

**UNIVERZITA KARLOVA**  
**Lékařská fakulta v Hradci Králové**

**Vliv vybraných parametrů zrakového podnětu na zvolené charakteristiky  
zrakových evokovaných potenciálů ve vztahu ke zrakové ostrosti**

**David Kordek**

**Autoreferát disertační práce**  
**Doktorský studijní program: Lékařská biofyzika**

**Hradec Králové**

**2022**

Disertační práce byla vypracována v rámci *prezenčního* studia doktorského studijního programu Lékařská biofyzika na Ústavu lékařské biofyziky Lékařské fakulty v Hradci Králové.

Autor: RNDr. David Kordek, Ph.D., Ústav lékařské biofyziky  
Lékařská fakulta v Hradci Králové, Univerzita Karlova

Školitel: prof. Ing. Jan Kremláček, Ph.D., Ústav lékařské biofyziky  
Lékařská fakulta v Hradci Králové, Univerzita Karlova

Oponenti: doc. RNDr. Jan Kříž, Ph.D., Katedra fyziky  
Přírodovědecká fakulta, Univerzita Hradec Králové

doc. MUDr. Ján Lešták, CSc., MSc., MBA, LLA, DBA, FEBO, FAOG  
Fakulta biomedicínského inženýrství, ČVUT  
Oční klinika, JL

Obhajoba se bude konat před Komisí pro obhajoby OR ..... dne  
..... v ..... od ..... hod.  
(bude doplněno po vyhlášení termínu, místa a času)

Tato práce vznikla za podpory grantu NV18-06-00484, NU22-06-00039.

S disertační prací je možno se seznámit na studijním oddělení děkanátu Lékařské fakulty v Hradci Králové, Univerzity Karlovy, Šimkova 870, 500 03 Hradec Králové (tel. 495 816 134).

doc. Ing. Josef Hanuš, CSc.  
Předseda komise pro obhajoby disertačních prací  
v doktorském studijním programu Lékařská biofyzika  
Garant studijního programu

# 1 Obsah

<b>1</b>	<b>Obsah .....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Souhrn .....</b>	<b>2</b>
<b>3</b>	<b>Summary .....</b>	<b>3</b>
<b>4</b>	<b>První šetření disertační práce .....</b>	<b>4</b>
4.1	Úvod do problematiky .....	4
4.2	Cíle prvního šetření disertační práce .....	5
4.3	Metody .....	5
4.4	Výsledky .....	8
4.5	Diskuse .....	11
4.6	Závěr prvního šetření disertační práce .....	14
<b>5</b>	<b>Druhé šetření disertační práce .....</b>	<b>15</b>
5.1	Úvod do problematiky .....	15
5.2	Cíle druhého šetření disertační práce .....	16
5.3	Metody .....	16
5.4	Výsledky .....	18
5.5	Diskuse .....	22
5.6	Závěr druhého šetření disertační práce .....	25
<b>6</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>26</b>
<b>7</b>	<b>Použitá literatura .....</b>	<b>27</b>
<b>8</b>	<b>Přehled publikační činnosti .....</b>	<b>34</b>

## 2 Souhrn

### Vliv vybraných parametrů zrakového podnětu na zvolené charakteristiky zrakových evokovaných potenciálů ve vztahu ke zrakové ostrosti

Práce je rozdělena do dvou souvisejících, na sebe navazujících experimentů, které jsou realizovány v běžných laboratorních podmínkách, takže jsou velmi dobře opakovatelné.

V prvním experimentu jsme porovnávali zrakovou ostrost pro podněty vykreslené počítačovými modely (s využitím teorie Zernikeho polynomů) s ekvivalentním optickým rozostřením u emetropických jedinců, a to s použitím relativně krátké pozorovací vzdálenosti 60 cm. Ekvivalentní sférická refrakční vada s metrikou (ekvivalentní defokus) + 1, + 2 a + 4 D byla použita při vykreslování počítačem rozostřených Landoltových optotypů (LO). Zvlášť byla refrakční vada realizována i) nerozmazanými LO s přidanou externí čočkou (+ 1, + 2 a + 4 D) bezprostředně před oko vyšetřované osoby; ii) stejně jako i), ale s přidanou kompenzací akomodace a se zohledněnou vrcholovou vzdáleností. Pro srovnání všech tří výše zmíněných přístupů jsme vyšetřili zrakovou ostrost u 10 mužů s emetropickým zrakem. Obrazce byly pozorovány na CRT monitoru. Pro všechny tři úrovně simulace refrakční vady (rozostření LO) neukázaly párové testy statisticky významný rozdíl mezi digitálním rozostřením a dioptrickým rozostřením ii) ( $p < 0,204$ ). Naše výsledky tedy ukazují, že i při krátké pozorovací vzdálenosti je možné použít digitálně vykreslené rozostření k replikaci dioptrického přístupu bez významné změny zrakové ostrosti u emetropických subjektů.

V druhém experimentu jsme zkoumali vliv dioptrického rozostření na zrakové evokované potenciály (visual evoked potential - VEP). Metodika dioptrického rozostření byla použita analogicky s metodikou dioptrického rozostření v prvním experimentu. Vliv dioptrického rozostření (+1, +2 a +4 D) na parametry (vrcholový čas a mezivrcholová amplituda) motion-onset VEP (MO VEP) byl zkoumán na 12 osobách s použitím centrální (MO C8°), periferní (MO M20°) a celoplošné stimulace (MO FF) s nízkokонтрастní strukturou soustředných kruhů s prostorovou frekvencí  $< 1 \text{ c}/^\circ$ . Výsledky byly porovnány s vlivem rozostření na pattern-reversal VEP (PR VEP), velikost vzoru 15' a 60'. Vztah mezi mírou dioptrického rozostření a oběma parametry (vrcholový čas a mezivrcholová amplituda) byl matematicky popsán pomocí regresní analýzy (lineární regrese). MO VEP nevykazovaly statisticky významné prodloužení vrcholového času ( $p > 0,28$ ) nebo zkrácení mezivrcholové amplitudy ( $p > 0,14$ ) s rostoucím rozostřením, zatímco u PR VEP jsme pozorovali statisticky významný pokles mezivrcholové amplitudy ( $p < 0,001$ ) a statisticky významný nárůst vrcholového času ( $p < 0,001$ ) pro obě velikosti šachovnice. U MO VEP tedy změna dioptrického rozostření vzorových obrazců neovlivňuje vrcholový čas ani mezivrcholovou amplitudu dominantní vlny N2.

### 3 Summary

#### Effect of selected visual stimulus parameters on chosen characteristics of visual evoked potentials in relationship to visual acuity

The thesis is divided into two related, sequential experiments performed under standard laboratory conditions to ensure high reproducibility.

In the first experiment, we compared visual acuity for stimuli rendered by computer models (using Zernike's polynomial theory) with equivalent optical defocusing in emmetropic subjects with a relatively short viewing distance of 60 cm. Equivalent spherical refractive error with +1, +2 and +4 D metrics (equivalent defocus) was used in rendering of computer-blurred Landolt optotypes (LOs). The refractive error was achieved, in particular, (i) by unblurred LOs with the addition of an external lens (+1, +2 and +4 D) directly in front of the subject's eye; (ii) as in (i), but with added accommodation compensation and with peak distance taken into account. We examined visual acuity in 10 men with emmetropic vision to compare the three approaches described above. The patterns were observed on a CRT screen. Paired tests showed no statistically significant difference between digital blur and dioptric blur for all three levels of refractive error simulation (LO blur) (ii) ( $p < 0,204$ ). Thus, our results show that even at short viewing distances, digitally rendered defocusing may be used to replicate the dioptric approach without substantially altering visual acuity in emmetropic subjects.

In the second experiment, we investigated the effect of dioptric blurring on visual evoked potentials (VEPs). Dioptric blurring method was used analogously to the dioptric blurring method from the first experiment. The effect of dioptric blurring (+1, +2 and +4 D) on the parameters (peak time and inter-peak amplitude) of motion-onset VEP (MO VEP) was investigated in 12 subjects using central (MO C8°), peripheral (MO M20°) and full-field stimulation (MO FF) with a structure of low-contrast concentric circles with the spatial frequency  $< 1 \text{ c}/^\circ$ . The results were compared with the blurring effect on pattern-reversal VEP (PR VEP), pattern size of 15' and 60'. The relationship between the degree of dioptric blurring and the two parameters (peak time and inter-peak amplitude) was mathematically described utilising regression analysis (linear regression). MO VEPs did not show a statistically significant increase in peak time ( $p > 0,28$ ) or decrease in inter-peak amplitude ( $p > 0,14$ ) with increasing blurring. For PR VEPs, we observed a statistically significant decrease in inter-peak amplitude ( $p < 0,001$ ) and a statistically significant increase in peak time ( $p < 0,001$ ) for both checkerboard sizes. Ergo, changing the dioptric blurring of patterns for MO VEP does not affect the peak time or the inter-peak amplitude of the dominant N2 wave.

## 4 První šetření disertační práce

### 4.1 Úvod do problematiky

Pro rozostření obrazů se jako vhodné ukázaly přístupy, jež jsou v některých studiích nazvané 1) „source method“, tj. metoda spojená se zdrojovými obrazci a 2) „observer method“, tj. metoda spojená s pozorovatelem [1]. V prvním případě se zpravidla využívá optických filtrů v blízkosti podnětu (například difúzní fólie před obrazovkou) nebo matematické funkce (například konvoluce bodové funkce rozptylu a zdrojového obrazce [2]), přičemž dochází k modifikaci obrazu už při jeho zobrazení, což pro naše potřeby označíme jako **digitální** přístup rozostření. Ve druhém případě se používá ke stejnému účelu optických zařízení v blízkosti oka pozorovatele, v našem případě pro takovou situaci užijeme označení **dioptrický** přístup. Existují i jiné a sofistikovanější metody pro degradaci obrazu na straně pozorovatele, jako je použití deformovatelného zrcadla nebo modulátoru prostorového světla z tekutých krystalů v systému adaptivní optiky [3, 4]. Přístroje založené na těchto metodách mají často schopnost upravovat aberace vyššího i nižšího řádu u daného optického systému. Výhodou našeho digitálního přístupu k rozostření obrazu je snadná proveditelnost pomocí standardního kancelářského počítače.

Řada studií popsala použití simulace rozostřování obrazu pro odhad zrakové ostrosti (VA) z měření vlnoplochy optického systému. Tyto simulace zahrnují nejrůznější modely odhadů zrakové ostrosti, které jsou založené na kvalitě obrazu a vykazují dobrou shodu s klinicky vyšetřovanou zrakovou ostroostí [5–9]. Smith a kol. porovnali zrakovou ostrost měřenou pomocí metody spojené se zdrojem (digitální) s metodou spojenou s pozorovatelem (dioptrická) a zjistili vysokou korelaci mezi těmito dvěma metodami, ačkoli digitální rozostření vedlo k nižší zrakové ostroosti, která byla sice statisticky, nikoli však klinicky významná [10]. Ohlendorf a kol. použili podobný přístup k porovnání zrakové ostrosti naměřené pomocí skutečných a simulovaných refrakčních vad, včetně sférické refrakční vady a astigmatismu, přičemž zjistili, že existuje vysoká korelace mezi zrakovou ostroostí naměřenou těmito dvěma metodami [11]. Podobně Remón a kol. neshledali žádný významný rozdíl v hodnotách zrakové ostrosti měřené při digitálním a dioptrickým rozostřením s tendencí, že digitální rozostření vede k mírně nižší zrakové ostroosti u všech účastníků kromě jednoho [12]. Dehnert a kol. naopak zjistili mírně nižší hodnoty zrakové ostrosti při dioptrickém rozostření [13]. Žádná z těchto studií nenalezla klinicky významný rozdíl mezi těmito dvěma metodami, což naznačuje, že digitální a dioptrické rozostření lze zaměnitelně použít pro klinická měření zrakové ostrosti.

## 4.2 Cíle prvního šetření disertační práce

Cílem prvního ze dvou experimentů provedených v rámci disertační práce je navrhnout postup úpravy obrazu pro simulaci vizuálního rozostření obrazu při krátké pozorovací vzdálenosti a prověřit hypotézu o shodnosti digitálního a dioptrického přístupu rozostření obrazu při vyšetření zrakové ostrosti.

Na rozdíl od jiných experimentů tohoto druhu chceme otestovat digitální rozostření při krátké pozorovací vzdálenosti (60 cm), což se často používá při počítačových testech zraku, například při vyšetření zrakových evokovaných potenciálů [14] nebo elektroretinogramu. Toto vyšetření, které má své standardy ISCEV (například pozorovací vzdálenost), je jádrem druhé části disertační práce. Proto je tedy v disertační práci zraková ostrost vyšetřována právě z krátké pozorovací vzdálenosti za použití monitoru s relativně nízkým rozlišením. Z tohoto konceptu pak vyplývá konkrétní otázka, zda může relativně nízké rozlišení monitoru a krátká pozorovací vzdálenost poskytnout srovnatelné efekty pro digitální a dioptrické rozostření.

## 4.3 Metody

### 4.3.1 První experiment – dioptrická a digitální simulace myopie

Na základě stanovených cílů disertační práce bylo třeba vytvořit nástroj pro digitální rozostření Landoltových optotypů (LO) a nástroj pro dioptrické rozostření LO. Pro digitální rozostření LO jsme využili výše popsanou teorii Zernikého polynomů. Z této teorie vycházeli autoři například v práci [13, 15, 16]. Pro účely našeho vyšetření jsme se rozhodli pro vlastní nástroj, jenž jsme vytvořili ve spolupráci s dr. L. K. Young (Newcastle University), která zrealizovala programovou část kódu. Pro účely našeho vyšetření jsme pro dioptrické rozostření LO užili simulaci myopie u emetropických subjektů. Při této simulaci jsme preferovali myopii před hypermetropií, protože při simulaci zejména nižších hodnot hypermetropie by mohli simulaci této vady mladší jedinci částečně kompenzovat akomodací oční čočky.

### 4.3.2 Vzory – příprava LO pro digitální rozostření obrazu

Pro vyšetření jsme použili 14 LO o úhlové velikosti 5'; 6,25'; 8'; 10'; 12,5'; 16'; 20'; 25'; 31,5'; 40'; 50'; 62,5'; 80' a 100', jak je uvedeno v [17]. Velikost optotypů v délkových jednotkách odpovídá vyšetřovací vzdálenosti 60 cm, rozlišení monitoru (Mitsubishi Diamond Pro 2070 SB) 1024 × 768 px a jeho fyzickému rozměru 40 × 30 cm, úhlová velikost jednoho pixelu je tedy 2,23'. Optotypy byly pro účely vyšetření rozostřovány a generovány pomocí vlastního kódu vytvořeného v programovacím jazyce Python s využitím knihovny NumPy [18]. Zdrojový kód je uveden v elektronické příloze disertační práce pod označením VA\_1.

Při našem vyšetření jsme se omezili na rozostření LO, které simuluje aberaci 2. řádu (konkrétně aberaci  $Z_2^0$ ). Výsledné (rozostřené) LO tedy vznikly jako konvoluce bodové funkce rozptylu (PSF) a nerozostřených optotypů. Rozostření generovaných optotypů se provádělo při renderování optotypů [16]. Na následujícím obrázku 1 jsou vygenerovány dvě sady LO pro RMS 0 a 0,9  $\mu\text{m}$  pro úhlové velikosti 5'; 6,25'; 8'; 10'; 12,5'; 16'; 20'; 25'; 31,5'; 40'; 50'; 62,5'; 80' a 100'.



Obrázek 1 - Kompletní sady LO pro RMS 0  $\mu\text{m}$  (dole) a pro RMS 0,9  $\mu\text{m}$  (nahore)

### 4.3.3 Promítání LO při vyšetření

V předchozím odstavci popsané LO bylo třeba při vyšetření zobrazit na monitoru (výše zmíněný monitor Mitsubishi Diamond Pro 2070 SB). Za tím účelem jsme vytvořili ve spolupráci s programátory FIM UHK (Fakulta informatiky a managementu, Univerzita Hradec Králové) program, který nám umožnil projekci těchto optotypů.

Program nevytvářel LO přímo, ale používal LO nahrané do příslušných adresářů ve formátu bmp. Optotyp na každém obrázku byl pouze jeden, byl vycentrován a vždy byl „otevřen doprava“ (přerušení tedy bylo na „třech hodinách“). Pro vyšetření otáčel program jednotlivé LO (výše určené velikosti a rozostření) do 4 základních pozic – přerušení na 0°, 90°, 180° a 270° [19]. Promítání LO pro každou metodu začalo od nejmenší úhlové velikosti. Pro každou metodu skončilo promítání optotypů ve chvíli, kdy vyšetřovaná osoba udělala pro odpovídající velikost optotypů (na odpovídajícím řádku) 4 nebo méně chyb. V tomto ohledu jsme se řídili metodikou popsanou v práci [17], avšak zvolili jsme opačný postup.

### 4.3.4 Vyšetřované osoby

Vyšetřeno bylo postupně v určitém konečném časovém období 10 mužů s věkovým rozhraním 20 až 49 let. Vyšetřované osoby byly při vyšetření bez diagnostikovaných neurologických a oftalmologických obtíží.

### 4.3.5 Metodika vyšetření

Pro samotné vyšetření jsme vybrali u každé osoby vždy to oko, jehož refrakční stav se více blížil ideálnímu emetropickému oku. Refrakční stav oka jsme zjišťovali pomocí autorefraktometru (Full Auto Ref R-F10, Canon, Ltd., Japan).

V případě, že měla vyšetřovaná osoba u obou očí shodný refrakční stav, zvolili jsme pro vyšetření **dominantní oko**. K indikaci dominantního oka jsme použili tzv. „hole-in-the-card test“ (Dolmanova metoda), jak je uvedeno v [20–22].

U všech vyšetřovaných osob byl samotný mechanismus pro dioptrické rozostření optotypů realizován:

1. metodou OPT (dioptrické rozostření) – ostře zobrazené LO na výše zmíněném monitoru jsou rozostřeny pomocí „+“ čoček (spojek) o optické mohutnosti 1, 2 a 4 D přidaných před oko vyšetřované osoby,
2. metodou OPTadj (dioptrické rozostření) – stejná metoda jako OPT s přidanou korekcí pro „eliminaci“ akomodace oční čočky, popsaná a vysvětlená níže v textu práce.

Pro digitální rozostření LO byla u všech vyšetřovaných osob použita metoda:

3. COMP (digitální rozostření) – počítačem rozostřené LO jsou upraveny pomocí výše zmíněných algoritmů, které jsou popsány v teoretické části práce.



U metody OPT byla při vyšetření, stejně jako pro zbylé dvě metody, použita optická sada zkušebních čoček s označením Art. 51-BL, M.S.D., Italy. Tato sada obsahuje mimo jiné sférické „+“ čočky (dvojnásobné spojné) o optické mohutnosti po řadě +0,12; +0,25; +0,5; +0,75; +1,0; +1,25; +1,5 D atd. Vzhledem k těmto hodnotám optické mohutnosti zkušebních čoček nebylo při této metodě možné vždy předřadit před oko vyšetřované osoby takovou kombinaci zkušebních čoček, která by odpovídala teoretické hodnotě výsledné optické mohutnosti pro tuto metodu, tj. **hodnotě refrakčního stavu oka změřené na autorefraktometru + hodnotě zkušební čočky 1, 2 a 4 D** po řadě. Rozdíl mezi teoretickou hodnotou a hodnotou skutečně předřazenou před oko vyšetřované osoby byl pro tuto metodu nejvýše 0,01 D, a to ve dvou případech.

U metody OPTadj (tj. s eliminací akomodace oka) byla tedy použita stejná sada zkušebních čoček jako u metody OPT. Při vyšetření zrakové ostrosti v běžných podmínkách, tj. ze vzdálenosti 6 m, se oko nechová stejně, jako by bylo vyšetření provedeno z nekonečné vzdálenosti. Proto by měla být v takovém případě umístěna před oko vyšetřované osoby externí čočka o optické mohutnosti 0,167 D, jak je uvedeno v [19]. Při běžném vyšetření se však tato kompenzace neprovádí, protože čočka o optické mohutnosti 0,167 D ve zkušební sadě není. Nejbližší možná je zkušební čočka o optické mohutnosti 0,12 D. Při našem vyšetření ze vzdálenosti 60 cm bylo třeba ze stejného důvodu umístit před oko čočku o optické mohutnosti 1,67 D. Vzhledem k hodnotám optické mohutnosti zkušebních čoček nebylo ani při této metodě možné vždy předřadit před oko vyšetřované osoby takovou kombinaci zkušebních čoček, která by odpovídala teoretické hodnotě výsledné optické mohutnosti pro tuto metodu, tj. **hodnotě refrakčního stavu oka změřené na autorefraktometru + hodnotě 1,67 D + hodnotě zkušební čočky 1, 2 a 4 D** po řadě. Rozdíl mezi teoretickou hodnotou a hodnotou skutečně předřazenou před oko vyšetřované osoby byl pro tuto metodu 0,04 D ve třech případech a ve zbytku případů 0,05 D. Při vyšetření jsme také vzali v potaz nenulovou vzdálenost zkušební čočky od oka vyšetřovaných osob, která se uplatnila zejména pro zkušební čočku o optické mohutnosti 4 D. Tato skutečnost je popsána v následujících odstavcích.

Zkušební externí čočka (spojka) společně s okem vyšetřované osoby tvoří optický systém. Vzdálenost mezi rohovkou oka a zadní plochou zkušební čočky je obvykle 12 až 14 mm, jak je uvedeno v [23], na rozdíl od kontaktních čoček, které jsou přímo na oku. Obecně se tato vzdálenost nazývá **vrcholová vzdálenost** (vertex distance) a značíme ji písmenem  $d$ . Při našem vyšetření byla průměrná vrcholová vzdálenost zkušební externí čočky právě 12 mm.

Pro zkušební čočky o optické mohutnosti 1 a 2 D, které reprezentují původní optické mohutnosti  $K$ , je možné určit pro výše zmíněnou hodnotu vrcholové vzdálenosti  $d = 12$  mm hodnotu změny optické mohutnosti (přepočtené na vrcholovou vzdálenost) 0,012 D a 0,047 D, což je s ohledem na konkrétní možnosti zkušební sady zanedbatelná změna. Při našem vyšetření s touto změnou nepočítáme.

Tuto změnu je možné vypočítat na základě vztahu [23, 24]

$$\Delta F_c = K - \frac{K}{1 + d \cdot K},$$

kde  $F_c$  odpovídá přepočtené optické mohutnosti zkušební čočky skutečně předřazené před oko vyšetřované osoby a  $\Delta F_c$  odpovídá změně této přepočtené optické mohutnosti.

Hodnotě původní teoretické optické mohutnosti zkušební čočky 4 D odpovídá podle stejného vzorce změna přepočtené optické mohutnosti (pro 12 mm) přibližně 0,18 D. Tato hodnota již není zanedbatelná. Z těchto důvodů bylo třeba při našem vyšetření provést přepočet z hodnoty 4 D na hodnotu 3,82 D. S ohledem na možné kombinace zkušebních čoček byla použita hodnota 3,75 D. Poznamenejme zde, že hodnota 3,75 D je teoretická hodnota, jež by měla být skutečně předřazena před oko vyšetřované osoby.

U metody COMP jsme před oko vyšetřované osoby předřadili zkušební čočku o optické mohutnosti naměřené na autorefraktometru, tedy tak, aby se refrakční chyba oka vyšetřované osoby co nejvíce blížila k 0 D. S ohledem na kombinaci zkušebních čoček bylo výše uvedené podmínky dosaženo pro všechny vyšetřované osoby. Rozdíl mezi skutečně předřazenou hodnotou zkušební čočky a hodnotou změřenou na autorefraktometru byl tedy 0 D, a to pro všechny vyšetřované osoby, jakož i pro všechny 4 hodnoty digitálního rozostření LO.

## 4.4 Výsledky

### 4.4.1 Naměřené hodnoty

Výstupem z protokolů, vytvořených pro všechny vyšetřované osoby, je tabulka zrakových ostrotí v desetinném tvaru (tabulka 1) a v logaritmickém tvaru (tabulka 2).

Tabulka 1 - Tabulka naměřených zrakových ostrotí pro všechny vyšetřované osoby a pro všechny tři metody vyšetření v decimálním tvaru. S001 až S010 je označení vyšetřovaných osob. Poslední sloupec ukazuje zrakovou ostrot změřenou pro metodu OPTadj s výše zmíněnou vertexovou korekcí. Druhý sloupec s označením „HMR“ obsahuje hodnoty refrakčního stavu oka změřeného na autorefraktometru pro každou vyšetřovanou osobu

VA	HMR	Metoda COMP				Metoda OPT			Metoda OPTadj			
Osoba		0 D	1 D	2 D	4 D	1 D	2 D	4 D	1 D	2 D	4 D	4 D vertex
S010	-0,25	0,8	0,25	0,2	0,125	1	0,63	0,16	0,2	0,16	0,063	0,1
S009	-0,50	0,63	0,4	0,2	0,125	0,8	1	0,1	0,4	0,2	0,1	0,125
S008	+0,37	0,63	0,5	0,2	0,08	0,63	0,63	0,25	0,4	0,3	0,08	0,063
S007	-0,25	0,63	0,32	0,2	0,08	0,8	0,63	0,1	0,16	0,125	0,05	0,08
S006	0	0,63	0,32	0,2	0,1	0,8	0,63	0,2	0,32	0,125	0,08	0,08
S005	-0,25	1,25	1	0,25	0,125	1	1,25	0,2	0,63	0,4	0,125	0,125
S004	+0,12	0,63	0,4	0,16	0,125	0,8	0,8	0,16	0,4	0,2	0,1	0,125
S003	+0,25	0,63	0,2	0,16	0,125	0,8	0,63	0,16	0,32	0,125	0,08	0,16
S002	-0,25	0,63	0,25	0,25	0,125	0,63	0,63	0,063	0,08	0,05	0,05	0,08
S001	-0,25	0,63	0,25	0,1	0,08	0,63	0,63	0,1	0,32	0,125	0,1	0,1

Tabulka 2 - Tabulka naměřených zrakových ostrostí a základní popisná statistika (medián, dolní a horní kvartil) pro všechny vyšetřované osoby a pro všechny tři metody vyšetření ve tvaru logMAR. S001 až S010 je označení vyšetřovaných osob. Poslední sloupec ukazuje zrakovou ostrost (logMAR) změřenou pro metodu OPTadj s výše zmíněnou vertexovou korekcí

logMAR	Metoda COMP				Metoda OPT			Metoda OPTadj			
	0 D	1 D	2 D	4 D	1 D	2 D	4 D	1 D	2 D	4 D	4 D vertex
S010	0,10	0,60	0,70	0,90	0,00	0,20	0,80	0,70	0,80	1,20	1,00
S009	0,20	0,40	0,70	0,90	0,10	0,00	1,00	0,40	0,70	1,00	0,90
S008	0,20	0,30	0,70	1,10	0,20	0,20	0,60	0,40	0,52	1,10	1,20
S007	0,20	0,49	0,70	1,10	0,10	0,20	1,00	0,80	0,90	1,30	1,10
S006	0,20	0,49	0,70	1,00	0,10	0,20	0,70	0,49	0,90	1,10	1,10
S005	-0,10	0,00	0,60	0,90	0,00	-0,10	0,70	0,20	0,40	0,90	0,90
S004	0,20	0,40	0,80	0,90	0,10	0,10	0,80	0,40	0,70	1,00	0,90
S003	0,20	0,70	0,80	0,90	0,10	0,20	0,80	0,49	0,90	1,10	0,80
S002	0,20	0,60	0,60	0,90	0,20	0,20	1,20	1,10	1,30	1,30	1,10
S001	0,20	0,60	1,00	1,10	0,20	0,20	1,00	0,49	0,90	1,00	1,00
medián	0,20	0,49	0,70	0,90	0,1	0,20	0,80	0,49	0,85	1,00	1,10
dolní kvartil	0,20	0,40	0,70	0,90	0,1	0,12	0,72	0,40	0,70	0,90	1,00
horní kvartil	0,20	0,60	0,77	1,07	0,17	0,20	1,00	0,65	0,90	1,10	1,18

Vztah mezi decimálním tvarem (desetinným zápisem) zrakové ostrosti a vyjádřením logMAR je dán

$$"log\ MAR" = \log_{10} MAR = \log_{10} \frac{1}{VA}.$$

Při analýze zrakové ostrosti se tento zápis jeví jako nejužitečnější, což souvisí se změnou zastaralých optotypových tabulí Snellenova typu za nové tabule typu „logMAR“.

#### 4.4.2 Statistická analýza

Pro testování rozdílu mezi metodami rozostření LO jsme použili dvou-krokovou analýzu.

V prvním kroku jsme ověřovali, jestli se průměr nebo medián (podle toho, zda je splněna normalita rozdělení dat) hodnot zrakové ostrosti ve tvaru „logMAR“ významně odlišuje ve dvojici metod OPTadj a COMP a ve dvojici metod OPTadj a OPT. Na základě výsledků testu normality (použili jsme Anderson-Darlingův test) byl pro analýzu použit buď Wilcoxonův znaménkový test, nebo párový Studentův t-test. Korekci pro mnohonásobné porovnávání jsme neprováděli, protože by se tím snížila hladina významnosti  $\alpha$  a zvýšila pravděpodobnost chyby II. druhu. Vzhledem k tomu, že tato studie zkoumá použitelnost digitálně simulovaného rozostření obrazu namísto dioptricky rozostřeného obrazu, mohla by nás chyba II. druhu vést k falešným závěrům.

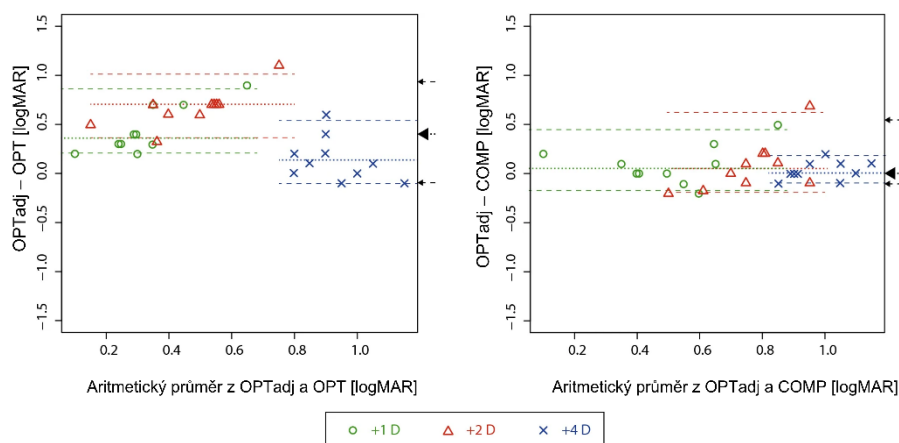
Ve druhém kroku jsme použili Bland-Altmanovu analýzu k vyhodnocení shody mezi výše uvedenými dvojicemi rozostření. Kromě odhadu hodnot průměru nebo mediánu jednotlivých metod, které jsme realizovali v prvním kroku, určuje B-A analýza 95 % interval spolehlivosti

hranice shody (LoA), tj. horní a dolní hranici shody =  $\pm 1,96 \times SD$  (data s normálním rozdělením), respektive 2,5 percentil a 97,5 percentil. Horizontální osa B-A grafu obsahuje hodnoty aritmetických průměrů obou metod, například  $(OPT_{adj} + OPT)/2$ , vertikální osa obsahuje hodnoty rozdílu obou metod, například  $(OPT_{adj} - OPT)$ . Porovnali jsme přitom nejenom 95 % hranice shody rozdílů  $OPT_{adj} - COMP$  s 95 % hranice shody rozdílů  $OPT_{adj} - OPT$ , ale také jsme provedli jejich srovnání s literaturou.

Část našich dat neodpovídala normálnímu rozdělení, proto jsme pro deskriptivní statistiku použili místo průměru a směrodatné odchylky medián a kvantily. Statistická analýza byla provedena v software **R** [25], společně s balíčkem „Bland-Altman“ [26]. Hladina významnosti byla zvolena 5 % pro všechna statistická porovnání.

#### 4.4.3 Zpracování výsledků

Na základě výsledků, které jsou uvedeny v tabulce 2, platí, že pro všechny úrovně rozostření se hodnoty zrkové ostrosti metody  $OPT_{adj}$  statistiky nelišily od hodnot naměřených pomocí metody COMP ( $z = 1,3; p = 0,57$ ). Toto bylo potvrzeno pro každou úroveň rozostření zvlášť ( $p > 0,2$ ) pomocí párových testů. Medián intra-individuálních rozdílů zrkové ostrosti s mezikvartilovým rozpětím má pro  $(OPT_{adj} - COMP)$  hodnoty 0,05 (-0,18; 0,17) logMAR pro +1 D, 0,05 (-0,20; 0,18) logMAR pro +2 D a 0,00 (-0,10; 0,10) pro +4 D. Pro  $(OPT_{adj} - OPT)$  má medián intra-individuálních rozdílů zrkové ostrosti s mezikvartilovým rozpětím hodnoty 0,35 (0,20; 0,62), 0,70 (0,60; 0,70) a 0,10 (-0,1; 0,2) logMAR pro +1, +2 a +4 D po řadě. Tyto výsledky ukazují, že hodnoty zrkové ostrosti určované metodou OPT byly významně nižší pro +1 D ( $p = 0,006$ ) a pro +2 D ( $p = 0,006$ ) než ty, jež byly určovány metodou  $OPT_{adj}$ . Pro hodnotu +4 D naopak nebyla statistická významnost potvrzena. Vztah je zobrazen v grafu na obrázku 2, který ilustruje intra-individuální rozdíly ve zrkové ostrosti a vliv úrovně rozostření v Bland-Altmanově grafu [27].



Obrázek 2 - Bland-Altmanův graf porovnává naměřenou zrkovou ostrost mezi metodami OPT a  $OPT_{adj}$  (levý panel) a metodami COMP a  $OPT_{adj}$  (pravý panel). Na vodorovné ose je vyneseno aritmetický průměr a na svislé ose je vyneseno rozdíl obou dvojic metod měření. Každý bod odpovídá jednomu účastníkovi a symboly a barvy odpovídají jednotlivým úrovním rozostření. Vodorovné tečkované čáry představují medián z rozdílů porovnávaných metod. Vodorovné čárkované úsečky představují meze shody (tj. meze intervalu od 2,5 percentilu do 97,5 percentilu). Medián a meze shody

jsou vždy zobrazeny jednotlivě pro každou úroveň rozostření. Šipky na pravé straně grafu označují medián a meze shody pro všechny hodnoty bez ohledu na úroveň rozostření

Meze shody (tj. 2,5 a 97,5 percentil rozdílů) byly pro dvojici metod OPTadj a COMP vypočteny  $-0,18$  a  $0,45$  logMAR pro +1 D;  $-0,20$  a  $0,59$  logMAR pro +2 D;  $-0,10$  a  $0,18$  logMAR pro +4 D. Pro dvojici metod OPTadj a OPT byly vypočteny meze shody  $0,20$  a  $0,85$  logMAR pro +1 D;  $0,36$  a  $1,01$  logMAR pro +2 D;  $-0,10$  a  $0,55$  log MAR pro +4 D. Hodnoty pro všechny meze shody a medián jsou zobrazeny v následující tabulce 3. Tabulka uvádí i pravděpodobnosti chyby I. druhu při párovém srovnání metod pro jednotlivé úrovně rozostření.

Tabulka 3 - Porovnání zrakových ostrotí (ve tvaru „logMAR“) mezi různými metodami rozostření.

Medián bližší nule a užší interval pro meze shody indikují lepší shodu mezi porovnávanými metodami. Hodnota  $p$  se vztahuje k výsledku párového Studentova  $t$  testu nebo testu Wilcoxonova (\*)

Úroveň rozostření	OPTadj - COMP		OPTadj - OPT	
	medián (2,5; 97,5 percentil)	$p$ hodnota	medián (2,5; 97,5 percentil)	$p$ hodnota
1 D	0,05 (-0,18; 0,45)	0,2038	0,35 (0,20; 0,85)	0,0059*
2 D	0,05 (-0,20; 0,59)	0,5933*	0,70 (0,36; 1,01)	0,0056*
4 D	0,00 (-0,10; 0,18)	0,4431*	0,1 (-0,10; 0,55)	0,0748

Šířka mezí shody pro OPTadj–OPT byla vždy  $0,65$  logMAR. Odpovídající šířky mezí shody pro OPTadj–COMP byly  $0,63$ ;  $0,79$  a  $0,28$  logMAR pro +1, +2 a +4 D po řadě.

## 4.5 Diskuse

V našem experimentu jsme simulovali rozostřené vidění pomocí „změny zdrojového obrazu“ s pomocí Zernikeho polynomů – metoda COMP. Hlavním důvodem bylo testování možností monitoru s nízkým rozlišením (65 dpi). Na takovémto typu monitoru se totiž běžně provádí například vyšetření VEP nebo vyšetření elektroretinogramu. Všechna tato vyšetření se realizují z krátké pozorovací vzdálenosti, obvykle z 60 cm. Tento přístup jsme porovnávali s dioptrickým rozostřením obrazu, tedy metodou spojenou s okem, nikoliv s obrazem, a to konkrétně přidáním externích čoček před oko vyšetřovaných osob. Optická mohutnost zkušebních čoček byla upravena pro krátkou pozorovací vzdálenost a vrcholovou vzdálenost – OPTadj. Navíc jsme měřili zrakovou ostrost nekorigovaným dioptrickým rozostřením – OPT. Toto měření jsme provedli k prokázání důležitosti korekcí použitých v metodě OPTadj a k ověření citlivosti našeho statistického přístupu.

Z výsledků je zřejmé, že hodnoty mediánu zrakové ostrosti, které jsme při vyšetření zjistili, byly pro metodu COMP pro rozostření +1 D a +2 D nepatrně lepší (o  $0,05$  logMAR) než pro metodu OPTadj. Lze tedy říct, že metoda COMP produkuje nepatrně méně rozostřené obrázky (podněty) než metoda OPTadj, avšak statisticky významný rozdíl mezi oběma metodami zjištěný nebyl. Tyto závěry jsou ve shodě se studii [10–13], konkrétně pak v poznatku, že digitální a dioptrické rozostření zrakových podnětů vyústí ve srovnatelné výsledky hodnot zrakové ostrosti. Navíc naše výsledky ukazují mírnou tendenci měřit při vyšetření zrakové ostrosti nepatrně nižší hodnoty logMAR pro digitální rozostření (metoda COMP) ve srovnání s dioptrickým rozostřením (metoda OPTadj). Toto je sice ve shodě se studií [13], avšak

v rozporu se studii [10–12]. Největší naměřený medián rozdílů obou metod (OPTadj–COMP) byl 0,05 logMAR (inter-kvartilové rozpětí –0,2; 0,18) pro +2 D, což ale není ani „prakticky“ ani klinicky důležité. Větší rozdíl hodnot  $0,13 \pm 0,04$  (střední hodnota  $\pm$  SEM) logMAR pro +2 D rozostření byl považován i ve studii [13] za rozumný kompromis výměnou za výhody digitální simulace. Mimoto medián intra-individuální změny zrakové ostrosti mezi oběma metodami (OPTadj a COMP) odpovídá pouze polovině řádků v ETDRS (grafický etalon pro vyšetření a záznam zrakové ostrosti) [28].

Další výhodou zařazení metody OPT do naší studie byla možnost vyhodnotit při tzv. test-retestu výše zmíněné meze shody (LoA) pomocí Bland-Altmanovy analýzy. Vzhledem k tomu, že šíře intervalu vymezená mezemi shody při této analýze závisí pouze na variabilitě měření, není ovlivněna jinými proměnnými (například mírou rozostření mezi OPTadj a OPT). Tuto šíři je pak možné použít jako doporučení pro posouzení variability mezi metodami OPTadj a COMP. Meze shody u metod OPTadj a COMP mají pro +1 a +4 D menší šířku a pro +2 D větší šířku (ale srovnatelnou) s dvojicí optických metod OPTadj a OPT. Tyto výsledky tedy ukazují, že variabilita měření při vzájemném porovnání metod COMP a OPTadj byla podobná, případně i lepší než při vzájemném porovnání dvou čistě dioptrických metod OPT a OPTadj, viz tabulka 2.

Meze shody mezi metodami OPTadj a COMP pro rozostření +4 D (–0,10 až 0,18 logMAR) odpovídají limitům pro vyšetření test-retest v klinické populaci ( $\pm 0,16$  logMAR), jak je uvedeno v [29].

V naší studii jsme použili k určení RMS při rozostřování optotypů metodou COMP fixní průměr zornice 5 mm. S ohledem na to, že velikost zornice je mezi vyšetřovanými osobami různá a v průběhu vyšetření se mění s kognitivní zátěží a únavou, nerealizovali jsme měření průměru zornice u každé vyšetřované osoby [30]. Nebylo by totiž praktické, abychom prováděli měření průměru zornice před každým vyšetřením, a poté vykreslovali na základě naměřené velikosti pokaždé nové LO pro generování. Stejně tak by bylo výpočetně náročné provádět aktualizování digitálně rozostřených stimulů (LO) dynamicky v průběhu vyšetření na základě okamžitých změn velikosti zornice vyšetřované osoby. Naše výsledky navíc ukázaly, že užití fixní hodnoty velikosti zornice při měření zrakové ostrosti metodou COMP tyto výsledky významně neodchýlilo od výsledků zrakové ostrosti naměřených metodou OPTadj. Avšak nepatrné nadhodnocení průměru zornice může vysvětlit mírně lepší zrakovou ostrost naměřenou metodou COMP než metodou OPTadj.

Dále je třeba vzít v úvahu, že falešné rozlišení v důsledku tvaru **optické přenosové funkce** (OTF) [31] může ovlivnit zrakovou ostrost pro vyšší úrovně rozostření. Jak ukazuje obrázek 3, při nejvyšší hodnotě ekvivalentního defokusu 4 D (nejvyšší míra rozostření) dochází mezi středem a mezikružím LO (vlivem právě falešného rozlišení) k převrácení kontrastu. U nižších hodnot rozostření tento efekt patrný není. Výsledky naší studie naznačují, že těsná shoda napříč všemi úrovněmi rozostření (viz graf na obrázku 2) indikuje nízkou míru pravděpodobnosti odlišnosti obou metod (COMP a OPTadj) právě ve výše zmíněném falešném rozlišení. S ohledem na to je na tomto místě možné uvést, že falešné rozlišení pravděpodobně nevedlo k rozdílu mezi metodami.



Obrázek 3 - LO vykreslené pro ekvivalentní defokus 0, 1, 2 a 4 D (RMS po řadě 0; 0,9; 1,8; 3,6  $\mu\text{m}$ ) pro největší použitou velikost optotypu a pro poloměr zornice 2,5 cm

Jak se dalo očekávat, zjistili jsme, že při dioptrickém přístupu rozostření je důležité korigovat pozorovací vzdálenost (akomodace čočky na blízko) a vrcholovou vzdálenost (OPT  $\rightarrow$  OPTadj). Toto určuje další výhodu digitálního přístupu rozostření (metoda COMP), který nedisponuje popsányi nevýhodami a vykazuje nižší variabilitu při vyšších hodnotách rozostření obrazu než u optických metod (graf na obrázku 2). S ohledem na fakt, že oční víčko může změnit efektivní velikost i tvar zornice a dále ovlivnit dioptrické rozostření, podporují naše výsledky digitální metodu rozostření jako robustní přístup k simulaci sférické refrakční vady.

V naší studii jsme také hodnotili, zda dioptrické rozostření aproximované jednoduchým použitím externí zkušební čočky požadované optické mohutnosti (metoda OPT) poskytuje výrazně odlišné výsledky od dioptrického rozostření s použitím externích zkušebních čoček, jež jsou přizpůsobeny pro pozorovací vzdálenost a pro vrcholovou vzdálenost (metoda OPTadj). Při nižších úrovních rozostření byly naměřené hodnoty zrakové ostrosti (logMAR) metodou OPT významně nižší (vyšší = lepší zraková ostrost v decimálním tvaru) než hodnoty zrakové ostrosti (logMAR) metodou OPTadj. To bylo pravděpodobně způsobeno krátkou pozorovací vzdáleností, tj. 60 cm. Kompenzace akomodace je pro tuto vzdálenost 1,67 D, takže refrakční vada způsobená čočkami +1 D a +2 D mohla být překonána zbývající akomodační kapacitou oka (pro metodu OPT). Z těchto výsledků jsme došli k závěru, že pro krátkou pozorovací vzdálenost mělo vynechání korekce pro kompenzaci akomodace behaviorálně důležitý účinek, a proto by tato korekce měla být provedena.

Navíc jsme ověřili důležitost korekce tzv. vrcholové vzdálenosti. Pro největší hodnotu externí zkušební čočky, tj. +4 D, použité při metodě rozostření OPTadj, odpovídá vrcholové vzdálenosti 12 mm změna optické mohutnosti soustavy „oko – externí čočka“ přibližně 0,12 D (viz metodika vyšetření). To již vedlo ke statisticky významnému rozdílu ( $p < 0,034$ ) mezi hodnotami zrakové ostrosti (logMAR), jež byly změřeny pro metodu OPTadj s kompenzací vrcholové vzdálenosti (tabulka 2 poslední sloupec) a bez kompenzace vrcholové vzdálenosti (tabulka 5 předposlední sloupec). Průměr a směrodatná odchylka intra-individuálních rozdílů (poklesu) je  $-0,1; 0,126$ , medián intra-individuálních rozdílů zrakové ostrosti logMAR je pak  $-0,10$ .

U všech vyšetřovaných osob byla v rámci metody COMP naměřena zraková ostrost pro nerozostřené LO (v tabulce 1 a 2 označeno 0 D) bez eliminace akomodace a vertexové (vrcholové) vzdálenosti s mediánem 0,2 logMAR ( $MAR = 1,58'$ ). Tato hodnota je horší než nejhorší zraková ostrost standardního pozorovatele (hodnota  $MAR = 1,25'$  odpovídá 0,1 logMAR), jak je uvedeno v [19]. Vzhledem k tomu, že úhlová velikost jednoho pixelu má hodnotu 2,23' (MAR), čemuž odpovídá 0,35 logMAR, byly hodnoty zrakové ostrosti lepší, než by se na základě rozlišení monitoru dalo očekávat. Takové vylepšení zrakové ostrosti bylo

s největší pravděpodobností způsobeno nevyváženou prostorovou distribucí světla LO, což usnadnilo detekci mezery LO [32]. Nevyvážená distribuce světla byla způsobena podvzorkováním obrazu, které mělo za následek nižší, ale stále detekovatelný kontrast v mezeře LO.

## **4.6 Závěr prvního šetření disertační práce**

První experiment jsme realizovali na 10 mužích s průměrným refrakčním stavem oka (změřeným na autorefraktometru)  $-0,101$  D ( $0,274$  D) a s věkovým rozmezím 20 až 49 let. Výsledky ukázaly, že zraková ostrost měřená pro prezentaci digitálně rozostřených vzorových obrázků LO (rozostření realizováno počítačovým modelem založeným na Zernikeho polynomech) se statisticky významně nelišila od dioptrického rozostření LO pomocí zkušebních externích čoček (o optické mohutnosti  $+1$ ,  $+2$ ,  $+4$  D) s kompenzací akomodace a korekcí vrcholové vzdálenosti (tj. metoda nazvaná OPTadj). Naše data byla přitom získána na krátké pozorovací vzdálenosti a na displeji s nízkým rozlišením. Použití digitálně rozostřených obrázků (tj. metoda spojená se zdrojem – „source method“) představuje jednodušší a robustnější přístup k testování refrakčních vad, je-li vyžadována krátká pozorovací vzdálenost. Metodika dioptrického rozostření LO byla navíc použita jako základ pro druhý experiment, a sice vyšetření VEP. Mimo to je výstupem z tohoto prvního experimentu kompletní sada digitálně rozostřených LO pro pozorovací vzdálenost 60 cm, které umožňují replikaci našeho experimentu a jsou k dispozici v elektronické příloze disertační práce pod označením VA\_3.

Na tomto šetření se primárně podílel dr. Kordek, autor disertační práce. Ten také realizoval veškerá vyšetření testovaných osob a provedl základní zpracování dat. Dále spolupracoval na přípravě zdrojového kódu pro rozostření.



## 5 Druhé šetření disertační práce

### 5.1 Úvod do problematiky

Zrakové (vizuální) evokované potenciály (VEP) umožňují objektivně, neinvazivně a s minimálními materiálovými náklady testovat integritu zrakového systému s velkou citlivostí a přispět k diagnostice retrobulbárních patologických procesů. Diagnostické parametry VEP však ovlivňují i jasové, prostorové a temporální vlastnosti stimulu. Pro dobrou mezilaboratorní interpretovatelnost a vysokou diagnostickou výtežnost jsou vlastnosti stimulu definovány standardem společnosti ISCEV [14]. Protože při projekci podnětu na sítnici prochází obraz optickým prostředím oka, může být neočekávaně modifikován i na této úrovni a způsobit nesprávné usuzování o retrobulbární patologii. Z tohoto důvodu standard vyšetření VEP předepisuje optimálně zkorigovat refrakční vadu oka pro stimulační vzdálenost a refrakční chybu zaznamenat do protokolu o vyšetření.

V některých případech nelze snadno refrakční vadu korigovat (například astigmatismus vyššího řádu), proto je výhodné znát závislost mezi VEP parametry a zrakovou ostrostí u osob, které mají retrobulbární zrakový aparát intaktní a vidění je uměle rozostřeno, jak ukazují například práce [33–35].

Vliv arteficiálního rozostření na základní parametry VEP, jež jsou vyvolané pomocí reverzace šachovnice, byl opakovaně zkoumán, přičemž byla prokázána vysoká míra závislosti komponent „pattern reversal VEP“ (PR VEP) na prostorové frekvenci stimulu. Rozostření obrazu vlivem refrakčních vad vede k výraznému prodloužení vrcholového času P100 komponenty a poklesu její amplitudy [36, 37], viz přehledový článek [38].

Vysoká citlivost PR VEP tak limituje možnost odlišit pokles zrakové ostrosti, jenž je způsobený refrakční vadou od retrobulbárního postižení. Za této situace by bylo výhodné využívat VEP, které mají malou senzitivitu k refrakčním vadám, což mohou být „motion-onset VEP“ (MO VEP), jež jsou vyvolány stimulací strukturou o nízkých prostorových frekvencích, případně je lze vyvolat i v periférii [39, 40]. Závislost MO VEP na uměle navozené refrakční vadě dosud nebyla zkoumána.

## 5.2 Cíle druhého šetření disertační práce

Cílem druhého ze dvou experimentů provedených v rámci disertační práce je popsat a porovnat chování základních parametrů „pattern reversal VEP“ a „motion-onset VEP“ v závislosti na dioptricky vyvolaném rozostření podnětů u emetropického oka.

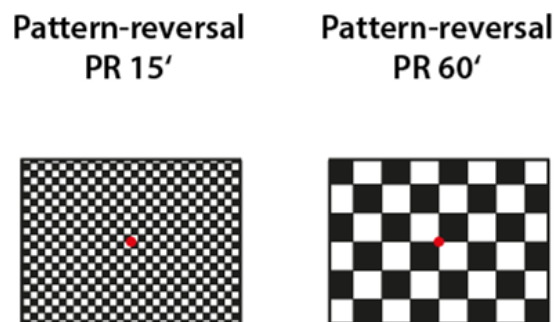
## 5.3 Metody

### 5.3.1 Druhé vyšetření – vliv dioptrického rozostření na parametry PR VEP a MO VEP

Na základě stanovených cílů disertační práce bylo třeba vytvořit mechanismus pro dioptrické rozostření stimulačních podnětů pro vyšetření PR VEP a MO VEP. Pro účely našeho vyšetření jsme pro dioptrické rozostření vzorových podnětů obou stimulací opět užili simulaci myopie u emetropických subjektů. Při této simulaci jsme preferovali myopii před hypermetropií, protože při simulaci zejména nižších hodnot hypermetropie by mohli simulaci této vady mladší jedinci částečně kompenzovat akomodací oční čočky. Vycházeli jsme tak z metodiky, která byla realizována i v případě prvního vyšetření.

### 5.3.2 Stimuly – příprava vzorů pro vyšetření

Při vyšetření PR VEP jsme vycházeli z normy ISCEV [14]. Použili jsme šachovnicové podněty o dvou velikostech elementárního čtverce - 15 úhlových minut (jak je vidět na obrázku 4, PR 15') a o velikosti 60 úhlových minut (jak je vidět na obrázku 4, PR 60'). Michelsonův kontrast mezi bílým a černým čtvercem byl 96 %. Střední luminance byla 17 cd/m<sup>2</sup>, konstantní v průběhu experimentu. Šachovnice byla zobrazena v plné ploše monitoru a reverzovala dvakrát během jedné sekundy. Ve středu monitoru byl po celou dobu zobrazen červený fixační kříž. Stimulace pro obě velikosti šachovnic trvaly přibližně 20 s a skládaly se ze 40 podnětů.

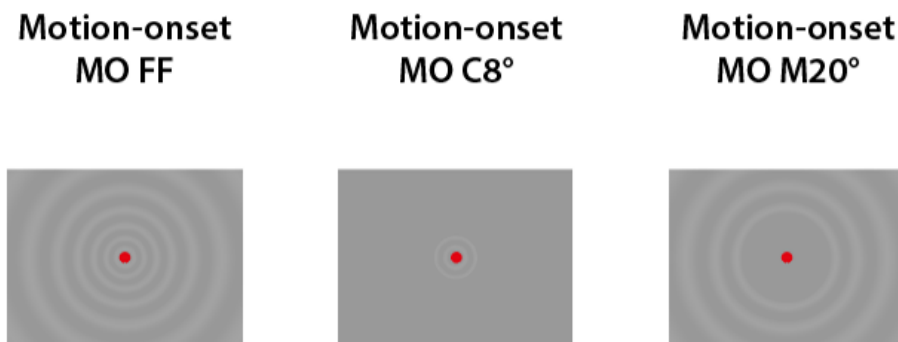


Obrázek 4 - Schematické znázornění použitých vzorů pro stimulaci PR VEP. Vlevo úhlová velikost čtverce 15', vpravo úhlová velikost čtverce 60'

Při vyšetření MO VEP jsme vycházeli z doporučení, která jsou popsána v teorii druhé části disertační práce. Pro stimulaci jsme vybrali radiální kruhový vzor s prostorovou frekvencí korigovanou pro lepší viditelnost v periferii s využitím tzv. **kortikálního faktoru zvětšení** (CMF), jenž je dán následujícím vztahem [41]

$$CMF = \frac{1}{0,1 \cdot E + 1},$$

kde  $E$  je excentricita (vzdálenost od fixace), podrobněji popsáno v práci [41]. Prostorová frekvence je nejvyšší v centru zorného pole ( $1\text{ c}/^\circ$ ) a směrem do periferie klesá ( $0,2\text{ c}/^\circ$ ). V pohybu struktura dosahuje rychlosti od 5 do  $25\text{ }^\circ/\text{s}$  tak, aby temporální frekvence byla 5 Hz. V každém podnětu se střídá stacionární (1000 ms) a pohybová fáze (200 ms). Tento podnět byl prezentován: i) v celé ploše monitoru ( $37^\circ \times 28^\circ$  zorného pole - jak je vidět na obrázku 5, MO FF), ii) v centrálních  $8^\circ$  (periferie byla maskována - jak je vidět na obrázku 5, MO C $8^\circ$ ), iii) v periférii monitoru (centrálních  $20^\circ$  bylo maskováno - jak je vidět na obrázku 5, MO M $20^\circ$ ). Střední luminance  $17\text{ cd}/\text{m}^2$  byla konstantní v průběhu vyšetření a maximální Michelsonův kontrast byl 10 %. Ve středu monitoru byl po celou dobu zobrazen červený fixační kříž. Jednotlivá MO VEP vyšetření (MO FF, MO C $8^\circ$ , MO M $20^\circ$ ) trvala přibližně 60 s a skládala se ze 40 podnětů.



Obrázek 5 - Použité vzory pro stimulaci MO VEP

Zrakové stimuly byly generovány pomocí Visual Stimulus Generator 2/5 (CRS Ltd., UK) s vertikální obnovovací frekvencí 105 Hz.

### 5.3.3 Vyšetřované osoby

Vyšetřeno bylo 12 mužů s věkovým rozmezím 23 až 52 let. Vyšetřované osoby byly bez diagnostikovaných neurologických a oftalmologických obtíží.

### 5.3.4 Nahrávání VEP vyšetření

Pro vyšetření PR VEP byla elektroencefalografická aktivita ve frekvenčním pásmu 0,1-100 Hz vzorkována 500 Hz. Zaznamenány byly poststimulační epochy o délce 440 ms. Epochy s absolutními amplitudami většími než  $100\text{ }\mu\text{V}$  byly vyřazeny ze zpracování. Ostatní odpovědi byly zprůměrovány a vyhlazeny Savitzky-Golay filtrem druhého řádu přes 47 vzorků. VEP byly snímány pomocí unipolárních elektrod ( $O_Z$ ,  $P_Z$ ,  $C_Z$ ,  $F_Z$  a  $O_L$ ,  $O_R$  - 5 cm vlevo a vpravo od  $O_Z$ ). Jako zemnicí a referenční elektroda byla použita elektroda  $A_2$ .

### 5.3.5 Dioptrické rozostření vzorových podnětů

U všech vyšetřovaných osob byl mechanismus pro dioptrické rozostření vzorových obrázků realizován metodou obdobnou k metodě OPTadj, která byla podrobně popsána v první části disertační práce. K dioptrickému rozostření vzorových podnětů pro vyšetření VEP jsme tedy opět použili simulaci myopie, která byla realizována použitím externích čoček s teoretickou hodnotou optické mohutnosti po řadě +0, +1, +2, +4 D. Kromě toho byla ke každé z výše zmíněných čtyř hodnot optické mohutnosti externích čoček (umístěných před vyšetřované oko)

přidána i čočka o optické mohutnosti, která byla změřena na autorefraktometru (označíme HMR). Získali jsme tak teoretické hodnoty optických mohutností externích čoček, jež mají být po řadě předrženy před oko vyšetřovaných osob. Jejich hodnoty a označení poskytuje následující výčet: HMR + 1,67 D + 0 D („Blur 0“), HMR + 1,67 D + 1 D („Blur 1“), HMR + 1,67 D + 2 D („Blur 2“), HMR + 1,67 D + 4 D („Blur 4“). U každé vyšetřované osoby bylo zrealizováno také měření bez eliminace akomodace (označené „Corrected“), tj. HMR + 0 D.

U výše zmíněné metody byla použita optická sada zkušebních čoček s označením Art. 51-BL, M.S.D., Italy (obdobně jako v první části disertační práce).

### **5.3.6 Postup vyšetření**

Před vyšetřením VEP jsme změřili zrakovou ostrost pomocí LO vytištěných na optotypové tabuli [17, 19] z pozorovací vzdálenosti 4 m. Výsledek jsme ve tvaru zlomku zaznamenali do formuláře, jenž používá laboratoř pro indikovaná vyšetření pacientů. Každé vyšetřované osobě jsme změřili citlivost k jasovému kontrastu (dále jen citlivost ke kontrastu) testem CSV-1000E (VectorVision, Guardian Health Sciences Inc., USA) [42, 43].

Pro test CSV-1000E jsme vybrali u každé osoby vždy to oko, jehož refrakční stav se více blíží ideálnímu emetropickému oku. Refrakční stav oka jsme zjišťovali pomocí autorefraktometru (Nidek ARK-1a, Ltd., Japan).

V případě, že měla vyšetřovaná osoba u obou očí shodný refrakční stav, zvolili jsme pro vyšetření dominantní oko. K indikaci dominantního oka jsme použili, obdobně jako v první části disertační práce, tzv. „hole-in-the-card test“ (Dolmanova metoda), jak je uvedeno v [20–22].

Vyšetření VEP probíhalo bezprostředně po vyšetření citlivosti ke kontrastu, monokulárně, kdy vyšetřovaná osoba pozorovala jednotlivé stimuly stejným okem, na němž byl prováděn test citlivosti ke kontrastu.

U všech vyšetřovaných osob jsme provedli pět dříve popsaných stimulací VEP (PR 15', PR 60', MO FF, MO C8°, MO M20°). U každé z těchto osob bylo vyšetření pro všechny hodnoty rozostření externími čočkami a pro jednotlivé VEP stimulační zopakováno, tudíž jsme získali 50 VEP záznamů. U jednotlivých osob jsme střídali pořadí stimulací i pořadí úrovní rozostření tak, abychom eliminovali efekt adaptace a únavy [44, 45]. Kromě toho byly tyto efekty částečně eliminovány také většími přestávkami, k nimž docházelo v důsledku výměny externích dioptrických čoček před oko vyšetřované osoby.

## **5.4 Výsledky**

### **5.4.1 Naměřené hodnoty**

Výsledky pro samotné VEP vyšetření se pro každou vyšetřovanou osobu, pro každou stimulaci a pro každou hodnotu externích čoček automaticky ukládaly do databáze v programu SGLAB42. V této databázi bylo možné záznamy prohlížet nejen on-line při záznamu, ale i dodatečně po ukončení vyšetření. Při ukládání byly jednotlivé záznamy unikátně očíslovány. Toto unikátní označení bylo důležité pro následující import záznamů do programu VepMark

v1.1 11.12.2013, ze kterého jsme odečítali požadované hodnoty vrcholového času a amplitudy jednotlivých záznamů.

S takto získanými záznamy jsme dále nepracovali přímo v programu SGLAB42, ale použili jsme výše zmíněný program VepMark. Tento program nám umožnil import získaných záznamů (pro každou osobu 50 záznamů) a následný odečet požadovaných parametrů. Pro účely disertační práce bylo užitečné importovat a zpracovávat záznamy od každé osoby zvlášť vždy po dvojicích tak, jak byly jednotlivé stimulační zopakovány.

Způsobem, který je podrobně popsán v disertační práci, byly z výše zmíněných záznamů odečteny všechny hodnoty vrcholového času a amplitudy. Pro PR VEP jsme ve svodu  $O_Z-A_2$  hodnotili pozitivní komponentu P100 a negativní komponenty N75 a N145. Pro MO VEP jsme ve svodu  $P_Z-A_2$  hodnotili pozitivní komponenty P1 a P2 a negativní komponentu N2.

#### 5.4.2 Statistická analýza

Z výše zmíněných výsledků jsme k následné analýze použili hodnoty vrcholového času pozitivity P100 pro vyšetření PR 15' a PR 60' a hodnoty vrcholového času dominantní negativity N2 pro vyšetření MO FF, MO C8° a MO M20°. U amplitudy jsme pracovali s tzv. **mezivrcholovou amplitudou PR- $A_m$** , která je pro PR 15' a PR 60' dána identitou

$$PR - A_m = [A(P100) - A(N75)]/2 + [A(P100) - A(N145)]/2 .$$

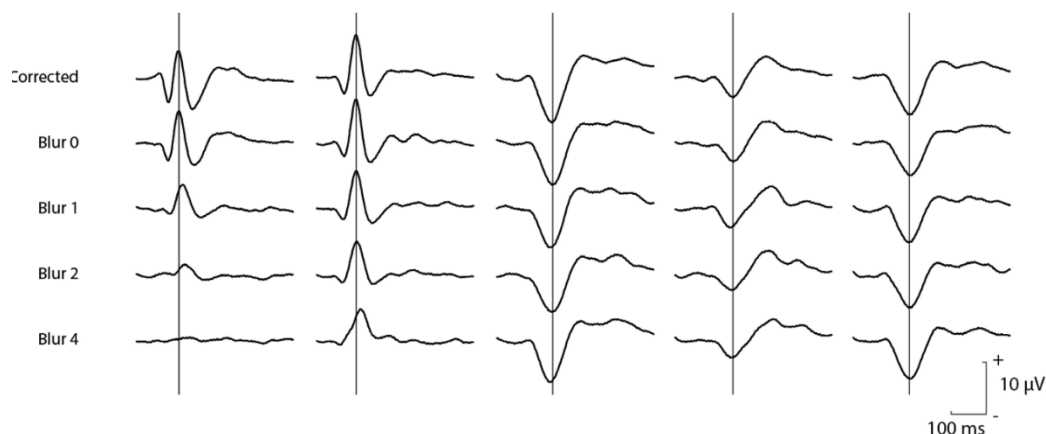
Pro MO FF, MO C8° a MO M20° je **mezivrcholová amplituda MO- $A_m$**  dána identitou

$$MO - A_m = [A(P1) - A(N2)]/2 + [A(P2) - A(N2)]/2 .$$

Jak již bylo zmíněno výše, pro každou stimulaci a rozostření byly registrovány dva VEP záznamy, a proto byly vždy oba odpovídající záznamy zprůměrovány. Extrahované průměrné hodnoty vrcholového času a mezivrcholové amplitudy jsme inter-individuálně normovali, tj. vytvořili jsme rozdíly mezi podmínkami „Blur 0“ – „Corrected“, „Blur 1“ – „Corrected“, „Blur 2“ – „Corrected“ a „Blur 4“ – „Corrected“, pro každou stimulaci a osobu zvlášť. Závislost mezi těmito parametry a mírou rozostření jsme pro každou osobu a stimulaci popsali pomocí lineárního regresního modelu, kde nezávisle proměnnou byla úroveň rozostření s konkrétními hodnotami 1,67, 2,67, 3,67 a 5,67 D (tj. vstupní hodnoty teoretické optické mohutnosti čoček pro dioptrické rozostření) a závisle proměnnou reprezentovaly hodnoty vrcholového času a mezivrcholové amplitudy. Výsledkem byly soubory směrnic regresních přímk pro jednotlivé stimulační podmínky a pro oba sledované parametry (vrcholový čas a amplituda). Získali jsme tak 10 souborů směrnic regresních přímk. Normalitu jednotlivých souborů jsme testovali Shapiro-Wilkovým testem. Zda se směrnice daného souboru odlišují od nuly jsme testovali Studentovým t-testem. Použití jiného, například logaritmického regresního modelu by nepřineslo statisticky významně odlišné výsledky. Důkazem tohoto tvrzení je velmi malý rozdíl v koeficientu determinace u obou regresních modelů (maximální rozdíl koeficientu determinace logaritmického a lineárního modelu je 0,06). V takovém případě je zvykem volit jednodušší, tj. lineární model. Tento model použili také v práci [46].

### 5.4.3 Zpracování výsledků

Základní popisná statistika parametrů „vrcholový čas“ a „mezivrcholová amplituda“ pro jednotlivá VEP vyšetření a jednotlivé úrovně dioptrického rozostření je uvedena v tabulce 4 a na obrázku 6. Hodnoty pro všechny vyšetřované osoby (ze kterých vychází tabulka 4 a obrázek 6) jsou uvedeny v elektronické příloze disertační práce pod označením VEP\_3 a VEP\_4.



Obrázek 6 - Skupinové VEP pro pět použitých stimulací a čtyři úrovně rozostření plus kontrolní měření. Zleva jsou stimulační podmínky PR 15', PR 60', MO FF, MO C8°, MO M20°. Níže jsou pak vytvořeny průměrné záznamy VEP přes všechny testované osoby, pro každou stimulaci a každou úroveň rozostření. Každou průměrnou křivku vytvořil program VepMark vždy ze všech 24 jednotlivých VEP záznamů (12 osob, 2 opakování)

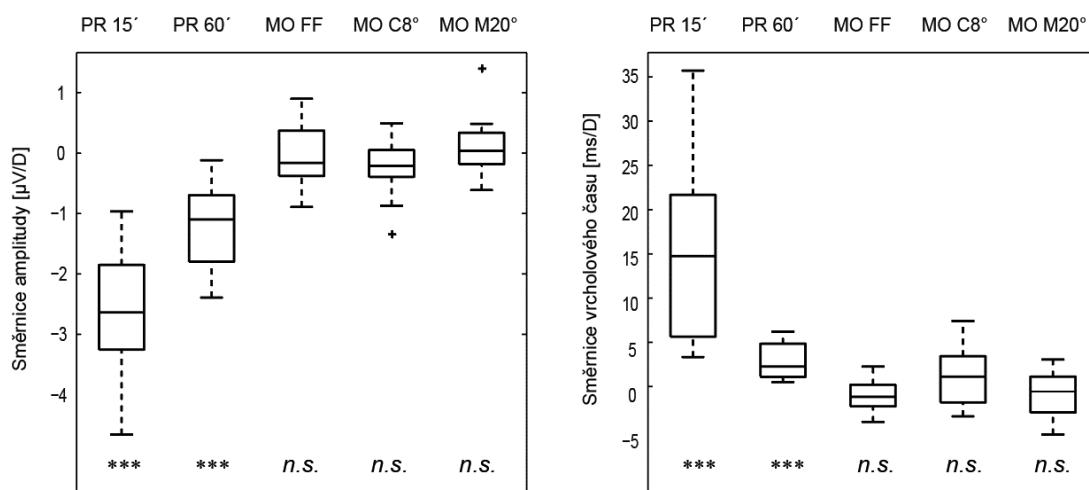
Tabulka 4 - Průměry a směrodatné odchylky vrcholového času (horní část tabulky) a mezivrcholové amplitudy (spodní část). Hodnoty v tabulce byly vypočteny vždy z průměrů dvou opakovaných vyšetření napříč všemi testovanými osobami pro každý typ stimulace a každou úroveň rozostření

Rozostření	Parametr	P100 PR 15'	P100 PR 60'	N2 MO FF	N2 MO C8°	N2 MO M20°
Corrected	Vrcholový čas (ms)	120; 5,7	115; 4,6	158; 11,4	161; 11,9	163; 11,2
Blur 0		122; 5,5	115; 6,0	158; 8,4	165; 13,5	165; 15,1
Blur 1		135; 8,7	115; 6,1	154; 9,6	161; 12,3	165; 12,3
Blur 2		158; 26,3	118; 6,3	157; 12,1	162; 18,8	163; 10,5
Blur 4		175; 35,5	126; 8,5	153; 9,6	168; 10,5	162; 8,16
		<b>PR-A<sub>m</sub></b> <b>PR 15'</b>	<b>PR-A<sub>m</sub></b> <b>PR 60'</b>	<b>MO-A<sub>m</sub></b> <b>MO FF</b>	<b>MO-A<sub>m</sub></b> <b>MO C8°</b>	<b>MO-A<sub>m</sub></b> <b>MO M20°</b>
Corrected	Mezivrcholová amplituda (µV)	11,1; 3,6	11,5; 3,5	11,4; 2,9	6,6; 2,6	9,3; 2,6
Blur 0		11,0; 4,0	11,9; 4,0	10,4; 2,7	6,4; 2,3	8,5; 2,4
Blur 1		6,5; 2,1	9,7; 3,0	10,3; 2,7	6,6; 2,8	8,6; 2,7
Blur 2		2,8; 2,0	8,2; 2,6	9,6; 2,4	5,9; 2,2	8,2; 3,1
Blur 4		1,5; 1,2	6,9; 2,0	10,3; 3,3	5,6; 2,4	9,0; 2,4

Popisná statistika směrnic regresních přímek (vyjadřují vztah mezi oběma parametry VEP a mírou dioptrického rozostření) a pravděpodobnost chyby zamítnutí skutečné nulové hypotézy ( $p$  hodnota) jsou shrnuty v tabulce 5 a na obrázku 7.

Tabulka 5 - Popisná statistika směrnic regresních přímek vyjadřujících vztah mezi parametry VEP (vrcholový čas P100 a N2, mezivrcholová amplituda PR- $A_m$  a MO- $A_m$ ) a mírou dioptrického rozostření. V horní části tabulky je uveden průměr a výběrová směrodatná odchylka směrnic regresních přímek pro vrcholový čas P100 (PR 15', PR 60') a pro vrcholový čas N2 (MO FF, MO C8°, MO M20°). Ve spodní části jsou analogické parametry pro směrnice regresních přímek vyjadřujících vztah mezi mezivrcholovými amplitudami a úrovní dioptrického rozostření. P-hodnota byla spočtena jednovýběrovým t-testem aritmetického průměru směrnic regresních přímek, který je testován vůči nule

		PR 15'	PR 60'	MO FF	MO C8°	MO M20°
<b>Vrcholový čas</b>	Průměr, SD (ms/D)	14,83; 9,94	2,92; 2,10	-1,0; 1,75	1,07; 3,51	-0,85; 2,57
	p-hodnota	$1,6 \cdot 10^{-4}$	$2,8 \cdot 10^{-4}$	0,072	0,34	0,28
<b>Mezivrcholová amplituda</b>	Průměr, SD ( $\mu V/D$ )	-2,60; 1,01	-1,20; 0,70	-0,05; 0,58	-0,24; 0,51	0,12; 0,50
	p-hodnota	$1,2 \cdot 10^{-6}$	$4,8 \cdot 10^{-5}$	0,77	0,14	0,42



Obrázek 7 - Grafické znázornění rozdělení směrnic regresních přímek pro oba parametry PR VEP a MO VEP. Směrnice popisuje odhad toho, jak se změní odpovídající parametr, když se rozostření zvýší o 1 D. Levý graf ukazuje směrnice regresních přímek pro parametr „mezivrcholová amplituda“ a pravý graf ukazuje směrnice regresních přímek pro parametr „vrcholový čas“. U jednotlivých VEP označují krabicové grafy medián, horní a dolní kvartily, přerušované čáry označují 25. a 75. percentil a znaménko + označuje odlehlé hodnoty. Spodní řádek uvádí, zda byla průměrná hodnota směrnic pro jednotlivé stimulační podmínky statisticky významně odlišná od nuly (\*\*\*) odpovídá  $p < 0,001$  a n.s. znamená nevýznamné)

V případě PR VEP dochází s rostoucím dioptrickým rozostřením (s rostoucími dioptriemi) ke statisticky významnému poklesu mezivrcholové amplitudy PR- $A_m$  ( $p = 1,2 \cdot 10^{-6}$  pro PR 15' a  $p = 4,8 \cdot 10^{-5}$  pro PR 60') a ke statisticky významnému prodloužení vrcholového času P100 ( $p = 1,6 \cdot 10^{-4}$  pro PR 15' a  $p = 2,8 \cdot 10^{-4}$  pro PR 60'). Pro vyšetření PR 15' (PR 60') amplituda klesala průměrně o -2,6 (-1,2)  $\mu V$  a dominantní vrchol se průměrně prodloužil o 15 (3) ms s každou dioptrií externích čoček předřazenou před oko vyšetřovaných osob. V případě MO VEP nedochází ani ke statisticky významné ( $p \geq 0,14$ ) změně

mezivrcholové amplitudy MO-Am, ani ke statisticky významné ( $p \geq 0,07$ ) změně vrcholového času N2 s rostoucím dioptrickým rozostřením.

## 5.5 Diskuse

Už od šedesátých let dvacátého století bylo rozostření obrazu identifikováno jako významný faktor ovlivňující zrakové evokované odpovědi. Reakce na změnu v ostrosti byla zkoumána s pomocí záblesků osvětlujících kartón se strukturou [47], prezentací diapozitivů [48] nebo sledováním na televizních či počítačových obrazovkách. Tyto experimenty byly následně využity pro objektivní výběr refrakční korekce [49–51], přičemž i dnes souvisí s objektivním hodnocením zrakové ostrosti [52]. Obrácený přístup, tj. zvýšení ostrosti, využili Yang a kol. [53]. Adaptivní optikou korigovali u emetropického oka refrakční vady vyššího řádu a registrovali zrakové evokované odpovědi.

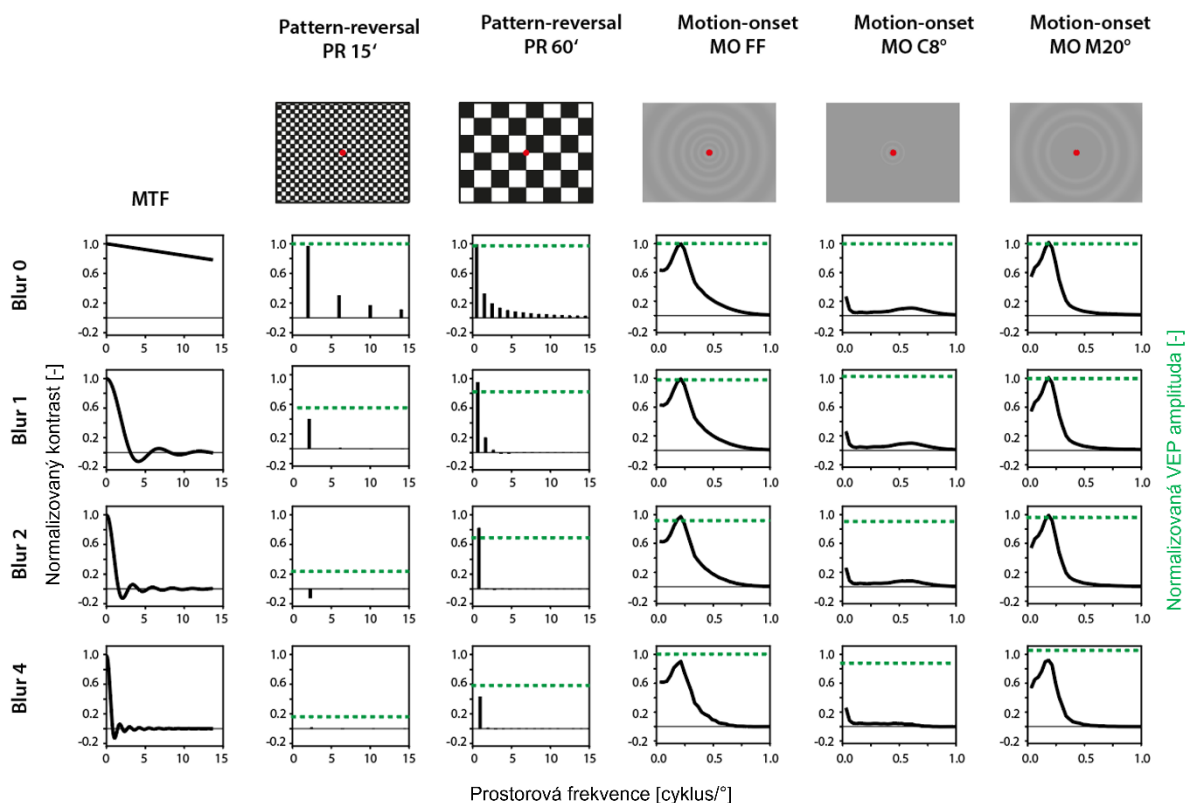
V této disertační práci se s rostoucím dioptrickým rozostřením PR VEP zmenšovala mezivrcholová amplituda PR-Am a vrcholový čas dominantní vlny P100 se prodlužoval. Tento efekt se silněji uplatnil zejména u menší velikosti vzoru (PR 15'). Obdobná pozorování pro PR VEP byla již publikována. Jednotlivé studie uvádějí významné výsledky pro malé velikosti struktur a vyšší úrovně rozostření, ale liší se v míře poklesu amplitudy a prodloužení vrcholového času [54–57]. Variabilitu ve velikosti těchto účinků lze přičíst na vrub mezi studii nekонтроlovaným faktorům, jako jsou způsob rozostření obrazu, velikost jasu a kontrast použité stimulační struktury, případně populace vyšetřovaných osob. Také vylepšení zrakových schopností s využitím adaptivní optiky přineslo obdobné výsledky. Po korekci aberací vyšších řádů Yang a kol. zaznamenali statisticky významný nárůst amplitudy pozitivního vrcholu P100 pro frekvence 1 až 16 c/°, jak je uvedeno v [53].

Mezivrcholová amplituda a vrcholový čas dominantního vrcholu N2 zrakových evokovaných potenciálů, vázaných na počátek zrakového pohybu, zůstaly v disertační práci bez statisticky významných změn. Ačkoliv stabilita odezvy, která je vztažena k retinálnímu rozostření, je novým poznatkem, byla již popsána v jiných kontextech. Ukázalo se, že MO VEP byly nezávislé na spektrálním obsahu stimulačního vzoru [58]. Dále ve studii 37 dětí se strabismickou nebo anisometrickou amblyopií nebyl nalezen rozdíl mezi očima pro MO VEP, zatímco zraková ostrost a odpověď na reverzační stimuly byly výrazně odlišné [59].

Robustnost MO VEP vůči rozostření by mohla v této práci vyplývat z různých faktorů. Jedním z nich je odolnost stimulačního vzoru vůči dioptrickému rozostření. Stimulační vzor MO VEP je v podstatě souborem nízkofrekvenčních sinusových složek. Byl navržen tak, aby aktivoval magnocelulární vstup zrakového analyzátoru, jenž je účinný i při nízkých kontrastech a díky velkým receptivním polím deteguje i nízké prostorové frekvence [60]. Dioptrické rozostření funguje jako dolní filtr a zeslabuje vyšší složky frekvenčního spektra stimulu. Pro naše nastavení mělo toto rozostření nepatrný vliv na spektrum MO VEP stimulace.

Naopak spektrum prostorových frekvencí stimulů PR VEP obsahuje vysoké frekvence díky ostrým hranám mezi tmavým a světlým polem, které tvoří šachovnici. Spektrum stimulů PR VEP je mnohem více ovlivněno zavedením refrakční vady než spektrum stimulů MO VEP, a to zejména pro úhlovou velikost čtverce 15'. Tento efekt je zachycen na obrázku 8. K úpravě obsahu prostorové frekvence stimulů jsme užili modulační přenosovou funkci (MTF).

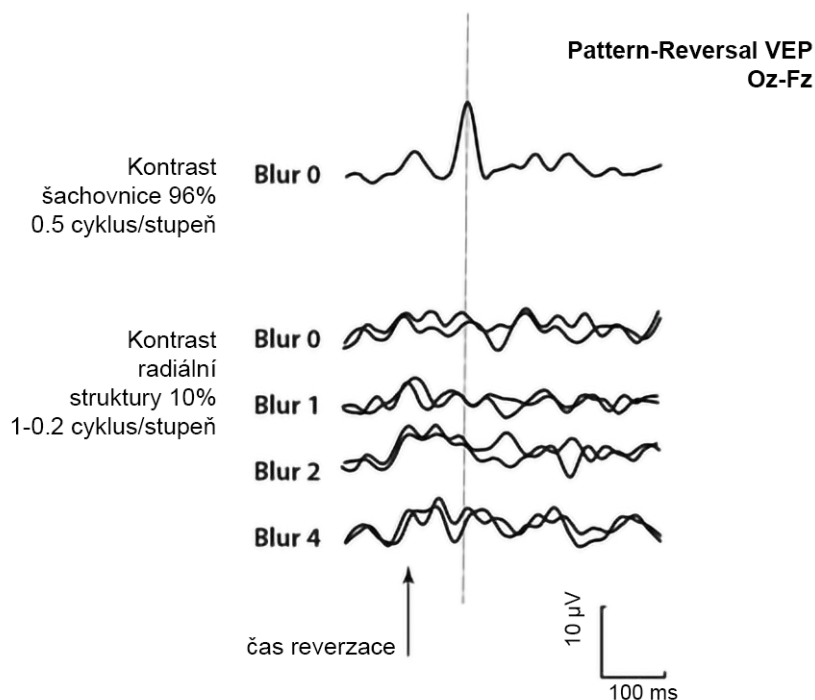




Obrázek 8 - Modulační přenosové funkce (MTF) pro oko zatížené pouze difrakčním limitem („Blur 0“) a pro zbylé 4 podmínky rozostření („Blur 1“ až „Blur 4“) jsou zobrazeny v prvním sloupci.

Zbytek obrázku ilustruje podobu stimulů (první řádek) a jejich Fourierova výkonová spektra vynásobená příslušnými MTF (řádky 2-5), jak se vytvářejí na sítnici pro dané rozostření. Druhý a třetí sloupec ukazují stimuly PR VEP, v podstatě čtvercového vzoru obsahující základní frekvenci a liché harmonické frekvence. Dioptrické rozostření silně omezovalo výkonové spektrum šachovnice. Čtvrtý až šestý sloupec ukazuje výkonová spektra stimulů MO VEP, kde jsou vidět minimální změny s ohledem na refrakční chyby (dioptrická rozostření). Zelené přerušované čáry znázorňují snížení normalizované amplitudy VEP pro dané dioptrické rozostření. Refrakční vady byly modelovány pro průměr zornice 5 mm a vlnovou délku 550 nm. Prezentované spektrální charakteristiky byly získány jako kardinální řezy dvourozměrných amplitudových spekter. Dvourozměrné spektrum bylo odvozeno analyticky pro PR 15', PR 60' a MTF. Spektra pro MO-VEP byla výsledkem numerické transformace obrazu stimulu

Pokud bychom chtěli provádět přesné porovnání obou typů VEP stimulací, ukazuje se, že to není tak snadné, jelikož obě metody VEP mají odlišné kortikální původy, vzory k vyvolání a polohy registrace. Uchování jedné společné stimulační struktury pro oba typy VEP odpovědi je suboptimální, protože mají odlišný kontrast a citlivost na prostorovou frekvenci, jak je uvedeno v [61, 62]. Pro účely porovnání byla vytvořena vzorová reverzní stimulace se strukturou, která se užívá k vyvolání MO-VEP. Ukázka stimulace je k dispozici na stránce: [http://www.patfyzlfhk.cz/elf/stimuli/EPort/reversal\\_sinG.html](http://www.patfyzlfhk.cz/elf/stimuli/EPort/reversal_sinG.html). Odpovědi jedné osoby jsou zaznamenány na následujícím obrázku 9. Výsledek ukazuje, že pro tento stimulus chybí jasná odpověď i v případě „Blur 0“ (tedy bez rozostření obrazu externími čočkami).



Obrázek 9 - První řádek ukazuje evokované odpovědi na stimulaci PR-VEP (konkrétně PR 60') bez přidané externí čočky s jasným a dominantním vrcholem P100. Ostatní řádky znázorňují evokované odpovědi na výše popsanou speciální stimulaci bez jasného dominantního vrcholu

Samotná absence vysokých prostorových frekvencí však robustnost MO VEP vůči rozostření plně nevysvětluje. Dioptrickým rozostřením se podněty obou typů stimulací frekvenčně přiblíží (zejména pro PR 60'), a to zejména snížením kontrastu harmonických frekvencí, jak ukazuje obrázek 8. Všimněme si, že vzhledem k relativním měřítkům a různým vstupním kontrastům není možné porovnávat relativní kontrast mezi podněty stimulací PR VEP a MO VEP (obrázek 8).

Přesto se odpověď PR VEP zhoršila oproti odpovědi MO VEP. Nejpravděpodobnějším důvodem odolnosti MO VEP vůči dioptrickému rozostření je jejich necitlivost na změny kontrastu oproti PR VEP [62].

V našem experimentu jsme hodnotili vliv dioptrické neostrosti na VEP používané při klinickém testování. Dalším krokem k získání specifitějších odpovědí o vztahu MO VEP a PR VEP k rozostření sítnicového obrazu je použití stejné stimulační struktury pro oba typy VEP a systematická změna temporální frekvence. Disertační práce neposkytuje informace o tom, jak budou MO VEP ovlivněny refrakčními vadami vyššího řádu, které se v klinickém prostředí nejobtížněji korigují. K otestování účinku těchto deformací by bylo praktické použít vykreslené rozostření na straně zdroje, jak je realizováno například v práci [13, 15, 63], což také plánujeme v dalším výzkumu i pro potlačení variability v rozostření.

## **5.6 Závěr druhého šetření disertační práce**

Ve druhém experimentu realizovaném v rámci disertační práce, jež jsme prováděli na 12 mužích s normální zrakovou ostrostí (medián 1,0) a s věkovým rozmezím 23 až 52 let, jsme ukázali, že dioptrické rozostření externími čočkami o optických mohutnostech 1, 2, a 4 D neindukuje významné zvětšení nebo zmenšení mezivrcholové amplitudy MO-Am a vrcholového času dominantního vrcholu N2 u zrakových evokovaných odpovědí vyvolaných pohybem v zorném poli (MO VEP). Naproti tomu vrcholový čas dominantní vlny P100 a mezivrcholové amplitudy PR-Am zrakové evokované odpovědi vyvolané stimulací reverzního vzoru (PR VEP) jsou tímto dioptrickým rozostřením významně ovlivněny.

Na tomto šetření se primárně podílel dr. Kordek, autor disertační práce. Ten také realizoval veškerá vyšetření testovaných osob a provedl základní zpracování dat.

## 6 Závěr

Je možné shrnout, že v rámci disertační práce byl realizován výpočetní nástroj, který umožňuje rozostřit stimulační obrazce způsobem odpovídajícím dioptrickému rozostření. Kvalitu digitálního rozostření jsme ověřili srovnáním zrakové ostrosti měřené pro dioptrické rozostření a prezentaci digitálně rozostřených vzorových obrazců, konkrétně LO (ze vzdálenosti 60 cm). Výsledky digitálního rozostření se statisticky významně neliší od dioptrického rozostření realizovaného pomocí zkušebních externích čoček (o optické mohutnosti +1, +2, +4 D) s kompenzací akomodace a korekcí vrcholové vzdálenosti [63]. Použití digitálně rozostřených obrazců představuje jednodušší a robustnější přístup k testování a simulaci refrakčních vad. Původní vědecký přínos rozšiřuje i vytvoření originálního počítačového programu pro realizaci vyšetření zrakové ostrosti a kompletní sada digitálně rozostřených LO pro pozorovací vzdálenost 60 cm, které umožňují replikaci experimentu.

Dále jsme ukázali, že dioptrické rozostření externími čočkami (opět o optických mohutnostech +1, +2, +4 D) neindukuje významné zvětšení nebo zmenšení mezivrcholové amplitudy a vrcholového času dominantního vrcholu u zrakových evokovaných odpovědí vyvolaných počátkem pohybu v zorném poli. Naproti tomu vrcholový čas dominantní vlny mezivrcholové amplitudy zrakové evokované odpovědi vyvolané reverzační stimulací vzoru jsou tímto dioptrickým rozostřením významně ovlivněny [64]. Původní vědecký přínos práce tedy spočívá v prokázání faktu, že dioptrické rozostření pomocí externích čoček neindukuje změny u pohybových stimulů.

## 7 Použitá literatura

- [1] CHAN, C, G SMITH a R J JACOBS. Simulating refractive errors: source and observer methods. *American journal of optometry and physiological optics* [online]. 1985, **62**(3), 207–16. ISSN 0093-7002. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3985114>
- [2] MAHAJAN, Virendra N. *Optical Imaging and Aberrations, Part III: Wavefront Analysis* [online]. B.m.: SPIE, 2013. ISBN 9780819491114. Dostupné z: doi:10.1117/3.927341
- [3] FERNÁNDEZ, Enrique J, Silvestre MANZANERA, Patricia PIERS a Pablo ARTAL. Adaptive optics visual simulator. *Journal of refractive surgery (Thorofare, N.J. : 1995)* [online]. nedatováno, **18**(5), S634-8. ISSN 1081-597X. Dostupné z: doi:10.3928/1081-597X-20020901-27
- [4] MARCOS, Susana, John S WERNER, Stephen A BURNS, William H MERIGAN, Pablo ARTAL, David A ATCHISON, Karen M HAMPSON, Richard LEGRAS, Linda LUNDSTROM, Geunyoung YOON, Joseph CARROLL, Stacey S CHOI, Nathan DOBLE, Adam M DUBIS, Alfredo DUBRA, Ann ELSNER, Ravi JONNAL, Donald T MILLER, Michel PAQUES, Hannah E SMITHSON, Laura K YOUNG, Yuhua ZHANG, Melanie CAMPBELL, Jennifer HUNTER, Andrew METHA, Grazyna PALCZEWSKA, Jesse SCHALLEK a Lawrence C SINCICH. Vision science and adaptive optics, the state of the field. *Vision research* [online]. 2017, **132**, 3–33. ISSN 1878-5646. Dostupné z: doi:10.1016/j.visres.2017.01.006
- [5] GREIVENKAMP, J E, J SCHWIEGERLING, J M MILLER a M D MELLINGER. Visual acuity modeling using optical raytracing of schematic eyes. *American journal of ophthalmology* [online]. 1995, **120**(2), 227–40. ISSN 0002-9394. Dostupné z: doi:10.1016/s0002-9394(14)72611-x
- [6] DOSHI, J B, E J SARVER a R A APPLGATE. Schematic eye models for simulation of patient visual performance. *Journal of refractive surgery (Thorofare, N.J. : 1995)* [online]. nedatováno, **17**(4), 414–9. ISSN 1081-597X. Dostupné z: doi:10.3928/1081-597X-20010701-02
- [7] NESTARES, Oscar, Rafael NAVARRO a Beatriz ANTONA. Bayesian model of Snellen visual acuity. *Journal of the Optical Society of America. A, Optics, image science, and vision* [online]. 2003, **20**(7), 1371–81. ISSN 1084-7529. Dostupné z: doi:10.1364/josaa.20.001371
- [8] DALIMIER, Eugénie, Eliseo PAILOS, Ricardo RIVERA a Rafael NAVARRO. Experimental validation of a Bayesian model of visual acuity. *Journal of vision* [online]. 2009, **9**(7), 12. ISSN 1534-7362. Dostupné z: doi:10.1167/9.7.12
- [9] WATSON, Andrew B a Albert J AHUMADA. Predicting visual acuity from wavefront aberrations. *Journal of vision* [online]. 2008, **8**(4), 17.1-19. ISSN 1534-7362. Dostupné z: doi:10.1167/8.4.17
- [10] SMITH, G, R J JACOBS a C D CHAN. Effect of defocus on visual acuity as measured

- by source and observer methods. *Optometry and vision science : official publication of the American Academy of Optometry* [online]. 1989, **66**(7), 430–5. ISSN 1040-5488. Dostupné z: doi:10.1097/00006324-198907000-00004
- [11] OHLENDORF, Arne, Juan TABERNERO a Frank SCHAEFFEL. Visual acuity with simulated and real astigmatic defocus. *Optometry and vision science : official publication of the American Academy of Optometry* [online]. 2011, **88**(5), 562–9. ISSN 1538-9235. Dostupné z: doi:10.1097/OPX.0b013e31821281bc
- [12] REMÓN LAURA, BENLLOCH JOSEFA, PONS AMPARO, MONSORIU JUAN, Furlan Walter. Visual acuity with computer simulated and lens-induced astigmatism. *Optica Applicata*. 2014, **44**(4), 521–531.
- [13] DEHNERT, Anne, Michael BACH a Sven P HEINRICH. Subjective visual acuity with simulated defocus. *Ophthalmic & physiological optics : the journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)* [online]. 2011, **31**(6), 625–31. ISSN 1475-1313. Dostupné z: doi:10.1111/j.1475-1313.2011.00857.x
- [14] ODOM, J. Vernon, Michael BACH, Mitchell BRIGELL, Graham E. HOLDER, Daphne L. MCCULLOCH, Atsushi MIZOTA a Alma Patrizia TORMENE. ISCEV standard for clinical visual evoked potentials: (2016 update). *Documenta Ophthalmologica* [online]. 2016, **133**(1), 1–9. ISSN 0012-4486. Dostupné z: doi:10.1007/s10633-016-9553-y
- [15] WATSON, Andrew B. Computing human optical point spread functions. *Journal of Vision* [online]. 2015, **15**(2), 26. ISSN 1534-7362. Dostupné z: doi:10.1167/15.2.26
- [16] YOUNG, Laura K a Hannah E SMITHSON. Critical band masking reveals the effects of optical distortions on the channel mediating letter identification. *Frontiers in psychology* [online]. 2014, **5**, 1060. ISSN 1664-1078. Dostupné z: doi:10.3389/fpsyg.2014.01060
- [17] TECHNICAL COMMITTEE ISO/TC 172. *Ophthalmic optics -- visual acuity testing -- standard and clinical optotypes and its presentation*. 2009
- [18] HARRIS, Charles R., K. Jarrod MILLMAN, Stéfan J. VAN DER WALT, Ralf GOMMERS, Pauli VIRTANEN, David COURNAPEAU, Eric WIESER, Julian TAYLOR, Sebastian BERG, Nathaniel J. SMITH, Robert KERN, Matti PICUS, Stephan HOYER, Marten H. VAN KERKWIJK, Matthew BRETT, Allan HALDANE, Jaime Fernández DEL RÍO, Mark WIEBE, Pearu PETERSON, Pierre GÉRARD-MARCHANT, Kevin SHEPPARD, Tyler REDDY, Warren WECKESSER, Hameer ABBASI, Christoph GOHLKE a Travis E. OLIPHANT. Array programming with NumPy. *Nature* [online]. 2020, **585**(7825), 357–362. ISSN 0028-0836. Dostupné z: doi:10.1038/s41586-020-2649-2
- [19] VISUAL FUNCTIONS COMMITTEE. Visual Acuity measurement Standard. *Italian Journal of Ophthalmology*. 1988, **ii**(i), 15.
- [20] LI, Jingrong, Carly S Y LAM, Minbin YU, Robert F HESS, Lily Y L CHAN, Goro MAEHARA, George C WOO a Benjamin THOMPSON. Quantifying sensory eye

- dominance in the normal visual system: a new technique and insights into variation across traditional tests. *Investigative ophthalmology & visual science* [online]. 2010, **51**(12), 6875–81. ISSN 1552-5783. Dostupné z: doi:10.1167/iovs.10-5549
- [21] CHENG, Ching-Yu, May-Yung YEN, Hsin-Yi LIN, Wei-Wei HSIA a Wen-Ming HSU. Association of ocular dominance and anisometropic myopia. *Investigative ophthalmology & visual science* [online]. 2004, **45**(8), 2856–60. ISSN 0146-0404. Dostupné z: doi:10.1167/iovs.03-0878
- [22] DING, Yun, Marnix NABER, Surya GAYET, Stefan VAN DER STIGCHEL a Chris L E PAFFEN. Assessing the generalizability of eye dominance across binocular rivalry, onset rivalry, and continuous flash suppression. *Journal of vision* [online]. 2018, **18**(6), 6. ISSN 1534-7362. Dostupné z: doi:10.1167/18.6.6
- [23] EFRON, Nathan. *Contact Lens Practice* [online]. 3rd vyd. B.m.: Elsevier, 2018. ISBN 978-0-7020-6660-3. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B978070206660303001X>
- [24] KUCHYNKA, Pavel. *Oční lékařství*. 2. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5079-8.
- [25] R CORE TEAM. R: A language and environment for statistical computing. *R Foundation for Statistical Computing*. 2018.
- [26] LEHNERT, Bernhard. *Plots (Slightly Extended) Bland-Altman Plots* [online]. 2015. Dostupné z: <https://cran.r-project.org/package=BlandAltmanLeh>
- [27] BLAND, J M a D G ALTMAN. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet (London, England)* [online]. 1986, **1**(8476), 307–10. ISSN 0140-6736. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2868172>
- [28] BAILEY, Ian L a Jan E LOVIE-KITCHIN. Visual acuity testing. From the laboratory to the clinic. *Vision research* [online]. 2013, **90**, 2–9. ISSN 1878-5646. Dostupné z: doi:10.1016/j.visres.2013.05.004
- [29] SIDEROV, J a A L TIU. Variability of measurements of visual acuity in a large eye clinic. *Acta ophthalmologica Scandinavica* [online]. 1999, **77**(6), 673–6. ISSN 1395-3907. Dostupné z: doi:10.1034/j.1600-0420.1999.770613.x
- [30] MURATA, Atsuo, Atsushi UETAKE, Miho OTSUKA a Yosuke TAKASAWA. Proposal of an Index to Evaluate Visual Fatigue Induced During Visual Display Terminal Tasks. *International Journal of Human-Computer Interaction* [online]. 2001, **13**(3), 305–321. ISSN 1044-7318. Dostupné z: doi:10.1207/S15327590IJHC1303\_2
- [31] STRASBURGER, Hans, Michael BACH a Sven P HEINRICH. Blur Unblurred-A Mini Tutorial. *i-Perception* [online]. 2018, **9**(2), 1–15. ISSN 2041-6695. Dostupné z: doi:10.1177/2041669518765850
- [32] HEINRICH, Sven P a Michael BACH. Resolution acuity versus recognition acuity with Landolt-style optotypes. *Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology*

- = *Albrecht von Graefes Archiv für klinische und experimentelle Ophthalmologie* [online]. 2013, **251**(9), 2235–41. ISSN 1435-702X. Dostupné z: doi:10.1007/s00417-013-2404-6
- [33] BACH, M, J P MAURER a M E WOLF. Visual evoked potential-based acuity assessment in normal vision, artificially degraded vision, and in patients. *The British journal of ophthalmology* [online]. 2008, **92**(3), 396–403. ISSN 1468-2079. Dostupné z: doi:10.1136/bjo.2007.130245
- [34] HOFFMANN, Michael B, Jan BRANDS, Wolfgang BEHRENS-BAUMANN a Michael BACH. VEP-based acuity assessment in low vision. *Documenta ophthalmologica. Advances in ophthalmology* [online]. 2017, **135**(3), 209–218. ISSN 1573-2622. Dostupné z: doi:10.1007/s10633-017-9613-y
- [35] HEINRICH, Sven P a Isabell STRÜBIN. Use of diffusing filters for artificially reducing visual acuity when testing equipment and procedures. *Documenta ophthalmologica. Advances in ophthalmology* [online]. 2020, **140**(1), 83–93. ISSN 1573-2622. Dostupné z: doi:10.1007/s10633-019-09715-5
- [36] HASSANKARIMI, Homa, Ebrahim JAFARZADEHPUR, Alireza MOHAMMADI a Seyed MOHAMMAD REZA NOORI. Low-contrast Pattern-reversal Visual Evoked Potential in Different Spatial Frequencies. *Journal of Ophthalmic and Vision Research* [online]. 2020, **15**(3), 362–371. ISSN 2008-322X. Dostupné z: doi:10.18502/jovr.v15i3.7455
- [37] KENEMANS, J L, J M BAAS, G R MANGUN, M LIJFFIJT a M N VERBATEN. On the processing of spatial frequencies as revealed by evoked-potential source modeling. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology* [online]. 2000, **111**(6), 1113–23. ISSN 1388-2457. Dostupné z: doi:10.1016/s1388-2457(00)00270-4
- [38] KOTHARI, Ruchi, Pradeep BOKARIYA, Smita SINGH, Purvasha NARANG a Ramji SINGH. Refractive errors and their effects on visual evoked potentials. *Journal of Clinical Ophthalmology and Research* [online]. 2014, **2**(1), 3. ISSN 2320-3897. Dostupné z: doi:10.4103/2320-3897.122625
- [39] HEINRICH, Sven P. A primer on motion visual evoked potentials. *Documenta ophthalmologica. Advances in ophthalmology* [online]. 2007, **114**(2), 83–105. ISSN 0012-4486. Dostupné z: doi:10.1007/s10633-006-9043-8
- [40] KREMLÁČEK, J, M KUBA, J CHLUBNOVÁ a Z KUBOVÁ. Effect of stimulus localisation on motion-onset VEP. *Vision research* [online]. 2004, **44**(26), 2989–3000. ISSN 0042-6989. Dostupné z: doi:10.1016/j.visres.2004.07.002
- [41] KREMLÁČEK, Jan, Miroslav KUBA, Zuzana KUBOVÁ a Jana CHLUBNOVÁ. Motion-onset VEPs to translating, radial, rotating and spiral stimuli. *Documenta ophthalmologica. Advances in ophthalmology* [online]. 2004, **109**(2), 169–75. ISSN 0012-4486. Dostupné z: doi:10.1007/s10633-004-4048-7



- [42] LI, Xue, Chenglu DING, Yuhao LI, Ee Woon LIM, Yi GAO, Bruno FERMIGIER, Adeline YANG, Hao CHEN a Jinhua BAO. Influence of Lenslet Configuration on Short-Term Visual Performance in Myopia Control Spectacle Lenses. *Frontiers in neuroscience* [online]. 2021, **15**, 667329. ISSN 1662-4548. Dostupné z: doi:10.3389/fnins.2021.667329
- [43] POMERANCE, G N a D W EVANS. Test-retest reliability of the CSV-1000 contrast test and its relationship to glaucoma therapy. *Investigative ophthalmology & visual science* [online]. 1994, **35**(9), 3357–61. ISSN 0146-0404. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8056510>
- [44] KREMLÁČEK, Jan, Miroslav KUBA, Zuzana KUBOVÁ, Jana LANGROVÁ, Frantisek VÍT a Jana SZANYI. Within-session reproducibility of motion-onset VEPs: effect of adaptation/habituation or fatigue on N2 peak amplitude and latency. *Documenta ophthalmologica. Advances in ophthalmology* [online]. 2007, **115**(2), 95–103. ISSN 0012-4486. Dostupné z: doi:10.1007/s10633-007-9063-z
- [45] KREMLÁČEK, J, M HULAN, M KUBA, Z KUBOVÁ, J LANGROVÁ, F VÍT a J SZANYI. Role of latency jittering correction in motion-onset VEP amplitude decay during prolonged visual stimulation. *Documenta ophthalmologica. Advances in ophthalmology* [online]. 2012, **124**(3), 211–23. ISSN 1573-2622. Dostupné z: doi:10.1007/s10633-012-9321-6
- [46] BOBAK, P, I BODIS-WOLLNER a S GUILLORY. The effect of blur and contrast on VEP latency: comparison between check and sinusoidal and grating patterns. *Electroencephalography and clinical neurophysiology* [online]. 1987, **68**(4), 247–55. ISSN 0013-4694. Dostupné z: doi:10.1016/0168-5597(87)90045-1
- [47] SPEHLMANN, R. The averaged electrical responses to diffuse and to patterned light in the human. *Electroencephalography and clinical neurophysiology* [online]. 1965, **19**(6), 560–9. ISSN 0013-4694. Dostupné z: doi:10.1016/0013-4694(65)90241-5
- [48] LIFSHITZ, K. The averaged evoked cortical response to complex visual stimuli. *Psychophysiology* [online]. 1966, **3**(1), 55–68. ISSN 0048-5772. Dostupné z: doi:10.1111/j.1469-8986.1966.tb02680.x
- [49] MILLODOT, M a L A RIGGS. Refraction determined electrophysiologically. Responses to alternation of visual contours. *Archives of ophthalmology (Chicago, Ill. : 1960)* [online]. 1970, **84**(3), 272–8. ISSN 0003-9950. Dostupné z: doi:10.1001/archopht.1970.00990040274003
- [50] LUDLAM, W M a R R MEYERS. The use of visual evoked responses in objective refraction. *Transactions of the New York Academy of Sciences* [online]. 1972, **34**(2), 154–70. ISSN 0028-7113. Dostupné z: doi:10.1111/j.2164-0947.1972.tb02670.x
- [51] REGAN, D. Rapid objective refraction using evoked brain potentials. *Investigative ophthalmology* [online]. 1973, **12**(9), 669–79. ISSN 0020-9988. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4742063>

- [52] HAMILTON, Ruth, Michael BACH, Sven P HEINRICH, Michael B HOFFMANN, J Vernon ODOM, Daphne L MCCULLOCH a Dorothy A THOMPSON. ISCEV extended protocol for VEP methods of estimation of visual acuity. *Documenta ophthalmologica. Advances in ophthalmology* [online]. 2021, **142**(1), 17–24. ISSN 1573-2622. Dostupné z: doi:10.1007/s10633-020-09780-1
- [53] YANG, Yan-Rong, Jun-Lei ZHAO, Fei XIAO, Hao-Xin ZHAO a Yun DAI. Effect of high-order aberrations on pattern-reversal visual evoked potentials. *Vision research* [online]. 2019, **161**, 52–59. ISSN 1878-5646. Dostupné z: doi:10.1016/j.visres.2019.05.008
- [54] TUMAS, V a C SAKAMOTO. Comparison of the mechanisms of latency shift in pattern reversal visual evoked potential induced by blurring and contrast reduction. *Electroencephalography and clinical neurophysiology* [online]. 1997, **104**(1), 96–100. ISSN 0013-4694. Dostupné z: doi:10.1016/s0168-5597(96)96123-7
- [55] SOKOL, S a A MOSKOWITZ. Effect of retinal blur on the peak latency of the pattern evoked potential. *Vision research* [online]. 1981, **21**(8), 1279–86. ISSN 0042-6989. Dostupné z: doi:10.1016/0042-6989(81)90232-7
- [56] COBB, W A, H B MORTON a G ETTLINGER. Cerebral potentials evoked by pattern reversal and their suppression in visual rivalry. *Nature* [online]. 1967, **216**(5120), 1123–5. ISSN 0028-0836. Dostupné z: doi:10.1038/2161123b0
- [57] COLLINS, D W, W M CARROLL, J L BLACK a M WALSH. Effect of refractive error on the visual evoked response. *British medical journal* [online]. 1979, **1**(6158), 231–2. ISSN 0007-1447. Dostupné z: doi:10.1136/bmj.1.6158.231
- [58] HEINRICH, Sven P, Anette E H RENKL a Michael BACH. Pattern specificity of human visual motion processing. *Vision research* [online]. 2005, **45**(16), 2137–43. ISSN 0042-6989. Dostupné z: doi:10.1016/j.visres.2005.02.008
- [59] KUBOVÁ, Z, M KUBA, J JURAN a C BLAKEMORE. Is the motion system relatively spared in amblyopia? Evidence from cortical evoked responses. *Vision research* [online]. 1996, **36**(1), 181–90. ISSN 0042-6989. Dostupné z: doi:10.1016/0042-6989(95)00055-5
- [60] KIM, Ungsoo Samuel, Omar A MAHROO, John D MOLLON a Patrick YU-WAI-MAN. Retinal Ganglion Cells-Diversity of Cell Types and Clinical Relevance. *Frontiers in neurology* [online]. 2021, **12**, 661938. ISSN 1664-2295. Dostupné z: doi:10.3389/fneur.2021.661938
- [61] BACH, M a D ULLRICH. Contrast dependency of motion-onset and pattern-reversal VEPs: interaction of stimulus type, recording site and response component. *Vision research* [online]. 1997, **37**(13), 1845–9. ISSN 0042-6989. Dostupné z: doi:10.1016/s0042-6989(96)00317-3
- [62] KUBOVÁ, Z, M KUBA, H SPEKREIJSE a C BLAKEMORE. Contrast dependence of motion-onset and pattern-reversal evoked potentials. *Vision research* [online]. 1995,

35(2), 197–205. ISSN 0042-6989. Dostupné z: doi:10.1016/0042-6989(94)00138-c

- [63] KORDEK, David, Laura K YOUNG a Jan KREMLÁČEK. Comparison between optical and digital blur using near visual acuity. *Scientific reports* [online]. 2021, 11(1), 3437. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-021-82965-z
- [64] KORDEK, David, Petr VODA, Laura K YOUNG a Jan KREMLACEK. Effect of dioptric blur on pattern-reversal and motion onset VEPs as used in clinical research. *Translational Vision Science & Technology*. nedatováno.

## 8 Přehled publikační činnosti

### Původní práce v impaktovaných časopisech

KORDEK, David; YOUNG, K. Laura; KREMLÁČEK, Jan. Comparison between optical and digital blur using near visual acuity. *Scientific Reports* [online]. 2021, 11(1), 3437. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-021-82965-z

KORDEK, David; VODA, Petr; YOUNG, K. Laura; KREMLÁČEK, Jan. Effect of dioptric blur on pattern-reversal and motion onset VEPs as used in clinical research. *Translational Vision Science & Technology* [online]\*.

### Původní práce v neimpaktovaných časopisech

KORDEK, David. The definition of optical systems aberrations to secondary school students regarding their knowledge of mathematics. *AIP Conference Proceedings* [online]. 2017, 1804, 030004. Dostupné z: doi:10.1063/1.4974375

KORDEK, David. Opportunities to learn geometrics optics in the Geonext program. *AIP Conference Proceedings* [online]. 2019, 2152, 030014. Dostupné z: doi:10.1063/1.5124758

### Ostatní publikace autora

KORDEK, David; Martin KOPECEK a Petr VODA. Medical biophysics as a combination of the classic educational method and e-learning. In: M) GANZHA, M (GANZHA, M); MACIASZEK, L (MACIASZEK, L); PAPRZYCKI, M (PAPRZYCKI, ed. PROCEEDINGS OF THE 2017 FEDERATED CONFERENCE ON COMPUTER SCIENCE AND INFORMATION SYSTEMS (FEDCSIS) [online]. 2017, s. 177–180. Dostupné z: doi:10.15439/2017F369

KORDEK, David; Martin KOPEČEK; Kristýna ČÁŇOVÁ; Klára HABARTOVÁ a Monika POSPÍŠILOVÁ. THE LMS MOODLE AND THE MOODLE MOBILE APPLICATION IN EDUCATIONAL PROCESS OF BIOPHYSICS. In: Jaroslav BAŠTINEC, ed. MATHEMATICS, INFORMATION TECHNOLOGIES AND APPLIED SCIENCES 2017. 2017, s. 171–176.

KOPEČEK, Martin; Petr VODA; David KORDEK a Pravoslav STRÁNSKÝ. E-LEARNING AND MASTERING OF ELECTROCARDIOGRAPHY AND BLOOD-PRESSURE MEASUREMENT. In: Jaroslav BAŠTINEC, ed. MATHEMATICS, INFORMATION TECHNOLOGIES AND APPLIED SCIENCES 2018. 2018, s. 96–103.

SMUTNÝ, Martin; Vladimír MAŠÍN; David KORDEK; Jiří ZÁHORA a Aleš BEZROUK. Interaktivní e-learning – Mikroskopie. *Matematika - fyzika - informatika*. 2022, 31(2), 126–141.

\* Publikace byla přijata dne 5. 11. 2022. Datum a číslo vydání bude doplněno.

## Seznam odborných přednášek, plakátových sdělení na odborných setkáních

### a. ústní sdělení

<b>Název odborného setkání</b>	<b>Název příspěvku</b>
Moderní trendy v přípravě učitelů fyziky 6 XXXVI. Dny lékařské biofyziky	Výuka biofyziky na LFHK Výuka biofyziky jako kombinace klasické výuky a e-learningu
Moderní trendy v přípravě učitelů fyziky 7 Didfyz 2016	Modely aberací pro žáky středních škol The Definition of Optical Systems Aberrations to Secondary School Students Regarding their Knowledge of Mathematics
Mefanet 2016	Moodle Mobile is the official mobile app for Moodle
XXXIX. Dni lékařské biofyziky	Možnosti použití aplikace Moodle Mobile v biofyzice
Moderní trendy v přípravě učitelů fyziky 8 Mitav 2017	Ukázka jednoduché fyziky a matematiky na záznamu EKG The LMS Moodle and the Moodle Mobile Application in Educational Process of Biophysics
41. Dni lékařské biofyziky	Možnosti použití aplikace Moodle mobile ve výuce biofyziky
Mitav 2018	Možnosti výuky geometrické optiky v programu GeonexT
Moderní trendy v přípravě učitelů fyziky 9 Didfyz 2019	Ukázka jednoduché fyziky a matematiky na ultrazvuku Opportunities to Learn Geometrics Optics in the Geonext Program
XLII. Dny lékařské biofyziky	Mobilní Moodle, jeho možnosti použití při výuce na Lékařské fakultě v Hradci Králové
XLIII. Dny lékařské biofyziky	Elektronická výuka na Lékařské fakultě v Hradci Králové v době koronavirové pandemie

MoodleDay 2022

Specifika testování v LMS Moodle na LF  
HK UK

b. postery

**Název odborného setkání**

**Název příspěvku**

Didfyz 2014

Fyzika a slackline

XXXVII. Dny lékařské biofyziky

Simulace zrakových vad pro  
elektrofyzilogická vyšetření

XXXVIII. Dny lékařské biofyziky

Možnosti při tvorbě degradací obrazů  
pomocí Zernikových polynomů

XXXX. Dny lékařské biofyziky

Optická a počítačová simulace myopie