dostupné z: <<https://is.muni.cz/th/srztv/>>. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Jan Richter
- [20] ČERMÁKOVÁ, Sabina. *Význam wavefront analýzy v kataraktové chirurgii* [online]. Brno, 2011 [cit. 2020-03-17]. Dostupné z: <<https://is.muni.cz/th/p3o7t/>>. Disertační práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Šárka Skorkovská
- [21] FARUGA, M. *Modelování procesu vidění*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 83 stran. Vedoucí diplomové práce Ing. Radim Kolář, Ph.D
- [22] FÍŠEROVÁ, Gabriela. *Výskyt aberací vyšších řádů v populaci* [online]. Brno, 2015 [cit. 2020-03-17]. Dostupné z: <<https://is.muni.cz/th/d710p/>>. Diplomová práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Veronika Pandoščáková
- [23] RUBÁŠOVÁ, Lenka. *Vliv kontaktních čoček na aberace optického systému oka (se zaměřením na aberace vyšších řádů)*. Olomouc, 2011. Diplomová práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Přírodovědecká fakulta. Vedoucí práce RNDr. František Pluháček, Ph.D.

- [24] VÁŇOVÁ, Irena. *Matematické modely poruch zraku*. Praha, 2007. Diplomová práce, Univerzita Karlova v Praze, Katedra softwarového inženýrství. Vedoucí práce Prof. Ing. Jan Flusser, DrSc

Přednášky z výuky:

- [25] CHMELÍK, Radim; Brylová optika I., II. Přednáška LF MUNI