

PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA UNIVERZITY PALACKÉHO V OLOMOUCI

KATEDRA OPTIKY



MĚŘENÍ EVOKOVANÝCH ZRAKOVÝCH
POTENCIÁLŮ PŘI PERIFERNÍ STIMULACI

Diplomová práce

VYPRACOVALA:

Bc. Iveta Rosmanová

obor 5345R008 OPTOMETRIE

studijní rok 2021/2022

VEDOUCÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE:

doc. RNDr. František Pluháček, Ph.D.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením doc. RNDr. Františka Pluháčka, Ph.D. za použití literatury uvedené v závěru práce.

V Olomouci dne 25. 4. 2022

.....

Iveta Rosmanová

Poděkování

Moje poděkování patří vedoucímu diplomové práce doc. RNDr. Františkovi Pluháčkovi, Ph.D. za ochotu, trpělivost a rady, které mi v průběhu psaní diplomové práce poskytl. Dále bych ráda poděkovala panu RNDr. et RNDr. Ladislavu Stankemu, Ph.D. a paní Mgr. Lucii Viktorové, Ph.D. za zaučení a poskytnutí vybavení a prostor nezbytných k realizaci měření. Tato práce byla vytvořena za podpory projektů IGA PřF UP v Olomouci č. IGA_PrF_2021_012 a IGA_PrF_2022_010.

Obsah

ÚVOD.....	6
1. ZRAKOVÉ EVOKOVANÉ POTENCIÁLY	8
1.1. STIMULACE ZRAKOVÉ DRÁHY	8
1.1.1. VEDENÍ VZRUCHU	9
1.2. VYŠETŘENÍ PACIENTA	10
1.3. ELEKTRODY	12
1.4. PARAMETRY OVLIVŇUJÍCÍ MĚŘENÍ.....	13
1.4.1. FAKTORY TESTU	13
1.4.2. FAKTORY ZE STRANY PACIENTA.....	14
1.5. PATTERN REVERSAL VEP.....	15
1.5.1. TOPOGRAFIE ELEKTRICKÉHO POLE	16
1.6. STEADY-STATE VEP (SSVEP)	17
2. VYŠETŘENÍ ZRAKOVÉ OSTROSTI.....	19
2.1. ZRAKOVÁ OSTROST.....	19
2.1.1. PERIFERNÍ ZRAKOVÁ OSTROST	21
2.2. OPTOTYP	25
2.3. MĚŘENÍ ZRAKOVÉ OSTROSTI.....	26
2.3.1. PSYCHOMETRICKÁ FUNKCE.....	28
2.3.2. MĚŘENÍ OBJEKTIVNÍ ZRAKOVÉ OSTROSTI POMOCÍ VEP	
29	
3. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST	31
3.1. METODIKA.....	32
3.1.1. STANOVENÍ ZRAKOVÉ OSTROSTI POMOCÍ	
PSYCHOMETRICKÉ FUNKCE	32

3.1.2. MĚŘENÍ ZRAKOVÉ OSTROSTI POMOCÍ SSVEP	34
3.2. VÝSLEDKY	39
3.2.1. MĚŘENÍ ZRAKOVÉ OSTROSTI POMOCÍ PSYCHOMETRICKÉ FUNKCE	39
3.2.2. MĚŘENÍ ZRAKOVÉ OSTROSTI POMOCÍ SSVEP	41
3.2.3. SROVNÁNÍ VÝSLEDKŮ	41
3.2.4. DISKUZE	42
ZÁVĚR	46
SEZNAM ZKRATEK	48
ZDROJE	49

ÚVOD

Diplomová práce se zabývá zrakovými evokovanými potenciály a jejich využitím při měření periferní zrakové ostrosti. Zraková evokovaná odpověď je odpovědí nervové tkáně na podráždění. Podrážděním tkáně vzniká informace putující do mozku. Prostřednictvím snímacích elektrod umístěných na hlavě v oblasti zrakové kůry jsme schopni tuto evokovanou odpověď registrovat a zaznamenávat. Zrakové evokované potenciály našly své uplatnění zejména v oblasti neurooftalmologie, v níž přispívají k diagnostice tumorů a lézí v blízkosti zrakové dráhy, stejně tak jako k diagnostice neuritidy zrakového nervu spojené s roztroušenou sklerózou mozkomíšní. Dále nachází své uplatnění v případech kdy je potřeba zhodnotit funkčnost zrakové dráhy a určení objektivní zrakové ostrosti například u dětí a nespolupracujících pacientů.

První polovina diplomové práce je zasvěcena teoretickému náhledu na problematiku evokovaných potenciálů. Jejím cílem je především popsat problematiku vlastního měření. Prvních několik kapitol se zabývá stimulací zrakové dráhy, vznikem vzruchu a následným vedením této informace do zrakové kůry. V popsané problematice nezabíhám do přílišných detailů, neboť byly tyto kapitoly podrobněji rozebrány v mojí bakalářské práci zabývající se zrakovými evokovanými potenciály obecně. Následuje problematika samotného vyšetření, tedy potřebné vybavení, parametry a faktory ovlivňující měření. V další kapitole je nastíněna stimulace zvratem struktury pattern reversal jakožto jedné z možností stimulace zraku. Tato metoda je použita též v experimentální části práce v rámci tzv. metody steady state. Vzhledem k tomu, že se zabýváme měřením zrakové ostrosti, je několik dalších kapitol věnováno právě tomuto tématu, stejně tak jako problematice periferní zrakové ostrosti. Pozornost se zaměří i na využití psychometrické funkce, již jsme taktéž v experimentální části práce využili.

Experimentální část diplomové práce si klade za cíl ověřit možnost stanovení zrakové ostrosti v periférii metodou evokovaných potenciálů. Evokované potenciály jsou dosud v oblasti měření zrakové ostrosti využívány pouze pro měření v centrální oblasti, testovaný přístup je tedy inovativní. Konkrétně bude metodou pattern reversal při steady state stimulaci měřena odezva elektrické aktivity zrakové kůry při periferní stimulaci ve vybrané oblasti zorného pole. Práce zkoumá, zda lze při této stimulaci stanovit a vyhodnotit amplitudu odpovídajícího signálu a využít ji k odhadu periferní

zrakové ostrosti. Jako referenční metoda bude využito stanovení zrakové ostrosti na základě proměření psychometrické funkce ve studované periferní oblasti zorného pole.

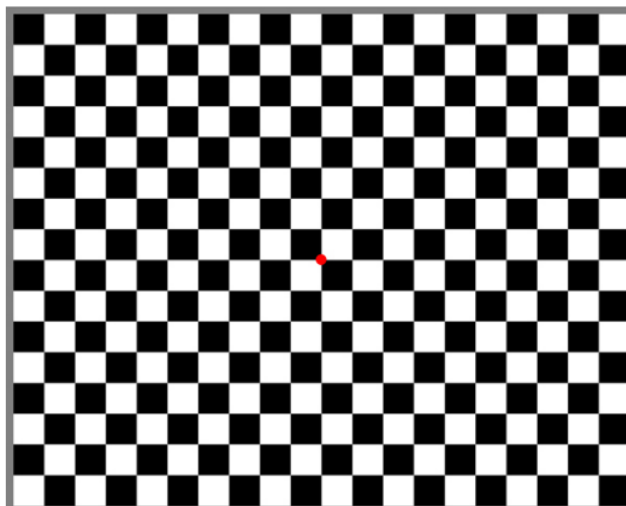
1. ZRAKOVÉ EVOKOVANÉ POTENCIÁLY

Evokovanou odpovědí rozumíme odpověď organismu na podráždění. Podráždíme-li fotoreceptor, dojde ke změně jeho klidového elektrického potenciálu, vzniká elektrický náboj, jenž je dále vyslán k bipolárním a následně gangliovým buňkám sítnice. V gangliových buňkách vzniká akční potenciál, schopen šířit se na delší vzdálenosti, jedná se o velmi krátký elektrický pulz s amplitudou 0,01 V a délkou trvání 0,001 s. Nastane depolarizace buňky, vnitřek buňky je nabit kladně vzhledem k jejímu okolí. Tyto depolarizační proudy se šíří axony jako vzruchy. Díky schopnosti elektrického náboje šířit se okolní tkání jsme schopni zaznamenávat a vyhodnocovat průběh těchto potenciálů zrakovou dráhou. [31]

Zrakové evokované potenciály (visual evoked potentials) zkráceně VEP, nejsou jedinou možností využití evokovaných potenciálů. Evokované potenciály lze měřit i v jiných soustavách než je zraková dráha. Jsme schopni měřit evokované potenciály motorické, somatosenzorické a sluchové. Principem však zůstává stimulace zájmové oblasti a následné snímání evokované odpovědi za pomoci elektrod. [8]

1.1. STIMULACE ZRAKOVÉ DRÁHY

Sítnici lze stimulovat pomocí vzorů, nebo záblesků. Použijeme-li k vyšetření vzory, mluvíme o pattern VEP (P VEP), v případě záblesků o flash VEP (F VEP). Nejčastěji využívaným vzorem je černobílá šachovnice vyobrazená na obrázku č. 1, lze také použít svislé černobílé pruhy stejné šířky, nebo sinusovou mřížku (tmavé a světlé pruhy či cykly neostrých okrajů). Odpovědi na zábleskové a strukturované podněty se od sebe liší vzhledem i vlastnostmi. VEP po stimulaci strukturovaným podnětem má ve srovnání s flash VEP menší variabilitu a je citlivější na zachycení abnormalit, lze tedy lépe definovat pásmo normy a odlišit populaci zdravých od nemocných. [7, 8, 9]



Obr. č. 1: Šachovnicový stimul s centrálním červeným fixačním bodem pro stimulaci celého zorného pole. [26]

Při flash VEP je stimulačním faktorem změna osvitů sítnice. Při použití strukturovaného podnětu je stimulačním faktorem změna kontrastu mezi různě osvětlenými částmi sítnice. Průměrný jas stimulační plochy přitom zůstává konstantní. Aktivita okcipitálního laloku se po stimulaci zábleskem zvýší oproti výchozímu stavu v primární zrakové kůře o zhruba 12 % a v asociační kůře o 6 %. Po stimulaci strukturovaným podnětem se zvýší v primární zrakové kůře o 140 %, v asociační o 340 % oproti výchozímu stavu. [7, 8, 9]

1.1.1. VEDENÍ VZRUCHU

Vedení vzruchu ze sítnice zprostředkovávají sítnicové neurony a jejich spojení. Ve fovee, místě nejostřejšího vidění, se jeden čípek napojuje na jednu gangliovou buňku, receptivní pole je zde nejmenší, dosahuje velikosti přibližně 2'. V periférii sítnice postupně převládá mezi neurony spojení polysynaptické. Informace jsou zde sbírány z několika fotoreceptorů, receptivní pole zde dosahuje velikosti až 2°. Receptivní pole má koncentrický tvar, je tvořeno centrem a periferií. Centrum a periferie receptivního pole na sebe vzájemně reagují antagonicky. Stimulací centra receptivního pole, dojde k excitaci, stimulací periferie dosáhneme inhibice receptoru, nebo obráceně. [16, 17, 18, 19, 24]

Fotoreceptory obsahují pigment rodopsin, který přísluší tyčinkám a iodopsin jenž obsahují čípky. Pomocí těchto pigmentů dochází k absorpci světla a tím se zahájí fotochemická reakce fotoreceptoru. Výsledkem je změna membránového potenciálu fotoreceptorů. [16, 17, 18, 19]

Změní-li se vlastnosti buněčné membrány v místě podráždění, otevřou se sodíkové kanálky. Na obou stranách membrány dojde k obrácení polarity – depolarizaci. Po vlně depolarizace následuje vlna repolarizace. Změna napětí během depolarizace dává za vznik akčnímu potenciálu. Přírozeným omezením počtu vzruchů, které za sebou mohou následovat, je refrakterní perioda. Vytváří přechodný stav ztráty dráždivosti. Vláknko vede po jednotlivých akčních potenciálech a není tak trvale podrážděno. Refrakterní perioda může být absolutní, nebo relativní, kdy jsou propuštěny jen podněty s vysokou intenzitou. [7]

Koncentrická konfigurace s reciproční aktivací centra a periferie gangliových buněk slouží k vnímání tvaru založenému na detekci kontrastu. Rozlišujeme tři typy gangliových buněk, nejpodstatnější pro tvorbu obrazu jsou buňky typu P a M. Pro registraci tvaru objektu jsou nezbytné hlavně buňky typu P. Základem detekce tvaru, je rozdílné podráždění fotoreceptorů na sítnici kontrastními liniemi pozorovaného objektu. Buňky typu M jsou citlivější na pohyb v zorném poli. Dokáží přesně určit směr pohybujícího se předmětu v prostoru. [16, 17, 18, 19]

1.2. VYŠETŘENÍ PACIENTA

K měření zrakových evokovaných potenciálů je zapotřebí monitor či jiné zařízení, s jehož pomocí jsme schopni podráždit zrakovou soustavu. Jak již bylo zmíněno, stimulaci sítnice můžeme provést pomocí strukturovaných podnětů (pattern VEP) anebo pomocí záblesků (flash VEP). Další součástí je generátor těchto podnětů, softvérové vybavení pro hodnocení záznamu a elektrody, pomocí nichž k získání odpovědi z povrchu těla dochází. [9]

Před podstoupením vyšetření by měl pacient absolvovat oční vyšetření bez rozkapaných očí. Pacient je usazen do křesla s hlavovou opěrkou pro eliminaci svalových artefaktů šíje. Místo na němž bude umístěna elektroda, se jemně obrousí abrazivní pastou. Uvádí se, že optimální vzdálenost pacienta od monitoru je 70 až 100

cm. Vyšetření lze provádět binokulárně i monokulárně – využíváno častěji, standardně se začíná pravým okem. Uprostřed stimulačního obrazce se nachází fixační bod, který pacient po celou dobu vyšetření sleduje. Fixační bod lze umístit i mimo střed stimulační plochy chceme-li stimulovat polovinu zorného pole, nebo nějakou jeho část.

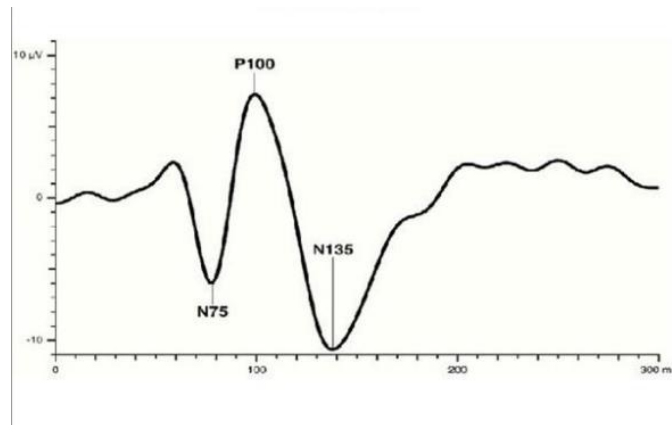
Měření může být ovlivněno zrakovou ostroší. Zvolíme velikost prvků obrazce menší než je pacient schopen rozlišit, amplituda klinicky nejvýznamnější vlny P100, značení vlny rozebráno dále, klesá a prodlužuje se její latence, to se využívá pro určení objektivní zrakové ostroší. Vyšetření objektivní zrakové ostroší pomocí zrakových evokovaných potenciálů bude podrobněji rozepsáno v kapitole 2.3.2.

Diferenčním předzesilovačem dojde k zesílení napětí mezi měřicími elektrodami. Rušení jakéhokoli původu má na obou elektrodách stejnou polaritu, není zesíleno, vyruší se. Vstupní impedance by měla být co nejvyšší, až 100 k Ω a výše. Zesílení stanovuje poměr velikosti výstupního signálu k signálu vstupnímu. Pásmová propustnost je oblast, v níž zesilovač pracuje. Sestává z horního a dolního filtru. Filtry nejsou absolutní hranicí, nad, nebo pod frekvenční signály pozměňují, snižují jejich amplitudu a latenci. [7]

Problematikou při hodnocení evokovaných potenciálů je odlišení evokovaných potenciálů od šumu – spontánní aktivity mozku, jehož amplituda přesahuje amplitudu evokované aktivity a tím podstatně degraduje data. Pro očištění signálu od šumu se využívá tzv. metoda sumace. Při této metodě dochází ke zrakové stimulaci opakovaným prezentováním stimulu v pravidelných intervalech, přičemž elektrický signál zachycený v každém intervalu obsahuje jak požadovaný evokovaný potenciál, tak i náhodnou mozkovou aktivitu. Následně se signál zachycený v jednotlivých intervalech sečte – pravidelně opakující se cíleně evokovaná složka se zesílí, naopak u náhodné aktivity dojde k jejímu potlačení. Upravenou část záznamu nazýváme epochou. Toto očištění signálu ve většině případů probíhá automaticky. Je-li čištění signálu náročnější, je nutné provést během měření velké množství opakování stimulace, vyšetření trvá déle a pacient je unavován. Hodnotícími prvky záznamu je latence a amplituda vln, dále pak tvar celé křivky. [6, 7, 8]

Zaznamenaná vlna zrakových evokovaných potenciálů je třífázová. Písmeno N označuje negativní vlny a písmeno P vlny pozitivní. Toto značení je doplněno o časový údaj objevení píku vlny na záznamu tzv. latence vlny, její hodnota je udána

v milisekundách. Příkladem je diagnosticky významná vlna P100, jejíž průměrná latence je 100 ms. První negativní vlna se objevuje po 75 ms a druhá negativita je zaznamenána přibližně, různé zdroje udávají různou hodnotu, v čase 145 ms. Typický průběh NPN komplexu evokovaného potenciálu v čase (po odstranění šumu) podává obrázek č. 2. [6, 7, 8]



Obr. č. 2: Záznam evokované odpovědi s vyobrazeným NPN komplexem. Osa x představuje časovou osu v milisekundách a osa y znázorňuje amplitudu komplexu v mikro voltech. Negativní vlny N v časech 75 ms a 135 ms, pozitivní vlna P v čase 100 ms. [23]

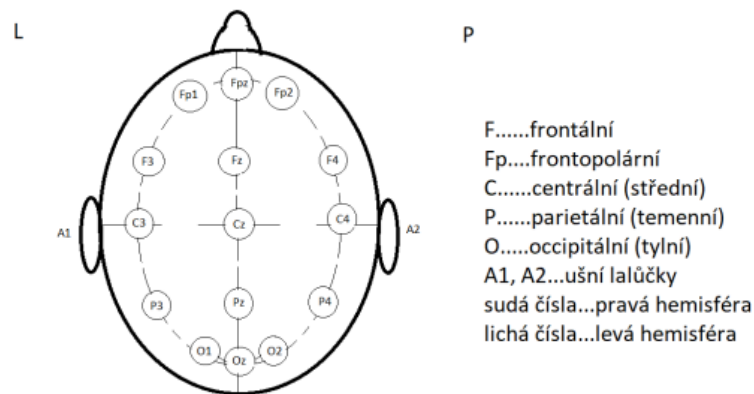
1.3. ELEKTRODY

Pro vyšetření zrakových evokovaných potenciálů užíváme povrchové neinvazivní elektrody. Frekvenční pásmo pro vyšetření je voleno mezi 1 – 300 Hz. Používány jsou diskové 5 až 7 mm velké stříbrné elektrody s povrchovou úpravou chloridem stříbrným. Elektrody se na povrch těla připevňují vodivou pastou, odpor kůže by neměl přesahovat 5 k Ω . Dle zavedené konvence se elektroda blíže generátoru evokované odpovědi nazývá elektrodou aktivní, druhá elektroda je referenční a takovýto pár elektrod potom označujeme jako svod.

Elektrody se upevňují na povrch hlavy podle mezinárodního 10-20 EEG systému. Téměř výlučně se používá referenční zapojení, aktivní elektroda je umístěna blízko předpokládaného generátoru potenciálu a referenční elektroda je umístěna v podstatě kdekoli na těle. Dle výběru umístění referenční elektrody rozlišujeme

cefalickou referenci – elektroda na skalpu, semicefalická reference – ušní boltce (oba boltce), nebo processus mastoideus (oba), non-cefalická reference – elektroda kdekoli na těle.

Měření je často provedeno na třech svodech současně. Aktivní elektrody umístěny v oblasti inionu, dle systému 10-20 označené jako Oz, 5 cm doleva O1 a doprava O2 s referenční elektrodou umístěnou frontálně - Fpz, variantou je i spojení ušních lalůček. Zemní elektroda je přiložena na zápěstí, vertex hlavy Cz, processus mastoideus, nebo ušní lalůčky. Přehled umístění elektrod mezinárodního systému 10-20 uvádí obrázek č. 3.



Obr. č. 3: Schéma 10-20 EEG systému (upraveno dle [9])

1.4. PARAMETRY OVLIVŇUJÍCÍ MĚŘENÍ

Měření je ovlivňováno dvěma skupinami faktorů, a to parametry vlastního testu (kontrast, frekvence, atd.) a parametry vztahujícími se přímo k pacientovi (věk, pohlaví a další). Dále může být měření podstatně ovlivněno okolními podmínkami, zejména různými rušivými vlivy, které mohou působit jako nežádoucí šum. Ty je nutné maximálně eliminovat. Po měření mohou být některé případně odstraněny např. výše zmíněnou metodou sumace.

1.4.1. FAKTORY TESTU

Zorný úhel vyjadřuje velikost stimulační plochy v zorném poli pacienta. Je vyjádřen v úhlových stupních pomocí tangenty poloviny šířky plochy a vzdálenosti

stimulovaného oka. Stimulaci rozdělujeme na full field (FF VEP) a half field (HF VEP) v závislosti na tom zda je stimulováno celé zorné pole nebo jen jeho část. Stimulujeme-li celé zorné pole, měla by být velikost plochy větší než 16° , chceme-li stimulovat jen foveu a její blízkou oblast volíme úhel 2° až 6° . [8, 9, 10]

Prostorovou frekvencí rozumíme počet vzorů stimulačního obrazce v oblasti o velikosti 1° (udává se v počtech cyklů na stupeň, $c/^\circ$). Zmenšujeme-li velikost stimulačních komponent, roste v závislosti na tom citlivost vyšetření k poruchám zrakové dráhy. Při zmenšování komponent stimulační plochy jsme omezeni rozlišovací schopností oka, kterou lze tímto způsobem též objektivně určit. Této problematice se věnuje kapitola 2.3.2. Záznam vyšetření pattern VEP s použitím šachovnice začne nabývat podoby záznamu flash VEP, zvolíme-li velikost stimulačních komponent větší než 2° , dominantou stimulu se v tomto případě stávají světlá pole. [8, 9, 10]

Důležitým parametrem měření představuje jas pole. Na začátku měření je třeba tento parametr stanovit a dále s jeho hodnotou nemanipulovat. Poklesne-li jas, dojde k poklesu amplitud a prodloužení latencí vln. V procentech vyjádřený kontrast K mezi komponentami obrazce lze vypočítat dle vzorce

$$K = \frac{L_{\max} - L_{\min}}{L_{\max} + L_{\min}} * 100, \quad (1)$$

jas světlých prvků zde představuje L_{\max} a jas tmavých prvků L_{\min} . Při běžném vyšetření by měla být hodnota kontrastu nastavena na maximum. [8, 9, 10]

Frekvencí stimulace chápeme počet změn stimulačního obrazce za jednu sekundu, často užívanou frekvencí, při níž je možno posuzovat odpovědi na jednotlivé stimuly je frekvence 2 Hz. Zvyšujeme-li frekvenci nad 6 Hz, jednotlivé vlny spolu začnou splývat a interferovat, tvar záznamu nabude tvaru sinusoidy. Tuto frekvenci užíváme pro metodu měření v ustáleném stavu, tzv. steady-state VEP (SSVEP), blíže rozebranou v kapitole 1.6. [8, 9, 10]

1.4.2. FAKTORY ZE STRANY PACIENTA

Do věku 20 let dochází ke zkracování latence vlny P100, následuje stabilní období a po věku 50 let se latence vlny P100 naopak prodlužuje. Věk pacienta dále ovlivňuje měření v závislosti na velikosti prvků stimulačního obrazce a na použitím

jasu. Vliv věku roste se zmenšujícími se prvky stimulační plochy a snižujícím se jasem. [8]

Při nižších zrakových ostrostech je latence vlny P100 delší a amplituda nižší. Amplituda P100 je tím vyšší, čím je menší velikost prvků plochy, má-li pacient dobrou zrakovou ostrost. Překročí-li zmenšování velikosti prvků hranici toho co je pacient schopen ostře rozlišit, amplituda P100 klesá a latence se prodlužuje. Této závislosti se využívá pro určení zrakové ostrosti. [8]

U žen bývá latence vlny P100 kratší a amplituda vyšší než u mužů. Studie [11] provedena na 100 zdravých probandech ve věku 17-20 let, v počtu 50 mužů a 50 žen tento vliv pohlaví potvrzuje. U probandů studie byly zaznamenány údaje o věku, výšce, hmotnosti, BMI, BSA a obvodu hlavy. VEP byl snímán pomocí povrchových elektrod metodou pattern reversal, elektrody na Oz a Fz, podstatné byly latence vln komplexu NPN a amplitudy měřené od vrcholu k vrcholu. Výsledky studie ukázaly, že latence vln komplexu NPN byly významně delší u mužů ve srovnání s ženami. Amplituda P100 byla vyšší u žen v levém i pravém oku ve srovnání s muži. V experimentu nebyla nalezena žádná korelace mezi parametry VEP a obvodem hlavy mužů a žen. Důvodem rozdílu mezi VEP u mužů a žen není přesně znám, ale může souviset s anatomickými, nebo endokrinními rozdíly u obou pohlaví. [8,11]

Rozdíly byly pozorovány i ve vztahu k dominantnímu oku. U dominantního oka je vyšší amplituda a kratší latence než u oka druhého. Dále při nystagmus se amplituda snižuje, ale latence zůstává stejná. [8]

1.5. PATTERN REVERSAL VEP

Tato metoda je v praxi nejvíce využívána. Stimulační obrazec (obvykle černobílá šachovnice) obsahuje fixační bod, který pacient sleduje. Velikost stimulačního pole a umístění fixačního bodu určuje velikost sítnice, která bude stimulována. Jeli fixační bod uprostřed plochy o velikosti nad 16° je stimulováno celé zorné pole, mluvíme o full-field stimulaci. Má-li stimulační obrazec velikost 2° - 6° stimulujeme centrální část sítnice, foveu a v tomto případě se jedná o central-field stimulaci. Je-li stimulační obrazec posunut pouze na jednu stranu fixačního bodu, dochází ke stimulaci poloviny zorného pole a jedná se o half-field stimulaci. Amplituda VEP se zhruba o polovinu sniží při half field stimulaci oproti full field VEP a zhoršuje se diferenciací odpovědí. [7, 8, 9]

Při stimulaci různých částí sítnice dochází k aktivaci různých funkčních subsystémů zrakové kůry a ke vzniku odpovědí, které se liší svou topografickou distribucí na povrchu hlavy. Při registraci standardně lokalizovanými elektrodami (aktivní elektroda na Oz), mají tyto odpovědi různý tvar, latenci a amplitudu. Nejmenší velikost stimulačního pole potřebná k vybavení VEP roste se vzdáleností od fovey. Při úhlu stimulace 8° je uvedeno, že je zapotřebí pole o velikosti $3^\circ 18'$ a při 14° pole o velikosti $5^\circ 45'$. Přičemž vlna P100 má největší vztah k centru sítnice. [7]

Velikost čtverců stimulačního obrazce by se směrem od centra do periferie měla úměrně zvětšovat s tím, jak roste velikost receptivních polí směrem do periferie a snižuje se zraková ostrost. Při úhlu stimulace $4,5-7,5^\circ$ je nejvýhodnější velikostí čtverců $30'-60'$. V periférii sítnice převládají luminanční mechanismy nad mechanismy kontrastními. Při zvětšování velikosti čtverců se vyšetření VEP stává méně závislé na zrakové ostrosti. [7]

Doba zaznamenávání odpovědi od počátku prezentace stimulu by neměla být kratší než 300 ms, v tomto intervalu většinou dojde k registraci všech vln významných pro hodnocení VEP. Pro jeden hodnotitelný záznam je zapotřebí 200 zprůměrovaných odpovědí, k hodnocení VEP stačí dva hodnotitelné záznamy. [8, 12]

1.5.1. TOPOGRAFIE ELEKTRICKÉHO POLE

Potenciálové pole je při PR VEP full field stimulaci rozloženo zhruba symetricky nad obě týlní oblasti. Amplitudové maximum vlny P100 je ve střední čáře v oblasti Inionu. [7]

Při PR VEP half field stimulaci, o rozsahu pole alespoň 8° je aktivita nad oběma týlními oblastmi značně asymetrická. Je tvořena dvěma složkami:

- 1) Ipsilaterální komponentou – nad týlní oblastí stejnostranné k polovině zorného pole, ve kterém se nachází stimulační podnět. Nalezneme zde komplex vlny N75-P100-N145. Amplituda P100 má největší amplitudu v laterálním svodu a je nižší než při FF stimulaci.
- 2) Kontralaterální komponenta – nad týlní oblastí kontralaterální vůči stimulované polovině zorného pole. Aktivita je zde tvořena komponentami P75-N105-P135. Amplitudy jsou nižší než u ipsilaterální komponenty. [7]

Celá odpověď na HF stimulaci je generovaná z jednoho týlního laloku (obě komponenty), kontralaterální vůči polovině zorného pole, ve kterém se nachází

stimulační podnět. Pro obě komponenty se však předpokládají samostatné generátory, které lze izolovaně aktivovat při zmenšování rozsahu stimulační plochy. N-P-N komplex je ve vztahu k stimulaci centra sítnice, která se promítá do oblasti pólu týlního laloku, výsledný generátorový dipól míří posteriorně. P-N-P komplex je ve vztahu k paramakulární a periferní oblasti sítnice, která se promítá na mediální plochu týlního laloku. Výsledný dipól je orientován transversálně. HF stimulace postihuje centrální i paramakulární část poloviny sítnice, dochází k aktivaci obou dílčích dipólů. Výsledný dipól míří směrem posteromediálně. Proto je pozitivita registrována především nad týlní oblastí ipsilaterální vůči stimulované polovině zorného pole. Tato paradoxní lateralizace N-P-N komplexu nad neaktivovaným týlním lalokem je důsledkem vzájemného vztahu potenciálového pole evokované odpovědi a registračních elektrod. [7]

Přechodová zóna je oblast, kde ipsilaterální NPN komplex přechází v kontralaterální PNP komplex. Její poloha odráží orientaci výsledného dipólu, která závisí na poměru aktivované kůry na mediální ploše a na pólu týlního laloku. Poloha přechodové zóny závisí na anatomii týlního laloku jedince. Ve většině případů leží mezi střední čarou a první kontralaterální elektrodou, nebo mezi první a druhou kontralaterální elektrodou. [7]

1.6. STEADY-STATE VEP (SSVEP)

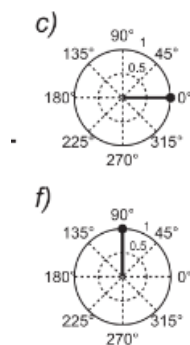
Evokované potenciály mohou být generovány nejen jako výsledek fyzické stimulace smyslovým podnětem - exogenně generované evokované potenciály, ale také vnitřními kognitivními nebo motorickými procesy - endogenně generované evokované potenciály. Exogenní evokované potenciály je možno vyvolat v reakci na řadu stimulů prezentovaných pevnou rychlostí. Reakce na takovéto periodické stimuly mohou být velmi stabilní v amplitudě a fázi v průběhu času, tyto reakce tedy byly označeny jako vizuálně evokovaný potenciál v ustáleném stavu. [43]

Tato metoda vyšetřování byla v souvislosti se zrakovým systémem poprvé popsána již roku 1934. Jedná se o stimulaci zrakového systému frekvencí 6 Hz a více, často s využitím pattern reversal VEP. Další reverze zastihuje zrakovou dráhu v refrakterní fázi, kdy je u zrakové dráhy snižena vnímavost a reaktivita na podnět. Výstupní odpovědí na tento druh stimulace poté není klasická křivka zrakové evokované odpovědi. Při této stimulaci lze lépe odlišit minima a maxima amplitud. [10]

Periodický stimul jako funkce času vytvoří evokovanou odpověď s periodickým časovým průběhem. Je-li frekvence vyšší než 10 Hz získá odpověď na SSVEP sinusovou podobu. Důležitým kritériem pro definici SSVEP je skutečnost, že stimul i odpověď jsou periodické. Důsledkem periodicity odezev SSVEP je omezenost na konkrétní sadu frekvencí, odpovědi se proto analyzují v daném frekvenčním pásmu místo v časové oblasti. Spektrum evokované odpovědi má vrcholy na frekvencích, které přímo souvisejí s frekvencí stimulu. [15]

Hodnotícím prvkem jsou tedy amplitudy na daných frekvencích. Tyto amplitudy však mohou být ovlivněny emocionálním stavem probanda. Studie [42] se touto problematikou zabývala. Vnímání emočních podnětů je spojeno se zvýšenou aktivitou zrakové kůry. Pomocí metody SSVEP byly probandům prezentovány emoční anebo všední podněty ve formě obrázků. Amplitudy měřené elektrodami v oblasti okcipitální zrakové kůry při prezentaci emočních podnětů byly vždy vyšší než při prezentaci všedních podnětů. [42]

Kromě amplitudy odezvy mají SSVEP ještě druhý parametr jímž je fáze odezvy. Hodnota fáze souvisí se zpožděním v důsledku vedení zrakovým systémem a je složena z časových integračních časů v sítnici a mozkové kůře. Vliv zde má časové zpoždění v důsledku šíření mezi sítnicí, mozkovou kůrou a mezi oblastmi v mozkové kůře. Amplitudu a fázi odezvy lze reprezentovat pomocí vektoru v systému polárních souřadnic, znázorněno na obrázku č. 4. Délka vektoru kóduje amplitudu odezvy a polární úhel kóduje odezvu fáze. [15]



Obr. č. 4: Polární souřadnice. [15]

Odezvy SSVEP mohou obsahovat aktivitu nejen na stimulační frekvenci, ale také na jejích harmonických frekvencích. Harmonicky související složka odezvy je složka, která se vyskytuje na přesném celočíselném násobku frekvence stimulu. Frekvence v odpovědi, které nebyly přítomny ve stimulu, jsou způsobeny aktivitou nelineárních nervových mechanismů. V záznamu SSVEP je signál nevyhnutelně kontaminován šumem měření. Tento šum měření sestává převážně z aditivního šumu EEG. Experimentální šum je přítomen na všech frekvencích ve spektru. Frekvence stimulace, která vede k největší odpovědi SSVEP, může záviset na druhu použitého stimulu a místě registrace záznamu. Při použití prezentace periodických stimulů je SSVEP nejsilněji registrován v oblasti okcipitálního laloku. Záznam většinou probíhá pomocí elektrod umístěných na pozicích Oz, O1, O2 a Pz dle mezinárodního EEG systému 10-20. [14, 15, 20]

V současnosti se SSVEP využívá jako vstupní signál pro BCI (Brain-computer interface). Jedná se o přímou komunikační cestu mezi mozkem a externím zařízením. BCI systémy často slouží jako pomoc, rozšíření nebo oprava lidské kognitivní či smyslově-motorické funkce. Praktické využití lze nalézt v mnoha aplikacích, např. rychlé odpovědi na jednoduché otázky, převod myšlenek na text, ovládání prostředí na monitoru a v neposlední řadě provoz neuro-protéz, které se zaměřují na náhradu či obnovu poškozeného sluchu, zraku a pohybu. Jsou získávány mozkové signály, analyzují se a dochází k jejich převodu do příkazů, ty jsou přenášeny na výstupní zařízení, která provádějí požadované akce. [29]

2. VYŠETŘENÍ ZRAKOVÉ OSTROTI

2.1. ZRAKOVÁ OSTROST

Zrakovou ostrost lze chápat z různých úhlů pohledu. V klinické praxi je obvykle využívána tzv. rozlišovací zraková ostrost, která patří společně se zorným polem a kontrastní citlivostí k základním parametrům vidění. Jedná se o schopnost oka rozlišit detaily a je charakterizována nejmenší vzdáleností dvou bodů, při které jsou tyto dva body okem ještě rozlišeny jako dva separátní body, jedná se o tzv. minimální úhlové rozlišení, neboli minimum separabile (*MÚR*, angl. *MAR*). Zraková ostrost klesá směrem od fovey k periférii, periferní zrakové ostrosti se více věnuje následující kapitola 2.1.1. Na zrakové ostrosti se dále podílí schopnost poznávat známé znaky –

minimum cognibile a schopnost pochopení smyslu pojmu – minimum legibile. Zraková ostrost závisí rovněž na barvě světla a lépe budou rozlišeny nepohyblivé předměty. Binokulární zraková ostrost je lepší než zraková ostrost monokulární což je zapříčiněno binokulární kompenzací chyb zobrazení. Vlivem fyziologických i patologických změn očních médií stejně jako vlivem věku se zraková ostrost mění. Rozlišovací zraková ostrost je dána rozlišovací schopností oka, která je limitována jednak difrakcí, jednak stavbou sítnice. [1, 2, 3, 4]

Difrakce nastává na překážce srovnatelné velikosti s vlnovou délkou světla. Za překážkou se vlny ohýbají a interferují, vzniká tak ohybový obrazec. Zmenšujeme-li otvor, velikost difrakčního obrazce roste. Rozlišovací mez oka limitovaného difrakcí se řídí Rayleighovým kritériem. Dle tohoto kritéria od sebe budou dva monochromatické bodové zdroje odlišeny, právě když centrální maximum ohybového obrazce jednoho zdroje bude ležet v prvním minimu ohybového obrazce druhého zdroje. Tomu odpovídá úhlová vzdálenost pozorovaných bodů α_{\min} , pro kterou platí

$$\sin \alpha_{\min} = 1,22 \frac{\lambda}{d}, \quad (2)$$

přičemž λ značí vlnovou délku a d je průměr clony. Pro oko jako optickou soustavu s průměrem zornice 4 mm a použitým světlem o vlnové délce 555 nm je rozlišovací mez 35'. [1, 2, 3, 4]

S ohledem na stavbu a fyziologii sítnice budou dva body od sebe rozlišeny, pokud jejich obrazy na sítnici oddělují vzdálenost 5 μm , tedy leží-li mezi nimi alespoň jeden nepodrážděný fotoreceptor. Potom

$$\tan MAR = \frac{5 \mu\text{m}}{16,67 \text{ mm}}, \quad (3)$$

kde 16,67 mm představuje vzdálenost obrazového uzlového bodu od přední plochy rohovky v modelu standardně redukovaného oka. Pak $MAR = 1'$. Pro rozlišení oka je tedy za obvyklých podmínek limitující především fyziologická mez. [1, 2, 3, 4]

Někdy se též využívá tzv. noniová rozlišovací mez, která udává minimální úhlové posunutí dvou na sebe zdánlivě navazujících úseček, při kterém je oko ještě zvládne rozlišit jako dvě oddělené úsečky. Rozlišovací mez je menší než rozlišovací mez úhlová, pohybuje se mezi 5' a 10', využívá se v měřících přístrojích. [1, 2, 3, 4]

Pro vyjádření zrakové ostrosti se obvykle využívá buďto logaritmus minima separabile, tedy $\log MAR$, nebo tzv. vízus, V ,

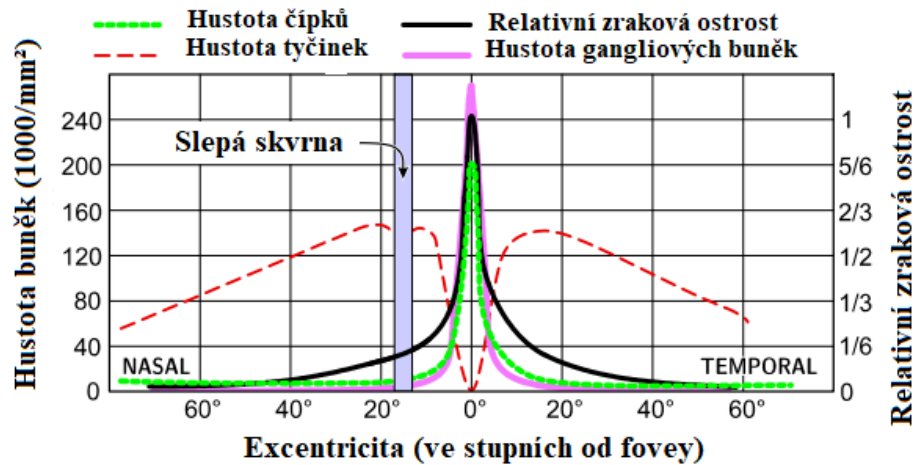
$$V = \frac{1'}{M\ddot{U}R}. \quad (4)$$

Mezi oběma parametry platí vztah $\log MAR = -\log V$. Parametr $\log MAR$ lépe koresponduje s vlastnostmi lidského zrakového vnímání (a sensorickým vnímáním obecně), kdy vjem roste aritmeticky při geometrickém nárůstu velikosti podnětu (tzv. Weber-Fechnerův zákon). [1, 2, 3, 4]

V běžném životě nepozorujeme pouze nehybné předměty, ale naše oko musí být schopno rozeznávat i předměty dynamické. Z tohoto důvodu byly zavedeny termíny statická a dynamická zraková ostrost. Statickou zrakovou ostrostí se rozumí zraková ostrost měřená na nepohybujících se, statických podnětech (klasická zraková ostrost). Dynamická zraková ostrost popisuje schopnosti oka rozlišovat pohybující se předměty. Ukazuje se, že obě tyto zrakové ostrosti se od sebe v centrální oblasti liší, přičemž dynamická zraková ostrost je oproti statické nižší. [40]

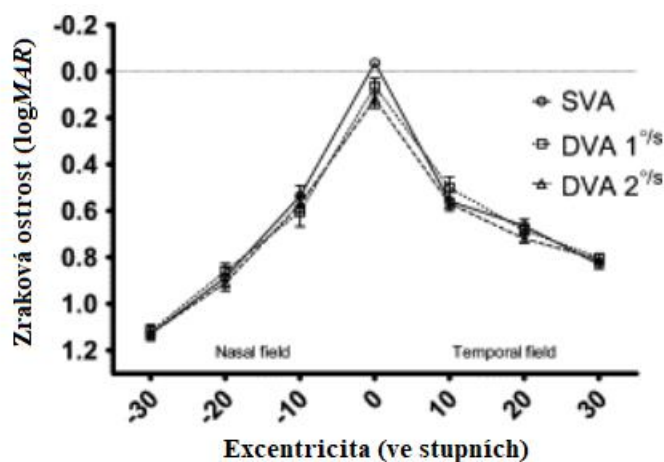
2.1.1. PERIFERNÍ ZRAKOVÁ OSTROST

Zraková ostrost se liší vzhledem k poloze dané periferní oblasti od fovey, která představuje místo nejostřejšího vidění. Periferní zraková ostrost se vzdáleností od fovey klesá. Tento pokles je dán jiným rozložením fotoreceptorů v periferní a centrální části sítnice, kdy v periférii převládá polysynaptické spojení fotoreceptorů a gangliových buněk a současně fyziologickým uspořádáním neuronů sítnice, kdy ve fovee je větší koncentrace čípků než v periférii v níž převládají tyčinky. Zraková ostrost se výrazně snižuje již od 2° mimo foveu a její výrazný pokles postupuje až k zhruba 10° periferie, při dále se zvětšující vzdálenosti pokles zrakové ostrosti již není tak výrazný. Obrázek č. 5 zobrazuje rozložení tyčinek a čípků vzhledem k poloze fovey a zobrazuje zrakové ostrosti při měnící se excentricitě sítnice. Periferní zrakovou ostrost rovněž ovlivňují optické faktory, mezi hlavní se řadí astigmatismus a aberace vyšších řádů zejména coma. Vhodnou korekcí refrakčních vad a aberací vyšších řádů je možno periferní vidění zlepšit. [23, 32, 35, 36, 41]



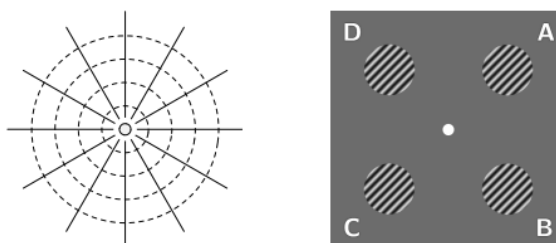
Obr. č. 5: Graf závislosti zrakové ostrosti a hustoty buněk retiny na její excentricitě. (Upraveno dle [36])

V případě sledování pohybujících se objektů, tedy v případě dynamické zrakové ostrosti, též dochází k poklesu směrem do periferie. Oproti centrální oblasti však je rozdíl mezi statickou a dynamickou zrakovou ostrostí v periférii minimální. Podrobněji se touto problematikou se zabývala studie [40]. Byla proměřena statická a dynamická zraková ostrost ve fovee a v periférii o rozsahu zhruba 30° zorného pole, pomocí Gaborových podnětů (černé a bílé pruhy neostrých okrajů) pro dvě různé rychlosti stimulu, 1°/s a 2°/s, experiment byl proveden na 10 subjektech. Výsledek studie je prezentován na obrázku č. 6. Studie potvrdila rozdíl mezi oběma typy ostrosti pouze v centrální oblasti, kde je též zřejmá závislosti na rychlosti pohybu. V periférii se jak statická, tak dynamická zraková ostrost neliší, a to ani v závislosti na použité rychlosti podnětu. [40]



Obr. č. 6: Graf průměrných hodnot zrakových ostrotí při různé excentricitě sítnice. SVA - statická zraková ostrost, DVA - dynamická zraková ostrost doplněna o údaj rychlosti pohybu stimulu ve stupních za sekundu. (Upraveno dle [40])

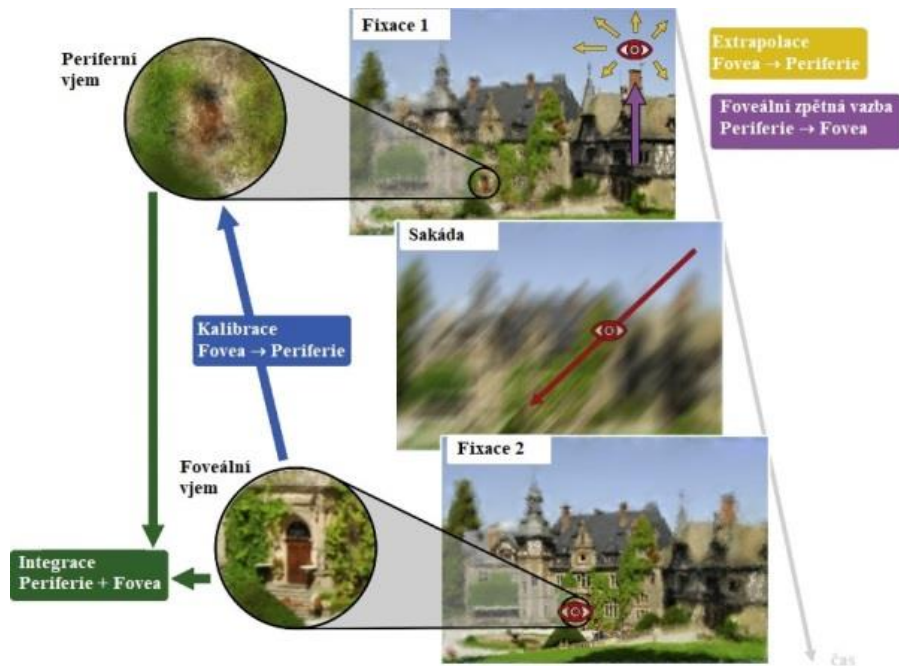
Periferní zraková ostrost se taktéž mění v závislosti na daném meridiánu sítnice, přičemž se zhoršuje pomaleji v horizontálním meridiánu, než ve vertikálním. Periferní zraková ostrost je rovněž ovlivněna orientací stimulu v periferním zorném poli. Touto problematikou se zabývala studie [37]. Sledovány byly různě orientované podněty při různé excentricitě sítnice vzhledem k fixačnímu bodu, studie poukazuje na fakt, že periferní zraková ostrost je vyšší pro stimulační vzory orientované podél radiálních linií nebo meridiánů, tedy podél směrů ke středu pohledu. Pro představu je takový to periferní stimulační obrazec zobrazen na obrázku č. 7.



Obr. č. 7: Radiálně orientované periferní stimulační vzory. Zraková ostrost bude vyšší pro vzory A a C než pro stimuly D a B. [36]

Periferie sítnice je taktéž více ovlivněna crowding fenoménem a je citlivější na pohybující se stimuly, než její centrální část. Informace z periferie sítnice se užívají k vedení očních pohybů a pozornosti, k usnadnění vnímání hloubky a pohybu, dále také k udržení rovnováhy a posturální stability. Periferní vidění tedy tvoří podstatnou část našeho normálního života. V důsledku jistých chorob jako je například glaukom, věkem podmíněná makulární degenerace, optická neuritida a mozková mrtvice dochází k poškození periferního vidění. [23, 32, 35, 36]

Obrázek č. 8 představuje ukázkou periferního a foveálního vidění. Zrakový systém obsahuje síť zpětnovazebních spojení vedoucích z vyšších kortikálních oblastí do nižších oblastí, včetně primární zrakové kůry. Vizuální vstupy vznikající za foveou mohou tedy být vráceny zpět do foveální zrakové kůry, aby se vytvořila nová retinotopická reprezentace. Vizuální informace o objektech v periférii jsou přiváděny do foveálního retinotopického kortexu v samostatné reprezentaci, tyto podněty jsou ve foveálním retinoplastickém kortexu zpracovávány, mluvíme o foveální zpětné vazbě. Experimenty potvrdily, že tato zpětná vazba do foveálního retinotopického kortexu hraje zásadní roli pro vnímání objektů na periférii. Celkově tedy vyvstává představa o vysoce integrovaném zrakovém systému, ve kterém jsou rozdíly mezi periferním a foveálním viděním srovnávány řadou mechanismů. Během fixace je periferní vidění vylepšeno použitím signálů foveální zpětné vazby pro rozpoznání objektů a taktéž extrapolací informací. Od fovey směrem k periférii za pomoci transsakadického mechanismu se kalibrují periferní a foveální vjemy, informace z periferního a foveálního vidění mohou být integrovány napříč sakádami, aby se optimalizoval příjem informací. Tento transsakadický mechanismus přispívá k efektivnímu sbírání vizuálních informací z prostředí, sakadické pohyby očí rychle mění umístění fovey několikrát za sekundu. Během sakády je vizuální vnímání potlačeno, dokud nedojde opět k foveální fixaci, během sakády dojde k promítnutí obrazu okolního světa přes retinu. Díky těmto pohybům očí náš mozek vytváří plynulé a vizuálně stabilní vnímání okolního světa. [23, 32, 35, 38, 39]



Obr. č. 8: Schematické znázornění rozdílu mezi foveálním a periferním viděním. Barevné šipky označují směr toku informací. Oblast periferního zorného pole se zobrazí rozmazaně. Žluté šipky znázorňují extrapolaci informace směrem do periferie a periferní vidění je podporováno foveální zpětnou vazbou, představovanou fialovou šipkou. Sakadický pohyb očí (červená šipka) zajistí fixaci zájmového předmětu do fovey v tomto případě se jedná o hnědé dveře. Během sakády je vidění narušeno. Rozdíly mezi periferním a foveálním vjemem dveří lze kompenzovat transsakadickou rekalicací (modrá šipka: rekalicace periferního a foveálního vidění). Informace z postupných fixací jsou spojeny transsakadickou integrací (zelené šipky). (Upraven dle [38])

2.2. OPTOTYP

Optotypem se rozumí sada znaků sloužících k subjektivnímu stanovení zrakové ostrosti. V praxi mohou mít různá provedení, a to optotypy tištěné, světelné, projekční a LCD monitory.

Předpokládá se, že je-li optotyp rozlišen, je rozlišen i jeho detail. Na základě detailu nejmenšího rozlišeného znaku optotypu je pak stanovena zraková ostrost. Klasická konstrukce optotypů dle Snella obsahuje černé znaky na bílém podkladu velikosti 5x5, detail je pak roven 1/5 velikosti znaku. Do dálky se obvykle vyšetřuje ze

vzdálenosti 5 nebo 6 m od optotypu, v tomto případě je akomodace nižší než 0,25 D. Oko se tedy prakticky dívá do nekonečna a neakomoduje. Pro klinické měření zrakové ostrosti obvykle optotyp obsahuje sady znaků na řádcích. Na řádku se vyskytuje pět znaků stejné velikosti a na každém dalším řádku jsou znaky menší. Řádky jsou seřazeny od největších po nejmenší. Základem je, aby byly znaky ostré, kontrastní, srozumitelné, dostatečně a stejnoměrně osvětlené a aby optotyp respektoval tzv. crowding fenomén, tj. aby vzdálenost mezi znaky a řádky odpovídala velikosti znaků. Využívanými znaky kromě písmen abecedy mohou být Landoltovy prstence, Pflugerovy háky, E háky a pro děti lze využít variantu s obrázky. [1, 2, 3, 4]

Velikost znaků mezi řádky lze měnit různým způsobem. Obvykle se využívá těchto možností:

- Změna velikosti řádků optotypů aritmetickou řadou s krokem 0,1, vÍzus odpovídá $V=0,1;0,2;0,3;.....1,0$. Tato řada vykazuje nedostatečné dělení v oblasti nízkých vÍzů a nerespektuje Weber-Fechnerův zákon.
- Snellova empirická řada je postavena na základě zkušenosti. Opět není respektován Weber-Fechnerův zákon.
- Změna velikosti řádků odpovídá aritmetické řadě s krokem $0,1 \log MAR$, tj. velikost jednotlivých řádků vyjádřená ve veličině vÍzus se mění geometrickou řadou s kvocientem $\sqrt[10]{10} = 1,2589$. Tato řada je v souladu s Weber-Fechnerovým zákonem. [1, 2, 3, 4]

2.3. MĚŘENÍ ZRAKOVÉ OSTROSTI

Pro měření rozlišovací zrakové ostrosti v klinické praxi se obvykle využívá optotypů obsahujících znaky na řádcích a popsanych v předchozí podkapitole. Zraková ostrost je určena z detailů znaků na nejmenším přečteném řádku optotypu, přičemž řádek je považován za přečtený, pokud z něj vyšetřovaný správně identifikuje alespoň 60 % znaků. Tento postup je využíván při měření centrální zrakové ostrosti do dálky, do blízka lze využít též, avšak často je měřeno především minimum legibile, kde nás zajímá velikost nejmenšího přečteného textu.

Specifickou oblastí je měření zrakové ostrosti v periférii, kde lze využít i specifické typy optotypů. Vzhledem k tomu, že cílem experimentální části je právě měření periferní zrakové ostrosti, je této problematice věnována následující podkapitola.

Jednou z možností je měření tzv. psychometrické funkce. Jelikož je tento přístup využit v experimentální části práce, je mu taktéž věnována samostatná podkapitola. Další možností je objektivní stanovení zrakové ostrosti pomocí evokovaných zrakových potenciálů metodou pattern reversal, kdy při poklesu prostorové frekvence stimulu dochází k poklesu amplitudy příslušné části signálu. Tato metoda se momentálně využívá pouze pro centrální zrakovou ostrost, v experimentální části je však inovativně využita v periférii. Z tohoto důvodu je jí též věnována samostatná podkapitola.

Další možností vyšetření periferní zrakové ostrosti je využití vhodně konstruovaného optotypu. Jak již bylo v této práci zmíněno, zraková ostrost směrem do periferie klesá. Velikost zrakové ostrosti je tedy závislá na excentricitě sítnice. V centrální části sítnice, místě nejostřejšího vidění, je velká koncentrace čípků, čím blíže jsou čípky u sebe, tím je zraková ostrost lepší. V periférii jejich hustota klesá a převládají zde tyčinky. Chceme-li tedy proměřit zrakovou ostrost v periférii, měly bychom tyto skutečnosti zohlednit a znaky optotypu by se měly směrem do periferie zvětšovat, viz obrázek č. 9. Faktorem ovlivňující periferní zrakovou ostrost je i foveální fixace na danou fixační značku při promítání stimulu do jiné oblasti zorného pole. Tímto foveálním úkolem snížíme pozornost věnovanou periferní oblasti a následkem bude větší chybovost v periférii než při měření foveální oblasti. [41]



Obr. č. 9: Příklad možného optotypu pro proměření periferie sítnice. [44]

2.3.1. PSYCHOMETRICKÁ FUNKCE

Psychometrika popisuje pomocí fyzikálních zákonů psychické děje. Působením fyzikálního stimulu na organismus, získáme perceptuální odpověď, zprostředkovanou slovně, nebo pomocí určitého vzorce chování. Překročí-li fyzikální podnět určitý práh, začne smyslové ústrojí reagovat. Většina psychofyzikálních měření je založena na určení prahové hodnoty, minimální hodnotě daného stimulu pro získání požadované percepční odpovědi. Výslednou percepční odpověď ovlivňují faktory, jako například náhodné změny podnětu, stav nervového systému pozorovatele a pozornost. Výsledná závislost je označována jako psychometrická funkce. [21]

Psychometrická funkce nám tedy umožňuje vyjádřit vztah odezvy probanda a daného fyzikálního podnětu. Popisuje závislost měřené odezvy na síle stimulu. Měřená odezva má obvykle povahu pravděpodobnosti P , např. pravděpodobnost správného rozpoznání prezentovaného znaku, která se vzhledem k charakteru měření může měnit od γ po $1 - \lambda$, kdy $0 \leq \gamma$ a $\lambda < 1$. V závislosti na velikosti stimulu x ji lze obecně vyjádřit vztahem

$$P(x) = \gamma + (1 - \lambda - \gamma) p(x), \quad (5)$$

kde $P(x)$ je psychometrická funkce ovlivněná konkrétním nastavením experimentu, reprezentující naměřená data. Funkce $p(x)$ představuje ideální tvar křivky psychometrické funkce vyjadřující vlastnosti pozorovaného smyslového systému, nabývající hodnot v intervalu 0 až 1. Parametr γ nazýváme spodní práh, ve většině případů se jedná o pravděpodobnost náhodného hádání. Pravděpodobnost chyby v odezvě subjektu při významně nadprahové hodnotě stimulu, kdy je stimul zřetelně detekovatelný, zastupuje λ . V těchto situacích je stimul prakticky vždy rozlišen, lze proto uvažovat $\lambda = 0$. Parametr γ je dán metodikou měření a nelze zanedbat. Má-li proband za úkol rozlišit mezi N znaky, vyjádříme γ jako $1/N$. [21]

Pro analýzu dat je podstatným parametrem sklon křivky psychometrické funkce, definován pomocí rozsahu velikosti stimulu Δx (šířky sklonu) odpovídajícímu předem definované změně ΔP ze zvolené výchozí hodnoty. Čím je křivka plošší, tím menší má změna velikosti stimulu vliv na změnu pravděpodobnosti jeho zaznamenání. V případě, že $p(x)$ je distribuční funkcí Gaussova rozdělení, lze sklon charakterizovat parametrem sigma. Čím větší sklon má křivka, tím lepší opakovatelnosti měření daného prahového parametru je dosaženo. [21]

Při měření zrakové ostrosti se s velikostí znaku postupně mění i pravděpodobnost jeho rozpoznání, tento proces lze popsat právě zmíněnou psychometrickou funkcí. Má-li znak značnou velikost, dojde k jeho rozlišení. Naproti tomu velmi malé znaky rozlišeny nejsou. Zná-li proband celkový počet podnětů N , bude při podprahových hodnotách pouze hádat s pravděpodobností $1/N$. Ve většině případů jsou probandovi prezentovány opakovaně a samostatně znaky z uzavřené sady o N znacích, přičemž je zjišťována pravděpodobnost správné identifikace znaku při dané velikosti, vyjádřené odpovídající $\log MAR$. Získanou funkční závislostí, pravděpodobností identifikace x $\log MAR$ odpovídající velikosti znaku, se pak proloží vhodná psychometrická funkce. Zraková ostrost je následně určena jako $\log MAR$ odpovídající dohodnuté mezní pravděpodobnosti identifikace znaku. [21]

2.3.2. MĚŘENÍ OBJEKTIVNÍ ZRAKOVÉ OSTROSTI POMOCÍ VEP

Pro měření objektivní zrakové ostrosti pomocí zrakových evokovaných potenciálů se užívá metoda měření založená na SSVEP. Tato metoda slouží pro určení objektivní zrakové ostrosti a kontrastní citlivosti, a to obvykle v centrálním zorném poli. Přínos je zejména v objektivizaci vyšetření v případech, kdy vyšetřovaný není schopen spolupráce, např. u malých dětí. Principem je zjištění maximální vnímatelné prostorové frekvence, resp. jí odpovídajícího minimálního úhlu rozlišení, který vyjadřuje zrakovou ostrost. Užívá šachovnicová pole, svislé obdélníky, nebo sinusovou mřížku s využitím metody pattern reversal. Stimul je promítán s frekvencí vyšší než 6 Hz, přičemž během experimentu jsou pozorovány stimuly s odlišnou prostorovou frekvencí. Naměřená data získána pomocí této metody jsou obvykle podrobena diskrétní Fourierově transformaci, která umožní sledovat amplitudu přesně odpovídající časové frekvenci stimulu, případně její vyšší harmonické složky. Čím více opakování stimulu získaný signál zahrnuje (tj. čím delší dobu probíhá měření), tím lépe lze hledanou amplitudu oddělit od šumu. Takto získaná amplituda se vynáší v závislosti na prostorové frekvenci stimulu. Pokud prostorová frekvence překročí mez rozlišení oka, signál by měl vymizet. Při příliš nízkých prostorových frekvencích by měla amplituda signálu také klesat. Ukazuje se, že závislost amplitudy na logaritmu prostorové frekvence je dobře aproximovatelná parabolou. Obvykle není z technických důvodů možné měřit na příliš vysokých prostorových frekvencích, případně se u těchto frekvencí signál ztrácí v šumu. Proto měření probíhá na prostorových frekvencích, kde je signál dobře patrný, a naměřené

amplitudy se pohybují v pravé sestupné části paraboly. Hodnota, kdy amplituda dosáhne nuly, je pak určena extrapolací. Ze získané mezní prostorové frekvence f_{p0} (v cyklech na stupeň) pak lze spočítat zřaková ostrost MAR (v úhlových minutách) jako

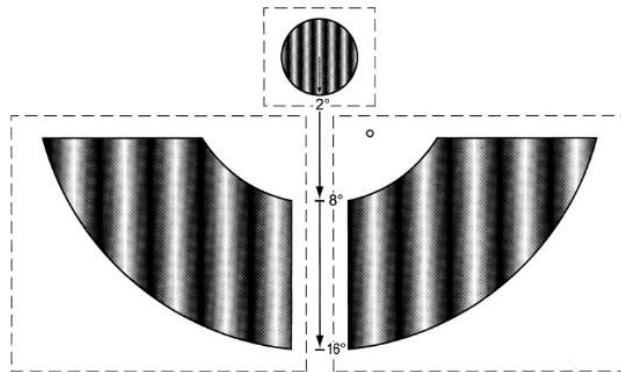
$$MAR = 0,5 f_{p0} \times 60. \quad (6)$$

[8, 12, 14, 25]

Millodot a Riggs [27] již ve své práci z roku 1970 upozornili na fakt, že určování objektivní refrakce pomocí VEP může být přesnější než stanovování objektivní refrakce pomocí klasických metod jako jsou retinoskopie a refraktometrie. Další studie potvrdily, že tuto metodu lze využít pro stanovení centrální zřakové ostrosti jak v případě normálních, tak i amblyopických očí, popř. očí s optickou neuritidou. [13].

Uvedená metoda se využívá především pro stanovení centrální zřakové ostrosti, nicméně by měla být využitelná i pro měření periferního vidění. Touto problematikou se dosud zabývalo méně prací. Např. studie [28] z roku 1996 využívá metodiku SSVEP s cílem zjistit, zda vykazuje v počátcích života dítěte periferní část sítnice lepší zřakovou ostrost a kontrastní citlivost než centrální část. Problémem vyšetřování u dětí je udržení jejich pozornosti a dosažení požadované polohy stimulačních obrazců na sítnici. Děti proto byly představeny současně dva vizuální displeje. Jedním z nich bylo 4° kruhové pole s vertikální sinusovou mřížkou. Druhým byla dvojice prstencových sektorů rovněž se sinusovou mřížkou v dolním periferním zorném poli. Pozornost dítěte byla směřována do středu na kruhovou část stimulu. Tento design zajišťuje, že dva vizuální cíle jsou odděleny pevnou vzdáleností na sítnici. Popsaný stimul je zobrazen na obrázku číslo 10. Vyšetřování probíhalo ve tmavé místnosti ze vzdálenosti 165 cm. Účastnilo se jej 39 kojenců bez strabismu a očních patologií ve věku 9-39 týdnů. Na hlavě byly připevněny povrchové elektrody. Referenční elektroda 1 cm nad inionem. Jedna aktivní elektroda 3 cm nad referencí a druhá 3 cm vpravo od reference. Zemnicí elektroda byla připevněna 3 cm nalevo od reference. Frekvence stimulace byly zvoleny 6 a 8 Hz. Z 39 testovaných kojenců 17 kojenců poskytlo odhady foveální a periferní ostrosti pro frekvence 6 i 8 Hz. Tato skupina byla rozdělena podle věku do čtyř skupin. Bylo dokázáno, že se v prvním roce života vyvíjí jak centrální, tak i periferní zřaková ostrost. Navíc u každého kojence v této skupině byla ostrost pro centrální zřakový podnět vždy vyšší než periferní ostrost. Ačkoli je neonatální centrální sítnice anatomicky nezralejší než periferní sítnice, lepší

ostrost se vyskytuje pro centrální pole v každém věku. Žádné dítě v této studii nemělo vyšší ostrost v periférii sítnice než v centrální sítnici. [28]



Obr. č. 10: Tento stimul byl prezentován na třech monitorech. Jejich kontury jsou vyznačeny přerušovanou čarou. [28]

3. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

Experimentální část mé diplomové práce se věnuje měření periferní zrakové ostrosti pomocí zrakových evokovaných potenciálů. Periferní vidění umožňuje detekovat objekty mimo centrální oblast sítnice, napomáhá při orientaci v prostoru, rozpoznání pohybu a adaptaci na ztížené světelné podmínky a má tedy značný praktický význam. Dochází-li k úbytku periferního vidění, dochází rovněž k poklesu kvality binokulárního vidění a poklesu kvality života obecně. Jelikož je metoda evokovaných potenciálů standardně využívána pouze pro měření centrální zrakové ostrosti, jedná se v případě její aplikace na periférii o inovativní přístup, který může být přínosem v klinické praxi zejména u hůře spolupracujících pacientů.

Cílem experimentu je navrhnout a ověřit metodiku pro objektivní měření zrakové ostrosti pomocí evokovaných zrakových potenciálů, konkrétně s využitím metody SSVEP. Dílčími úkoly jsou návrh a realizace vhodného stimulu a návrh metodiky pro zpracování získaného signálu. Jako referenční metody bude využito stanovení zrakové ostrosti pomocí psychometrické funkce. Experiment tedy zahrnuje dvě části, a to stanovení periferní zrakové ostrosti pomocí psychomotorické funkce a

objektivní změření periferní zrakové ostrosti pomocí SSVEP. Předpokládáme, že hodnoty stanovené metodou SSVEP nemusí nutně odpovídat zrakové ostrosti definované na základě 60% identifikace znaků, jak je tomu běžné v klinické praxi. Úkolem tedy také bude vhodná úprava uvedené procentní hranice tak, aby odpovídala výsledkům získaným metodou SSVEP. Na základě výsledků budou případně navrženy vhodné úpravy zvolené metodiky.

3.1. METODIKA

Měření bylo realizováno na 14 probandech z řad studentů, sedm žen a sedm mužů, ve věkovém rozmezí 21 až 25 let. Všichni probandi měli jednoduché binokulární vidění, centrální vízus testovaného oka minimálně 1,0 bez, případně s korekcí a netrpěli žádnou oční chorobou. V obou částech experimentu bylo měřeno pouze pravé oko, levé oko bylo zakryto. Vzhledem k vyšší frekvenci stimulace byli vybráni probandi netrpící epilepsií a rychle blikající podněty u nich nevyvolávají žádnou nevolnost. Probandi byli před začátkem první i druhé části srozumitelně seznámeni s průběhem vyšetření a podepsali informovaný souhlas. V první části experimentálního měření byla požadavkem směrem k probandovi zejména soustředěnost a pohotovost, co se týkalo druhé části, apelovali jsme spíše na uvolněnost s klidnou soustředěnou myslí a snahu o co největší eliminaci jakýchkoli pohybů.

3.1.1. STANOVENÍ ZRAKOVÉ OSTROSTI POMOCÍ PSYCHOMETRICKÉ FUNKCE

Tato část experimentu se realizovala na Přírodovědecké fakultě university Palackého v laboratoři optometrie. Netestované levé oko bylo zakryto, proband fixoval hlavu v bradové a čelové opěrce. Stimuly byly prezentovány na monitoru počítače pomocí speciálního programu poskytnutého vedoucím práce doc. RNDr. Františkem Pluháčkem, Ph.D. Byl využit monitor počítače značky ASUS VW220T o rozlišení 1680 x 1050 pixelů a velikosti vnitřních rozměrů 16,10 x 10,12 palců, tedy s úhlopříčkou 22 palců. Vzdálenost oka a monitoru počítače, na němž byly prezentovány stimuly, činila 1,20 m. Experiment probíhal v uzavřené místnosti bez osvětlení, jediným zdrojem světla byla obrazovka monitoru. Experiment probíhal v tichosti, vyjma komentářů subjektivního vjemu stimulu probandem. Proband fixoval pravým okem červené bodové světlo umístěné v úhlové vzdálenosti 12° od středu prezentovaných znaků, tedy ve vzdálenosti 22,5 cm. Jako stimul byly využity písmena tzv. Sloan letters: C, D, H, K, N, O, R, S, V, Z v černém vysoce kontrastním provedení.

Stimulační znaky o Weberově kontrastu -99 % byly prezentovány na bílém pozadí s jasem 208 cd/m^2 . Kontrast byl určen jako rozdíl jasu písmene a pozadí dělený jasem pozadí, záporné znaménko značí vyšší jas pozadí než je jas písmene. S každým probandem proběhlo celkově sedm měření, z toho tři měření byla zkušební pro představení experimentu a používaných znaků probandovi. V každém jednotlivém měření byla velikost znaků konstantní. Zkušební měření probíhala při prezentaci všech znaků o velikosti odpovídající $\log MAR = 0,7$. U ostatních měření byla volena vždy jedna z hodnot $\log MAR = 0,7, 0,6, 0,5, 0,4, 0,3$, a to v náhodném pořadí. Každé měření zahrnovalo prezentaci 50 náhodně vybraných písmen ze sady Sloan letter, každé písmeno bylo prezentováno po dobu 2 s. Proband byl vyzván, aby nahlas a srozumitelně vyslovil prezentovaný znak, v případě kdy si není jist, měl hádat. Bylo zaznamenáno procentuální skóre správně určených znaků. Obrázky pod číslem 11 představují fotografie nastavení této části experimentu.



Obr. č. 11: Fotografie využitého monitoru ve vzdálenosti 120 cm od oka probanda, proband fixoval hlavu v hlavové opěrce, červené fixační světlo na pravém okraji monitoru.

Procento správných odpovědí bylo u každého probanda vyneseno v závislosti na hodnotě $\log MAR$ pozorovaného stimulu. Výsledná křivka byla proložena psychometrickou funkcí danou vzorcem (5), kde x nyní reprezentuje $\log MAR$ a P pravděpodobnost správné identifikace znaku. Ideální psychometrická funkce $p(x)$ byla aproximována distribuční funkcí normálního rozdělení, hodnota hádání $\gamma = 10\%$. Proložení psychometrické funkce bylo provedeno v programu Microsoft Excel. Zvolíme-li pevně hodnotu P , je pak možné určit odpovídající zrakovou ostrost $\log MAR$. V klinické praxi $P = 60\%$. Tato hodnota byla použita pro stanovení zrakové ostrosti v této části experimentu.

3.1.2. MĚŘENÍ ZRAKOVÉ OSTROSTI POMOCÍ SSVEP

Druhá část měření probíhala na katedře sociologie, andragogiky a kulturní antropologie filozofické fakulty Univerzity Palackého. Pro měření byl využit BIOPAC Student Lab systém, zobrazen na obrázku č. 12. Tento systém obsahuje hardware pro sběr dat s vestavěnými univerzálními zesilovači pro záznam a úpravu elektrických signálů ze srdce, svalů, nervů, mozku, oka, dýchacího systému a tkáňových preparátů. Systém sběru dat přijímá signály z elektrod a převodníků, připojuje se přes USB k PC. Obrázek č. 13 potom představuje konkrétní BIOPAC Student Lab systém využitý při měření.



Obr. č. 12: Biopac system. [30]



Obr. č. 13: Konkrétní Biopac systém využit v tomto experimentu.

Dále byly použity tři povrchové Ag/AgCl elektrody, zobrazené na obrázku č. 14 a č. 15. Pro účely tohoto experimentu byla velikost připevňovací části elektrod příliš rozměrná, z toho důvodu byly zmenšeny nůžkami. Tím se zajistilo lepšího přilnutí na pozici ušního lalůčku a oblasti Inionu, který se u většiny probandů nachází ve vlasech a vzhledem k této skutečnosti zde bylo připevnění elektrody značně ztíženo. Aktivní elektroda na pozici Oz s referencí na processus mastoideus pravé poloviny lebky a zemnicí elektroda byla umístěna na pravém ušním lalůčku. Kůže probanda byla jemně obroušena abrazivní pastou a následně na připravenou část hlavy byla přilepena elektroda za pomoci elektrodového gelu. Elektrody v této pozici byly zafixovány šátkem případně v kombinaci s gázou pro zajištění lepšího kontaktu s pokožkou hlavy, zejména ve vlasové části, a pro minimalizaci případů odlepení elektrody z pokožky. Pacientovo levé oko bylo zakryto a měření probíhalo pouze na oku pravém.



Obr. č. 14: Využívané Ag/AgCl elektrody.



Obr. č. 15: Elektrody připevněné na hlavě, červená kabelová svorka připevněná na aktivní elektrodě v pozici Inionu, bílá svorka na referenční elektrodě processus mastoideus, jako poslední černá kabelová svorka na ušním lalůčku.

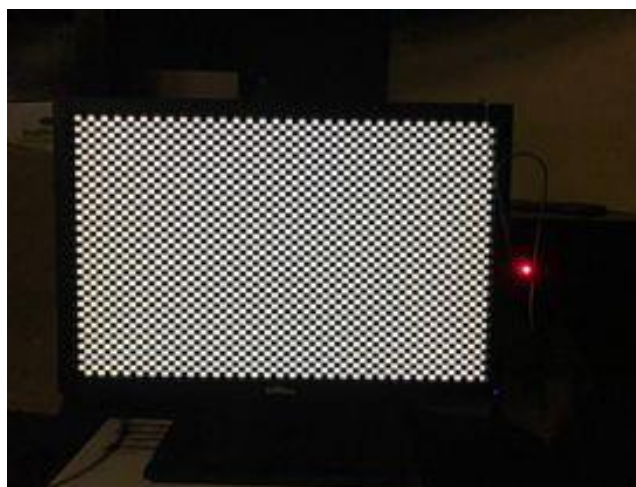
Proband byl seznámen s průběhem vyšetření, bylo zdůrazněno, aby setrval během každého měření pokud možno v co největším klidu, nemluvil a sledoval jen a pouze červený fixační bod. Každé měření trvalo přibližně 5 minut a 10 s a proband mezi jednotlivými měřeními zavíral oči. Celkem proběhlo šest měření. Při prvním měření měl proband zavřené oči a byla nasnímaná základní křivka mozkové aktivity. Během tohoto měření se proband zklidnil. Dále následovala čtyři měření při různých velikostech čtverců stimulačního obrazce, a to o velikosti $1^\circ 1'$, $30'$, $15'$, $7'$, v nahodile určeném pořadí. Jako poslední měření vždy následovala Flash stimulace. Mezi černými a bílými čtverci stimulační plochy byl vysoký kontrast. Frekvence změny stimulů při metodě pattern reversal, stejně jako frekvence záblesků při metodě flash, byla zvolena 7 Hz, což odpovídá metodě SSVEP, stejná frekvence byla využita například i v diplomové práci [33], podobná frekvence byla využita i např. v publikaci [28].

Tak jako v první části experimentu, i nyní byla stimulována periferní nasální oblast zorného pole o excentricitě 12° . Proband sledoval červené fixační světlo umístěné v polovině obrazovky monitoru. Monitor byl tentokrát od oka vzdálen 106 cm. Před monitorem se nacházela kartonová překážka s otvorem o rozměrech 7,4 cm x 14,8 cm, úhlová velikost otvoru tedy byla $4^\circ \times 8^\circ$, střed otvoru se nacházel ve vzdálenosti

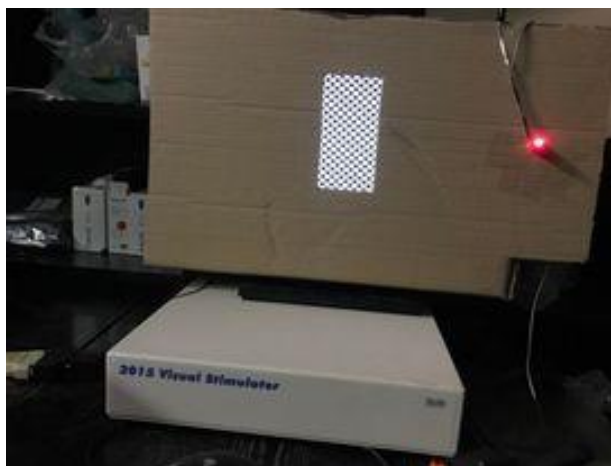
22,5 cm od fixačního světelného bodu (12°). Uvedená velikost stimulační oblasti byla nastavena na základě pilotního měření prvního probanda, který při těchto parametrech vykazoval dostatečně zřetelné píky na odpovídajících frekvencích v amplitudovém spektru. Nastavení počítače představuje obrázek č. 16, monitor s fixačním světlem a šachovnicovým stimulem obrázek č. 17 a v poslední řadě obrázek č. 18 zobrazuje monitor s kartonovou přepážkou pro zakrytí nevyšetřované části zorného pole.



Obr. č. 16: Ukázka nastavení přístroje. Monitor ve vzdálenosti 106 cm od pozorovatele. Používaná stimulace 7 Hz. Konkrétně počet řádků 96 a počet sloupců 128, při daném nastavení je dosaženo úhlové velikosti stimulačních prvků $7'$.

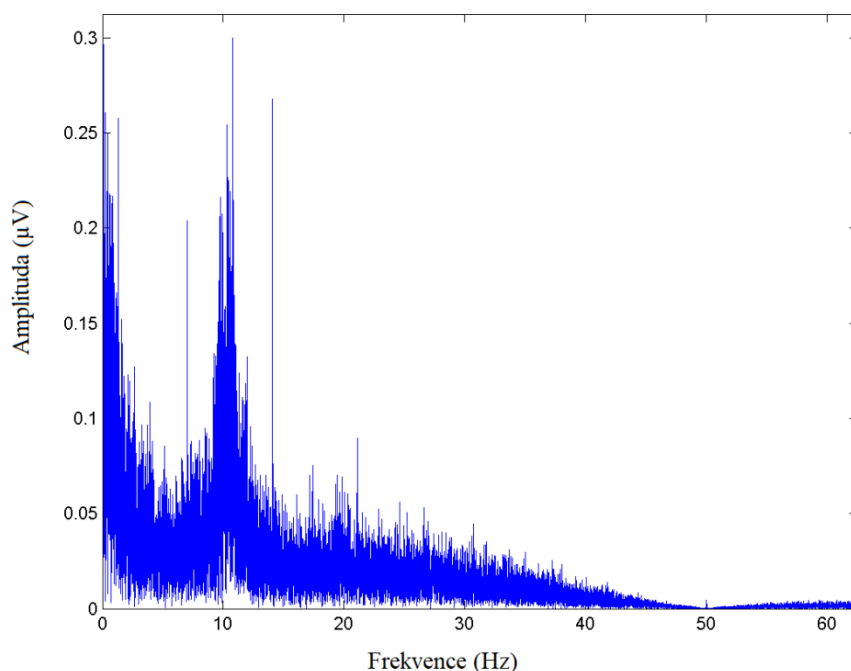


Obr. č. 17: Fotografie obrazovky a fixačního světla na pravé straně monitoru.



Obr. č. 18: Fotografie monitoru zacloněného kartonovou překážkou s otvorem pro stimulaci dané části periferie sítnice.

Z každého zaznamenaného měření byla odříznuta úvodní část o délce 1 min, která mohla obsahovat nežádoucí artefakty spojené se zahájením měření. Následující část signálu o délce 4 min pak byla dále zpracována. Signál byl analyzován metodou rychlé diskrétní Fourierovy transformace, přičemž bylo získáno amplitudové spektrum signálu. Příklad spektra je vyobrazen na obrázku č. 19. Bylo zjištěno, že flash VEP stimulace vykazuje výrazné píky odpovídající stimulační frekvenci a jejím vyšším harmonickým. Přesné hodnoty frekvence, použité pro nalezení těchto amplitud v dalších signálech, byly stanoveny právě ze spektra získaného při flash VEP stimulaci. Experiment ukázal, že tyto hodnoty byly pro všechny probandy shodné. Pro každého probanda byly následně vyneseny hodnoty amplitudy pro stimulační frekvenci v závislosti na logaritmu velikosti čtverců stimulačního obrazce pro všechny čtyři uvažované hodnoty a proloženy parabolou. Následně byla zjištěna hodnota, při které by pravá část paraboly protínala osu x , tj. kde amplituda klesne na nulu. Ze vztahu (6) byla následně určena odpovídající $\log MAR$, přičemž za f_{p0} se dosadil dvojnásobek velikosti čtverců ve stupních. Všechny výpočty byly provedeny v programu MATLAB.



Obr. č. 19: Příklad amplitudového spektra.

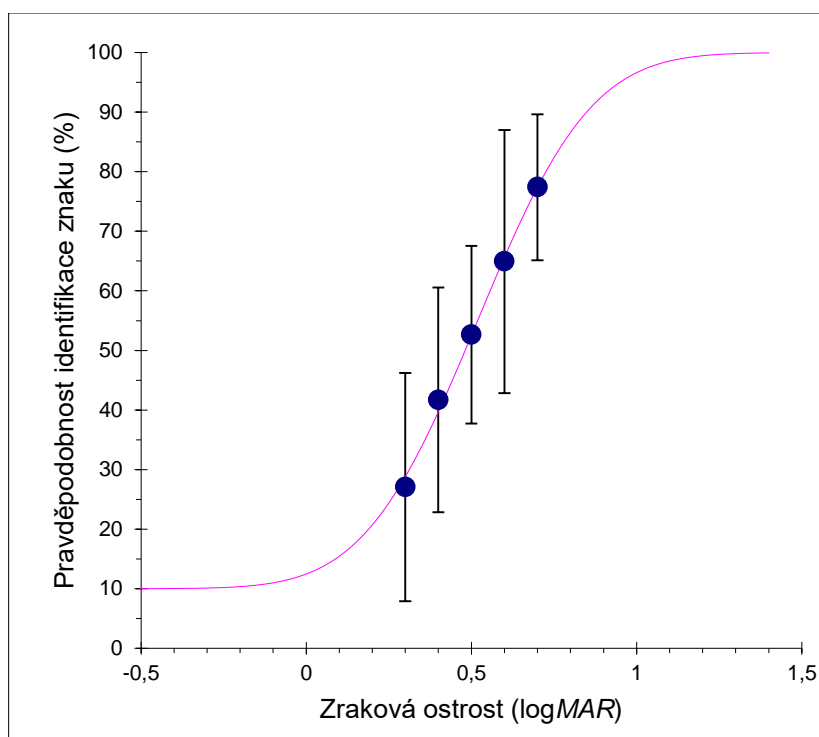
3.2. VÝSLEDKY

3.2.1. MĚŘENÍ ZRAKOVÉ OSTROSTI POMOCÍ PSYCHOMETRICKÉ FUNKCE

Výsledné hodnoty zrakové ostrosti v $\log MAR$ získané na základě psychometrické funkce při pravděpodobnosti identifikace znaku $P = 60\%$ jsou pro každého probanda uvedeny v tabulce č. 1. Vzhledem k problémům se soustředěním byl jeden proband z experimentu vyloučen, tabulka č. 1 tedy obsahuje pouze 13 probandů a s tímto počtem dále pracujeme. Průměrná hodnota je $0,56 \log MAR$ se směrodatnou odchylkou $0,12 \log MAR$ a standardní chybou průměru $0,03 \log MAR$, medián činí $0,61 \log MAR$. Pro ilustraci je na obrázku č. 20 uvedena psychometrická funkce proložená průměrnými hodnotami procent správné identifikace znaků pro jednotlivé měřené hodnoty $\log MAR$. Z této křivky odvozená zraková ostrost odpovídající výše uvedenému kritériu $P = 60\%$ je $0,56 \log MAR$, což se přesně shoduje s průměrem hodnot jednotlivých probandů.

Tabulka č. 1: Hodnoty periferní zrakové ostrosti zjištěné u jednotlivých probandů analýzou individuálních psychometrických funkcí. Šedě jsou odlišeni probandi, u nichž následné hodnoty zjištěné pomocí SSVEP (viz druhá část experimentu) nedávaly použitelné výsledky.

Proband	HR	JN	MS	KM	MP	DD	MK
Zraková ostrost (logMAR)	0,44	0,68	0,43	0,65	0,6	0,79	0,61
Proband	HS	PV	JK	KR	VK	MŠ	
Zraková ostrost (logMAR)	0,58	0,47	0,47	0,43	0,47	0,51	



Obr. č. 20: Průměrná závislost pravděpodobnosti správné identifikace pozorovaného znaku na jeho velikosti v odpovídajících hodnotách logMAR. Průměrnými hodnotami (reprezentovanými kolečky; průměrováno přes jednotlivé probandy) je proložena psychometrická funkce dle vzorce (5).

3.2.2. MĚŘENÍ ZRAKOVÉ OSTROSTI POMOCÍ SSVEP

Metodika vyhodnocení periferní zrakové ostrosti na základě měření SSVEP v případě 7 probandů nedávala reálné výsledky – proložené paraboly neprotínaly osu x. V těchto případech tedy nebylo možné data navrženým způsobem vyhodnotit. U zbylých 7 probandů byly získány reálné výsledky, přehled těchto výsledků podává tabulka č. 2 spolu s hodnotami získanými pomocí psychometrické funkce. Průměrná hodnota zrakové ostrosti všech těchto probandů se rovná 0,24 logMAR se směrodatnou odchylkou 0,19 logMAR a standardní chybou průměru 0,07 logMAR, medián je 0,32 logMAR.

Tabulka č. 2: Srovnání hodnot zrakové ostrosti získaných na základě individuálních psychometrických funkcí stanovených v první části experimentu při různých hodnotách P s hodnotami získaným metodou SSVEP a hodnoty kritéria P , při kterých by bylo na individuálních psychometrických funkcích dosaženo zrakové ostrosti stanovené metodou SSVEP.

Proband	Zraková ostrost (logMAR)			P odpovídající zrakové ostrosti stanovené pomocí SSVEP (%)
	Psychometrická funkce		SSVEP	
	$P = 60 \%$	$P = 25 \%$		
HR	0,44	0,1	0,38	53
JN	0,68	0,42	0,38	22
MS	0,43	0,26	0,42	56
KM	0,65	0,49	-0,11	10
MP	0,6	0,38	0,08	11
DD	0,79	0,52	0,32	13
MK	0,61	0,38	0,24	14

3.2.3. SROVNÁNÍ VÝSLEDKŮ

Porovnání obou metod bylo provedeno pouze v případě probandů, u kterých bylo možné metodou SSVEP získat reálné hodnoty zrakové ostrosti. Hodnoty z obou metod byly vzhledem k malému vzorku srovnávány na základě porovnání 95%

konfidenčních intervalů dat získaných v obou případech. Hranice konfidenčního intervalu byly získány standardní interpolační metodou pomocí funkce PERCENTIL v programu MS Excel. Pro zrakovou ostrost stanovenou metodou psychometrické funkce byly spočteny hranice konfidenčního intervalu 0,43 logMAR až 0,77 logMAR, pro metodu SSVEP 0,08 logMAR až 0,41 logMAR. Z jejich srovnání plyne, že rozdíl mezi zrakovými ostrostmí je statisticky významný. Tento rozdíl však může být dán odlišnou metodikou. V případě psychometrické funkce byla zraková ostrost stanovena na základě pevně daného kritéria $P = 60 \%$, které ale nemusí odpovídat hodnotám zrakové ostrosti stanovené metodou SSVEP. Proto byla pro každého probanda na základě jeho individuální psychometrické funkce určené v první části experimentu stanovena hodnota P , která odpovídá zrakové ostrostmí (v logMAR) získané pomocí SSVEP. Tyto údaje jsou shrnuty v tabulce č. 2. Výsledná průměrná hodnota činí 25 % se směrodatnou odchylkou 20 % a standardní chybou průměru 8 %, medián je 14 %. Odpovídající 95% konfidenční interval, stanovený opět pomocí funkce PERCENTIL v programu MS Excel, má meze 10 % až 56 %. Klinicky používaná hodnota $P = 60 \%$ akceptovaná v první části experimentu do tohoto intervalu nespadá. Pro srovnání údajů je tedy nutné upravit hodnotu zrakové ostrosti stanovené v první části experimentu na základě nové hodnoty P , která bude lépe korespondovat s metodou SSVEP. Za tuto hodnotu lze uvažovat např. výše uvedený průměr $P = 25 \%$. Hodnoty zrakové ostrosti, definované na základě $P = 25 \%$ a odvozené z individuálních psychometrických funkcí, jsou shrnuty v tabulce č. 2, jejich průměrná hodnota je 0,36 logMAR, směrodatná odchylka je 0,14 logMAR, standardní chyba průměru je 0,05 a medián 0,38 logMAR. Příslušný 95% konfidenční interval má hranice 0,12 logMAR a 0,52 logMAR. Tento interval se nyní překrývá s odpovídajícím intervalem pro zrakovou ostrost stanovenou pomocí SSVEP. Lze tedy říci, že zraková ostrost stanovená námi navrženou metodou SSVEP zhruba odpovídá zrakové ostrostmí určené pomocí psychometrické funkce při zvolené hranici $P = 25 \%$. Z tabulky č. 2 je však patrné, že takto získaná zraková ostrost stále vykazuje značné individuální odchylky, které se pohybují v mezích od -0,6 logMAR do 0,28 logMAR, příslušný 95% konfidenční interval má hranice -0,56 logMAR až 0,26 logMAR. Tyto odchylky nejsou klinicky akceptovatelné.

3.2.4. DISKUZE

Metodou psychometrické funkce bylo zjištěno, že zraková ostrost v periférii při excentricitě 12° je v průměru 0,56 logMAR při obvyklém kritériu 60% identifikace

sledovaných znaků. Dále bylo zjištěno, že metoda SSVEP nedává u všech probandů reálné výsledky – použitelná byla jen u poloviny z nich. Zde byla zjištěna průměrná hodnota zrakové ostrosti 0,24 logMAR. Tato hodnota přibližně odpovídá 25% pravděpodobnosti identifikace znaku podle psychometrických funkcí odvozených v našem experimentu. Je-li pro stanovení zrakové ostrosti pomocí psychometrické funkce zvoleno toto kritérium, pak se výsledky statisticky významně neliší od zrakové ostrosti určené metodou SSVEP. Individuální odchylky však i v tomto případě překračují klinicky akceptovatelnou mez. Námi použitou metodiku tedy nelze obecně použít pro objektivní stanovení zrakové ostrosti v periférii.

Porovnáme-li naše výsledky zrakové ostrosti, získané metodou psychometrické funkce (tj. v průměru 0,56 logMAR) s průměrnými údaji zjištěnými na stejném pracovišti a za stejných podmínek (tj. v periférii při excentricitě 12° nazálně), které jsou publikovány v diplomové práci [34], dojdeme k závěru, že se tato data významně shodují (daná práce uvádí hodnotu 0,56 logMAR). Z obrázku č. 5 ze studie [36] vychází přibližně pro excentricitu 12° hodnota zrakové ostrosti 0,48 logMAR. Tato přibližná hodnota logMAR vychází v porovnání s námi naměřenými hodnotami velmi podobně. Odlišnost hodnot je dána přibližným odečtením hodnot zrakové ostrosti z grafu pro přibližnou hodnotu námi sledované excentricity a odlišnou metodikou. Rovněž porovnáme-li naše výsledky periferní zrakové ostrosti s dalším subjektivním vyšetřením, které prováděla studie [40], obrázek č. 6, nalezneme podobné hodnoty. Opět z grafu přiloženého ve zmíněné studii je patrné, že přibližná průměrná hodnota zrakové ostrosti v námi zájmové oblasti vychází 0,6 logMAR.

V případě metody SSVEP není možné přímo srovnávat s jinými publikacemi, jelikož se doposud problematikou periferního měření zrakové ostrosti objektivní metodou nikdo nezabýval. Naše výsledky však naznačují, že tato metoda není využitelná u všech osob (v našem případě dávala reálné výsledky pouze u 50 % testovaných). Navíc zjištěné hodnoty v průměru neodpovídají obvyklému kritériu $P = 60\%$. Tento nedostatek by mohl být teoreticky eliminován vhodnou volbou jiné mezní hodnoty P , např. 25 %, nicméně i pak vykazují data značné individuální odchylky od zrakové ostrosti. Pouze u 5 probandů (tj. asi 36 %) se hodnoty stanovené SSVEP alespoň řádově blíží hodnotám určeným z psychometrické funkce pomocí takto upraveného kritéria. Obecně lze předpokládat, že příčinou tohoto neúspěchu může být slabý signál, vyvolaný stimulem. Důvodem slabého signálu mohla být malá stimulační

plocha, která nemusela v případě všech probandů vyvolat dostatečně silnou odezvu. Další příčinou slabého signálu mohla být nedostatečně přiléhající elektroda, a to především ve vlasové části v oblasti Inionu. Použitý software bohužel neumožňoval kontrolu impedance spojení před zahájením experimentu. Dokonce v jednom případě nastal problém s anatomickým vzhledem ušního lalůčku, na nějž jsme upevňovali zemnicí elektrodu, příliš malý ušní lalůček není vhodnou plochou pro správné přilnutí elektrody. Významnou roli mohlo hrát také akustické rušení při experimentu, které mohlo významně navýšit šum, ve kterém pak slabý cílový signál zanikl. Při měření byly přítomny externí zvuky např. z jiných místností budovy, zvuky dopravních prostředků na ulici atd., které v daných podmínkách nebylo možné účinně eliminovat. Náhlé zvukové narušení experimentu vytvářelo zřetelné výkyvy v detekovaném signálu. Tyto mimořádné události by teoreticky bylo možné z dat vynechat. Přítomno však bylo i slabé permanentní akustické rušení z ulice, které působilo průběžné zašumění signálu. Uvedené nevýhody je teoreticky možné potlačit delší prezentací stimulu. Bohužel v průběhu experimentu se ukázalo, že i námi zvolený časový interval 5 minut byl již pro některé probandy nevhodně dlouhý. Zejména u posledních měření měli problém vydržet v klidu. Výkyvy ze záznamu křivky byly patrné téměř při každém pohybu probanda. Tento problém se ukázal být častější u mužů než u žen. Řešením by v případech popsanych výše bylo zvětšení plochy stimulačního obrazce. Tím by došlo i k lepší stimulaci pozornosti probanda. Např. s rostoucí šířkou stimulu by ale stimul pokrýval větší část zorného pole a neodpovídal by tak jedné konkrétní lokaci v dané excentricitě. Pokud však předpokládáme, že při dané excentricitě nezávisí zraková ostrost na pozici (např. temporální x nazální, jak potvrzuje např. výsledek studie [34]), bylo by vhodné použít např. prstencový stimul se středem v centru zorného pole namísto námi použitého obdélníku. Dále by bylo vhodné provádět experiment v laboratoři, kde by nebyl vliv okolních rušivých zvuků. Problém s připevňováním zemnicí elektrody bychom mohli vyřešit vhodnějším výběrem místa, mluvíme-li o anatomii ušních lalůčků. Zemnicí elektrodu je možno umístit i například na zápěstí. S ohledem na zmíněné problémy s pozorností probanda by prodloužení doby snímání signálu nemuselo vést k pozitivnímu výsledku.

Přestože měli probandé problém s pozorností během experimentu, jeví se mi metodika SSVEP jako jednodušší a pro probanda snesitelnější v porovnání s měřením pomocí psychometrické funkce. Tento můj názor vychází z následné komunikace

s probandy, kteří měření psychometrické funkce považovali za více stresující, a to především z důvodu potřebné interakce s vyšetřujícím. Také rozpoznávání znaků v periférii sítnice pro ně bylo náročné, přičemž řada z nich měla problém udržet fixaci na centrální světlo. Tento problém, který během měření nastal téměř u každého probanda, pravděpodobně přímo souvisí s excentricitou pozorovaných znaků, přičemž při menší vzdálenosti od centra by toto vystření zřejmě bylo subjektivně příjemnější.

Vzhledem k uvedeným skutečnostem si myslím, že, pokud by se podařilo vhodným způsobem eliminovat nevýhody měření SSVEP, mohlo by se jednat o užitečnou a pacienta méně zatěžující metodu měření periferní zrakové ostrosti oproti psychometrické funkci. Vzhledem k tomu, že se zraková ostrost v různých částech periferie při dané excentricitě mění minimálně, na což poukazuje již zmíněná diplomová práce [34], mohlo by být mimo idealizaci okolních podmínek optimálním řešením použití stimulu ve tvaru již zmíněného mezikruží, jehož centrální kružnice by definovala excentricitu stimulu. Dále by bylo vhodné zvážit jiné umístění zemnicí elektrody, popř. lepší přichycení měřicí elektrody.

ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo shrnutí problematiky využití evokovaných zrakových potenciálů při měření zrakové ostrosti ve srovnání s klasickými metodami a praktické ověření možnosti této metody v dosud neprozkoumané oblasti týkající se objektivního měření periferní zrakové ostrosti. Zrakové evokované potenciály se v souvislosti s objektivní zrakovou ostroší dosud využívají pouze v centrální oblasti sítnice.

Vyšetření zrakové ostrosti v periférii je možné provádět subjektivně, např. pomocí vhodných optotypů nebo pomocí psychometrické funkce. Tyto klasické přístupy jsou popsány v kapitolách 2. 1. 1., 2. 3 a 2. 3. 1. Nově jsme se zaměřili na problematiku využití evokovaných zrakových potenciálů.

Pro pochopení a náhled na danou problematiku byly v prvních kapitolách rozebrány fyziologické principy. Kapitoly stručně popsaly potřebnou stimulaci zrakové dráhy, vznik informace o podráždění a její šíření do mozkové zrakové kůry. Další teoretické části práce se věnovaly vlastním zrakovým evokovaným potenciálům, se zaměřením na námi využitě metody VEP v experimentální části. Byl rozebrán průběh samotného vyšetření zrakových evokovaných potenciálů od potřebného vybavení, přes ovlivňující faktory měření po samotnou stimulaci zrakového systému.

V rámci experimentu byla využita monokulární stimulace stimulací pattern reversal při frekvenci 7 Hz. Tento způsob stimulace spadá pod metodu vyšetření steady state VEP. Studie proběhla na normálních zdravých jedincích. Oblastí zájmu byla nasální polovina zorného pole, konkrétně byla měřená oblast umístěna 12° od centra. Hodnoty zrakové ostrosti byly stanoveny na základě analýzy Fourierova spektra získaného signálu pro různé velikosti stimulačního obrazce. Jako referenční metoda bylo zvoleno stanovení zrakové ostrosti pomocí psychometrické funkce. Získané výsledky ukázaly, že námi použité konkrétní nastavení experimentu je vhodné pouze u 50 % probandů, u ostatních metoda nedávala reálné výsledky. Dále bylo zjištěno, že obvyklé kritérium pro stanovení vízu (60% pravděpodobnost správné identifikace znaku) se neshoduje s údaji získanými metodou SSVEP. Pro srovnání se jako vhodnější ukázala hranice 25 %. Při této hranici se hodnoty získané pomocí psychometrické funkce a SSVEP statisticky významně nelišily, nicméně jednotlivé individuální odchylky významně přesahovaly meze klinické akceptovatelnosti. Námi realizovaná

metoda měření zrakové ostrosti pomocí SSVEP tedy není v současném stavu vhodná pro klinické využití, nicméně získané poznatky mohou sloužit jako základ pro další rozvoj metodiky. Konkrétní návrhy modifikací pro budoucí experimentální práce jsou uvedeny v diskuzi k experimentu.

SEZNAM ZKRATEK

VEP	Visual evoked potentials, zrakové evokované potenciály
P VEP	pattern, strukturovaný VEP
F VEP	flash, zábleskový VEP
FF VEP	ful field, stimulace celého zrakového pole
HF VEP	half field, stimulace poloviny zrakového pole
PR VEP	pattern reversal VEP, zvrát struktury
SSVEP	steady-state VEP, stimulace v ustáleném stavu
EEG	elektroencefalografie
BCI	brain-computer interface
MÚR, MAR	minimální úhlové rozlišení, minimum angular resolution
BMI	body mas index
BSA	body surface area

ZDROJE

- [1] BENEŠ, P. *Přístroje pro optometrii a oftalmologii*. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2015. ISBN 978-80-7013-577-8
- [2] ANTON, M. *Refrakční vady a jejich vyšetřovací metody*. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2004. ISBN 80-7013-402-X
- [3] RUTRLE, M. *Přístrojová optika*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 2000. ISBN 80-7013-301-5
- [4] PLUHÁČEK, F. *Zraková ostrost a její měření – výukové materiály k předmětu Fyziologická optika*, Katedra optiky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého v Olomouci, Olomouc
- [5] REGAN, D. *Rapid objective refraction using evoked brain potentials*. Investigative Ophthalmology & Visual Science, Vol. 12, 1973, no. 9
- [6] CHYTIL, J., KOLÁŘ, J., *Analýza elektroencefalografické aktivity. Nový model metody sumace spontánní a evokované aktivity v EEG*. Univerzita Palackého v Olomouci. Olomouc, 1983
- [7] STEJSKAL, L., a spol. *Evokované odpovědi a jejich klinické využití*. Praha Publishing. Praha, 1993.
- [8] KAŇOVSKÝ, P., DUFEK, J. *Evokované potenciály v klinické praxi*. Brno: Ldvpz Brno, 2000. ISBN 80-7013-306-6
- [9] CIGÁNEK, L. *Evokované potenciály a ich využitie v klinickej praxi*. Martin: Vydavateľstvo Osvěta, 1991. ISBN 80-217-0354-7
- [10] HEJSEK, L., LANGROVÁ, H., PAŠTA, J., ROZSÍVAL, P. *Objektivní určení centrální zrakové ostrosti pomocí zrakových evokovaných potenciálů*. Česká a slovenská oftalmologie, Vol. 65, 2009, no. 6, pp. 227 – 233

- [11] SHARMAN, R., JOSHI, S., SINGH, K. D., KUMAR. A. *Visual Evoked potentials: Normative values and gender differencec*. Journal of clinical & Diagnostic research, Vol. 9, 2015, no. 7, ISSN: 0973709X
- [12] EPSTEIN, C., M. et. al. Guideline 9B: Guidelines on Visual Evoked Potentials. American Clinical Neurophysiology Society, Vol. 23, 2006, no. 2
- [13] JEON, J., OH, S, KYUNG, S. *Assessment of visual disability using visual evoked potentials*. BMC Ophthalmology, Vol. 12, 2012, no. 36.
- [14] GEORGESON, M. A., GREEN, P. R., BRUCE, V. *Visual perception: physiology, psychology and ekology*. Psychology Press, 1996, ISBN: 0863774512
- [15] NORCIA, A. M., APPELBAUM, L. G. et all. *The steady-state visual evoked potential in vision research: A review*. Journal of vision, Vol. 15, 2015, no. 6.
- [16] EULER, T., HAVERKAMP, S., SCHUBERT, T., BADEN, T. *Retinal bipolar cells: elementary building blocks of vision*. Nature Reviews Neuroscience [online]. Vol. 15, 2014, no. 8. [cit. 2021-29-01]. ISSN 1471003X.
- [17] KITTNAR, O. *Lékařská fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada. 2011. ISBN 978-80-247- 3068-4
- [18] KUČHYNKA, P. *Oční lékařství*. 1.vyd. Praha: Grada. 2007. ISBN 978-80-247-1163-8.
- [19] TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. 4. přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada. 2003. ISBN 978-80-247-0512-5
- [20] Singa, R. *SSVEP-Based BCIs*. Intechopen [online]. 2017. [cit. 2021-29-01]. Dostupné z: <https://www.intechopen.com/chapters/61167>
- [21] Norton, T. T., Corliss, D. A., Bailey, J. E. *The Psychophysical Measurement of Visual Function*. USA: Butterworth Heinemann - Elsevier Science Inc. 2002. ISBN 0-7506- 9935-3
- [22] NSP-IE. *Weber-Fechnerův zákon: co to je a co vysvětluje* [online]. [cit. 05-01-2022] Dostupné z: <https://cs1.nsp-ie.org/ley-de-weber-fechner-2838>

[23] SlidePlayer. NĚMEC, A. *Bioelektrické jevy a jejich měření* [online]. [cit. 13-01-2022] Dostupné z: <https://slideplayer.cz/slide/12075332/>

[24] TUNNACLIFFE, A. H. *Introduction to visual optics*. 4th ed. London : Association of British Dispensing Opticians, 1993. ISBN 978-0-90009-928-1

[25] Metrovision. *Sweep VEP by Metrovision* [online]. [cit. 22-01-2022] Dostupné z: <https://metrovision.fr/mv-ss-notice-us.html>

[26] CREEL, D., J. *Visually evoked potentials*. Webvision, The Organization of the Retinal and Visual System [online]. 2015. [cit. 07-02-2022] Dostupné z: <https://webvision.med.utah.edu/book/electrophysiology/visually-evoked-potentials/>

[27] MILLODOT, M., RIGGS, L. A. *Refraction determined electrophysiologically*. Archives of ophthalmology, Vol. 84, 1970, no. 3.

[28] ALLEN. D., et all. *Development of grating acuity and contrast sensitivity in the central and peripheral visual field of the human infant*. Vision Research, Vol. 36, 1996, no. 13.

[29] WANG. L., HAN. D., et all. *The validitz of steadz/state visual evoked potentials as attention tags and input signals: A critical perspective ov frequency allocation and number of stimuli*. MDPI, Vol. 10, 2020, no. 9.

[30] NIOPAC SYSTEMS, INC. *Biopac student lab basic systems* [online]. [cit. 27-02-2022] Dostupné z: <https://www.biopac.com/product/biopac-student-lab-basic-systems/>

[31] SYNEK, S., SKORKOVSKÁ, Š. *Fyziologie oka a vidění*. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-3992-2

[32] BATTISTA, J., KALLONIATIS. M., METHA. A. *Visual function:the problém with eccentricity*. Clinical and experimental Optometry, Vol. 88, 2005, no. 5.

[33] SCHMIDTOVÁ, E. *Vizuální evokované potenciály*: Diplomová práce, Přírodovědecká fakulta Univerzity Palackého v Olomouci, 2013

[34] BYRTUSOVÁ, K. *Periferní zraková ostrost*: Diplomová práce, Přírodovědecká fakulta Univerzity Palackého v Olomouci, 2020

- [35] SCIALFA, C., T., KLINE, D., W. *Vision*. University of Calgary, Calgary, AB, Canada. Encyclopedia of Gerontology (Second Edition), 2007.
- [36] FOI, A., BORACCHI, G. *Foveated nonlocal self-similarity*. International Journal of Computer Vision, Vol. 120, 2016, no. 1.
- [37] SASAKI, R., MAJIMEHR, B., et al. *The radial bias: a different slant on visual orientation sensitivity in human and nonhuman primates*. Neuron, Vol. 51, 2006, no. 5.
- [38] STEWART, E., M., VALSECCHI, M., SCHÜTZ, A., C. *A review of interactions between peripheral and foveal vision*. Journal of Vision, Vol. 20, 2020, no. 12.
- [39] BANSAL, S., JOINER, W., M. *Transsaccadic visual perception of foveal compared to peripheral environmental changes*. Journal of Vision, Vol. 21, 2021, no. 6.
- [40] LEWIS, P., ROSÉN, R., et al. *Resolution of static and dynamic stimuli in the peripheral visual field*. Vision Research, Vol. 51, 2011, no. 16.
- [41] ROSÉN, R. *Peripheral Vision: Adaptive optics and Psychophysics*: Doctoral Thesis, Department of applied physics, Royal institute of Technology Stockholm, Sweden, 2013
- [42] BRADLEY, M., M., et al. *Orienting and Emotional perception: Facilitation, attenuation, and interference*. Frontiers in Psychology, Vol. 3, 2012, no. 493.
- [43] REGAN, D. *Some characteristics of average steady-state and transient responses evoked by modulated light*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Vol. 20, 1966, no. 3, ppl 238–248.
- [44] ROSENHOLTZ, R. *Capabilities and Limitations of Peripheral Vision*. Annual review of vision science, Vol. 14, 2016, no. 2.