

PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
KATEDRA OPTIKY



**OPTIMALIZACE PARAMETRŮ
BRÝLOVÉ KOREKCE V PROHNUTÝCH
OBRUBÁCH**

Diplomová práce

VYPRACOVAL:

Ing. Bc. Karel VALENTA

Obor: Optometrie 5345T008

Akademický rok: 2023/2024

VEDOUcí DIPLOMOVÉ PRÁCE:

Mgr. Michal BARÁNEK, Ph.D.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně pod vedením Mgr. Michala Baránka, Ph.D. za použití literatury uvedené v závěru práce.

V Olomouci 3. 4. 2024

.....

Ing. Bc. Karel VALENTA

Poděkování

Tímto chci poděkovat panu Mgr. Michalovi BARÁNKOVI, Ph.D. za odborné vedení mé diplomové práce a za ochotu poskytnutí cenných rad v řešení popsané problematiky. Děkuji panu Mgr. Bohumilovi STOKLASOVI Ph.D. a Mgr. Petrovi SCHOVÁNKOVI z katedry optiky za pomoc zvládnutí nezbytných úkonů v optickém softwaru OSLO k simulování konfigurace oko čočka. Dále děkuji vývojovému konstruktérovi panu Jiřímu SICHLEROVI ze společnosti Austin Detonator s.r.o. za zpracování designového návrhu úpravy zkušební brýlové obruby a její realizaci pro praktická měření zrakové ostrosti simulující prohnuté obruby pomocí natočení zkušebních čoček.

Tato práce byla vytvořena za podpory projektů IGA PřF UP v Olomouci s názvem "Optometrie a její aplikace", č. IGA_PrF_2023_004 a IGA_PrF_2024_019.

Obsah

Úvod.....	6
1 Teoretická část.....	7
1.1 Vady optických soustav.....	7
1.2 Analýza vlnoplochy.....	7
1.2.1 Zernikeho polynomy.....	7
1.2.2 Aberační funkce.....	12
1.2.3 Funkce přenosu kontrastu (MTF).....	13
2 Nástroje a metody.....	15
2.1 Aberometrie.....	15
2.2 OSLO (Optics Software for Layout and Optimization).....	16
2.3 Zraková přesnost.....	17
3 Praktická část.....	19
3.1 Metodika a subjekty.....	19
3.1.1 Zkoumané subjekty.....	19
3.1.2 Postup práce.....	19
3.1.2.1 Měření aberací.....	20
3.1.2.2 Zpracování získaných dat z aberometrů.....	22
3.1.2.3 Vytvoření modelu oka v OSLO.....	24
3.1.2.4 Vytvoření optické soustavy oko/korekční čočka.....	26
3.1.2.5 Generování CTF funkcí.....	26
3.1.2.6 Měření zrakové ostrosti.....	28
3.1.2.7 Statistická analýza dat.....	31
3.2 Výsledky.....	32
3.2.1 Křivky CTF.....	32
3.2.2 Zraková ostrost.....	35
3.3 Diskuze.....	37

Závěr	39
Literatura.....	41

Úvod

Tato diplomová práce navazuje na bakalářskou práci, která byla na téma Brýlová korekce v prohnutých brýlových obrubách, kdy jsem se zabýval problematikou průchodu paprsků přes nakloněnou čočku. Z optometrického hlediska se v bakalářské práci uvažovalo, že byl mezi osou vidění a osou čočky určitý úhel. Tím byla navozena situace přímého pohledu oka přes čočku zabroušenou do prohnutých brýlových obrub. Bakalářská práce na OPTOfestu 2022 vyvolala dotazy týkající se parametrů ovlivňující finální korekci čoček pro prohnuté obruby, když při běžném vyšetřování zrakové ostrosti jsou klientům v optikách předkládány do zkušebních obrub čočky orientované kolmo na osu vidění a zjištěná dioptrická hodnota čoček v prohnutých obrubách vzniká až po zabroušení, jak bylo řešeno v bakalářské práci. Tímto jsem byl inspirován propojit problematiku průchodu paprsků přes nakloněnou čočku s měřením zrakové ostrosti zrakového systému člověka a podívat se, jak různé náklony korekční čočky nebo i jiné parametry ovlivňují vidění a pokusit se nalézt hranice, ve kterých by se mohl optometrista pohybovat při návrhu optimální brýlové korekce pro prohnuté brýlové obruby.

Práce se zabývá porovnáním simulovaných a reálných hodnot kvality zobrazení optického systému oko/korekční čočka k prozkoumání vlivu náklonu čočky na potřebnou brýlovou korekci probandů. Simulace optického systému a vyhodnocování kvality zobrazení při různých náklonech korekční čočky probíhaly v optickém software OSLO. Praktická měření kvality zobrazení zrakového systému probíhala v optometrické laboratoři univerzity s využitím optotypů pro zjišťování noniové a identifikační zrakové ostrosti, při stejných konfiguracích, které byly simulovány v optickém software OSLO.

Propojení numerických simulací s parametry skutečného oka bylo dosaženo pomocí Zernikeho polynomů a náklon čoček byl při měření realizován pomocí speciálně upravené zkušební brýlové obruby.

Výše popsaná náplň práce je podpořena teoretickým základem týkající se kvality zobrazení optické soustavy trpící vadami neboli aberacemi, měřením a kvantifikováním těchto aberací pomocí aberometrie a analýzy vlnoploch vycházející z optického systému, měřením zrakové ostrosti neboli vízu a popisem optického software OSLO.

1 Teoretická část

1.1 Vady optických soustav

Optické systémy, jakož i lidské oko, při přenosu informací trpí chybami. Tyto chyby jsou způsobeny vlastnostmi lámavých ploch a prostředí, kterými paprsky procházejí. Odchylky od očekávaného obrazu se nazývají aberace.

Aberace se obvykle dělí na: [1]

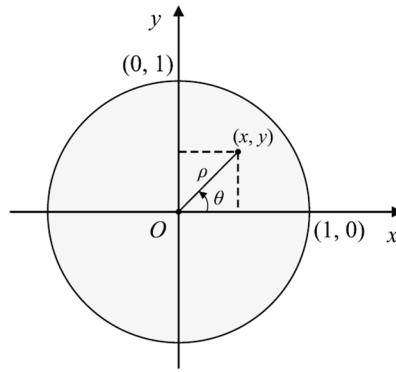
- barevné neboli chromatické vady – projev vady bílého světla
- monochromatické vady – vady i při jedné vlnové délce a mohou být:
 - o vadou otvorovou
 - o zkreslením
 - o zklenutím neboli astigmatismem šikmých paprsků
 - o komou
 - o Petzvalovou křivostí
- vlnové vady – fyzikální limity optických soustav a nelze je eliminovat.

1.2 Analýza vlnoplochy

1.2.1 Zernikeho polynomy

K popisu výše uvedených optických vad neboli aberací a nejen jich, vyvinul nizozemský nositel Nobelovy ceny za fyziku Frits Zernike (1888-1966) systém matematických funkcí, polynomů, pro popis aberací světelné vlnoplochy. Zernikeho polynomy jsou souborem spojitých funkcí, které představují různé typy aberací a společně tvoří úplnou ortogonální množinu (vzájemně kolmých funkcí) nad jednotkovým diskem. Většina optických systémů, stejně jako lidské oko, má kruhovou aperturu, tak Zernikeho polynomy jsou užitečné pro kvantitativní měření a vyhodnocování vlnoploch optických systémů.

Zernikeho polynomy lze vyjádřit v polárních souřadnicích (ρ, θ) nebo v kartézských souřadnicích (x, y) . U polárních souřadnic je ρ normalizovaná radiální souřadnice v rozsahu $(0 \leq \rho \leq 1)$ a θ je polární úhel měřený od kladné osy x proti směru hodinových ručiček v rozsahu $(0 \leq \theta \leq 2\pi)$. Koordinační systém na jednotkové kružnici ukazuje Obrázek č. 1.



Obrázek č. 1 Souřadnice na jednotkové kružnici [2]

Polární a kartézské souřadnice lze vzájemně mezi sebou převádět za pomoci trigonometrických vzorců:

$$x = \rho \cdot \cos \theta ; y = \rho \cdot \sin \theta ; \rho = \sqrt{x^2 + y^2}$$

Každý Zernikeho polynom se skládá ze tří složek: normalizační faktor N , radiálního polynomu R a azimutální (úhlové) funkce. Zernikeho polynomy se označují Z_n^m , kde index n je stupeň radiálního polynomu a je to hlavní index co určuje řád polynomu a index m je azimutální frekvence popisující opakování (četnost) úhlové funkce. Přitom indexy n a m jsou vždy obě současně sudá nebo lichá čísla. Index n nabývá pouze kladných hodnot a pro index m platí $m = -n, -n + 2, -n + 4, \dots, n - 4, n - 2, n$. Zernikeho polynomy lze vyjádřit následujícím vztahem:

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

Normalizační faktor N pro příslušný Zernikeho polynom lze vyjádřit ze vztahu:

$$N_n^m = \sqrt{\frac{2(n+1)}{(1+\delta_{m0})}}$$

kde δ_{m0} je Kronecker delta funkce, která nabývá hodnot $\delta_{m0} = 1$ pro $m = 0$ a $\delta_{m0} = 0$ pro $m \neq 0$.

Radiální polynom R pro příslušný Zernikeho polynom lze vyjádřit ze vztahu:

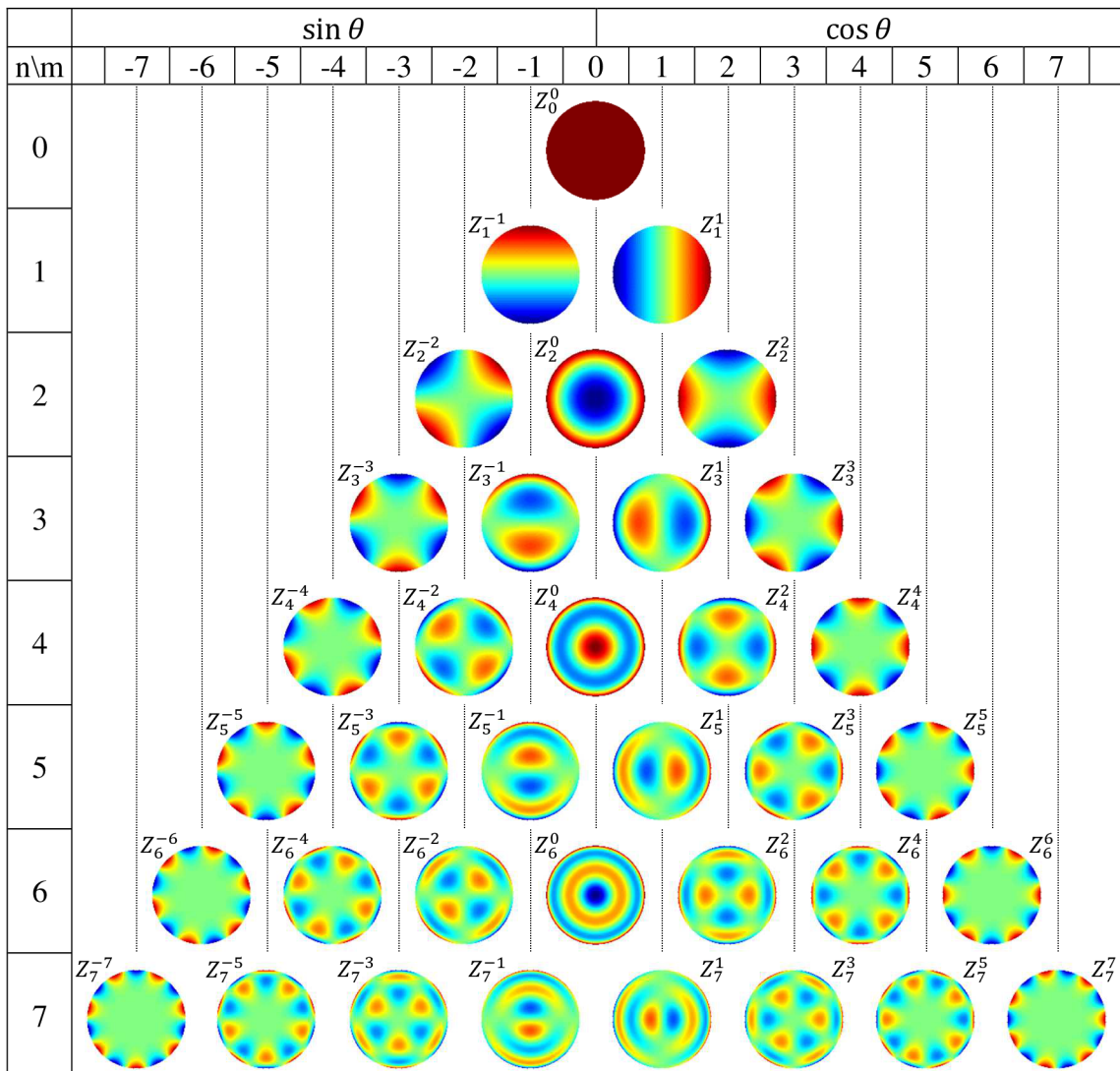
$$R_n^{|m|}(\rho) = \sum_{s=0}^{(n-|m|)/2} \frac{(-1)^s (n-s)!}{s! \left(\frac{n+|m|}{2} - s\right)! \left(\frac{n-|m|}{2} - s\right)!} \rho^{n-2s}$$

Přehled Zernikeho ortonormálních polynomů, matematicky popisující příslušné aberace, prezentuje následující tabulka. Zernikeho polynomy jsou uvedeny jak v polárních, tak i kartézských souřadnicích. [2], [3]

n	m	$Z_n^m(\rho, \theta)$	$Z_n^m(x, y)$	Aberace
0	0	1	1	Píst
1	-1	$2\rho \sin \theta$	$2y$	Náklon vertikální
1	1	$2\rho \cos \theta$	$2x$	Náklon horizontální
2	-2	$\sqrt{6}\rho^2 \sin 2\theta$	$2\sqrt{6}xy$	Šikmý astigmatismus
2	0	$\sqrt{3}(2\rho^2 - 1)$	$\sqrt{3}[2(x^2 + y^2) - 1]$	Defokus
2	2	$\sqrt{6}\rho^2 \cos 2\theta$	$\sqrt{6}(x^2 - y^2)$	Vertikální astigmatismus
3	-3	$\sqrt{8}\rho^3 \sin 3\theta$	$\sqrt{8}y(3x^2 - y^2)$	Vertikální trefoil
3	-1	$\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho) \sin \theta$	$\sqrt{8}y[3(x^2 + y^2) - 2]$	Vertikální koma
3	1	$\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho) \cos \theta$	$\sqrt{8}x[3(x^2 + y^2) - 2]$	Horizontální koma
3	3	$\sqrt{8}\rho^3 \cos 3\theta$	$\sqrt{8}x(x^2 - 3y^2)$	Šikmý trefoil
4	-4	$\sqrt{10}\rho^4 \sin 4\theta$	$4\sqrt{10}xy(x^2 - y^2)$	Šikmý tetrafoil
4	-2	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2) \sin 2\theta$	$2\sqrt{10}xy[4(x^2 + y^2) - 3]$	Sekundární šikmý astigmatismus
4	0	$\sqrt{5}(6\rho^4 - 6\rho^2 + 1)$	$\sqrt{5}[6(x^2 + y^2)^2 - 6(x^2 + y^2) + 1]$	Primární sférická aberace
4	2	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2) \cos 2\theta$	$\sqrt{10}(x^2 - y^2)[4(x^2 + y^2) - 3]$	Sekundární vertikální astigmatismus
4	4	$\sqrt{10}\rho^4 \cos 4\theta$	$\sqrt{10}[(x^2 + y^2)^2 - 8x^2y^2]$	Vertikální tetrafoil
5	-5	$\sqrt{12}\rho^5 \sin 5\theta$	$\sqrt{12}y[16y^4 - 20y^2(x^2 + y^2) + 5(x^2 + y^2)^2]$	Vertikální pentafoil
5	-3	$\sqrt{12}(5\rho^5 - 4\rho^3) \sin 3\theta$	$\sqrt{12}y(3x^2 - y^2)[5(x^2 + y^2) - 4]$	Sekundární vertikální trefoil
5	-1	$\sqrt{12}(10\rho^5 - 12\rho^3 + 3\rho) \sin \theta$	$\sqrt{12}y[10(x^2 + y^2)^2 - 12(x^2 + y^2) + 3]$	Sekundární vertikální koma
5	1	$\sqrt{12}(10\rho^5 - 12\rho^3 + 3\rho) \cos \theta$	$\sqrt{12}x[10(x^2 + y^2)^2 - 12(x^2 + y^2) + 3]$	Sekundární horizontální koma
5	3	$\sqrt{12}(5\rho^5 - 4\rho^3) \cos 3\theta$	$\sqrt{12}x(x^2 - 3y^2)[5(x^2 + y^2) - 4]$	Sekundární šikmý trefoil
5	5	$\sqrt{12}\rho^5 \cos 5\theta$	$\sqrt{12}x[16x^4 - 20x^2(x^2 + y^2) + 5(x^2 + y^2)^2]$	Šikmý pentafoil
6	-6	$\sqrt{12}\rho^6 \sin 6\theta$	$\sqrt{14}xy[32x^4 - 32x^2(x^2 + y^2) + 6(x^2 + y^2)^2]$	Šikmý hexafoil
6	-4	$\sqrt{14}(6\rho^6 - 5\rho^4) \sin 4\theta$	$4\sqrt{14}xy(x^2 - y^2)[6(x^2 + y^2) - 5]$	Sekundární šikmý tetrafoil
6	-2	$\sqrt{14}(15\rho^6 - 20\rho^4 + 6\rho^2) \sin 2\theta$	$2\sqrt{14}xy[15(x^2 + y^2)^2 - 20(x^2 + y^2) + 6]$	Terciální šikmý astigmatismus
6	0	$\sqrt{7}(20\rho^6 - 30\rho^4 + 12\rho^2 - 1)$	$\sqrt{7}[20(x^2 + y^2)^3 - 30(x^2 + y^2)^2 + 12(x^2 + y^2) - 1]$	Sekundární sférická aberace
6	2	$\sqrt{14}(15\rho^6 - 20\rho^4 + 6\rho^2) \cos 2\theta$	$\sqrt{14}(x^2 - y^2)[15(x^2 + y^2)^2 - 20(x^2 + y^2) + 6]$	Terciální vertikální astigmatismus
6	4	$\sqrt{14}(6\rho^6 - 5\rho^4) \cos 4\theta$	$\sqrt{14}[(x^2 - y^2)^2 - 8x^2y^2][6(x^2 + y^2) - 5]$	Sekundární vertikální tetrafoil
6	6	$\sqrt{14}\rho^6 \cos 6\theta$	$\sqrt{14}[32x^6 - 48x^4(x^2 + y^2) + 18x^2(x^2 + y^2)^2 - (x^2 + y^2)^3]$	Vertikální hexafoil
7	-7	$4\rho^7 \sin 7\theta$	$8x^2y[3(x^2 + y^2)^2 - 16x^2y^2] + 4y(x^2 - y^2)[(x^2 + y^2)^2 - 16x^2y^2]$	Vertikální heptafoil
7	-5	$4(7\rho^7 - 6\rho^5) \sin 5\theta$	$4[4x^2y(x^2 - y^2) + y(x^2 + y^2)^2 - 8x^2y^3] \times [7(x^2 + y^2) - 6]$	Sekundární vertikální pentafoil
7	-3	$4(21\rho^7 - 30\rho^5 + 10\rho^3) \sin 3\theta$	$4y(3x^2 - y^2)[21(x^2 + y^2)^2 - 30(x^2 + y^2) + 10]$	Terciální vertikální trefoil
7	-1	$4(35\rho^7 - 60\rho^5 + 30\rho^3 - 4\rho) \sin \theta$	$4y[35(x^2 + y^2)^3 - 60(x^2 + y^2)^2 - 30(x^2 + y^2) - 4]$	Terciální vertikální koma
7	1	$4(35\rho^7 - 60\rho^5 + 30\rho^3 - 4\rho) \cos \theta$	$4x[35(x^2 + y^2)^3 - 60(x^2 + y^2)^2 - 30(x^2 + y^2) - 4]$	Terciální horizontální koma
7	3	$4(21\rho^7 - 30\rho^5 + 10\rho^3) \cos 3\theta$	$4x(x^2 - 3y^2)[21(x^2 + y^2)^2 - 30(x^2 + y^2) + 10]$	Terciální šikmý trefoil
7	5	$4(7\rho^7 - 6\rho^5) \cos 5\theta$	$4[x(x^2 + y^2)^2 - 8x^3y^2 - 4xy^2(x^2 - y^2)] \times [7(x^2 + y^2) - 6]$	Sekundární šikmý pentafoil
7	7	$4\rho^7 \cos 7\theta$	$4x(x^2 - y^2)[(x^2 + y^2)^2 - 16x^2y^2] - 8xy^2[3(x^2 + y^2)^2 - 16x^2y^2]$	Šikmý heptafoil

Tabulka č. 1 Zernikeho polynomy v polárních a kartézských souřadnicích [2]

Grafickou podobu vlnoploch jednotlivých Zernikeho polynomů do sedmého řádu znázorňuje následující Obrázek č. 2 představující pyramidu postupného rozkladu jednotlivých řádů Zernikeho polynomů v závislosti na úhlové frekvenci.

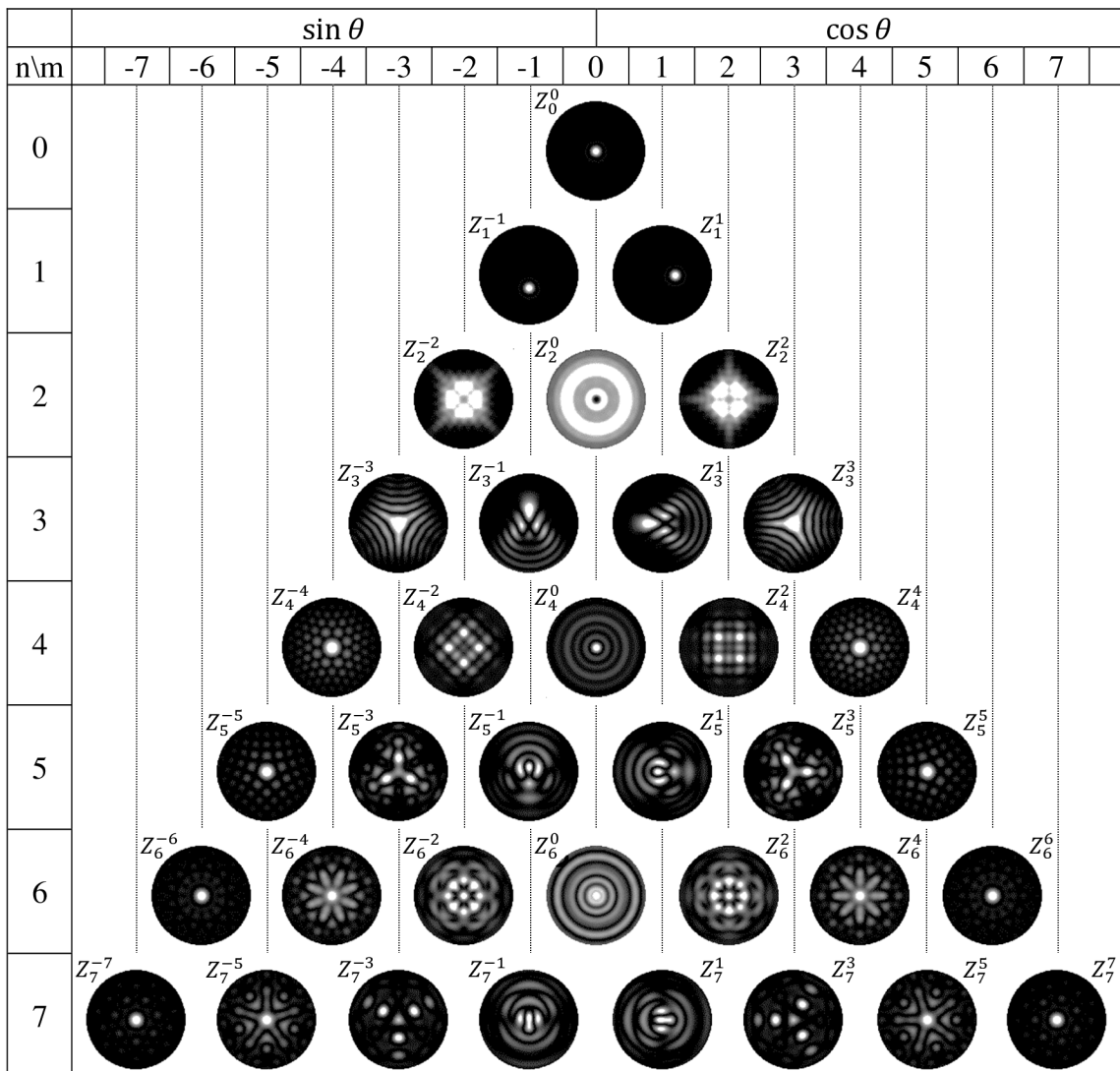


Obrázek č. 2 Grafická podoba vlnoploch Zernikeho polynomů

Barevně jsou zvýrazněny odchylky mezi maximálními a minimálními body deformované vlnoplochy. Kvantifikace tohoto parametru je známá jako P-V hodnota (Peak-to-Valley hodnota) a vyjadřuje rozdíl mezi nejvyšším bodem (Peak) a nejnižším bodem (Valley) profilu dané vlnoplochy příslušné aberace.

Pro představu, jak se zobrazí předmětový bodový zdroj, když projde optickou soustavou s kruhovou aperturou, která trpí výše uvedenou aberací dobře demonstruje bodová rozptylová funkce, z anglického výrazu Point Spread Function (PSF) viz

Obrázek č. 3 pyramida bodových rozptylových funkcí příslušných Zernikeho polynomů. PSF popisuje tvar obrazu příslušné aberace na základě difrakce (ohybu) světelných vlnoploch. Ideální optická soustava bez aberací zobrazí bodový zdroj jako rotačně symetrický difrakční obrazec kruhového tvaru, který se nazývá Airyho disk, jehož průměr $d = 2,44 \frac{\lambda f}{D}$, kde λ je vlnová délka bodového zdroje, f je ohnisková vzdálenost optické soustavy a D je průměr apertury optické soustavy. Působením aberací v optické soustavě dojde ke zvětšení difrakčního obrazce a přerozdělení intenzity světla na větší plochu. Předmětový bod se v obrazové rovině rozmaže. Pomocí bodové rozptylové funkce také lze hodnotit kvalitu zobrazení optických soustav. [4]



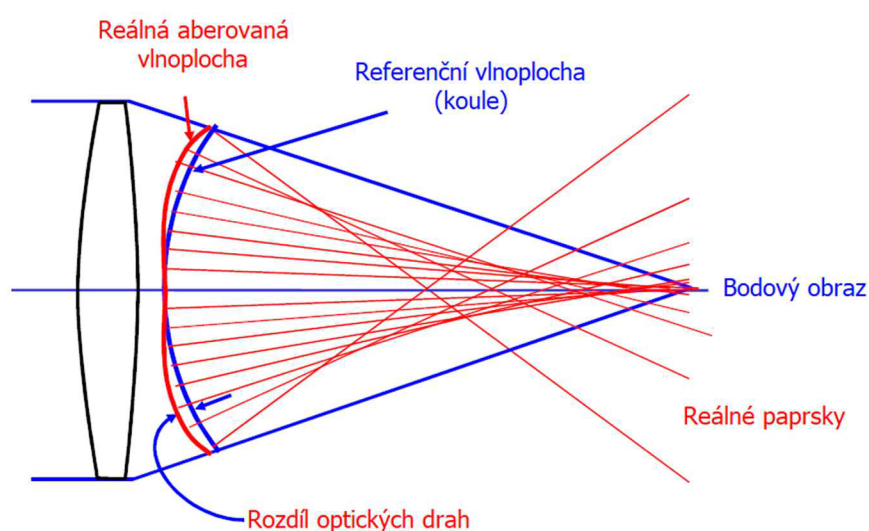
Obrázek č. 3 Grafická podoba bodových rozptylových funkcí příslušných Zernikeho polynomů

1.2.2 Aberační funkce

Díky znalostem Zernikeho polynomů Z_n^m můžeme komplexně popsat aberace optické soustavy. K tomu nám slouží aberační funkce, která charakterizuje změny/odchylky mezi kulovou ideální vlnoplochou a skutečnou vlnoplochou procházející optickou soustavou viz Obrázek č. 4. Vlnová aberace představuje rozdíl délky optické dráhy aberované vlny od délky optické dráhy paprsku představující referenční kouli, která má střed v ideálním obrazovém bodě, do kterého i směřují její paprskové normály. Tento rozdíl je kladný nebo záporný podle toho, zda při dosažení referenční koule urazí aberovaný paprsek delší nebo kratší optickou dráhu. Skutečné paprsky probíhají ve směru normál k aberované vlnoploše, jak ukazuje Obrázek č. 4. Aberační funkce má podobu:

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

kde c_n^m jsou Zernikovy koeficienty, které představují míru přídavku příslušného Zernikeho polynomu, alias aberace optické soustavy, v rámci celé aberační funkce. Čím přesněji se chce reálná vlnoplocha popsat, která prošla optickým systémem, tím více Zernikeho koeficientů se musí do tohoto vzorce zahrnout. Zernikeho koeficienty jsou závislé na průměru apertury optického systému, takže v případě oka jsou koeficienty závislé na průměru zorničky. [4]



Obrázek č. 4 Dráhový rozdíl referenční a reálné vlnoplochy [6]

Kvantifikaci dráhového rozdílu u aberační funkce neboli aberace, lze provést pomocí střední kvadratické odchylky (RMS – Root Mean Square), která díky ortonormalitě Zernikeho polynomů a využití Zernikeho koeficientů je dána jako druhá odmocnina součtu kvadrátů Zernikeho koeficientů:

$$RMS = \sqrt{\sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=0}^n (c_n^m)^2}$$

Střední kvadratická odchylka představuje míru celkové odchylky měřené vlnoplochy od referenční vlnoplochy a udává se v jednotkách mikrometr. Pomocí hodnoty RMS lze v optometrii porovnávat různé oči s ohledem jejich aberací, aniž by bylo potřeba studovat konkrétní jednotlivé Zernikeovy koeficienty. Výhodou střední kvadratické odchylky je, že kvalitu optického systému máme charakterizovanou jedním číslem. Když bude $RMS = 0$ lze předpokládat, že zkoumaná plocha je bez aberací.

Střední kvadratickou odchylku lze využít pro určení teoretického optického vizu oka, kdy díky ekvivalentnímu kroužku rozostření B_e , který se počítá ze znalosti RMS a poloměru zorničky je vizus dán vztahem:

$$V \approx \frac{2'}{\sqrt{2'^2 + B_e^2}} \approx \frac{2'}{B_e}$$

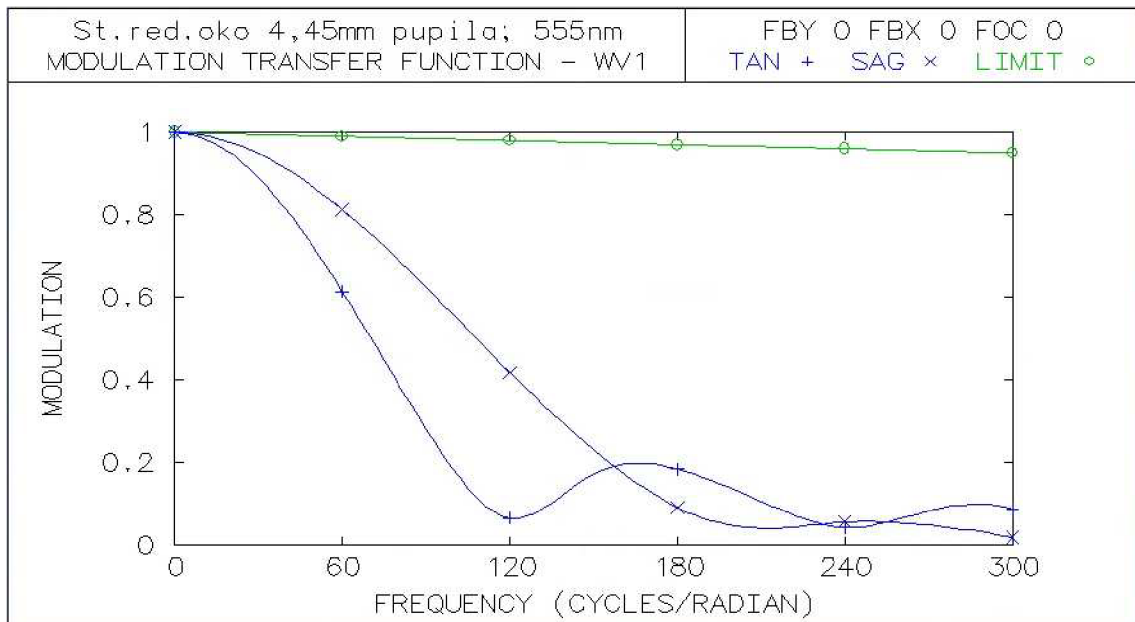
$$B_e = \frac{8\sqrt{3}}{r} RMS$$

Ekvivalentní kroužek rozostření B_e je v úhlové míře miliradián a poloměr zorničky v milimetrech. [7], [8]

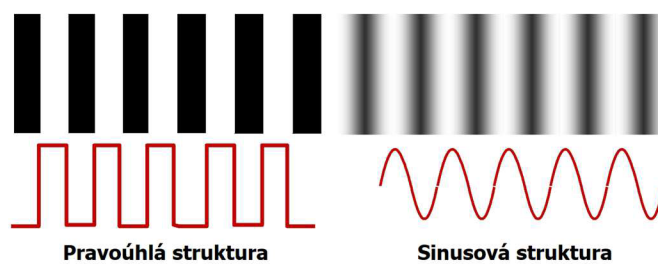
1.2.3 Funkce přenosu kontrastu (MTF)

Kvalitu optického systému neboli jak věrohodně jsou optickým systémem přeneseny informace lze popsat pomocí modulační přenosové funkce z anglického Modulation Transfer Function (MTF), která představuje ztrátu kontrastu v závislosti na změně prostorové frekvence. Modulační přenosová funkce MTF ukazuje, jak je optickým systémem přenesen obraz, příslušné struktury neboli prostorové frekvenci, se stoprocentním kontrastem. MTF poskytuje informaci o minimální velikosti struktury, pro kterou lze očekávat dobré zobrazení. Příklad MTF křivky zobrazuje Obrázek č. 5. Velikost struktury je dána sinusovým průběhem intenzity při různých prostorových frekvencích. Pokud by byla použita struktura pravoúhlé vlny, kdy s ustálenou frekvencí

se střídá pevně dané minimum s maximem, přičemž minimální a maximální hodnota trvá stejně dlouho a přechody mezi minimem a maximem jsou okamžité, tak z modulační přenosové funkce lze stanovit kontrastní přenosovou funkci (CTF). Kontrastní přenosová funkce CTF je svým charakterem blízká optotypům používaných v optometrii při hodnocení kvality vidění lidského zraku. Rozdíl sinusové a pravoúhlé struktury ukazuje Obrázek č. 6.



Obrázek č. 5 MTF křivka optické soustavy

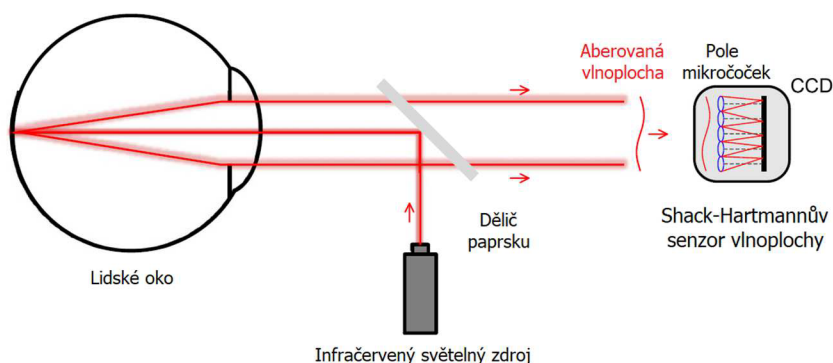


Obrázek č. 6 Struktury prostorových frekvencí

2 Nástroje a metody

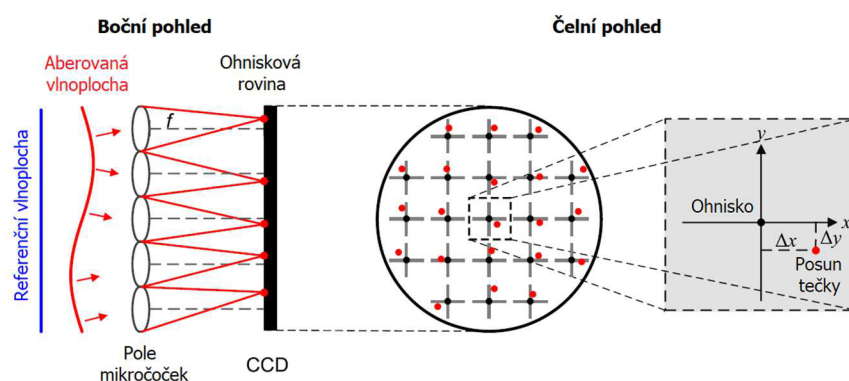
2.1 Aberometrie

Aberometrie je měření aberací neboli analýzy vlnoploch z anglického wavefront analysis alias dle kapitoly 1.2.2 Aberační funkce a zmíněného měření rozdílů optických drah ideální vlnoplochy a reálné aberované vlnoplochy zkoumané optické soustavy. Všechny aberace se projeví nějakou poruchou vlnoplochy, a proto lze všechny měřit a popisovat z vlnového hlediska. Měření se provádí na přístrojích zvaných aberometr. Principů, jak aberometry mohou pracovat je několik, ale v současné době je nejrozšířenějším aberometrem aberometr na principu Shack-Hartmannova senzoru. Princip tohoto měření u oka ukazuje Obrázek č. 7, kde infračervený světelný zdroj, laser s velmi nízkou energií, aby nedošlo k poškození sítnice, bodově osvětí sítnici a vytvoří světelný bod, který generuje vlnoplochy procházející očním prostředím ven z oka. Vlnoplochy z oka dopadají na detektor Shack-Hartmannův senzor, který změří, jak jsou aberovány alias zpomaleny či zrychleny oproti referenční vlnoploše.



Obrázek č. 7 Shack-Hartmannův senzor – schéma měření aberací na oku [2]

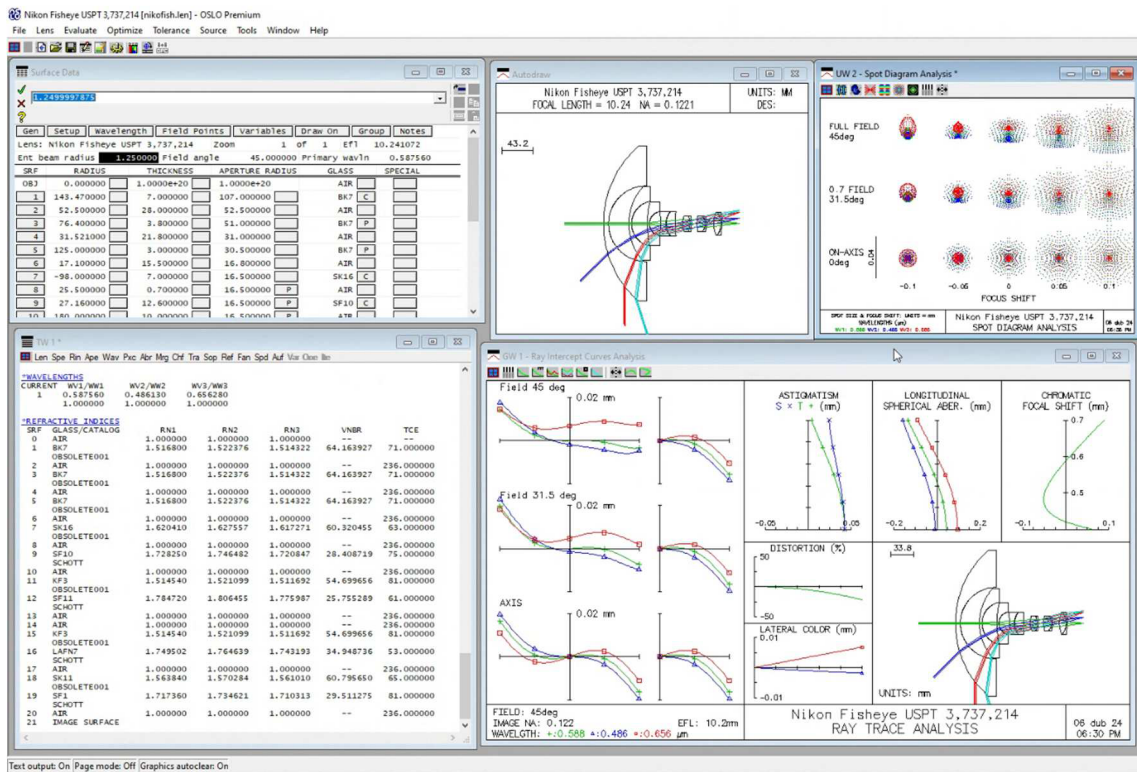
Princip snímání vlnoploch Shack-Hartmannovým senzorem ukazuje Obrázek č. 8, kde přítomné pole mikročoček prostorově vyzorkuje dopadající vlnoplochu. V případě, že vlnoplochy jsou bez aberací, tak rastr čoček fokusuje dopadající vlny do ohnisek detektorů. Pokud dopadající vlnoplocha na pole mikročoček je vlivem aberací deformovaná, tak normály k vlnoploše jsou na různých místech odchýleny a díky poli mikročoček svazky dopadající na detektor jsou od ohniska posunuty o Δx a Δy . Podle velikosti posunů lze určit velikost sklonu vlnoplochy dopadající na příslušnou mikročočku. Z této velikosti lze matematicky rekonstruovat tvar vlnoplochy do podoby Zernikeho koeficientů. [4]



Obrázek č. 8 Shack-Hartmannův senzor – princip snímání vlnoploch [2]

2.2 OSLO (Optics Software for Layout and Optimization)

OSLO je profesionální softwarový nástroj sloužící k navrhování, optimalizaci a vyhodnocování optických systémů pro různé aplikace a odvětví, kde se využívá jakákoliv optika. Jeho pomocí lze vytvořit jakýkoliv optický systém. Software obsahuje databázi čoček a optických prvků pro modelování optických soustav. Mezi hlavní funkce patří trasování paprsků k určování trajektorií paprsků a jejich chování v optickém systému, výpočty optických parametrů, analýzy a hodnocení vlastností optických systémů. U optimalizací dovede z definovaných cílových hodnot parametrů optického systému automaticky upravovat jiné definované parametry tak, aby byly splněny požadavky na optický systém jako celek. OSLO umí simulovat a analyzovat v reálném čase chování navrhovaného optického systému a návrháři dává možnost posoudit svůj návrh v plném plánovaném rozsahu. Celkově zjednodušuje proces návrhu, modelování a optimalizace optických systémů. OSLO má uživatelsky přívětivé prostředí pro jeho ovládání. Umožňuje export optických řešení do jiných návrhářských či konstrukčních softwarů k zapracování optického řešení do vyšších celků. Příklad konfigurace oken v programu ukazuje Obrázek č. 9.



Obrázek č. 9 Ukázka programu OSLO

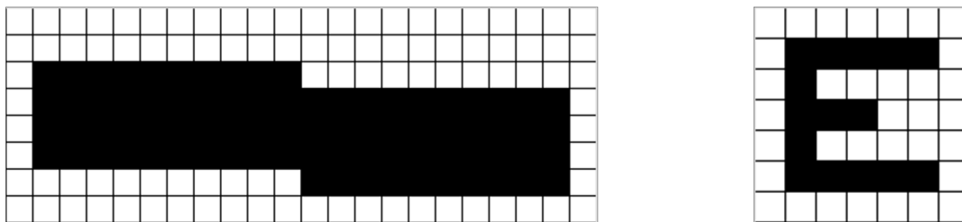
2.3 Zraková přesnost

Zraková ostrost obecně představuje schopnost lidského zraku vnímat a rozeznat prahové podněty jako jsou detaily předmětů nebo předměty s nízkým kontrastem či jasem. Určování zrakové ostrosti závisí na rozlišovací schopnosti oka což je schopnost rozeznávat tvary a rozlišovat drobné detaily předmětu. Základním kritériem charakterizující rozlišovací schopnost zrakového systému je minimální úhlová vzdálenost dvou bodů nebo čar ležících vedle sebe při které jsou ještě dva body či čáry rozeznatelné. Toto kritérium se nazývá minimum separabile. Minimální úhlová vzdálenost se vyjadřuje jako minimální rozlišovací úhel (MAR – Minimum Angle of Resolution) a pro stanovování zrakové ostrosti se jako referenční hodnota bere jedna minuta ($1'$). Jedna minuta je určena s ohledem na průměrnou velikost fotoreceptorů $5 \mu\text{m}$ a zároveň musí být splněna podmínka, že mezi podrážděnými receptory je aspoň jeden receptor nepodrážděný, a to vše s využitím geometrie standartního redukovaného oka, kdy vzdálenost od uzlového bodu N k sítnici je $16,67 \text{ mm}$.

Zraková ostrost neboli vizus je definována vztahem:

$$V = \frac{1'}{MAR [']}$$

V reálu je hodnota rozlišovací meze menší než referenční hodnota $1'$ a to díky difrakčnímu limitu oka, který je cca třicet pět sekund ($35''$) v závislosti na vlnové délce a průměru zorničky. Se zapojením mozku je lidský zrak schopen rozlišovat ještě menší úhlové hodnoty, než je difrakční limit oka, a to při pozorování jednoduchých rovnoběžných čar viz Obrázek č. 10, kdy za dobrých světelných podmínek lze rozlišit až $0,5$ až $1''$ než je standartní rozlišovací mez ($\sim 1'$). Těto rozlišovací schopnosti se říká noniová zraková přesnost nebo také koincidenční zraková ostrost. Tato schopnost umožňuje detekovat velmi malé změny tvaru, jako zlomy, posunutí hran, zarovnání čar, zakřivení čar atd. a je 20x lepší než hodnota daná minimem separabile. [1], [9]



Obrázek č. 10 Příklad konstrukce vodorovné noniové čáry a identifikačního znaku demonstrující velikost detailu/čtverečků 1 úhlová minuta

3 Praktická část

Cílem diplomové práce je zhodnotit parametry a určit jejich změny u brýlové korekce zjištěné za pomoci klasické zkušební obruby, ve které jsou čočky při vyšetřování zrakové ostrosti předkládány kolmo na osu vidění, a to v kontextu znalosti konkrétních aberací oka, společně s přáním klienta takto získanou korekci umístit/zabrousit do prohnutých brýlových obrub, kdy finální korekce je navozena prohnutím čoček.

Hodnocení parametrů a návrh jejich úprav z optického hlediska bude prováděno simulacemi optické soustavy oko/korekční čočka v optickém software OSLO za pomoci CTF funkcí z analýzy vlnoploch. Oko v optickém software OSLO bude zatíženo reálnými aberacemi konkrétních testovaných očí probandů. Prohnutí čočky bude simulováno jejím nakloněním. Výsledky simulací budou srovnány se subjektivním hodnocením zrakové ostrosti probandů při stejných konfiguracích oko/korekční čočka jako v softwaru OSLO.

3.1 Metodika a subjekty

3.1.1 Zkoumané subjekty

Pro účely diplomové práce bylo využito 6 dobrovolníků ve věkovém rozmezí 23 až 50 let, které potřebují a používají pro svou běžnou činnost brýlovou korekci do dálky a od kterých šlo získat hodnoty Zernikeho polynomů z aberometrie na přístrojích i.Profiler a i.Profiler^{plus} od firmy Zeiss dostupné na katedře optiky. Tímto bylo v práci požit 12 zkoumaných optických systémů oko/korekční čočka.

3.1.2 Postup práce

Praktická část práce spočívala ve:

- měření aberací jednotlivých očí probandů
- zpracování získaných dat z aberometrů jednotlivých očí probandů pro možnost simulace v optickém software OSLO
- vytvoření modelu oka každého oka probanda v optickém software OSLO, které vykazuje změřené aberace
- vytvoření optické soustavy oko/korekční čočka ke korekci aberovaného modelu oka v optickém software OSLO

- generováním CTF funkcí pro různé náklony korekční čočky optické soustavy v optickém software OSLO příslušného oka
- měření noniové a identifikační zrakové ostrosti jednotlivých očí probandů
- statistické porovnání a hodnocení kvality optické soustavy oko/korekční čočka ze simulačních modelů softwaru OSLO s výsledky psychofyzikálního měření zrakové ostrosti

Následně jsou popsány kroky, které byly v rámci jednotlivých bodů provedeny po metodické stránce. Konkrétní data nastavování, měření, výpočtů a vyhodnocování jsou uložena u autora práce.

3.1.2.1 Měření aberací

K co nejuvhodnějšímu přiblížení se realitě u modelování testovaných očí bylo potřeba získat informace jakými aberacemi jsou jednotlivé oči zatíženy. Kvalitativním parametrem vlnoplochy, generované průchodem světla přes optické části oka až k sítnici, byly Zernikeho koeficienty aberační funkce měřené na aberometrech od firmy Zeiss. Konkrétně byly použity aberometry starší i.Profiler a novější i.Profiler ^{plus} od firmy Zeiss.

Výstupy jsou rozdílné, kdy aberometr i.Profiler poskytuje soupis Zernikeho koeficientů pro příslušné průměry zornic v textovém souboru viz následující ukázka surových dat získaných z aberometru bez jakékoliv úpravy:

[SPHERE]	Z_23=0.002127708243	Z_22=-0.002385064585	Z_21=0.005581440460
R_3=0.299373	Z_24=-0.009127400164	Z_23=-0.012456436643	Z_22=-0.002385064585
R_5=0.100635	Z_25=0.005424906384	Z_24=-0.010850730058	Z_23=-0.012456436643
R_7=0.100635	Z_26=-0.005340177359	Z_25=0.002810611558	Z_24=-0.010850730058
[CYLINDER]	Z_27=-0.007448259172	Z_26=0.004630662099	Z_25=0.002810611558
R_3=-2.713098	Z_28=0.002046329013	Z_27=0.003487332919	Z_26=0.004630662099
R_5=-2.914902	Z_29=0.000655320420	Z_28=0.006143946131	Z_27=0.003487332919
R_7=-2.914902	Z_30=0.004125797474	Z_29=0.006783369208	Z_28=0.006143946131
[AXIS]	Z_31=-0.003945777830	Z_30=0.006180305047	Z_29=0.006783369208
R_3=1.724861	Z_32=0.003376740000	Z_31=-0.002374507861	Z_30=0.006180305047
R_5=1.758415	Z_33=-0.005987123047	Z_32=-0.006994004872	Z_31=-0.002374507861
R_7=1.758415	Z_34=0.002168520799	Z_33=-0.002837299269	Z_32=-0.006994004872
[ZERNIKE_3]	Z_35=0.002220317798	Z_34=-0.001699268329	Z_33=-0.002837299269
Z_0=-0.000000000000	[ZERNIKE_5]	Z_35=-0.003142579836	Z_34=-0.001699268329
Z_1=-0.494008116397	Z_0=-0.000000000000	[ZERNIKE_7]	Z_35=-0.003142579836
Z_2=0.432468435711	Z_1=-0.642976947802	Z_0=-0.000000000000	[GENERAL]
Z_3=0.188084868476	Z_2=0.526854666193	Z_1=-0.642976947802	MaxAppR=10.000000
Z_4=0.339027036554	Z_3=0.531319813327	Z_2=0.526854666193	PupilRadiusMm=-
Z_5=0.585774689985	Z_4=0.955790614142	Z_3=0.531319813327	1000.000000
Z_6=-0.031936561100	Z_5=1.351240350599	Z_4=0.955790614142	PupilRadiusMapMm_3=
Z_7=0.011214241227	Z_6=-0.097575002510	Z_5=1.351240350599	1.500000
Z_8=-0.040150959706	Z_7=0.062993802216	Z_6=-0.097575002510	PupilRadiusMapMm_5=
Z_9=0.021966138509	Z_8=-0.071644431728	Z_7=0.062993802216	2.227093
Z_10=0.000145804910	Z_9=0.082041246208	Z_8=-0.071644431728	PupilRadiusMapMm_7=
Z_11=0.003093824573	Z_10=0.028693794703	Z_9=0.082041246208	2.227093
Z_12=0.037247086237	Z_11=0.016444774190	Z_10=0.028693794703	PupilPosMm_X=1.00000
Z_13=-0.010262917396	Z_12=0.091903032037	Z_11=0.016444774190	PupilPosMm_Y=1.00000
Z_14=0.000849344970	Z_13=0.041336876132	Z_12=0.091903032037	Pd=30.701980
Z_15=-0.003940772974	Z_14=-0.002533583785	Z_13=0.041336876132	VertexDistance=12.0000
Z_16=-0.007355205301	Z_15=-0.008683906385	Z_14=-0.002533583785	[PATIENT]
Z_17=0.012661918670	Z_16=-0.004997240480	Z_15=-0.008683906385	Surname=
Z_18=0.007262645959	Z_17=0.004338942796	Z_16=-0.004997240480	Firstname=
Z_19=0.008484216166	Z_18=0.000155939133	Z_17=0.004338942796	CurrentDate=
Z_20=-0.012588611586	Z_19=-0.014045087852	Z_18=0.000155939133	CurrentTime=
Z_21=0.005998599323	Z_20=-0.009727111465	Z_19=-0.014045087852	BirthDate=
Z_22=0.008395518317	Z_21=0.005581440460	Z_20=-0.009727111465	Sex=

Červeně označená data mají následnou vazbu v textu níže.

i.Profiler^{plus} nabízí přímo mikrometrické hodnoty konkrétních Zernikeho koeficientů v zápise Z_n^m od polynomů druhého řádu po polynomy sedmého řádu s příslušnou informací průměru zornice v daném momentu měření. Oba aberometry používají k měření Shack-Hartmannův senzor, jak bylo popsáno v kapitole 2.1, s infračerveným paprskem generující měřené vlnoplochy a oba poskytují Zernikeho koeficienty pro referenční vlnovou délku $\lambda = 555 \text{ nm}$.

3.1.2.2 Zpracování získaných dat z aberometru

S ohledem na literaturu [2] a existenci různých záznamů Zernikeho polynomů stejné vlnoplochy, bylo potřeba stanovit jakou notaci Zernikeho koeficientů poskytuje aberometr i.Profiler. Díky grafickému výstupu Zernikeho koeficientů uvedených v polárních souřadnicích bylo možné konkrétní hodnoty souřadnic (ρ, θ) Zernikeho koeficientů přepočítat na hodnotu v mikrometrech pro kladný a záporný index azimutální frekvence. Konkrétní příklad zápisu v polárních souřadnicích byl:

$Z(2, \pm 2)$ | Astigmatismus | $1,45 \mu\text{m}$ @ 11° a z Zernikeho polynomů plyne výpočet:

$$Z_2^{-2} = 1,45 \cdot \sin(2 \cdot 11^\circ) = 0,5432 \mu\text{m}$$

$$Z_2^2 = 1,45 \cdot \cos(2 \cdot 11^\circ) = 1,3444 \mu\text{m}$$

Což odpovídá koeficientům $Z_3=0.531319813327$ a $Z_5=1.351240350599$ ze souboru surových dat získaných z aberometru bez jakékoliv úpravy a pro demonstraci označených červeně viz výše. Zde je nutno podotknout, že uvedený počet desetinných představuje nereálnou přesnost. Maximálně 4 desetinná čísla jsou pro Zernikovy koeficienty zcela dostatečná.

Pomocí přepočtu ostatních Zernike koeficientů zaznamenaných v polárních souřadnicích byly jednotlivé koeficienty Z_0 až Z_{35} identifikovány a přepsány do zápisu Z_n^m .

Optický software OSLO používá notaci Zernikeho polynomů typu Fringe, které jsou primárně používány u analýz interferenčních obrazců. Dále důležitým rozdílem oproti v kapitole 1.2.1 uvedené orientaci polárního úhlu θ je, že tento úhel je v software OSLO měřen od kladné osy y po směru hodinových ručiček [2]. Matematické tvary Zernikeho polynomů jsou v různých notacích stejné, ale liší se v pořadí koeficientů a nebo ve zmíněném způsobu koordinace polárního úhlu θ . Aby optický software OSLO vykresloval a simuloval vlnoplochy oka správně, protože modelované korekční čočky většinou jsou sféro-cylindrické, musí natočení vlnoploch odpovídat orientaci brýlové korekce. Zajištění správného natočení je provedeno další změnou pořadí některých Zernikeho koeficientů s případnou změnou znaménka do opačného tvaru.

Konkrétní transformace Zernikeho koeficientů ze stavu získaného z aberometrů i.Profiler a i.Profiler ^{plus} po OSLO Zernikeho koeficienty prezentuje následující tabulka:

i.Profiler	Z_n^m		i.Profiler	Fringe	Fringe	OSLO
	n	m				
Z_0			Z_2	Z_1	Z_2	Z_1
Z_1	1	-1	Z_1	Z_2	Z_1	Z_2
Z_2	1	1	Z_4	Z_3	Z_3	Z_3
Z_3	2	-2	Z_5	Z_4	-Z_4	Z_4
Z_4	2	0	Z_3	Z_5	Z_5	Z_5
Z_5	2	2	Z_8	Z_6	Z_7	Z_6
Z_6	3	-3	Z_7	Z_7	Z_6	Z_7
Z_7	3	-1	Z_12	Z_8	Z_8	Z_8
Z_8	3	1	Z_9	Z_9	-Z_10	Z_9
Z_9	3	3	Z_6	Z_10	-Z_9	Z_10
Z_10	4	-4	Z_13	Z_11	-Z_11	Z_11
Z_11	4	-2	Z_11	Z_12	Z_12	Z_12
Z_12	4	0	Z_18	Z_13	Z_14	Z_13
Z_13	4	2	Z_17	Z_14	Z_13	Z_14
Z_14	4	4	Z_24	Z_15	Z_15	Z_15
Z_15	5	-5	Z_14	Z_16	Z_16	Z_16
Z_16	5	-3	Z_10	Z_17	-Z_17	Z_17
Z_17	5	-1	Z_19	Z_18	-Z_19	Z_18
Z_18	5	1	Z_16	Z_19	-Z_18	Z_19
Z_19	5	3	Z_25	Z_20	-Z_20	Z_20
Z_20	5	5	Z_23	Z_21	Z_21	Z_21
Z_21	6	-6	Z_32	Z_22	Z_23	Z_22
Z_22	6	-4	Z_31	Z_23	Z_22	Z_23
Z_23	6	-2		Z_24	Z_24	Z_24
Z_24	6	0	Z_20	Z_25	Z_26	Z_25
Z_25	6	2	Z_15	Z_26	Z_25	Z_26
Z_26	6	4	Z_26	Z_27	Z_27	Z_27
Z_27	6	6	Z_22	Z_28	-Z_28	Z_28
Z_28	7	-7	Z_33	Z_29	-Z_30	Z_29
Z_29	7	-5	Z_30	Z_30	-Z_29	Z_30
Z_30	7	-3		Z_31	-Z_31	Z_31
Z_31	7	-1		Z_32	Z_32	Z_32
Z_32	7	1		Z_33	Z_34	Z_33
Z_33	7	3		Z_34	Z_33	Z_34
Z_34	7	5		Z_35	Z_35	Z_35
Z_35	7	7				

Tabulka č. 2 Postupná transformace Zernikeho koeficientů získaných z aberometrů na Zernikeho koeficienty potřebné pro software OSLO [10]

3.1.2.3 Vytvoření modelu oka v OSLO

Pro simulace a analýzy optických systémů v optickém softwaru OSLO je potřeba nejprve celou soustavu namodelovat. Modelem oka byl zvolen standardní redukovaný model, který představuje neakomodované oko s jednou lámavou kulovou plochou o optické mohutnosti $\varphi = 60$ D a indexu lomu prostředí oka $n = \frac{4}{3}$. Model oka je umístěn v prostředí vzduch s indexem lomu $n = 1$ a díky tomu je fokální vzdálenost $f = 16,67$ mm, délka oka $f' = 22,22$ mm a rádius kulové plochy $r = 5,55$ mm. Světelným zdrojem je bod na ose a sítnici oka, který vyzařuje světelné paprsky vlnové délky $\lambda = 555$ nm, které jsou na výstupu z oka, afokální optické soustavy, omezeny numerickou aperturou odpovídající příslušnému měření rádiusu pupily z aberometrie konkrétního oka probanda viz Obrázek č. 12 a předpis modelu oka plochami číslo 1 a 2 (AST). Z dat poskytnutých aberometrem i.Profiler je rádius pupily uveden v milimetrech (**PupilRadiusMapMm_5=2.227093**), aberometr i.Profiler^{plus} uvádí v milimetrech průměr pupily. Ze znalostí rádií pupil se musí vypočítat numerická apertura pro standardní redukované oko dle vztahu:

$$NA = \sin \alpha \cdot n = \sin \left(\tan^{-1} \frac{r}{\sin \left(\cos^{-1} \frac{r}{5,55} \right) \cdot 5,55 + 16,67} \right) \cdot \frac{4}{3}$$

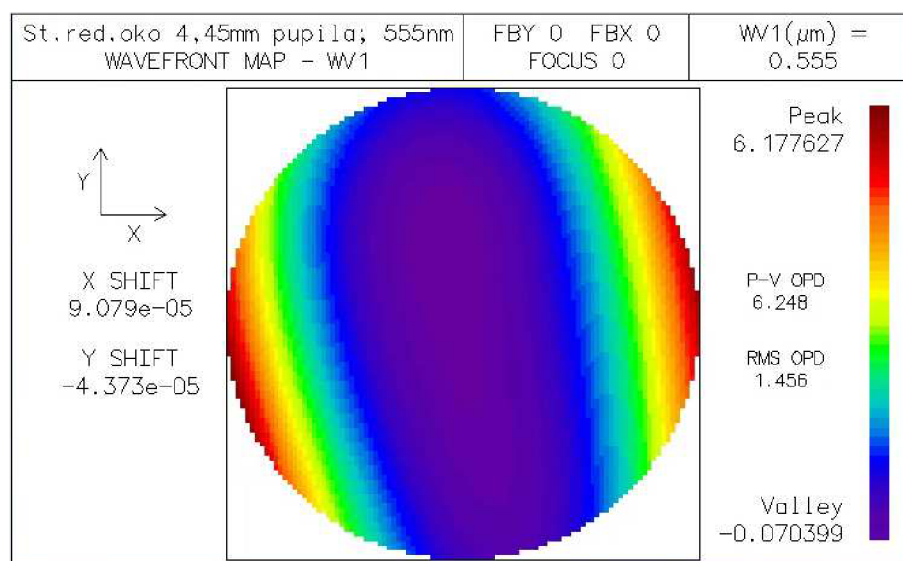
Aby model oka vykazoval stejné aberace, jaké byly naměřeny na probandech, bylo nutné kulovou lámavou plochu zatížit takovými aberacemi alias vytvarovat její povrch tak, že vycházející vlnoplocha z modelu oka je shodná s naměřenou vlnoplochou při aberometrii. Optický software OSLO umožňuje změnit parametry optických soustav dle potřeb pomocí funkce Optimalizace, kdy lze nadefinovat jaké hodnoty má příslušný parametr optimalizované plochy vykazovat, při dané konfiguraci optického systému. OSLO zvolené parametry, které jsou určeny funkcemi, mění a hledá lokální minima těchto funkcí tak, aby kombinace všech parametrů optimalizované plochy měla ve výsledku požadovanou vlastnost nebo výsledek. Optimalizace v softwaru OSLO probíhá zadáním parametrů plochy, které se chtějí měnit, v OSLO přes Optimize/Variables a zadáním cílových funkcí pomocí operandů, v OSLO přes Optimize/Operands, které jsou na výstupu optimalizace kontrolovány. V daném případě jsou cílové funkce jednotlivé Zernikeho polynomy s konkrétními Zernikeho koeficienty, kterých musí být při optimalizaci dosaženo nebo se k nim co nejvíce přiblížit. Logika optimalizace spočívá v minimalizování nastavených parametrů, takže optimalizací je daná plocha tvarována do doby, než se dostane s koeficienty operandů na nulu. To vyžaduje Zernikeho koeficienty

zadat do operandů inverzně. Nutnou podmínkou při zadávání Zernikeho koeficientů je, že musí být v jednotkách použité vlnové délky (555 nm). Ukázka předpisu cílových funkcí pomocí operandů (Operands Data Editor) ukazuje Tabulka č. 3.

K optimalizaci byla použita Powllova metoda, v OSLO přes Optimize/Advanced Optimization/Powell's Method, která je vhodná pro vícerozměrné funkce a dovede všechny operandy spojit do chybové funkce, která je v průběhu optimalizace vyhodnocována. Po optimalizaci získá kulová plocha svou škálu proměnných, které při celkové konfiguraci modelu oka generují vlnoplochy požadované kvality alias vlnoplochy změřených Zernike koeficientů viz Obrázek č. 11. Nutno poznamenat, že Zernikeho koeficienty pro píst a náklony (Z_0 až Z_2) nebyly pro optimalizaci použity, protože aberometr i.Profiler^{plus} je neposkytuje a v optice představují polohu a náklon detektoru. Po optimalizaci jsou tyto koeficienty zastoupeny a v dalším vyhodnocování s nimi OSLO počítá.

FRINGE koef.		OSLO koef.		OSLO koef.vln.délka	Operands Data Editor
Z_3	0.955790614142	Z_3	0.955790614	1.72214525070631	ZNK3(1)-1.72214525070631
Z_4	1.351240350599	Z_4	-1.351240351	-2.43466729837658	ZNK4(1)+2.43466729837658
Z_5	0.531319813327	Z_5	0.531319813	0.957332996985585	ZNK5(1)-0.957332996985585
Z_6	-0.071644431728	Z_6	0.062993802	0.113502346335135	ZNK6(1)-0.113502346335135
Z_7	0.062993802216	Z_7	-0.071644432	-0.129089066176577	ZNK7(1)+0.129089066176577
Z_8	0.091903032037	Z_8	0.091903032	0.165591048715315	ZNK8(1)-0.165591048715315

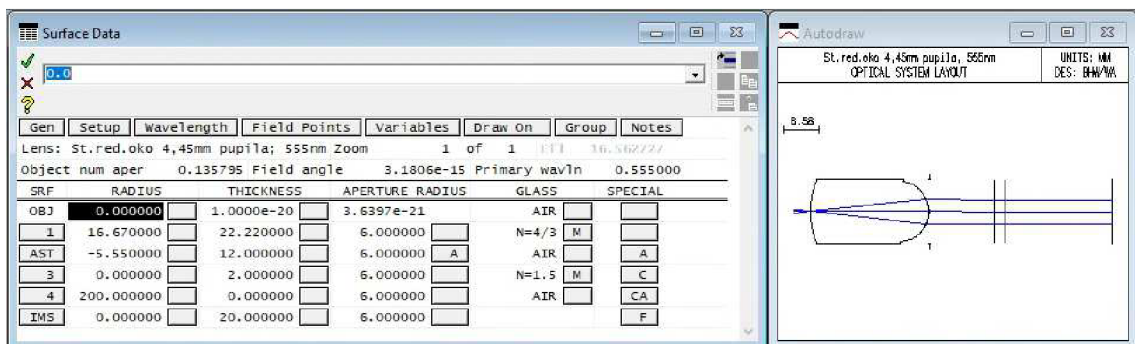
Tabulka č. 3 Příklad definice cílových funkcí Zernikeho polynomů



Obrázek č. 11 Ukázka aberované vlnoplochy oka

3.1.2.4 Vytvoření optické soustavy oko/korekční čočka

Poté co se v softwaru OSLO ze standartního redukovaného oka stalo oko testovaného probanda byla namodelována korekční čočka o dioptrických hodnotách, které proband používá. Čočka v softwaru OSLO představovala dvě plochy, kdy první plocha umístěná od oka ve standardní vzdálenosti 12 mm představovala sférickou dioptrii a druhá plocha byla plochou cylindrickou s příslušným natočením. Oproti brýlovému zápisu cylindrické čočky, kdy osa cylindru se předepisuje od kladné osy x proti směru hodinových ručiček, v OSLO se úhel natočení orientuje od kladné osy y a také proti směru hodinových ručiček, což muselo být zohledněno, aby korekční čočka odpovídala vycházejícím aberacím z oka. Vzdálenost mezi oběma plochami byla zvolena 2 mm a index lomu korekční čočky $n = 1,5$ viz Obrázek č. 12. Tímto byla dosažena základní konfigurace oko/korekční čočka s nulovým náklonem čočky, pro hodnocení kvality optické soustavy pomocí CTF funkcí.

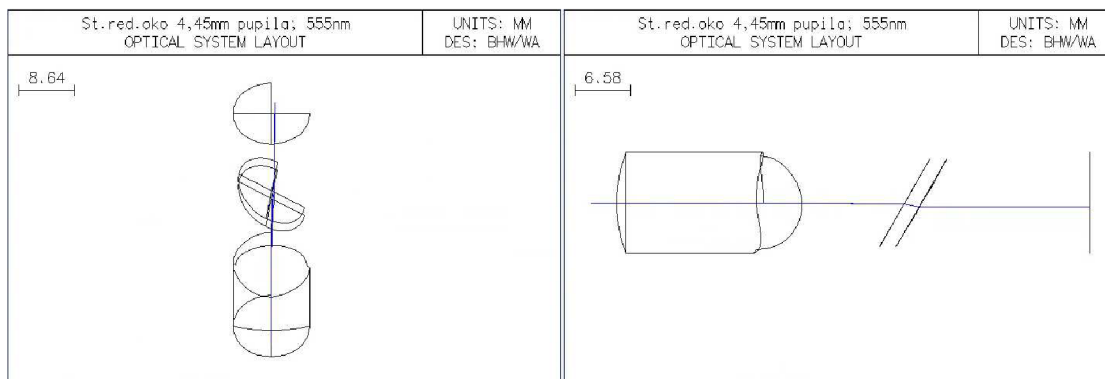


Obrázek č. 12 Model optické soustavy oko/korekční čočka v OSLO. Rozměry rádií a vzdáleností uváděny v milimetrech

3.1.2.5 Generováním CTF funkcí

Postupně byla korekční čočka nakláněna na hodnoty 10° , 20° a 30° viz Obrázek č. 13 s odečtem hodnot CTF funkcí a přenesením dat k dalšímu zpracování a analýze. Optický software OSLO generuje CTF funkce pro afokální soustavy v závislosti na prostorové frekvenci, která je uváděná v cyklech/radián, jak ukazuje Obrázek č. 14. S ohledem na limity zkoumané optické soustavy byly CTF funkce generovány v rozsahu prostorových funkcí od 0 do 6000 cyklů/radián. Počet analyzovaných prostorových frekvencí byl zvolen 41 což je v softwaru OSLO výchozí nastavení, které tvoří v daném případě postupný krok 150 cyklů/radián k vygenerování tabulky dat či grafu CTF funkcí. Pro každou konfiguraci optického systému oko/korekční čočka při různých náklonech

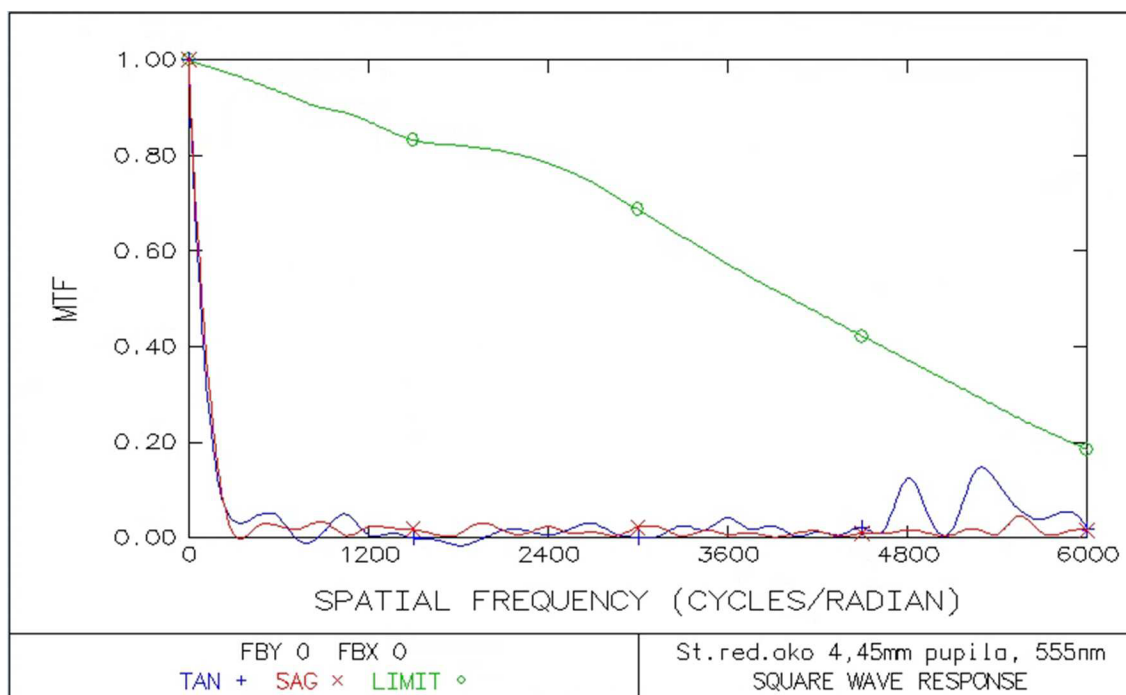
byly získány samostatně hodnoty CTF funkcí pro tangenciální a sagitální rovinu optického systému. Pro zjednodušení vyhodnocování a analýzy byly hodnoty z obou rovin pro příslušnou prostorovou frekvenci zprůměrovány. Tím vznikla jedna závislost CTF hodnoty na prostorové frekvenci. Dále se byly zaznamenány P-V a RMS hodnoty. Podoba výsledného záznamu získaných dat ukazuje Tabulka č. 4



Obrázek č. 13 Ukázka naklonění korekční čočky při vyšetřování CTF funkcí

Proband	Oko	Náklon	P-V	RMS	Prostorová frekvence				
					0	150	300	...	6000

Tabulka č. 4 Ukázka záznamů získaných dat pro analýzy a hodnocení



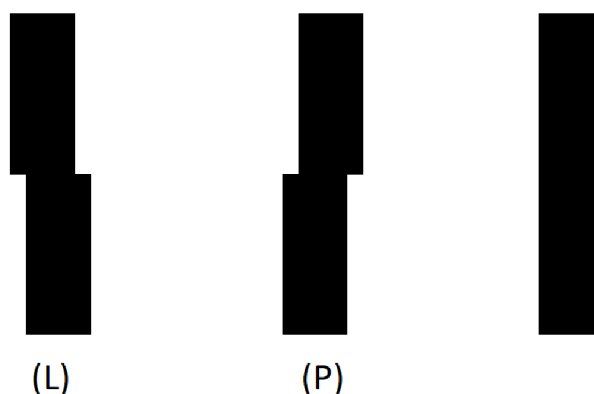
Obrázek č. 14 Ukázka CTF funkcí tangenciální a sagitální roviny zkoumaného systému pro náklon čočky 30°

3.1.2.6 Měření zrakové ostrosti

Simulace provedené v optickém softwaru OSLO poskytly teoretická data o kvalitě zobrazení optické soustavy oko/korekční čočka při různých náklonech čočky. Reálné ověření kvality vidění, při stejných konfiguracích, jak byly simulovány, bylo pro příslušné probandy realizováno pomocí měření noniové a rozlišovací zrakové ostrosti, jak je uvedeno v kapitole 2.3 Zraková přesnost. K měření byl použit laboratorní optotyp poskytnutý katedrou optiky, který tvořil LCD monitor AOC e2470swda s Full HD displejem o velikosti 23,6" a rozlišením 1920×1080 px zajišťujícím kontrast > 95 %. Optotyp byl řízen řídicím softwarem ovládaným přes PC, který zohledňoval rozlišení použitého displeje a vzdálenost promítaných znaků. Měření probíhalo na vzdálenost 11 metrů za pomocí zrcadla.

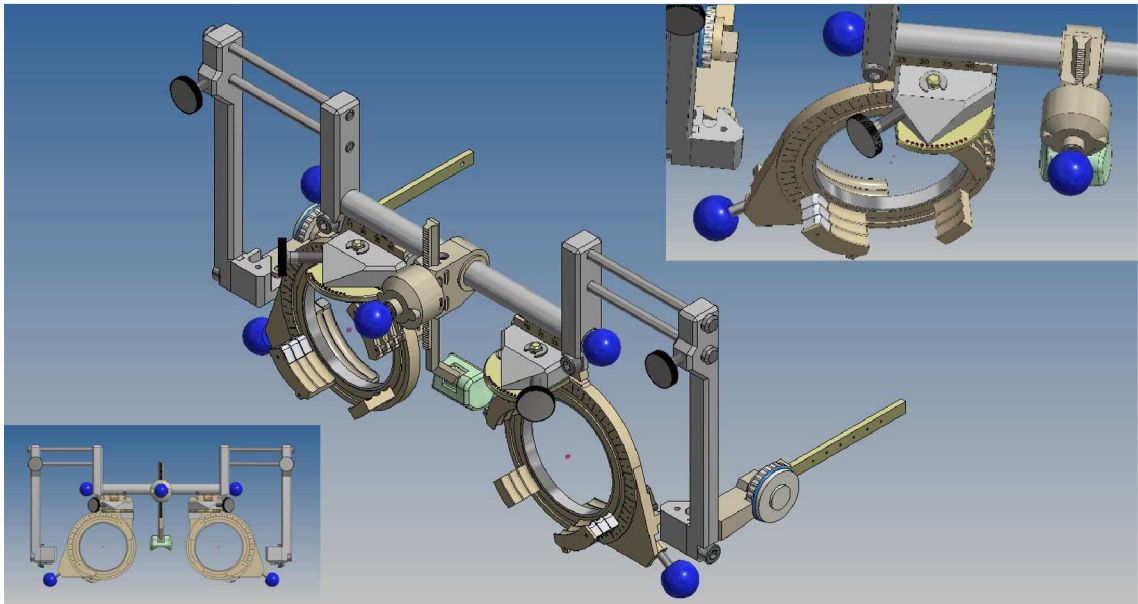
Pro měření rozlišovací zrakové ostrosti byl použit typ písma Sloan letter velikosti 5x5 dílů, kdy jeden díl odpovídal velikosti rozlišovací meze 1'. V optotypu byly použity písmena C, D, H, K, N, O, R, S, V a Z, která se zobrazovala náhodně na jednom vodorovném řádku v maximálním počtu 5 písmen s logaritmičticky měněnou velikostí. Velikost rozlišovací meze písmen se pohybovala v rozmezí od 1,3 do -0,6 logMAR s krokem změny 0,025 logMAR. Měření spočívalo ve stanovování, kolik znaků proband ještě přečetl od 100% přečteného řádku, kdy následná změna na další řádek probíhala při přečtení aspoň 60% (3 z 5) znaků. Výsledná hodnota rozlišovací zrakové ostrosti byla určena integrační metodou, kdy od hodnoty 100 % přečteného řádku byly odečteny všechny další přečtené znaky.

K měření noniové zrakové ostrosti byly použity svislé noniové čáry, kde vzájemné posunutí a vytvoření odskoku bylo stejné velikosti jako rozlišovací mez u rozlišovací zrakové ostrosti (1') viz Obrázek č. 10. Noniové čáry byly dvou provedení do maximálního počtu 5 znaků na řádku a náhodně se kombinovaly společně se svislou čarou viz Obrázek č. 15, kdy bylo důležité pro komunikaci s probandem stanovit, jaká část čáry odskakuje, kterým směrem. Šířka čáry bez odskoku byla 4 rozlišovací meze a výška čáry představovala pětinašobek šířky, jak ukazuje Obrázek č. 10. Velikost rozlišovací meze noniových čar se pohybovala v rozmezí od 0,9 do -0,6 logMAR s krokem změny 0,025 logMAR. Měření spočívalo v rozpoznání zdali a jakým směrem je vytvořen odskok u každé zobrazené noniové čáry na řádku a zaznamenání kolik těchto čar bylo ještě rozpoznáno od 100% identifikovaného řádku. Přejít na menší řádek a výpočet hodnoty zrakové ostrosti probíhal se stejnou logikou jako u identifikačního optotypu (60%, integrační metoda).



Obrázek č. 15 Noniové čáry s odskokem horní části vlevo (L), vpravo (P) a svislá čára

Měření zrakové ostrosti v konfiguraci nakloněné korekční čočky bylo prováděno pomocí k tomu speciálně upravených zkušebních obrub, jak ukazuje Obrázek č. 16. Řešení úpravy bylo založeno na jednoúčelové úpravě běžných zkušebních obrub k získání dalšího stupně volnosti pohybu ve vertikální ose pro jednotlivé očné obruby. Očnice musely být uvolněny od straníc i nosné horizontální trubkové osy zajišťující nastavování pupilární distance (PD) a nosící zmíněné očnice. Na trubkovou nosnou osu byl z levé i pravé strany pomocí svěrného spoje integrován nový držák straníc s možností přizpůsobování obruby šířce hlavy za pomoci dvou nosných čepů se šroubovým zajišťováním polohy. Na levou i pravou stavitelnou část PD trubkové nosné osy byl za pomoci šroubového spojení integrován pevný ukazatel úhlu natočení se zajišťovacím šroubem. Na uvolněné očnice byl pomocí šroubového spojení upevněn čep s integrovanou stupnicí. Stupnici tvoří malé barevné důlky, z nichž každý odpovídá úhlu natočení 5° . Prostor mezi důlky pak znamená $2,5^\circ$, což představuje nejmenší možný úhel natočení daného řešení. Čep s integrovanou stupnicí je zajištěn v pevném ukazateli pojistným třmenovým kroužkem, čímž došlo k opětovnému spojení oční, ale otočnému, se stavitelnou částí PD trubkové nosné osy. Pevná poloha úhlu natočení je zajištěna utáhnutím zajišťovacího šroubu.



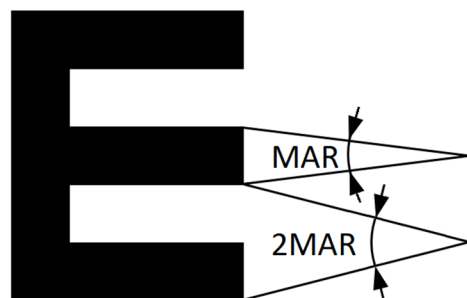
Obrázek č. 16 Speciální zkušební obruba umožňující natočení očí se zkušebními čočkami.

Získaná zraková ostrost v hodnotách $\log MAR$ příslušných konfigurací jednotlivých probandů bylo potřeba přepočítat do hodnot prostorových frekvencí v cyklech/radián k propojení dat CTF funkcí ze simulací v optickém software OSLO. Z konstrukce optotypů, kdy rozlišovací mez $MAR = 1'$ vyplývá, že jeden cyklus prostorové frekvence je $2MAR = 2'$ jak i demonstruje Obrázek č. 17, takže v jednom stupni ($60'$) prostorové frekvence je 30 cyklů. Přepočet z cyklů/ $^\circ$ na cykly/radián je dán vztahem:

$$cykl/radián = cykl/^\circ \cdot \frac{180}{\pi}$$

Přepočet z $\log MAR$ na hodnoty cyklů/radián ukazuje Tabulka č. 5, kdy zraková ostrost v decimálních jednotkách se počítá dle vztahu:

$$Decimal = \frac{1}{10^{\log MAR}}$$



Obrázek č. 17 Logika přepočtu zrakové ostrosti na prostorové frekvence

LogMAR	Decimal	Cykl/°	Cykl/rad
1,4	0,04	1,2	68,8
1,3	0,05	1,5	85,9
1,2	0,06	1,9	108,3
1,1	0,08	2,4	137,5
1,0	0,10	3,0	171,9
0,9	0,13	3,9	223,5
0,8	0,16	4,8	275,0
0,7	0,20	6,0	343,8
0,6	0,25	7,5	429,7
0,5	0,32	9,6	550,0
0,4	0,40	12,0	687,5
0,3	0,50	15,0	859,4
0,2	0,63	18,9	1082,9
0,1	0,80	24,0	1375,1
0	1,00	30,0	1718,9
-0,1	1,25	37,5	2148,6
-0,2	1,58	47,4	2715,8
-0,3	2,00	60,0	3437,7
-0,4	2,50	75,0	4297,2
-0,5	3,20	96,0	5500,4
-0,6	4,00	120,0	6875,5
-0,7	5,00	150,0	8594,4
-0,8	6,31	189,3	10846,1
-0,9	8,00	240,0	13751,0
-1,0	10,00	300,0	17188,7

Tabulka č. 5 Konverze zrakové ostrosti LogMAR hodnot na Decimální hodnoty zrakové ostrosti a následného vyjádření v cyklech/° a cyklech/radián.

3.1.2.7 Statistická analýza dat

Normalita testovaných dat byla ověřena Shapiro-Wilkovým testem. Bylo zjištěno, že značná část dat CTF i hodnoty zrakové ostrosti nemá normální rozdělení viz Obrázek č. 20, kde jsou nenormální data reprezentována mediánem a chybové úsečky reprezentují 1. a 3. kvartil. Z toho důvodu byly použity neparametrické testy.

Při porovnání křivek CTF byla jako referenční zvolena křivka pro náklon brýlové korekce 0° (CTF_0), přičemž byly analyzovány rozdíly této křivky od křivek CTF pro ostatní náklony (CTF_{10} , CTF_{20} , CTF_{30}), tyto křivky jsou dále označeny jako $\Delta CTF_{10} = CTF_0 - CTF_{10}$, $\Delta CTF_{20} = CTF_0 - CTF_{20}$ a $\Delta CTF_{30} = CTF_0 - CTF_{30}$. Závislost rozdílů CTF při různých náklonech od referenční křivky na prostorové frekvenci byla hodnocena Friedmanovým neparametrickým testem. Následně byly samostatně porovnávány

průměrné hodnoty rozdílů CTF od referenční křivky spočítané pro oblast nízkých a vysokých prostorových frekvencí pomocí Wicoxonova párového testu s použitím Holm-Bonferroniho korekce pro opakované testy. Za vysoké prostorové frekvence byly pro účely naší analýzy považovány hodnoty > 600 cyklů/rad (tj. přibližně nad 10 cyklů/°).

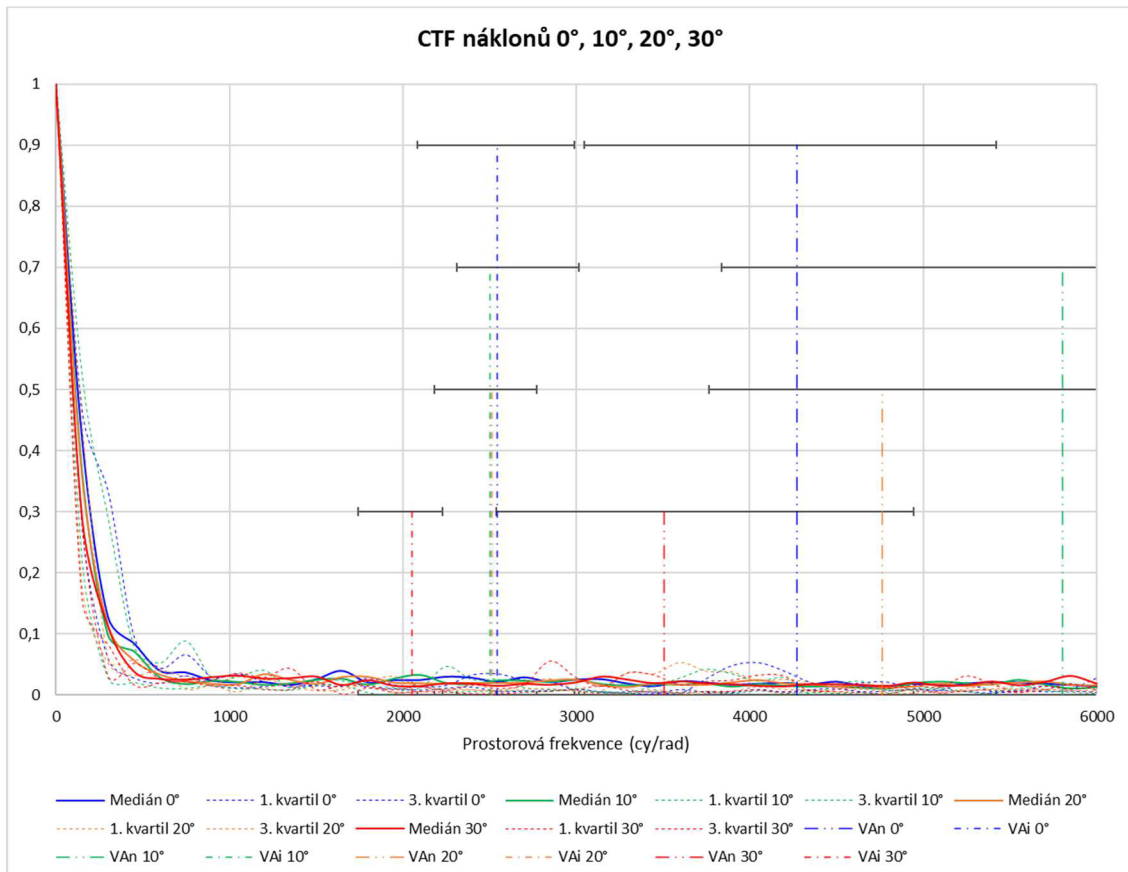
Hodnoty noniové i identifikační zrakové ostrosti pro jednotlivé uvažované náklony brýlové korekce byly vzájemně porovnány Wicoxonovým párovým testem. Průběh hodnot daného typu zrakové ostrosti v závislosti na náklonu čočky byl vyhodnocen Friedmanovým neparametrickým testem s následnou Holm-Bonferroniho korekcí.

Statistické hypotézy byly testovány v programu Statistica 14.0.0.15 (TIBCO Software Inc., Palo Alto, CA, USA) na hladině významnosti 0,05. Statistický software Statistica byl použit jako nástroj pro analýzy a vyhodnocování, metodiky uvedených názvů testů a korekcí dle literatury [11][12]. V textu jsou též uvedeny mezní hladiny významnosti p , při které by právě došlo k zamítnutí testované hypotézy. Pokud byla hladina významnosti korigována, je označena jako kor. p .

3.2 Výsledky

3.2.1 Křivky CTF

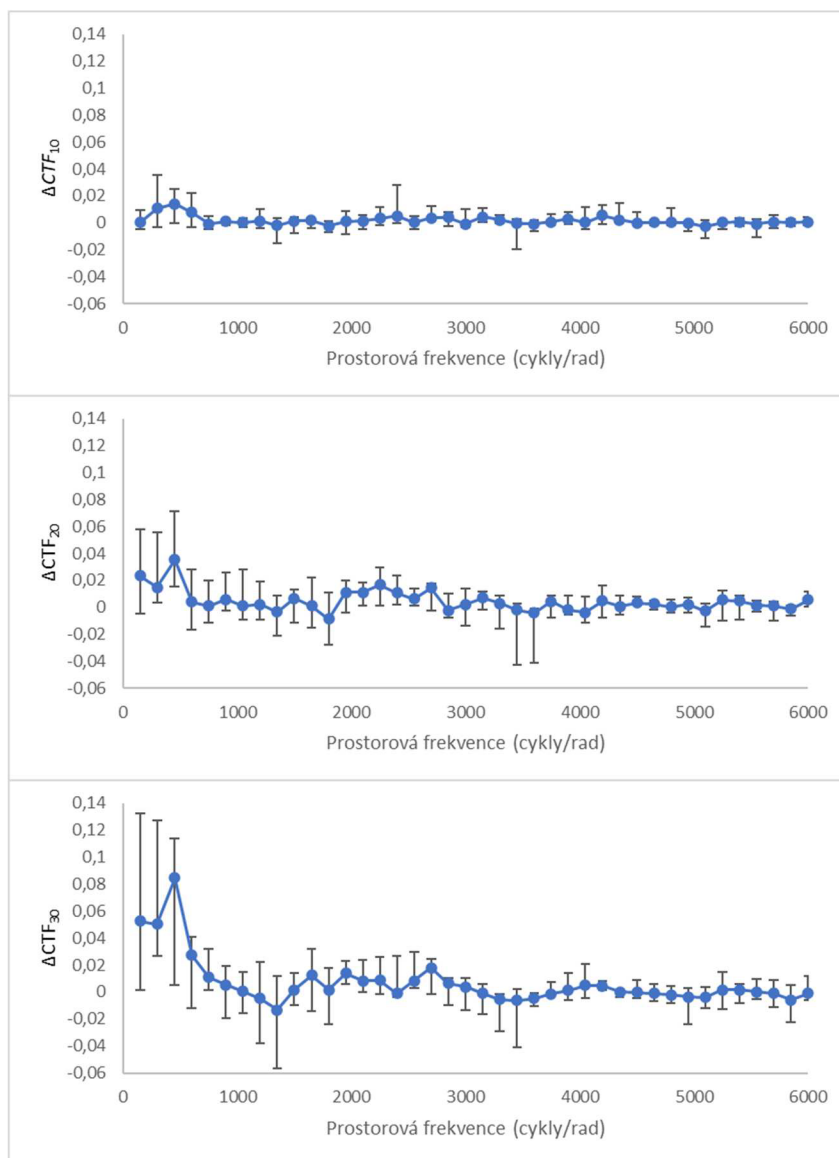
Hodnoty CTF získané zprůměrováním hodnot ze sagitální a tangenciální křivky pro jednotlivé prostorové frekvence a různé hodnoty náklonu brýlové korekce (CTF_{10} , CTF_{20} , CTF_{30}) jsou graficky prezentovány ve formě mediánu a kvartilového rozsahu určeného přes skupinu simulovaných očí viz Obrázek č. 18. Graf také zachycuje prostorové frekvence odpovídající naměřené zrakové ostrosti reálných očí, viz popis uvedeného obrázku. Ve všech případech křivky strmě klesají v oblasti nízkých prostorových frekvencí (přibližně do 600 cyklů/rad) od 1 do přibližně 0,05, přičemž pokles se jeví nejstrmější při náklonu 30° (CTF_{30}), v grafu označeno červenou barvou. V oblasti vysokých frekvencí pak nepravidelně oscilují, přičemž medián nepřekračuje hodnotu 0,05. Zraková ostrost noniová i identifikační reálných očí spadá do oblasti vysokých prostorových frekvencí. Noniová zraková ostrost je za každé konfigurace náklonu čočky lepší než jakákoliv identifikační zraková ostrost. Více o výsledcích zrakové ostrosti v následné kapitole č. 3.2.2.



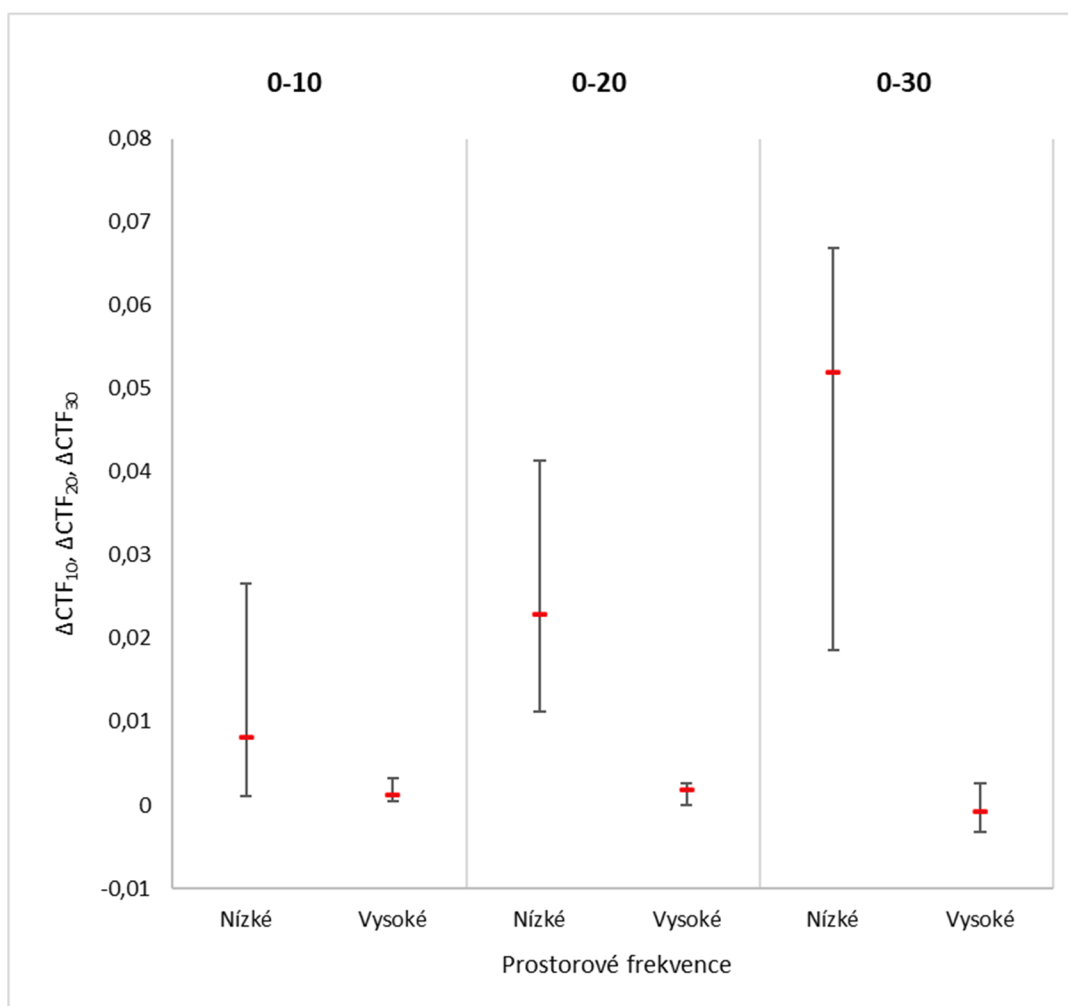
Obrázek č. 18 Závislost CTF (průměr ze sagitální a tangenciální křivky) na prostorové frekvenci pro náklon korekce 0° (modře), 10° (zeleně), 20° (oranžově), 30° (červeně). Plné křivky představují medián, čárkované křivky vymezují rozsah mezi 1. a 3. kvartilem. Svislé čáry vyznačují hodnoty prostorové frekvence odpovídající mediánu zrakové ostrosti (čerchovaná čára se dvěma tečkami reprezentuje noniovou zrakovou ostrost VAn, čerchovaná čára s jednou tečkou identifikační VAI), vodorovné chybové úsečky vymezují rozsah mezi 1. a 3. kvartilem.

Pro zvýraznění odchylek způsobených náklonem korekce byly hodnoty CTF srovnávány s referenčními hodnotami pro situaci bez náklonu korekce, viz metodika. Grafy rozdílových křivek (ΔCTF_{10} , ΔCTF_{20} , ΔCTF_{30}) ukazuje Obrázek č. 19. Z grafů je patrné, že při hodnotě sklonu 10° (ΔCTF_{10}) dochází pouze k malým změnám v závislosti na prostorové frekvenci, pro ΔCTF_{20} a především ΔCTF_{30} však jsou tyto změny již výrazné, přičemž rozdíly jsou větší u nízkých prostorových frekvencí oproti vysokým frekvencím. Toto potvrdil i Friedmanův test, který u rozdílových křivek ΔCTF_{20} a ΔCTF_{30} prokázal, že data významně závisí na prostorové frekvenci ($p = 0,025$, $p < 0,0001$), u rozdílové křivky ΔCTF_{10} nebyl vliv frekvence potvrzen ($p = 0,50$). Následné porovnání průměrných hodnot pro nízké a vysoké frekvence (Wicoxonův párový test s Holm-Bonferoniho korekcí, 15 párových porovnání) prokázalo, že rozdíly CTF se mezi oběma skupinami frekvencí signifikantně liší pouze pro ΔCTF_{30} (kor. $p = 0,027$), pro

ΔCTF_{20} byl rozdíl mírně mimo hranici signifikance (kor. $p = 0,061$), u ΔCTF_{10} také nebyl rozdíl signifikantní (kor. $p = 0,17$). Při vzájemném porovnání jednotlivých rozdílových křivek bylo zjištěno, že v oblasti nízkých frekvencí křivka ΔCTF_{30} signifikantně liší od všech ostatních (kor. $p = 0,041$ pro ΔCTF_{30} x ΔCTF_{20} a $p = 0,033$ pro ΔCTF_{30} x ΔCTF_{10}), srovnání křivek ΔCTF_{10} a ΔCTF_{20} se pohybovalo mírně mimo hranici významnosti (kor. $p = 0,060$). U vysokých prostorových frekvencí nebyl mezi rozdílovými křivkami zjištěn žádný rozdíl (kor. $p > 0,62$). Uvedené skutečnosti jsou zřetelné též z grafů, viz Obrázek č. 19, kde ΔCTF_{30} v oblasti nízkých frekvencí převyšuje ΔCTF_{20} i ΔCTF_{10} , a především i Obrázek č. 20.



Obrázek č. 19 Závislost rozdílů referenční křivky CTF (náклон korekce 0°) od CTF pro náклон korekce 10° (ΔCTF_{10} , horní graf), 20° (ΔCTF_{20} , prostřední graf) a 30° (ΔCTF_{30} , spodní graf). Kroužky vyznačují mediány, chybové úsečky vymezují rozsah mezi 1. a 3. kvantilem.



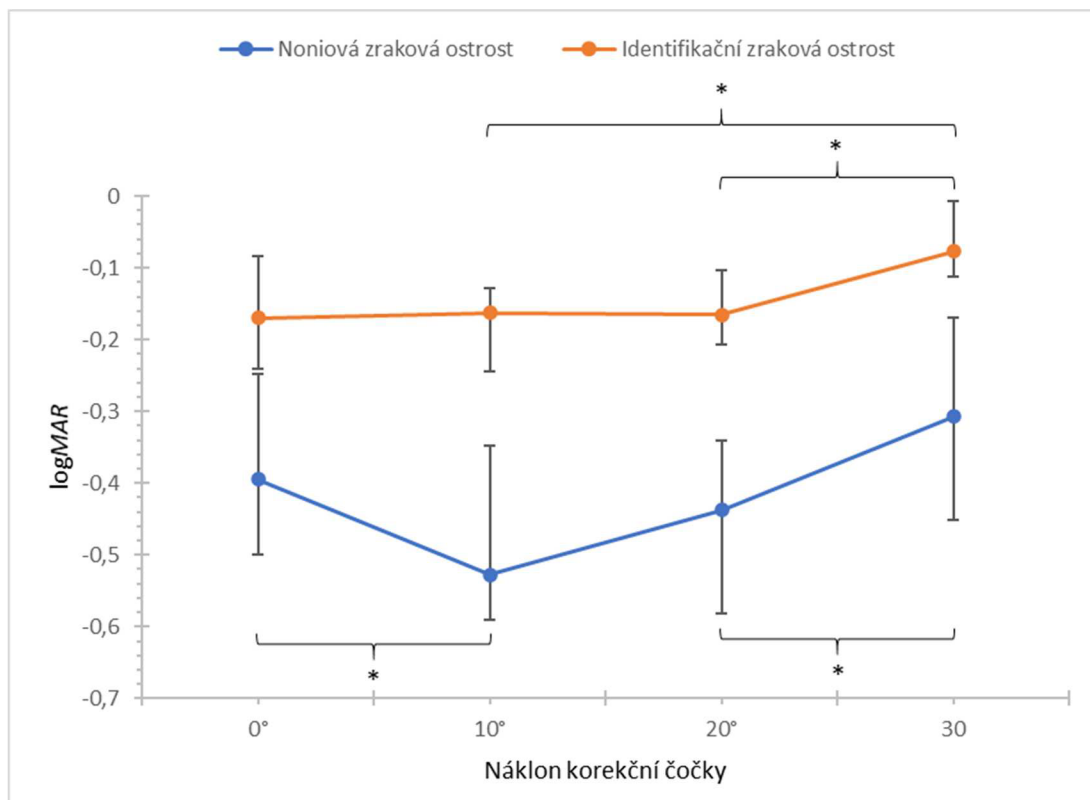
Obrázek č. 20 Grafy popisující hodnoty rozdílových křivek ΔCTF_{10} , ΔCTF_{20} , ΔCTF_{30} v oblasti nízkých a vysokých frekvencí. Červené čárky představují mediány, chybové úsečky vyznačují rozsah mezi 1. a 3. kvartilem.

3.2.2 Zraková ostrost

Hodnoty noniové a identifikační zrakové ostrosti stanovené při jednotlivých náklonech korekce jsou zobrazeny ve formě mediánů a kvartilů viz Obrázek č. 21. Z grafů je patrné, že noniová zraková ostrost je výrazně lepší než zraková ostrost identifikační. Toto pro všechny hodnoty náklonu potvrdilo i párové srovnání pomocí Wicoxonova párového testu ($p = 0,0022$ pro všechna porovnání; test je signifikantní i po Bonferroniho korekci hladiny významnosti pro 4 opakování, $0,05/4 = 0,0125$).

V obou případech se zraková ostrost mění s náklonem (Friedmanův test, $p = 0,013$ pro noniovou a $p = 0,0055$ pro identifikační zrakovou ostrost), nicméně obě zrakové ostrosti mají v závislosti na náklonu odlišný průběh. V případě noniové ostrosti

Wilcoxonův test s Holm-Bonferroniho korekcí pro 6 opakovaných testů vykázal signifikantní rozdíl mezi náklonem 20° a 30° (kor. $p = 0,046$) a 0° a 10° (kor. $p = 0,048$), těsně nesignifikantní rozdíl byl mezi 10° a 30° (kor. $p = 0,061$). Ostatní rozdíly byly výrazně nesignifikantní (kor. $p > 0,22$). U identifikační zrakové ostrosti byl významný rozdíl mezi 10° a 30° (kor. $p = 0,027$) a 20° a 30° (kor. $p = 0,025$), ostatní hodnoty se významně nelišily (kor. $p > 0,24$). Je tedy zřejmé, že zatímco noniová zraková ostrost se nejprve zlepšuje a následně zhoršuje, u identifikační zrakové ostrosti se až do hodnoty 20° včetně zásadně nemění a při 30° se zřetelně zhorší. V obou případech dochází oproti výchozí hodnotě u 30° k poklesu o přibližně $\log\text{MAR} = 0,1$, což je na hranici klinické významnosti, dané obvyklou opakovatelností měření vízu [13], [14]. V oblasti odpovídajících prostorových frekvencí však byly hodnoty CTF tak nízké, že případné změny, odpovídající těmto výkyvům zrakové ostrosti nebyly pozorovány.



Obrázek č. 21 Noniová (oranžová barva) a identifikační (modrá barva) zraková ostrost pro jednotlivé náklony korekce před okem. Kroužky představují mediány, chybové úsečky vymezují rozsah mezi 1. a 3. kvartilem. Symbol * značí signifikantně odlišné hodnoty.

3.3 Diskuze

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit parametry brýlové korekce mající vliv na kvalitu vidění u prohnutých brýlových obrub a případně navrhnout či stanovit meze ve kterých by se parametry mohly měnit, tak aby bylo zachováno kvalitní vidění s pozitivním dopadem na klienta. Hodnocení spočívalo v simulování optické soustavy oko/korekční čočka v optickém softwaru OSLO, měnění daných parametrů a vyhodnocování kvality zobrazení nástroji, které OSLO poskytuje a následné ověření kvality vidění měřením zrakové ostrosti na konkrétních probandech při simulovaných konfiguracích. Pojítkem mezi simulacemi a reálným měřením zrakové ostrosti byla prostorová frekvence, která je využita jak u funkce přenosu kontrastu (CTF) v softwaru OSLO tak i u zrakové ostrosti měřené na optotypech.

Z grafů CTF křivek přes skupinu simulovaných očí je patrné, že kvalita zobrazení prudce klesá v oblasti nízkých prostorových frekvencí pro všechny simulované konfigurace, což byly náklony korekční čočky. Tento pokles se dostává až pod hodnotu 0,05 CTF, která je dále udržována po zbytek hodnocených prostorových frekvencí.

Nenaplněné očekávání výraznějších rozdílů CTF křivek vedlo k hodnocení významnosti rozdílů jednotlivých náklonů korekční čočky proti referenční poloze čočky s nulovým náklonem. Volba srovnávání s referenční polohou odpovídá srovnání situace objektivního měření zrakové ostrosti s běžnou zkušební obrubou a zamýšlenému pronutí (naklonění) korekční čočky. Odchytky CTF hodnot v závislosti na prostorových frekvencích reagují na náklon a nelze je považovat za shodné pro rozdíl náklonu 20° i 30° . Z pohledu průměrných CTF hodnot nízkých a vysokých frekvencí pouze pro náklon 30° nelze tyto průměry považovat za shodné. Vzájemným porovnáním rozdílových křivek v oblasti nízkých frekvencí lze konstatovat, že pouze rozdílová křivka 30° se liší od zbylých. V oblasti vysokých frekvencí není pozorován významný rozdíl mezi rozdílovými křivkami.

Zjištěná zraková ostrost v kontextu CTF křivek spadá do vysokých prostorových frekvencích a ukazuje, že i přes razantní pokles (pod 5% hodnoty CTF, kdy prahový kontrast lidského oka je 2,5% CTF přepočteno z MTF [15]) kvality zobrazení skrz optický systém oko/korekční čočka a setrvání na uvedené úrovni kvality u vysokých prostorových frekvencí nemá tento pokles vliv na zrakovou ostrost probandů, kde finální vyhodnocování zobrazených tvarů provádí mozek.

Porovnáním noniové a identifikační zrakové ostrosti lze konstatovat, že nelze tyto způsoby určování zrakové ostrosti považovat za shodné (minimální práh rozlišitelnosti noniových čar 3-6'' písmen 30-40'' [16]) a náklon korekční čočky má na zrakovou ostrost významný vliv. Noniová zraková ostrost díky své konstrukci je schopna zachytit jemnější rozdíly ve zrakové ostrosti, zejména pokud se týká orientovaného podnětu v jednom směru, což bylo aplikováno pro sagitální rovinu. Oproti tomu identifikační zraková ostrost, která má orientované podněty ve všech směrech, žádný ze směrů nepreferuje. U identifikační zrakové ostrosti je výrazný vliv až při náklonu 30°, kdy statisticky významný rozdíl je v porovnání s náklonem 10° a 20°. Noniová zraková ostrost vykazuje významný rozdíl hned při náklonu 10° se zlepšením zrakové ostrosti, což by se dalo vysvětlit tak, že naklonění částečně kompenzuje původní aberace. Otázkou by byla snesitelnost trvalé přítomnosti navozených aberací. Další významný rozdíl u noniové zrakové ostrosti je mezi náklonem 20° a 30°.

Z pohledu stanoveného cíle diplomové práce je třeba konstatovat, že získané výsledky jsou v rozporu s předpoklady. Při zkoumání pouze parametru náklon korekční čočky se ukázalo, že porovnání dat získaných z fyzikálních simulací nelze jednoduše srovnávat s výsledky získanými z psychofyzikálního měření. Prostorové frekvence odpovídající vzhledům spadají do oblasti, kde CTF se pohybuje kolem nuly. Většina dat získaných ze simulací nevykazovala normální rozdělení, což by komplikovalo použití zaznamenaných RMS a P-V hodnot v analýze ANOVA, kde hodnoty by mohly představovat meziskupinové faktory. Proto od analýzy ANOVA bylo upuštěno.

Z práce je patrné, že oko po optické stránce nepředstavuje dokonalou optickou soustavu, ale díky zpracování obrazů mozkiem je člověk schopen bez problému rozeznávat objekty i při vysokých prostorových frekvencích a třeba i s náklonem korekční čočky, což potvrzují hodnoty zrakových ostrostí, které se pohybují na hodnotách $\log MAR$ 0 a menší, kdy $\log MAR$ 0 se považuje za 100% zrakovou ostrost.

Literatura se dané problematice dotýká v kontextu dosahovaných zrakových ostrostí a prostorových frekvencí, ale spojitost CTF funkcí s psychofyzikálním měřením zrakové ostrosti při různých náklonech korekční čočky či změn jiných parametrů nebyla v dostupných studiích dohledána.

Závěr

Tato diplomová práce se zabývá hodnocením kvality optické soustavy oko/korekční čočka za pomoci optického softwaru OSLO (Optics Software for Layout and Optimization) a psychofyzikálního měření zrakové ostrosti. V práci se je popsána problematika analýzy vlnoplochy, která prochází uvedenou soustavou a která je popsána pomocí Zernikeho polynomů s vyhodnocením pomocí funkce přenosu kontrastu, dále je popsáno měření zrakové ostrosti pomocí noniového a identifikačního optotypu, kdy přes zjištěnou zrakovou ostrost přepočítanou do prostorových frekvencí je možnost propojení výsledku s funkcí přenosu kontrastu.

Teoretické poznatky v práci uvedené, jsou v praktické části aplikovány u simulací optické soustavy oko/korekční čočka se snahou rozpoznat, jak se mohou měnit optické parametry pro aplikování korekčních čoček do prohnutých brýlových obrub. Simulace jsou prakticky ověřeny na konkrétních probandech, u kterých byla měřena noniová a identifikační zraková ostrost při různých náklonech korekční čočky demonstrující uvedenou aplikaci.

Výsledky v práci uvedené neodpovídají očekávání, protože nebyly splněny stanovené předpoklady. Ukázalo se, že samostatné oko je čistě z optického hlediska nedokonalé, a to z pohledu, jak zobrazuje objekty na sítnici, ale ve spojení s celým zrakovým ústrojím je zcela dostatečným orgánem lidského těla podílející se na procesu vidění. Tento závěr je podpořen daty, kdy CTF funkce ze simulací prezentují výrazné poklesy svých křivek pod 5% hodnoty CTF u nízkých prostorových frekvencí a pod touto hodnotou pokračují i v oblasti vysokých prostorových frekvencí. Zatím co hodnoty zrakových ostrosti se výlučně pohybují v oblasti vysokých prostorových frekvencí při všech simulovaných/testovaných variantách.

Nicméně práce ukázala potenciál dalšího zkoumání této problematiky. Na příklad spojení čistě fyzikálního měření optických vlastností optické soustavy s lidským okem a psychofyzikálního měření. Nebo při simulacích nebyly zcela přesně zohledněny podmínky předkládání korekčních čoček do speciálně upravené zkušební obruby. Při simulacích se sférická a cylindrická hodnota prezentovala v jedné čočce, kdežto v praktické části byla každá hodnota zastoupena vlastní čočkou. Náklon čoček nebyl posouzen a zohledněn s dopadem na změnu dioptrických hodnot sféry a cylindru při navozeném astigmatismu pomocí výpočtů přes Coddingtonovy rovnice [1]. Dále při

zjišťování hodnoty zrakové ostrosti byl pozorován fenomén zhoršení rozlišovací schopnosti po následné zlepšení, než došlo k ukončení rozlišování předložených znaků.

Literatura

- [1] TUNNACLIFFE AH; Introduction to VISUAL OPTICS; ABDO College of Education, 1993; ISBN 978-0-900-09928-1
- [2] NIU K. a TIAN Ch.; článek: Zernike polynomials and their applications; časopisu: Journal of Optics 24 (2022); Vydáno 15.11.2022; J. Opt. 24 (2022) 123001 (54 stran); <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/2040-8986/ac9e08/pdf>
- [3] THIBOS LN, APPEGATE RA, SCHWIEGERLING JT, WEBB R; VSIA Standards Taskforce Members; článek: Standards for reporting the optical aberrations of eyes; http://roorda.vision.berkeley.edu/Proseminar/readings/Standards_TOPS4.pdf; staženo 31.1.2024
- [4] KUCHYNKA P. a kol.; Oční lékařství; 2. vydání; Grada Publishing, a.s.; Praha 2016; ISBN: 978-80-247-5079-8
- [5] MALACARA D.; Optical Shop Testing; John Wiley & Sons, Inc., 2007; ISBN: 978-0-471-48404-2
- [6] JUERGENS R.; Prezentace: OPTI 517 Image Quality; The University of Arizona James C. Wyant College of Optical Sciences; <https://wp.optics.arizona.edu/jsasian/wp-content/uploads/sites/33/2018/11/RJ-2018-Opti517-Optical-Quality.pdf>; staženo 28.1.2024
- [7] BAJER J.; Prezentace: Aberace oka v optometrické praxi; Katedra optiky, UP Olomouc 2013; <https://muj.optol.cz/bajer/texty/Aberace%20oka%20JB.pdf>; Staženo 2.2.2024
- [8] BENJAMIN, W. J., BORISH, I. M.; Borish's Clinical Refraction, ed. 2; Butterworth-Heinemann: Elsevier; 2006; ISBN 978-0-7506-7524-6
- [9] LEVIN L.A, NILSSON S. F. E., VER HOEVE J., WU S., KAUFMAN P. L., ALM A.; Adler's Physiology of the Eye, ed. 11; SAUNDERS Elsevier Inc.; 2011; ISBN: 978-0-323-05714-1
- [10] Manuál k optickému software OSLO; OSLO Program Reference; rok vydání 2021; staženo: 02/2023 https://lambdaresfiles.com/wp-content/uploads/support/oslo/oslo_releases/OSLOProgramReference.pdf
- [11] CHRÁSKA M.; Metody pedagogického výzkumu; Grada Publishing, a.s.; 2016; ISBN 978-80-271-9225-0

- [12] ANDĚL J.; Matematická statistika; 2. vydání; SNTL - Státní nakladatelství technické literatury; 1985; ISBN n/a
- [13] PLUHÁČEK, F., SIDEROV, J. & MACHÁČOVÁ, I.; Crowding can impact both low and high contrast visual acuity measurements.; Sci Rep 12, 16338 (2022); <https://doi.org/10.1038/s41598-022-20479-y>
- [14] PLUHÁČEK, F., SIDEROV, J.; Mesopic visual acuity is less crowded.; Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 256, 1739–1746 (2018); <https://doi.org/10.1007/s00417-018-4017-6>
- [15] ŘEHOŘ Z.; Přístrojová optická sekce; článek: Hodnocení optických přístrojů 4 (Přenosová funkce); 2013; staženo 8.4.2024; <https://posec.astro.cz/index.php/clanky/teorie/21-optbasic/23-zaklady-opticky-ch-pristroju-4-prenosova-funkce>
- [16] NORTON T., BAILEY J., CORLISS D.; Psychophysical measurement of visual functions; Butterworth-Heinemann; 2002; ISBN 978-0750699358