

PŘÍRODOVĚDECKÁ FAKULTA UNIVERZITY PALACKÉHO V OLOMOUCI

KATEDRA OPTIKY



ZRAKOVÉ EVOKOVANÉ POTENCIÁLY

Bakalářská práce

VYPRACOVALA:

Iveta Rosmanová

obor 5345R008 OPTOMETRIE

studijní rok 2019/2020

VEDOUCÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE:

Mgr. Lenka Musilová, DiS., Ph.D.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně pod vedením Mgr. Lenky Musilové, DiS., Ph.D. za použití literatury uvedené v závěru práce.

V Olomouci dne 26. 5. 2020

.....

Iveta Rosmanová

Poděkování

Moje poděkování patří vedoucí bakalářské práce Mgr. Lence Musilové, DiS., Ph.D. za ochotu a rady, které mi v průběhu psaní bakalářské práce poskytla.

Tato práce byla vytvořena za podpory projektů IGA PřF UP v Olomouci s názvem “Optometrie a její aplikace“, č. IGA_PrF_2019_005 a IGA_PrF_2020_008.

Obsah

Úvod.....	6
1 Stavba sítnice a zraková dráha	7
1.1 Optická část sítnice	7
1.2 Zraková dráha.....	9
2 Vznik vzruchu	11
3 Evokované potenciály	15
3.1 Technické předpoklady k měření evokovaných potenciálů	15
3.2 Stimulace.....	16
3.2.1 Parametry stimulace ovlivňující měření.....	18
3.3 Elektrody	22
3.4 Vlna evokovaných potenciálů	25
3.5 Příprava pacienta	26
4 Metody stimulace	28
4.1 Pattern VEP, P VEP	28
4.1.1 Pattern onset-offset VEP	28
4.1.2 Steady-State VEP	29
4.1.3 Sweep VEP	29
4.1.4 Pattern reversal VEP, PR VEP	29
4.1.4.1 Full-field PR VEP.....	30
4.1.4.2 Half-field PR VEP	32
4.1.5 Multifocal VEP, mfVEP.....	34
4.1.6 Motion-onset VEP	36
4.2 Flash VEP, F VEP	38
5 Příspěvek VEP v diagnostice.....	42
Závěr.....	45

Zkratky	46
Zdroje	47

Úvod

Nervová tkáň reaguje evokovanou odpovědí na různé podněty z okolního prostředí. Měření těchto odpovědí z povrchu těla, může být přínosné v klinické praxi. Konkrétně zrakové evokované potenciály mohou přispět v diagnostice některých onemocnění zrakové dráhy a k objektivnímu stanovení zrakové ostrosti.

Testů a postupů měření zrakových evokovaných potenciálu je několik a vyhodnocení záznamu odpovědí vyžaduje zkušenosti vyšetřujícího pro správnou interpretaci. Zrakové evokované potenciály v praxi užívají neurologové ve spolupráci s oftalmology. V oboru Optometrie se tato metoda pro vyšetření zrakové ostrosti běžně neužívá. Cílem práce je uceleně shrnout dostupné poznatky o principu a způsobech získávání zrakových evokovaných odpovědí.

První dvě kapitoly práce se zabývají popisem sítnice a zrakové dráhy. Popisují vrstvy, významné body a neurony sítnice. Dále je zde shrnut princip vzniku a šíření vzruchu, fotoreceptory počínaje, přes zrakovou dráhu do korových zrakových center mozku.

Následující kapitola je věnována samotným evokovaným potenciálům. Zaměřuje se na popis technických předpokladů, způsoby stimulace a parametry, jež ovlivňují měření. Rozebírá používané elektrody, jejich rozmístění a popis vln odpovědí. Celá čtvrtá kapitola popisuje metody stimulace, v jakých situacích je vhodná jejich aplikace a jaký druh stimulu se užívá.

Poslední kapitola této bakalářské práce rozebírá typy onemocnění, k jejichž diagnostice mohou zrakové evokované potenciály přispět.

1 Stavba sítnice a zraková dráha

Oko je tvořeno několika částmi, jejichž správná funkce zajišťuje kvalitní zrakový vjem. Pro vysvětlení a pochopení VEP (visual evoked potentials), zrakových evokovaných potenciálů, se úvod této práce věnuje z těchto částí pouze sítnici. Její stavbě a dále stavbě zrakové dráhy.

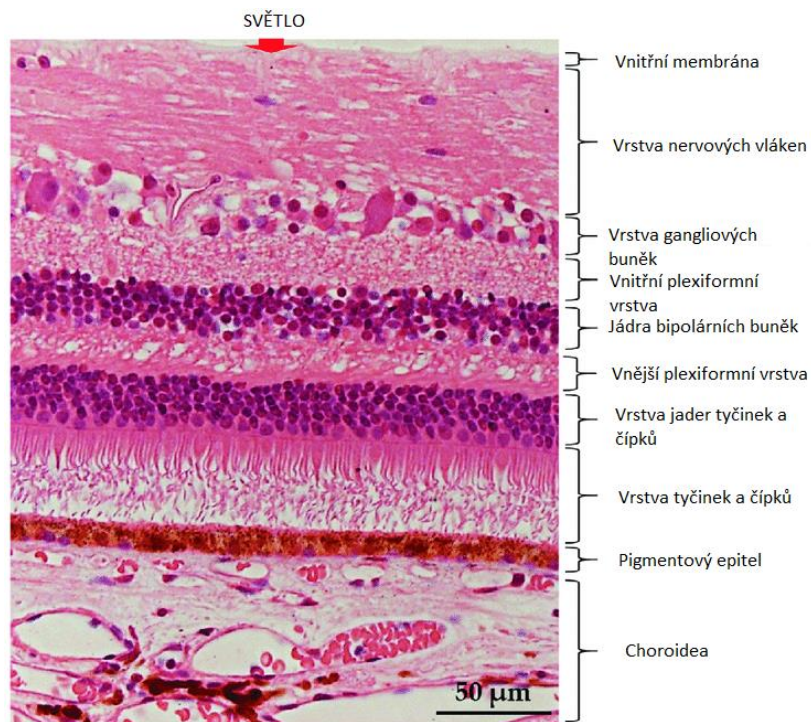
Zadní segment oka vystylá sítnice. Rozděluje se na dvě části, optickou a neoptickou. Druhá zmiňovaná se přikládá k vnitřní straně řasnatého tělesa a k zadní ploše duhovky. Tyto dvě části jsou od sebe odděleny zubatou linií. Bakalářská práce se zabývá pouze optickou částí, jež v problematice VEP hraje významnější roli. [2]

1.1 Optická část sítnice

Nejvýznamnějším bodem sítnice je žlutá skvrna, makula, v jejímž středu se nachází prohlubeň, fovea. Fovea představuje místo nejostřejšího vidění, jsou zde nakupeny čípky, žádné další neurony sítnice se zde nevyskytují. Mediálně od žluté skvrny ve vzdálenosti asi 4 mm leží místo v němž se sbíhají všechna nervová vlákna ze sítnice a odstupují z oka ve formě zrakového nervu. Mluvíme o slepé skvrně, slepé neboť se zde nenachází žádné fotoreceptory. [2]

Sítnici tvoří několik vrstev, vstupuje-li do oka paprsek, musí nejprve projít všemi vrstvami, aby doputoval k fotoreceptorům a následně byl pohlcen pigmentovými buňkami. [1] Zmíněné jednotlivé vrstvy sítnice od vnější, jež naléhá na choroideu, po vnitřní vrstvu, z níž jsou informace odváděny dále:

1. Pigmentový epitel
2. Vrstva tyčinek a čípků
3. Zevní membrána – lamina externa
4. Zevní jaderná vrstva – vrstva jader tyčinek a čípků
5. Vnější plexiformní vrstva
6. Vnitřní jaderná vrstva – jádra bipolárních buněk
7. Vnitřní plexiformní vrstva - propojení gangliových a bipolárních buněk
8. Vrstva gangliových buněk
9. Vrstva nervových vláken
10. Vnitřní membrána [3]



Obr. č. 1: Vrstvy sítnice (upraveno dle [17])

Na sítnici rozlišujeme tři druhy neuronů. Jsou jimi fotoreceptory (tyčinky a čípky), bipolární buňky a gangliové buňky. Axony gangliových buněk ve formě optického nervu odcházejí z oka do mozku. Světločivé výběžky fotoreceptorů jsou zanořeny do první vrstvy sítnice, pigmentového epitelu. Tato vrstva působí jako světelná izolace, pohlcuje dopadající světelné paprsky a tak zabraňuje jejich odrazu. [2, 3]

Tyčinky a čípky

Čípky hrají roli ve vidění hlavně za denního světla, slouží k detekci tvaru a barvy obrazu. Obsahují malé množství fotopigmentu, jejich odezva na podnět je rychlá, přičemž jen málo zesilují přicházející signál. Čípky obsahují tři různé pigmenty o různé chromatické citlivosti, jsou tedy citlivé na barvu světla. [1]

Pokud se čípkům nedostává dostatečné osvětlení, přebírají roli tyčinky. Tyčinky zprostředkovávají noční vidění. Obsahují velké množství fotopigmentu, jejich odezva na podnět je pomalá a značně zesilují vstupní signál. Nejsou citlivé na barvu světla, obsahují pouze jeden druh pigmentu. Množství tyčinek v oku značně převyšuje množství čípků, jejich počet činí zhruba 130 milionů, přičemž čípků je na sítnici pouze 7 milionů. [1]

Bipolární a gangliové neurony

Část bipolárních buněk sbírá informace z čípků, jeden bipolární neuron z jednoho čípku a část shromažďuje informace z tyčinek, jeden bipolární neuron na 3-5 tyčinek. Další neuron reprezentují gangliové buňky, jeden tento neuron je napojen na několik bipolárních neuronů. [2]

Gangliové buňky, které zpracovávají signály převážně z tyčinek, typ W, sbírají signály z poměrně velkých oblastí sítnice. Jsou citlivé na jakékoli změny kontrastu a pohyby v zorném poli. Zprostředkovávají vidění po setmění. Funkčně blízké jim jsou největší gangliové buňky sítnice, typ Y (M), buňky magnocelulární. Tyto buňky mají největší receptivní pole a vedou signály pomocí svých axonů nejrychleji. Reagují při jakémkoliv změně světelné intenzity, kontrastu, nebo při rychlém pohybu v zorném poli. Dávají jasnou zprávu mozku, že se v zorném poli něco děje. Gangliové buňky zpracovávající přednostně signály z čípků, typ X (P), parvocelulární, mají malá receptivní pole. Jsou zodpovědné za detailní lokalizaci světelných signálů, rozlišování detailů ve zrakovém poli a za barevné vidění. [15]

1.2 Zraková dráha

Signály ze sítnice do mozku putují zrakovou dráhou. Sítnicí počínaje, přes zrakové nervy, chiasma opticum, optické trakty do corpus geniculatum laterale (CGL) a optickými radiacemi do primárního zrakového kortexu. Přičemž informace z fovey jsou vedeny až polovinou vláken zrakového nervu, do poloviny buněk primárního zrakového kortexu. [1, 2, 10, 15]

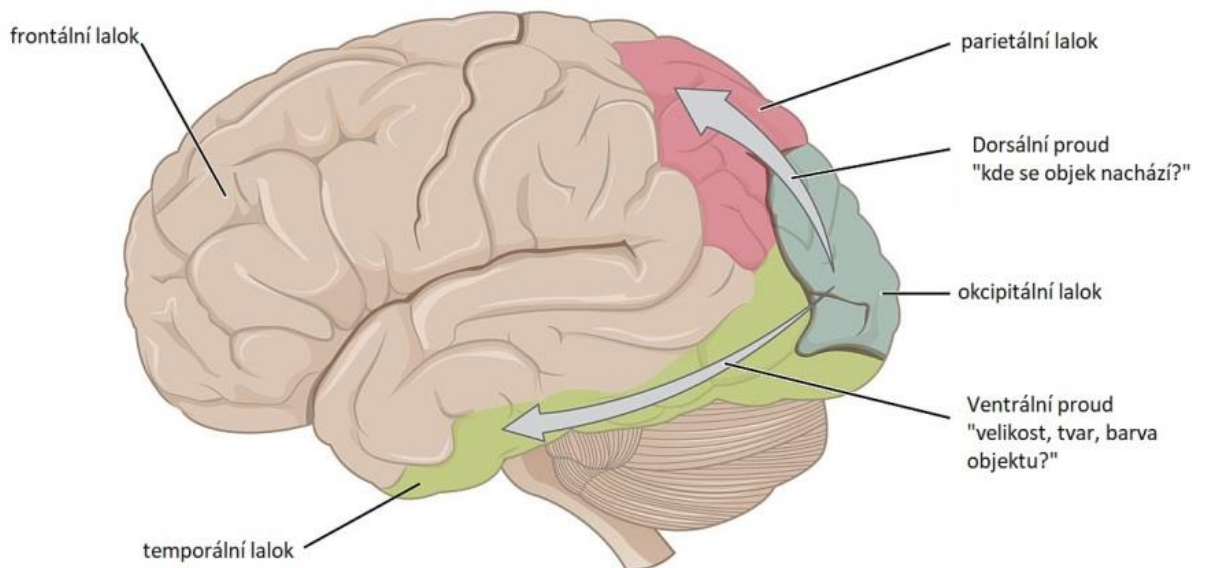
Při binokulárním vidění se předmět vyskytující se v pravé části zorného pole promítne na temporální část sítnice levého oka, u pravého oka jeho obraz leží na nasální straně sítnice. Svazky očních nervů z nasálních stran sítnic se kříží v chiasmatu, ležícím nad hypofýzou. [1, 2, 10, 15]

Optické trakty jsou pokračováním zrakové dráhy za chiasmatem. Levý optický trakt vede signály z temporální části sítnice levého a z nasální části sítnice pravého oka. Obdobně pravý optický trakt. Každý z úseků zrakové dráhy za chiasmatem tak obsahuje vlákna ze stejných, homolaterálních částí sítnic obou očí. Levá mozková hemisféra tedy zpracovává pravá zorná pole, pravá mozková hemisféra zpracovává levá zorná pole.

Vlákna vycházející z CGL jsou označeny jako optické radiace a vedou informaci dále do zrakového kortexu. [1, 2, 10, 15]

V zadním pólu zrakového kortexu končí vlákna pocházející z makul, vlákna z ostatních částí sítnice končí před touto oblastí. Plocha mozkové kůry, v níž je reprezentována makula je několikanásobně větší než oblast, kterou makula zaujímá na sítnici. Primární zraková kůra má šest vrstev (I-VI) přičemž IV. vrstva se dělí na další čtyři podvrstvy (IVa, IVb, IVc α , IVc β). Nervová vlákna přicházející z CGL končí převážně ve IV. vrstvě primární zrakové kůry. Vlákna nesoucí informace z gangliových buněk typu P končí ve vrstvách IVa a IVc β . Černobílé informace z gangliových buněk typu M končí ve vrstvě IVc α . [1, 2, 10, 15]

Dále se od sebe vymezují dva hlavní proudy postupu zrakových informací, dorzální a ventrální. Dorzální proud směřuje z primární zrakové kůry do parietálního laloku. Přebírá signály od gangliových buněk typu M, též se nazývá magnocelulární proud. Tato dráha tedy vede informace z buněk citlivých hlavně na změny osvětlení při nízké intenzitě a na pohyb. Účastní se analýzy pohybů a jejich začlenění do vizuální scény, odpovídá za rychlou lokalizaci objektů a za rozpoznání směru jejich pohybu. Ventrální proud míří do temporálního laloku. [1, 2, 10, 15]



Obr. č. 2: Zraková kůra, průběh dorzálního a ventrálního proudu (upraveno dle [47])

2 Vznik vzruchu

Elektrické signály vytvářené nervovými buňkami spadají do dvou hlavních kategorií. První, lokální stupňované potenciály vytvořené vnějším podnětem - světlem dopadajícím na fotoreceptor. Jejich šíření závisí na pasivních elektrických vlastnostech membrán nervových buněk. Druhou kategorií jsou akční potenciály, vyvolané lokálními stupňovanými potenciály. Šíří se rychle a na dlouhé vzdálenosti. [1, 2, 8]

Dopadající světelný paprsek vyvolá lokální stupňovaný potenciál ve fotoreceptoru, podrážděním bipolární buňky vzniká lokální stupňovaný potenciál v bipolární buňce. Přejdem na gangliovou buňku v ní vznikne lokální stupňovaný signál, který dá vzniku akčnímu potenciálu. Akční potenciály jsou dále přenášeny axony gangliových buněk. [1, 2, 8]

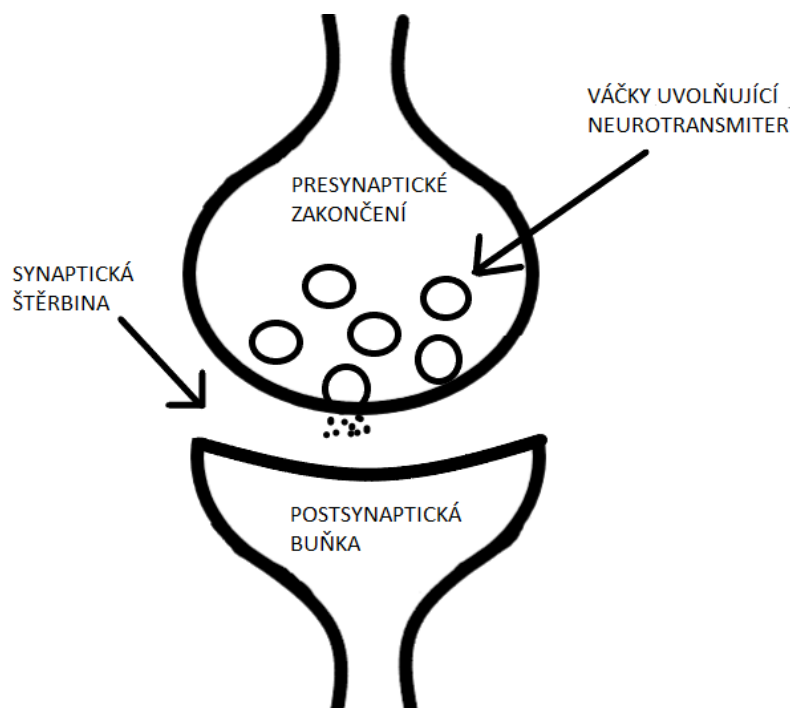
Receptivní pole neuronu je část zorného pole, kde světlo způsobuje buď excitaci, nebo inhibici buňky. Fotoreceptory reagují na světlo ve svých receptivních polích. Neurony spolu komunikují na základě synapsí, které v závislosti na typu membrány uvolňují neurotransmitery. Elektrický proud vyvolán osvětlením fotoreceptoru se pasivně šíří k jeho zakončení a vytváří excitační, nebo inhibiční synapse s bipolárními buňkami. Na fotoreceptorech a bipolárních buňkách nevznikají akční potenciály, informace se přenáší pomocí místních stupňovaných potenciálů. Díky tomu, že jsou fotoreceptory a bipolární buňky tak krátké, mohou zde tyto přenosy účinně fungovat. Bipolární buňky tvoří synapse s gangliovými buňkami. Gangliové buňky musí vytvářet akční potenciál, neboť vysílají signál přes své axony na delší vzdálenost. Vyskytují se zde další dva typy neuronů, jimiž jsou horizontální a amakrinní buňky, sloužící k modulaci impulsu buněk na ně napojených. Horizontální neurony mají své působíště mezi fotoreceptory a bipolárními neurony, amakrinní mezi bipolárními a gangliovými neurony. [1, 2, 8]

Při vzájemné spolupráci neuronů se uplatňují polysynaptické spoje. Tok informací mezi neurony může probíhat dvěma cestami. Přímou cestou, představující spoj fotoreceptoru, bipolárního neuronu a následně gangliového neuronu. A sekundární cestou přes horizontální a amakrinní neurony, shromažďující informace ze vzdálenějších fotoreceptorů i ze vzdálenějších bipolárních neuronů. [1, 2, 8]

Synaptický přenos je převážně realizován chemickou cestou. Existuje však i elektrická cesta, kdy jsou presynaptické a postsynaptické membrány přiloženy těsně k sobě. Jsou propojeny proteinovými kanálky, které spojují vnitrobuněčné tekutiny obou buněk. Toto spojení umožňuje šíření místních i akčních potenciálů bez výlevu chemického neurotransmiteru. V sítnici toto propojení využívají horizontální buňky. [7, 8]

Chemicky zprostředkovaný synaptický přenos

Presynaptické zakončení fotoreceptoru je od bipolární buňky odděleno štěrbinou, obsahující extracelulární tekutinu. Pro stupňované elektrické proudy šířící se fotoreceptorem je tento prostor příliš široký a málo vodivý. Proto presynaptické zakončení fotoreceptoru uvolňuje přenašeč neurotransmiter. Neurotransmitter difunduje přes synaptickou štěrbinu a naváže se na specifické bílkovinné receptory v membráně postsynaptické bipolární buňky. Aktivace receptorů v bipolární buňce vyvolá stupňovaný místní potenciál, který se pasivně šíří bipolární buňkou k jejímu zakončení. Čím více neurotransmiteru se uvolní, tím větší počet postsynaptických receptorů se aktivuje a to vyvolá vyšší místní potenciál. [7]



Obr. č. 3: Synaptický přenos pomocí neurotransmiteru z presynaptického zakončení buňky na postsynaptickou buňku (upraveno dle [8])

Podráždění – excitace a útlum – inhibice

Neurotransmitter uvolněný presynaptickým zakončení může postsynaptickou buňku podráždit (excitovat), nebo utlumit (inhibovat), což záleží na typu receptoru, který postsynaptická buňka má. Určitý typ receptorů bipolárních buněk váže neurotransmitter za vzniku excitace a vyvolá tak místní lokální potenciál šířící se k zakončení bipolární buňky, kde opět dojde k uvolnění neurotransmiteru. Jiné receptory bipolárních buněk po navázání, vyvolají inhibici, signál se opět šíří bipolární buňkou, ale na jejím konci je potlačeno uvolnění neurotransmiteru. Kombinace excitačních a inhibičních vstupů určuje, zda bude, či nebude dosaženo prahu dráždivosti, nutného k započetí akčního potenciálu. [7]

Akční potenciály

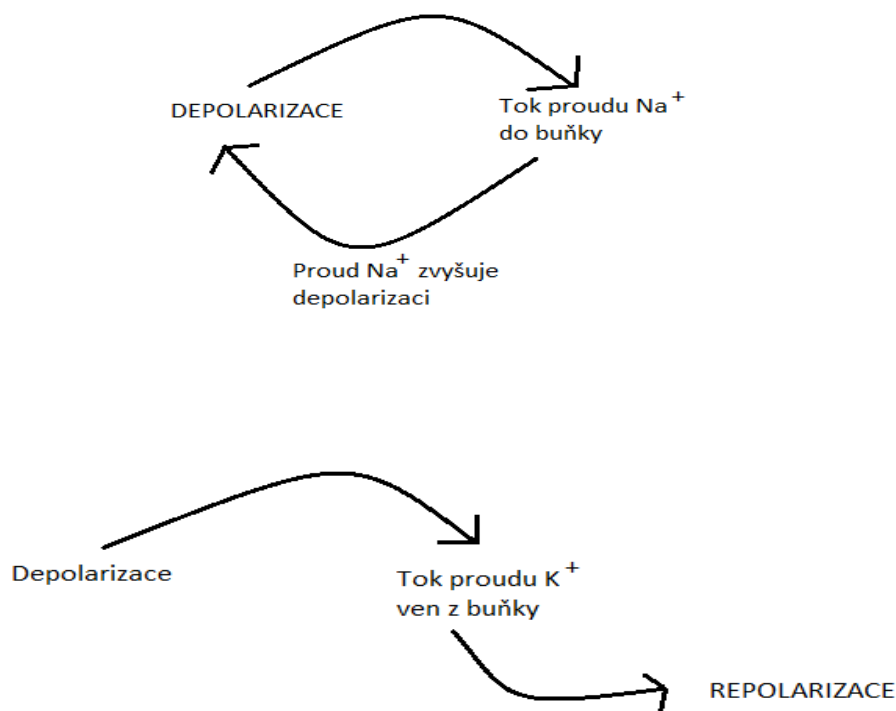
Akční potenciál začíná v gangliové buňce za předpokladu, že signály z bipolárních a amakrinních buněk dosáhly prahu dráždivosti. Akční potenciál je krátký elektrický pulz o amplitudě 0,01 V a době trvání 0,001 s. Na svém vrcholu tento vzruch obrací znaménko polarity membrány, vnitřek buňky je v tomto okamžiku nabitý kladně. Před počátkem dalšího vzruchu se musí nejprve dokončit celá sekvence jednoho akčního potenciálu. Rovněž po každém akčním potenciálu existuje období klidu, tzv. refrakterní perioda, během níž nelze zahájit druhý akční potenciál. Samotný vzruch je důsledkem depolarizačních proudů, které se šíří axonem. Vzruch se při šíření axonem nemění, zůstává stejná jeho intenzita i délka trvání. [8]

Iontové kanálky

Iontové mechanismy jsou odpovědné za tvorbu akčních potenciálů. Místní stupňované potenciály a akční potenciály jsou navrstveny na stabilní elektrický potenciál napříč buněčnou membránou, tzv. klidový membránový potenciál. Tento potenciál existuje v důsledku rozdílu koncentrace iontů na obou stranách membrány a díky selektivnímu propouštění iontových kanálků pro tyto ionty. Elektrické a chemické podmínky způsobují, že se otevírají nebo uzavírají iontové kanálky pro sodné, draselné, vápenaté a chloridové ionty, což má za následek změnu membránového potenciálu. [8]

Při stálém klidovém potenciálu neuronu je vnitřek buňky oproti vnějšku nabitý záporně. Světlo vyvolá místní depolarizaci – posun membránového potenciálu směrem k pozitivním hodnotám, nebo hyperpolarizaci – posun membránového potenciálu směrem k negativnějším hodnotám. Podobně na synapsích způsobuje neurotransmitter excitaci, nebo inhibici postsynaptických nervových buněk. Akční potenciály jsou intenzivní krátké depolarizační pulzy přenášející informaci. Jsou důsledkem velkého dočasného vzrůstu propustnosti membrány buňky pro sodné ionty. [8]

Depolarizace zvyšuje vodivost membrány pro sodné ionty a s určitým zpožděním i pro ionty draselné, což vede k toku K^+ mimo buňku. Tento únik K^+ z buňky vede k repolarizaci a návratu vodivosti membrány na její klidovou hodnotu. Po vzruchu může dojít ke krátké hyperpolarizaci z důvodu této zvětšené propustnosti pro draselné ionty. [8]



Obr. č. 4, 5: Schéma toku iontů Na^+ a K^+ během depolarizace (upraveno dle [8])

3 Evokované potenciály

Měříme evokované potenciály zrakové, sluchové, somatosenzorické a motorické. Pokud je stimulován receptor, dojde ke změně elektrického napětí v nervové tkáni, vznikne evokovaná odpověď. Tato odpověď je tvořena pohybujícím se elektrickým nábojem, potenciálem. Elektrický náboj se šíří pomocí neuronů a jejich axonů, zároveň je schopen šířit se i okolní tkáni – objemovým vodičem, díky čemuž lze potenciály registrovat z povrchu těla, pod podmínkou, že doputují k analyzátoru. [5]

3.1 Technické předpoklady k měření evokovaných potenciálů

K vyšetření VEP je zapotřebí zařízení, které je schopné vyvolat optické podněty. Skládá se ze stimulatoru, který je řízen generátorem optických podnětů a příslušného programového vybavení ke zprůměrnění a vyhodnocení záznamu. Dále jsou zapotřebí elektrody, pomocí nichž jsou odpovědi snímány. [5]

Detekce evokovaných potenciálů

Odpovědi na stimul mají malou amplitudu a zanikají v EEG - elektroencefalografické aktivitě na pozadí (spontánní aktivitě) tzv. šumu. Evokované potenciály tvoří asi 0,1-10 % spontánní aktivity. Proto není možné je na běžném EEG registrovat. Pro jejich registraci byly vytvořeny vhodné metody. Nejpoužívanější metodou je metoda zprůměrnování, nebo metoda sumace. Zprůměrnování počítačem odstraní nežádoucí náhodnou EEG aktivitu. Podmínkou je i opakované použití podnětu a jeho registrace. V diagnostice se sleduje latence, amplituda a tvar vlny. Klinicky významná po odstranění šumu je vlna P100, prodloužení její latence je nejvíce běžná abnormalita, představující dysfunkci zrakového nervu (více v kapitole 3.43.4). Normální hodnoty záznamu prakticky vylučují dysfunkce zrakové dráhy. [4, 5, 26, 23]

Diferenční předzesilovač

Zesiluje rozdíl napětí mezi elektrodami. Rušivý šum, který se vyskytuje u obou elektrod a má stejnou polaritu, zesílen není. V souvislosti s předzesilovačem rozlišujeme horní a dolní filtr. Dohromady se tyto dva filtry označují jako pásmová

propustnost. Filtry nejsou absolutní hranicí, částečně propouštějí nadhraniční kmitočty, přičemž pozměňují jejich tvar a amplitudu. [5]

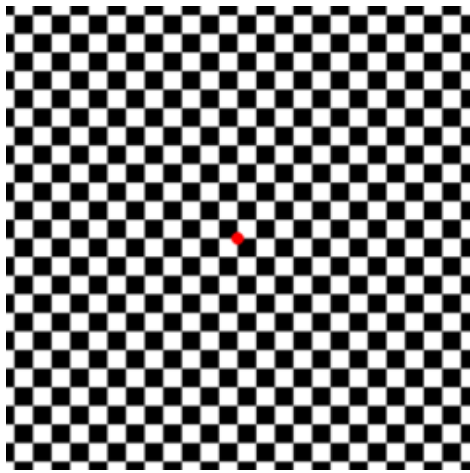
Zprůměrnovač

Jeho úkolem je další zesílení, zprůměrnění, očištění signálu od artefaktů, následně jeho zobrazení v podobě, kterou je možno hodnotit a uložit. Zprůměrněná část záznamu se nazývá epocha. Platí, že čím čistší signál měřením získáme, tím méně zprůměrnění bude potřeba. Charakteristikou zprůměrnovače je vzorkovací hodnota, což je schopnost A/D (analog/digital) převodníku změnit analogový signál a zapsat ho v binárním kódu do paměti přístroje. [5]

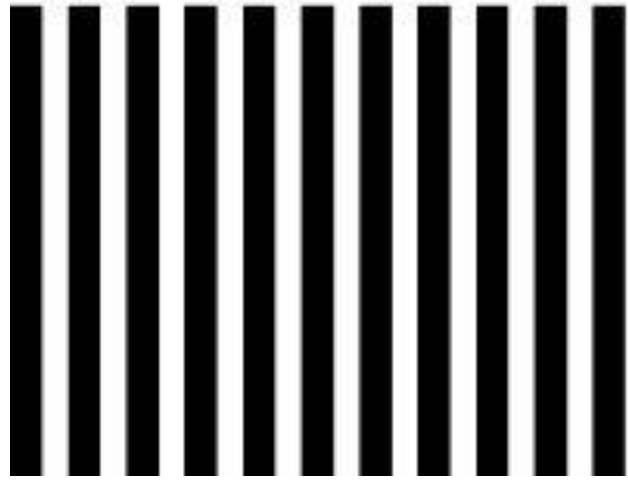
Očištění signálu ve valné většině případů probíhá automatickým rozpoznáním a blokováním artefaktů. Čím více artefaktů bude odstraňováno, tím déle vyšetření bude trvat a budeme unavovat pacienta. Což vede k jeho neklidu, a tím dochází k nárůstu artefaktů, které se odstraňují, proto je nutné zvážit úroveň, na jaké budou artefakty blokovány. [5]

3.2 Stimulace

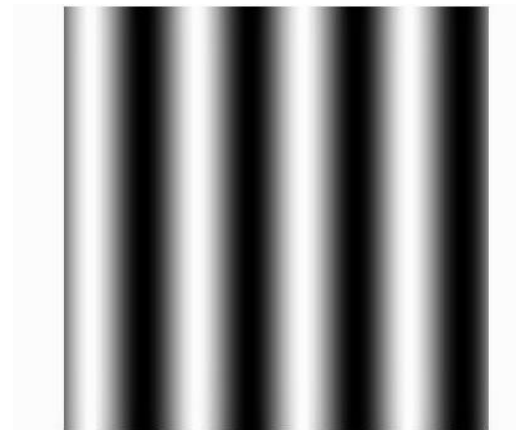
Jako stimuly se při vyšetřování VEP využívají záblesky (flash VEP, F VEP), nebo vzory (pattern VEP, P VEP). Vzor šachovnice, černé obdélníkové pruhy (řada černých a bílých pruhů stejné šířky, používá se k měření zrakové ostrosti a citlivosti na kontrast), nebo sinusová mřížka (opakovaný počet neostrých, tmavých a světlých pruhů nebo cyklů). Principem P VEP je změna kontrastu v různých částech zorného pole, přičemž celková hodnota jasu zůstává stejná. [5, 18, 19]



Obr. č 6: Vzor černo bílé šachovnice [9]



Obr. č. 7: Černé a bílé pruhy [19]



Obr. č. 8: Sinusová mřížka [20]

Generátory optických podnětů

Monitor

Jedná se o nejvyužívanější generátor, s jehož pomocí lze vyšetřovat P VEP. Nejčastěji používanou metodou je zvrát struktury (pattern-reversal, PR VEP), tato metoda je považována za standartní vyšetření. Monitorem nevyšetříme F VEP. Nevýhodou je fakt, že vykreslování obrazu na monitoru trvá několik desítek milisekund, čímž je porušena základní podmínka stimulace, kterou je okamžité podráždění všech receptorů. Obraz se začíná vykreslovat od pravého horního rohu, jsou tedy prvně

podrážděny receptory v pravém dolním rohu sítnice. Ke stimulaci žluté skvrny tedy dochází s určitým zpožděním. Vlivem tohoto faktu je prodloužení latence potenciálů, částečným řešením je vykreslování obrazu na monitoru vždy z jiného místa, což by latenci zkrátilo, vede to ovšem k větší variabilitě záznamu. Při vyšetřování hraje roli jas a kontrast, proto se během měření nesmí s jejich výchozím nastavením dále manipulovat. Výhodou tohoto generátoru je snadná změna parametrů stimulačního obrazce. Problematika okamžité stimulace všech receptorů odpadá při požití metody Motion-onset VEP. Jedná se o metodu registrující evokované odpovědi na začátku pohybu v zorném poli. Více bude tato metoda popsána v kapitole 4.1.6. [4, 5, 6]

LED diodové brýle

Pro měření F VEP, stimulačním podnětem v tomto případě je změna jasu v zorném poli. Existuje i možnost imitace struktury, čehož je docíleno střídavým zapínáním diod v šachovnicovém uspořádání. [4, 5, 30]

Zařízeními pro stimulaci zábleskem jsou dále například stroboskop, fotostimulační lampa a ganzfield polokoule. Více o jejich použití bude zmíněno v kapitole 4.2. [4, 5, 30]

3.2.1 Parametry stimulace ovlivňující měření

Existuje několik parametrů stimulace, které mohou mít vliv na měření pacienta. Proto je nutné tyto parametry vhodně zvolit a během vyšetření s jejich nastavením dále nemanipulovat. Výčet těchto parametrů je uveden zde:

- a) Velikost stimulační plochy a prvků stimulačního vzorce (velikost čtverců, šířka pruhů)
- b) Jas stimulační plochy
- c) Kontrast mezi prvky
- d) Frekvence stimulace [4]

Velikost stimulačního pole a prvků stimulačního vzorce je vyjádřena zorným úhlem, který zabírá obrazec v zorném poli vyšetřovaného oka. Udává se v úhlových stupních a minutách. Zorný úhel lze vyjádřit pomocí tangenty poloviny šířky stimulační plochy a vzdálenosti vyšetřovaného oka od ní. V závislosti na tom zda vyšetřujeme celé zorné pole nebo jen jeho část, rozlišujeme full-field, nebo half-field stimulaci. Je také

možné stimulovat čtvrtinu zorného pole – kvadrantová stimulace. Pro stimulaci celého zorného pole, by měla být velikost stimulační plochy větší než 8°, úhel 2° - 6° reprezentuje pouze foveu a její oblast. Záznam, který získáme, při užití šachovnice, závisí na velikosti čtverců. Při zmenšování jejich velikosti dochází k poklesu amplitudy, a prodlužování latencí vln. [4, 5]

Čím menší je velikost vzorů na stimulačním obrazci, tím větší je citlivost vyšetření k poruchám zrakové dráhy, ale je zde zvýšené riziko ovlivnění výsledků sníženou zrakovou ostrotí. Naopak při výrazném zvětšení prvků, nad 2°, nabývají dominance světlá pole a záznam z vyšetření se podobá záznamu při vyšetřování zábleskem. Velikost vzorů vyšetřovacího obrazce se označuje jako prostorová frekvence a vyjadřuje, kolik prvků se vejde vedle sebe do prostorového úhlu o velikosti 1°. [4, 5]

Při poklesu jasu dojde k prodloužení latencí a k poklesu amplitudy vln. Je důležité, aby se s tímto parametrem během měření nemanipulovalo. Dalším parametrem ovlivňující měření je kontrast mezi světlými a tmavými prvky stimulačního obrazce. Vyjadřuje se v procentech a lze vypočítat dle vzorce

$$\frac{L_{max}-L_{min}}{L_{max}+L_{min}} * 100,$$

kde L_{max} představuje jas světlých prvků a L_{min} jas tmavých prvků. Při rutinních vyšetření bývá hodnota kontrastu nastavena na nejvyšší hodnotu. [4, 34]

Frekvence stimulace udává počet změn stimulačního obrazce za jednu sekundu. Hlavní jednotkou jsou hertze (Hz) a běžně užívanou frekvencí je frekvence 2 Hz, v tomto případě je možné analyzovat odpovědi na jednotlivé stimuly. Takto získaný záznam se označuje jako transientní evokovaný potenciál. Pokud budeme zvyšovat frekvenci stimulace nad 6 Hz, dojde ke splynutí jednotlivých vln, které spolu začnou interferovat, a křivka záznamu nabyde tvaru sinusoidy, tento typ záznamu je označován jako steady-state VEP a liší se od předchozího typu v hodnocení. Je zde posuzována nejen amplituda, ale také zastoupení různých frekvencí a fázový posun vln ke stimulu, více o této metodě v kapitole 4.1.2. [4, 34]

Současné vybavení pro měření VEP

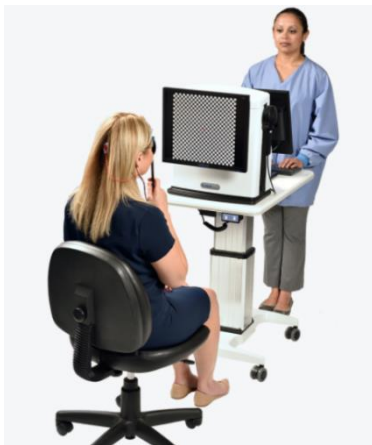
Americká společnost LKC technologies vision ve svém katalogu produktů z roku 2020 nabízí systém pro měření VEP, UTAS SunBurst. Toto zařízení je dále schopno provést ERG (elektroretinografii), EOG (elektro-okulografii) a vyšetření adaptace na tmu, přínosné v diagnostice například věkem podmíněné makulární degenerace. Umožňuje vyšetřování P VEP i F VEP, testování zvratem struktury, nebo reakci na začátek pohybu v zorném poli. Dále možnost multifokálního testování. [9, 11, 12]

Další americkou společností nabízející vybavení pro měření VEP je Diopsys. Produkt této společnosti opět umožňuje vyšetření za pomoci záblesků i zvratu struktury. [13, 14]

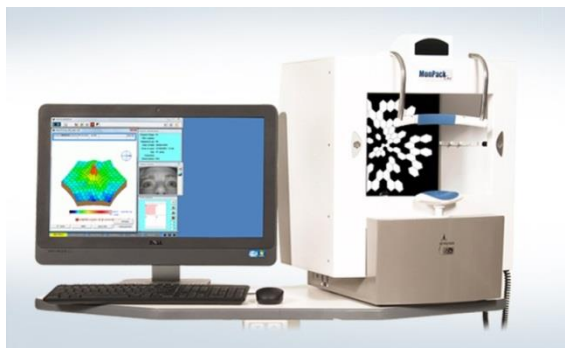
Model MonPackONE od společnosti Metrovision, umožňuje ganzfield záblesky, vyšetření pomocí vzoru, sweep VEP (vice kapitola 4.1.3), stimulování polovin zorných polí pomocí multifrekvenční stimulace, multifokální testování ERG i VEP. Též je přístroj schopen testovat EOG. Obsahuje LED monitor, infračervené kamery pro sledování fixace očí a velikosti zornic. [33]



Obr. č. 9, 10: UTAS SunBurst [11, 12]



Obr. č. 11, 12: Diopsys zařízení pro testování VEP [13, 14]



Obr. č. 13: Model MonPackONE od společnosti Metrovision [33]

3.3 Elektrody

Elektrody mohou být povrchové – neinvazivní a pacientem dobře snášené, nebo podkožní, u nichž je výhodou nízký přechodový odpor. Je však nutné vyvarovat se nabodnutí svalu, nebo jeho těsnému okolí, to by vedlo ke zkreslení záznamu. [4, 5]

Obvyklé frekvenční pásmo při záznamu je voleno mezi 1 – 300 Hz. Hodnota horního filtru je někdy snižována na 100 až dokonce 80 Hz, aby se odfiltrovaly vysoké frekvence a vyhladila se křivka záznamu. Při zvýšení hodnot horního filtru dojde k přimísení vyšších frekvencí a tím ke zvýšení amplitudy a zkrácení latence vln, je tedy nutno dodržovat vždy stejné frekvenční pásmo u všech vyšetření. [4, 5]

Povrchové elektrody

Diskové elektrody Ag/AgCl vyrobeny ze stříbra s povrchovou vrstvou chloridu stříbrného. Elektroda je uprostřed vyboulená s malým otvorem pro lepší práci s kontaktním médiem, její průměr se pohybuje v rozmezí 5 až 7 mm. Na předem očištěný povrch těla se elektrody připevňují za pomoci vodivé pasty. Naměřený kožní odpor by měl být nižší než 5 k Ω . [4, 5]

Elektrody se zapojují do předzesilovače svými konektory. Dle zavedené konvence se do první zdířky předzesilovače zapojí ta z elektrod, která je blíže generátoru signálu, elektroda aktivní. Druhá elektroda se označuje jako referenční. Takovýto pár elektrod se nazývá svod. [4, 5]

Rozmístění elektrod

Aplikace elektrod na povrch těla je definována dle mezinárodního 10-20 EEG systému. Pro registraci evokovaných potenciálů jsou užívána jen některá místa, která lze z tohoto systému vyvodit. [4, 5]

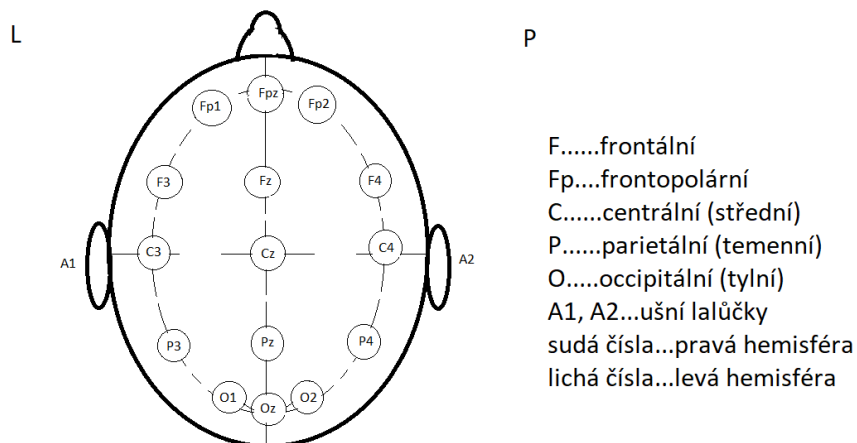
Zapojení elektrod:

- Bipolární (diferenční) zapojení – obě elektrody svodu jsou kladeny blízko sebe a zároveň blízko generátoru. Toto zapojení se prakticky nepoužívá.
- Referenční zapojení – používá se téměř vždy. Aktivní elektroda je umístěna v blízkosti předpokládaného generátoru, pokud je to možné tak

nad ním. Referenční elektroda může být v podstatě kdekoliv na těle, podle jejího umístění rozlišujeme:

- Cefalická reference – elektroda je umístěna na povrchu skalpu, může být zdrojem pozitivních výchylek generovaných strukturami mozku.
- Semicefalická reference – elektroda je připevněna na ušní boltec (nebo oba), nebo na processus mastoideus (případně oba). Jsou-li, použity obě části jedná se o složenou elektrodu, kdy jsou jednotlivé elektrody vzájemně propojeny.
- Non-cefalická reference – elektroda je uložena kdekoli na těle s výjimkou hlavy. Často se používá rameno protilehlé registračnímu místu. Výhodou představuje, že je elektroda prakticky inaktivní. Nevýhodou je příměs pohybových a svalových artefaktů. [4, 5]

Nejlepším přístupem je provádět měření na třech svodech současně. Vzhledem k poloze projekční zrakové oblasti, se očekává maximum VEP v oblasti Inionu – výstupek na kosti týlní uprostřed šupiny. Dle systému 10-20 označena jako oblast Oz. Používá se zapojení Oz (měří samotnou reakci) přičemž referenční elektroda se přikládá frontálně na Fpz, jako variantu lze využít spojení ušních lalůček. Zemnicí elektroda se přikládá na zápěstí, vertex hlavy Cz, procesus mastoideus, nebo na ušní lalůčky. Aktivní elektrody jsou umisťovány vždy podle zvoleného systému. Pohybujeme-li se v systému 10-20 jsou elektrody v místech Oz, O2 a O1. Na čtyř kanálových přístrojích se doporučuje zapojit čtvrtou elektrodu 5 cm nad Inion (Pz), protože zde lze registrovat některé změny distribuce potenciálu ve vertikální linii na skalpu a zpřesnit tak interpretaci. Další možnost je snímat ze čtvrtého svodu ERG. [4, 5]

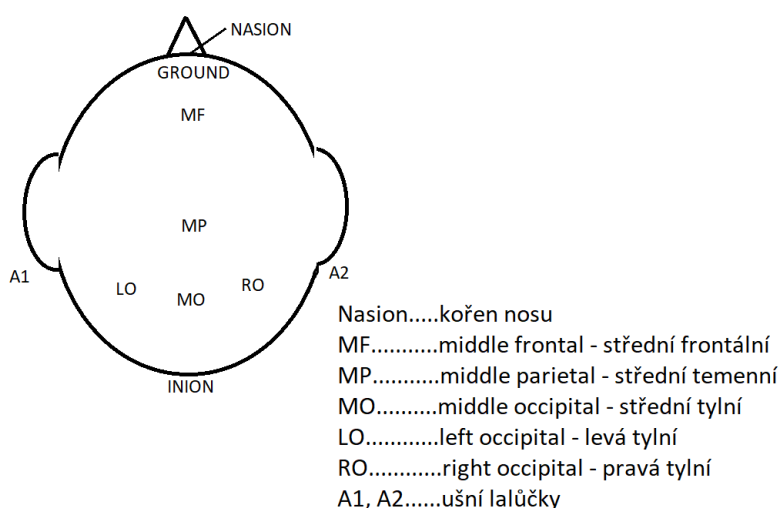


Obr. č. 14: Schéma 10-20 EEG systému (upraveno dle [4])

Doporučené zapojení při čtyř kanálovém záznamu dle systému 10-20:

- Kanál 1: Oz - Fpz
- Kanál 2: O1 - Fpz
- Kanál 3: O2 - Fpz
- Kanál 4: Pz – Fpz [5]

Druhým systémem je Queen Square systém. V tomto případě je aktivní elektroda umístěna 5 cm ve střední čáře nad Inion (MO) a další 2 elektrody 5 cm vpravo (RO) a 5 cm vlevo (LO). [4, 5, 30]



Obr. č. 15: Queen Square systém (upraveno dle [31])

3.4 Vlna evokovaných potenciálů

Vlna potenciálů je třífázová a zajímá nás její polarita, jakožto základní parametr. Registrují se napětí vždy mezi dvěma elektrodami. Vlna evokovaných potenciálů má P-N-P charakter, nejprve nastává pozitivní vlna, následně dominantní negativní vlna a jako poslední opět pozitivní. [4, 5]

Pro značení jednotlivých vln se používají písmena P a N, přičemž P značí pozitivní vlny a N negativní vlny. K těmto písmenům je doplněn údaj o průměrné vrcholové latenci jakou vlna vykazuje. Příkladem je vlna P100, jejíž vrchol se objeví po 100 ms. [4, 5]

P vrchol je projevem hyperpolarizace. Hyperpolarizací je myšlena negativní změna membránového potenciálu buňky. Hyperpolarizace inhibuje akční potenciál. N vrchol je projevem depolarizace a následný další P vrchol je opět projevem hyperpolarizace, která vrací vodič do původního stavu. Vzhled evokované odpovědi závisí na umístění aktivní a referenční elektrody. Tento typický tvar P-N-P získáme tehdy, je-li registrační elektroda blíže generátoru, než elektroda referenční. [5]

Potenciál šířící se objemovým vodičem je definován na základě vzdálenosti od generátoru. Jestliže je mezi generátorem a registrační elektrodou jen tenká vrstva tkáně (například kůže, nebo tenká lební šupina) hovoří se o potenciálu blízkého pole – near field. Je-li vrstva tkáně mezi elektrodou a předpokládaným generátorem silná (například celá mozková hemisféra) hovoříme o potenciálu vzdáleného pole – far field. Platí, že tvar near field potenciálu ze skalpu je určován osou generátoru a evokovaná odpověď vytvořená vzdáleným elektrickým polem má odlišné vlastnosti. [5]

Nejužitečnějšími analyzovanými vlastnostmi jsou latence nástupu píku (vrcholu vlny) po podnětu, amplituda píku a abnormality ve tvaru vlny. Demyelinizace optického nervu má za následek zvýšenou latenci vlny P100, bez významného vlivu na amplitudu. Ischemické, kompresivní a toxické poškození primárně snižuje amplitudu, s menším účinkem na latenci. [32]

3.5 Příprava pacienta

Zrakové evokované potenciály obvykle vyšetřuje neurolog, nebo vyšetření provede certifikovaná sestra s certifikátem v pracovní činnosti vyšetřovacích metod v klinické neurofyzilogii a neurodiagnostice. [26, 27]

Před testováním by měl mít pacient za sebou oční vyšetření a nesmí přicházet s rozkapanými zornicemi. Používá-li korekci do blízka, musí ji při vyšetření použít. Pacientovi se vysvětlí postup vyšetření a je usazen do křesla, výhodou je opěrka hlavy, což umožní uvolnění šíjových svalů a omezí výskyt svalových artefaktů. Pro snížení povrchového odporu kůže se používají jemné abrazivní pasty, které místa, na nichž budou umístěny elektrody, jemně obrousí. Pro toto ošetření kůže lze použít rovněž jemný smirkový papír, nebo tampón napuštěný lihobenzinem. Je-li pacientem žena, měla by být předem upozorněna, aby si nelakovala vlasy. Pro upevnění povrchových elektrod na skalp se používají speciální pasty. Používá-li se EEG čepice, naaplikuje se kontaktní gel do otvorů příslušných elektrod. Jsou-li používány jehlové elektrody, místo vpichu se musí řádně desinfikovat a přechodový odpor je obvykle menší než 1 k Ω . [5, 30]

Optimální vzdáleností pacienta od monitoru je 70 až 100 cm. Vyšetření lze provést monokulárně i binokulárně, v klinické praxi se častěji používá monokulární vyšetření. Rutinně se začíná pravým okem, levé oko je zakryto. Pacient se vyzve, aby fixoval střed monitoru. Je vhodné kontrolovat pacienta, zda správně fixuje. Stimulace se provádí nejprve plným polem, v případě potřeby částmi zorného pole. [5, 30]

Faktory ze strany pacienta, které mohou ovlivnit měření:

- Věk
- Zraková ostrost
- Tělesná teplota
- Pohlaví
- Vědomá nespolupráce [5]

Význam věku pacienta závisí na velikosti stimulačních prvků a na jasu. Čím menší prvky vzoru a čím nižší jas tím je vliv věku výraznější. Asi do 20 let věku pacienta dochází ke zkracování latence P100, po 50 naopak latence narůstá. [5]

Čím je zraková ostrost nižší tím je za stabilních podmínek latence P100 delší a amplituda P100 nižší. Čím menší velikost prvků vzoru je použita tím je amplituda P100, pokud pacient vidí ostře, vyšší. Jakmile je velikost prvků menší než je pacient schopen ostře rozlišit, amplituda P100 klesá a latence se prodlužuje. Závislost těchto změn je tak těsná, že ji lze použít pro určení zrakové ostrosti. [5]

Mluví-li se o vlivu pohlaví, u žen bývá latence P100 kratší než u mužů. Jako příčina se udává jednak vyšší teplota těla a jednak v průměru menší hlava, tedy i kratší zraková dráha. Amplituda vlny P100 má v průměru u žen vyšší hodnotu než u mužů, což je připisováno hormonálním rozdílům. [5]

Některé osoby účelně nespolupracují. V případě podezření na nespolupráci musí vyšetřující stát tak aby viděl na oči pacienta a mohl ho tak alespoň do jisté míry kontrolovat. Pokud pacient stále nespolupracuje, je vhodné využít F VEP. [5]

Rozdíly byly rovněž vypořádány ve vztahu k dominanci oka – dominantní oko má vyšší amplitudu a kratší latenci, pohybům očí – amplituda se sníží při nystagmu, ale latence zůstane stejná a při užívání některých léčiv. [5]

4 Metody stimulace

Tato kapitola rozebere několik typů P VEP a dále vyšetření F VEP. Jelikož je množství těchto testů prováděno v kombinaci s ERG, bude zde v krátkosti toto vyšetření nastíněno.

Jedná se o hromadnou reakci sítnice na vizuální stimulaci. Odezva na stimulaci bleskem je vytvářena buňkami ve vnější a vnitřní jaderné vrstvě, aniž by byl detekovatelný příspěvek gangliových buněk nebo optického nervu. Odpověď na stimulaci vzorem je vytvářena primárně gangliovými buňkami ve vnitřní jaderné vrstvě. Používanými elektrodami jsou elektrody rohokové, sklerální, nebo infraorbitální. ERG testování může dokumentovat přítomnost retinální dysfunkce a rozlišovat, zda abnormalita zahrnuje fotoreceptory, nebo gangliové buňky. Ve spojení s testováním VEP, může ERG pomoci objasnit, zda je abnormalita VEP způsobena onemocněním sítnice, nebo je problém dále ve zrakové dráze. [30]

4.1 Pattern VEP, P VEP

Pro testování je využíván vzor se světlými a tmavými plochami. Vzorem jsou svislé (horizontální) černé obdélníkové pruhy na bílém pozadí, sinusová mřížka, nebo nejčastěji šachovnice. Stimulace strukturovaným podnětem může probíhat buď promítáním a následným mizením vzoru, nebo záměnou dvou navzájem obrácených a doplňujících se vzorů. Velikost, kontrast a doba stimulace mohou ovlivnit amplituda a latenci odpovědi. [4, 5, 18, 30]

4.1.1 Pattern onset-offset VEP

Prostorově strukturované pole s vysokým kontrastem (šachovnice) se střídá s prostorově uniformním polem (šedé pole) stejného středního jasu. Tento způsob stimulace je možné použít u steady-state VEP popsanych v následující kapitole. [41, 42]

Protože průměrný jas je v průběhu času konstantní, evokovaná odpověď je přičítána mechanismům citlivým na prostorový kontrast. Popisovány jsou tři vlny, vlny N75, N125 a P150. [41, 42]

4.1.2 Steady-State VEP

Pokud použijeme stimulaci s rychlými změnami černých a bílých polí (více jak 6 Hz), mluvíme o steady-state VEP. Další reverzace zastihuje zrakovou dráhu v refrakterní fázi (fáze kdy je u zrakové dráhy snížena vnímavost a reaktivita na podnět), výstupem potom není klasický obraz křivky. Lépe se odliší šumy v pozadí a určí se minima a maxima amplitud, přičemž amplitudy bývají vyšší než při klasické stimulaci. Další zvyšování stimulační frekvence, nad 8 Hz, už může působit obtíže při interpretaci výsledků. [34]

4.1.3 Sweep VEP

Užívají se k rychlému objektivnímu určení zrakové ostrosti, kontrastní citlivosti a zhodnocení funkčnosti zrakové dráhy jako celku. Jsou vhodné při vyšetřování malých dětí a nespolupracujících pacientů. Principem metody je zjištění maximální vnímatelné prostorové frekvence, tedy minimálního úhlu rozlišení, který vyjadřuje zrakovou ostrost. [30, 34]

Jako sweep VEP označujeme rychlou steady-state VEP stimulaci šachovnicovými poli (obdélníky, nebo sinusovou mřížkou), které pravidelně mění svoji velikost (každá velikost je promítnuta jen jednou a všechny další jsou stále menší). Jednotlivé vzory mezi sebou plynule přecházejí a obraz zmenšujících se čtverců není ničím přerušen. Změny velikosti polí vyvolávají změny funkční odpovědi zrakového centra. Jeden cyklus trvá jednotky sekund a poté následuje krátká pauza. Hodnocení probíhá na principu vytvoření grafu prostorové frekvence a amplitudy odezvy. Zraková ostrost potom může být vyhodnocena na základě tohoto grafu. [30, 34]

4.1.4 Pattern reversal VEP, PR VEP

Neboli zvrát struktury. V klinické praxi je nejvíce využívána, při výběru vzoru šachovnice. Zvrát struktury je děj, kdy při zachování konstantního jasu dochází k zaměnění černých polí za bílé. Výhodou této stimulace je větší citlivost k poruchám vedení zrakovou dráhou. [5, 30]

Zvrátu struktury může být docíleno pomocí rotujícího zrcadla a promítání vzoru na průsvitnou plochu. Náhlý pohyb zrcadla způsobí posunutí vzoru na ploše. V dnešní době je tento způsob spíše historii. [30]

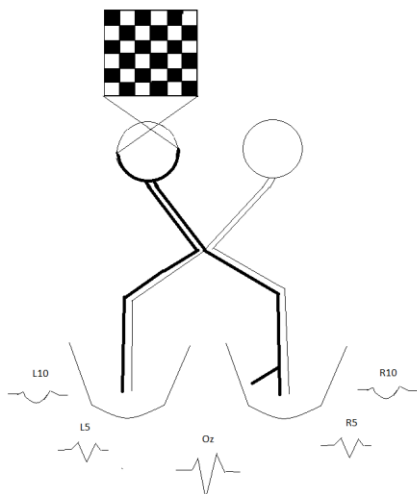
Stimulační plocha musí obsahovat fixační bod. Umístění fixačního bodu vzhledem ke stimulačnímu poli určuje, jaká část zorného pole bude stimulována. Pokud je fixační bod uprostřed vzoru, s velikostí plochy nad 16° je stimulováno celé zorné pole a mluvíme o full-field stimulaci. Je-li stimulační plocha velikosti $2-6^\circ$, stimulujeme pouze foveální oblast a jedná se o cenral-field stimulaci. Testování takto malé oblasti je závislé na dobré zrakové ostrosti pacienta. Je-li stimulační vzor prezentován pouze na jedné straně fixačního bodu, je stimulovaná polovina zorného pole, half-field stimulace, nebo též hemi-field stimulace. [30]

Rychlost stimulu lze hodnotit v počtu zvrátů za sekundu, nebo jako počet cyklů za sekundu (cyklus z černé na bílou a zase na černou = dvojice zvrátů). Délka záznamového času by měla být alespoň 300 ms od stimulu. V tomto intervalu většinou registrujeme všechny vlny, které jsou potřebné pro hodnocení VEP. Obvykle stačí 200 odpovědí, které se zprůměrnují a získáváme tak jeden hodnotitelný záznam. Pro hodnocení VEP stačí dva hodnotitelné záznamy. [5]

4.1.4.1 Full-field PR VEP

Je nejcitlivější při detekci lézí před chiasmatem. Doporučeno je tento test provádět monokulárně s použitím vysoce kontrastní černobílé šachovnice při rychlosti stimulace 4 zvraty za sekundu a méně. Fixační bod je v centru stimulu. [30]

Vlny o maximální amplitudě jsou snímány při uložení aktivních elektrod ve střední čáře. První negativní vlna má vrcholovou latenci 70 nebo 75 ms, mluvíme o vlně N70 nebo N75, pojmenování se různí u různých autorů. Prostřední vlnou je vlna P100. Vrcholová latence poslední vlny kolísá, mluvíme o vlně N135, N140, nebo dokonce N145. Před tímto N-P-N komplexem je možno detekovat vlnu P60 a za komplexem vlnu P200. [5]



Obr. č. 16: Schéma normální registrace při stimulaci jednoho oka plným polem. Aktivované dráhy jsou vykresleny tlustou čarou. Podrážděny jsou obě okcipitální oblasti, záznam je stranově symetrický. Elektrody umístěny na R5, L5, R10 a L10 (upraveno dle [5])

Záznamy jsou analyzovány za účelem identifikace hlavních vln odpovědi, (N75, P100 a N145) v týlních oblastech. Vlna P100 má maximální amplitudu ve střední týlní oblasti. Pokud je maximální amplituda P100 přemístěna do jedné z laterálních okcipitálních oblastí, bude pro definitivní identifikaci píku nutné half-field testování. Pokud je amplituda P100 ve všech týlních oblastech nízká, mělo by být provedeno testování s elektrodami na dalších středních liniích. Nejvíce klinicky užitečná měření reakcí na monokulární stimulaci na celém poli jsou: latence P100 na Oz a amplituda P100 na všech třech okcipitálních místech. Amplituda je měřena jako vzdálenost od základní linie k píku, případně vzdálenost vrcholu N75 k P100, nebo od P100 k N145 to závisí na tvaru vlny. [5, 30]

ABNORMALITY:

Znamenají změnu v latenci, amplitudě, topografii a tvaru vlny. Prodloužení latence P100 je nejspolehlivějším indikátorem klinicky významných abnormalit. Stupeň prodloužení latence vlny P100 má však své hranice. Je-li vlna prodloužena o více než 55 ms, podílí se zřejmě na tomto prodloužení vlna P135, vznikající podrážděním periferie zorného pole. [5, 30]

Hodnoty amplitudy P100 jsou mnohem citlivější na poruchy ve zrakové dráze než hodnoty latence, ale svědčí o její dysfunkci pouze tehdy, jsou-li vyloučeny oční a jiné

faktory pacienta. Střední okcipitální amplituda může být snížena vlivem špatné fixace, zaostření, nepozornosti nebo ospalosti. Extrémním případem poklesu amplitudy je chybění vlny. Pokud byly ostatní faktory vyloučeny, monokulární abnormalita naznačuje jednostrannou prechiasmatickou dysfunkci na příslušné straně. Bilaterální abnormalita označuje bilaterální onemocnění, které nelze přesně lokalizovat bez odpovědi na half-field stimulaci. Zřetelné asymetrické prodloužení latence N-P-N komplexu při jinak zachovalých amplitudách, obvykle poukazuje na demyelinizační typ postižení prechiasmatické oblasti zrakové dráhy na straně delší latence. Pokles amplitudy se objevuje v počátečním stádiu retrobulbární neuritidy, stejně jako při velmi špatné korekci zraku, či onemocnění sítnice. Dalším postupem by mělo být testování half- field. [5, 30]

Při testování jednoho, nebo obou očí lze nalézt laterální asymetrie týlní amplitudy. To může být příznakem poruchy chiasmální, nebo postchiasmální vizuální dráhy. V těchto případech se abnormality obvykle vyskytují při testování obou očí. Je vyžadováno, potvrzení této abnormality pomocí half-field stimulace. [5, 30]

Při hodnocení záznamu vlny P100 s dvojitým vrcholem, tvarem „W“, je nevhodné předpokládat, že kterýkoli pík je „pravý“ vrchol P100. K určení klinického významu odpovědi se musí provést další testování zahrnující half-field stimulaci, nebo změnit velikosti elementů stimulu. Pokud tento tvar vlny i nadále přetrvává, může jít o poruchu části myelinizovaných vláken, možnou příčinou může být i skotom. [5, 30]

4.1.4.2 Half-field PR VEP

Lze stimulovat pravou, levou, horní, nebo dolní polovinu zorného pole. Při stimulaci pravé, nebo levé poloviny zorného pole je odpověď generovaná z okcipitálního laloku hemisféry kontralaterální ke straně stimulace. Toto testování je více senzitivní na detekci lézí v chiasmatu a za chiasmatem. Může objasnit nejasnosti výsledků při testování full-field stimulací. Je též možné získat abnormality v záznamu, navzdory tomu, že full-field test dopadl dobře. [5]

V zásadě platí stejná pravidla velikosti znaků a rychlosti zvrátů pro half-field jako pro full-field. Fixační bod by měl ležet mimo stimulační plochu, v jejím vnitřním okraji, v nestimulované části zorného pole. Vhodný je posun o jeden stupeň. To pomůže

předejít nechtěné stimulaci obou částí zorného pole, ke kterému může dojít drobným očním pohybem. [5, 30]

Optimální je, když se využívá střídavá stimulace polovin zorných polí. Fixační bod je v centru stimulační plochy v černém vertikálním pruhu, který odděluje dvě zorná pole. Promítání levé a pravé části testu na obrazovku probíhá po uplynutí 250 ms, nebo po delší době. Výhodou je zlepšení spolupráce a fixace pacienta, snížená variabilita mezi testy způsobená únavou, nebo nepozorností a zvýšená účinnost testování. Half-field odezvy mají menší amplitudu než full-field a je potřeba větší počet opakování pro jeden hodnotitelný záznam. [5]

Maximální amplituda vlny P100 je zaznamenána nad druhou hemisférou, tedy homolaterálně ke straně stimulace obvykle v místech elektrod vzdálených 5 cm laterálně od střední čáry. Při umisťování elektrod je více preferovaná MF reference, před A1, A2 nebo A1 + A2, protože toto umístění elektrod může být zdrojem asymetrické aktivity mezi polovinami zorných polí. [30]

Pro levou část zorného pole tedy platí zapojení:

Kanál 1: LO - MF

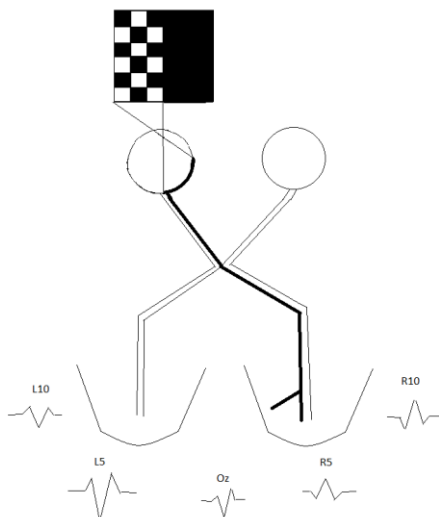
Kanál 2: MO - MF

Kanál 3: RO -MF

Kanál 4: RT – MF (RT, right temporal = P4 v systému 10-20)

Pro pravou část zorného pole obdobně se záměnou RT za LT. [30]

Tvar komplexu je podobný jako při stimulaci celým polem. V místech kontralaterálních elektrod ke straně stimulace, 5 cm laterálně od střední čáry lze získat záznam opačné polarity. Místo kde dochází k popsané změně tvaru záznamu, se nazývá přechodová zóna a změna její lokalizace může být známkou patologie. [5]



Obr. č. 17: Schéma normální registrace při stimulaci poloviny sítnice jednoho oka. Aktivované dráhy jsou vykresleny tlustou čarou. Je patrné asymetrické vykreslení vln s maximální amplitudou laterálně od střední čáry stejnostranně k podráždění (upraveno dle [5])

ABNORMALITY

Jako abnormální úkaz je považováno prodloužení latence P100 při stimulaci jedné části zorného pole, které se liší od druhé části zorného pole téhož oka. Prodloužení P100 jednoho oka, které se liší od druhého oka. Monokulární abnormality indikují jednostrannou dysfunkci optického nervu. Bilaterální odchylka latence indikuje:

- Možnou prechiasmatickou dysfunkci.
- Chiasmatickou dysfunkci pokud se jedná o bitemporální pole.
- Dysfunkci za chiasmatem, pokud se jedná o homonymní pole. [5, 30]

Abnormality amplitudy vlny P100 jsou: absence vlny P100 s nebo bez přítomnosti vlny P75 a P135. Abnormální poměr amplitud z levých a pravých polovin zorného pole obou očí. Vlivem technických faktorů jsou amplitudové poměry odezvy nejvíce zavádějícím hodnotitelným kritériem. [5, 30]

4.1.5 Multifocal VEP, mfVEP

Získává objektivní záznam z více oblastí zorného pole, což umožňuje posouzení mnohem většího průřezu oblasti zrakového nervu, a tím i přesnější funkční vyhodnocení vizuální dráhy. Toto testování může být přínosné při vyšetřování amblyopie a pro zhodnocení zorného pole. Používá se pro vyšetření glaukomu, optické neuritidy, roztroušené sklerózy a ischemické optické neuropatie. Klinické studie prokázaly, že

mfVEP je v 95 % citlivé na detekci glaukomatózního skotomu. Na rozdíl od perimetru je mfVEP méně ovlivněno výkonem pacienta. [18, 38, 39]

Klasické PR VEP je limitováno, má-li být využito při testování zorného pole. Je obtížné získat odezvy stimulace na více místech sítnice během jednoho vyšetření. Jako mfVEP je označováno testování pomocí 60 lokálních VEP záznamů, které lze získat z velké plochy sítnice. Stimulační pole sestává z 60 oblastí, z nichž každá obsahuje 16 stimulačních elementů (8 bílých a 8 černých). Celý stimulační obrazec má velikost 44,5°. [35, 36]

Srovnávají se mfVEP z obou očí, u normálních jedinců jsou prakticky totožné. Pro posouzení lokálních defektů v zorném poli jsou reakce mfVEP porovnávány s normálními odpověďmi na stimul. Tato srovnání vyžadují sofistikované analýzy a software. Program zobrazuje v reálném čase místní odpovědi a píky N1, P1 a N2 každé odpovědi. Kvalita zaznamenaného signálu je vyhodnocena výpočtem úrovně šumu a zobrazením vývoje signálu od začátku záznamu. [33, 37]

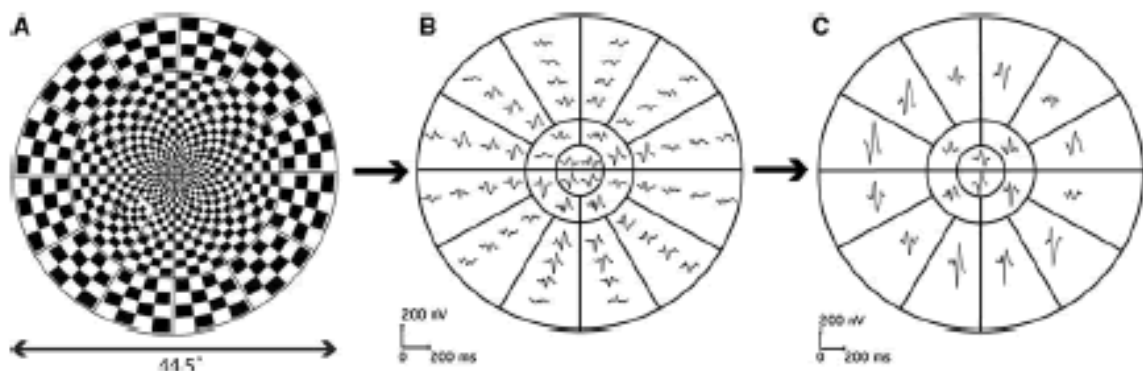
Při kombinaci s mfERG (multifokální ERG) lze odlišit nemoci vnější sítnice (před gangliovými buňkami) od nemocí gangliových buněk a zrakového nervu. Stejně zařízení, které se používá k záznamu mfERG, může zaznamenávat i mfVEP. Problém nastává se softwarem pro identifikaci lokálních abnormalit, jež zatím není široce dostupný. [37]

Studie [38] z roku 2015 srovnávala užití PR VEP s mfVEP. Případy v této studii prokazují potenciálně vyšší citlivost mfVEP ve srovnání s PR VEP při detekci lézí ovlivňujících periferní pole a lézí post-chiasmální dráhy. Nezávislé hodnocení různých oblastí zorného pole zlepšuje detekci a lokalizaci lézí a poskytuje objektivní topografickou mapu, která může být použita jako doplněk k jiným testům a pro hodnocení progresu onemocnění.

Odpověď full-field PR VEP je do značné míry závislá na makule a v důsledku toho by mohla být vynechána léze v periférii zorného pole. Toto omezení PR VEP je pravděpodobně způsobeno nadměrným zastoupením makulární oblasti ve zrakové kůře. [38]

MfVEP je variabilní mezi subjekty, příčinou je rozdílná kortikální anatomie a vodivost podkladové tkáně. Mozková kůra je u každého jednotlivce složena odlišně, pozice primární vizuální oblasti a její vztah k umístění záznamových elektrod může vést ke zdatelně odlišné odpovědi mfVEP mezi jedinci. [38]

Tvar vlny odezvy mfVEP se mění v polaritě napříč horizontálním poledníkem, což se vysvětluje polohou generujících kortikálních dipólů vzhledem k poloze záznamových elektrod. [39]

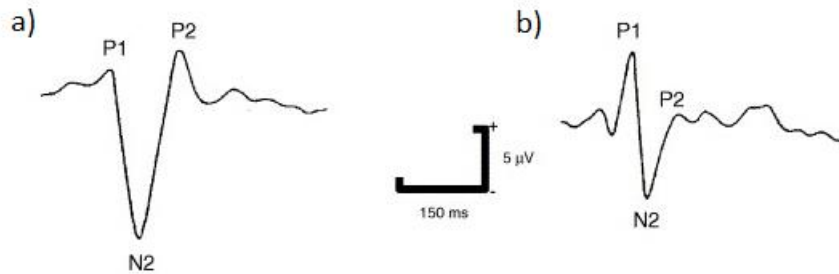


Obr. č. 18: a) stimulační pole s šedesáti sektory, které je pozorováno pacientem b) záznam šedesáti odpovědí od pacienta c) sečtení reakcí do osmnácti odpovědí (upraveno dle [39])

4.1.6 Motion-onset VEP

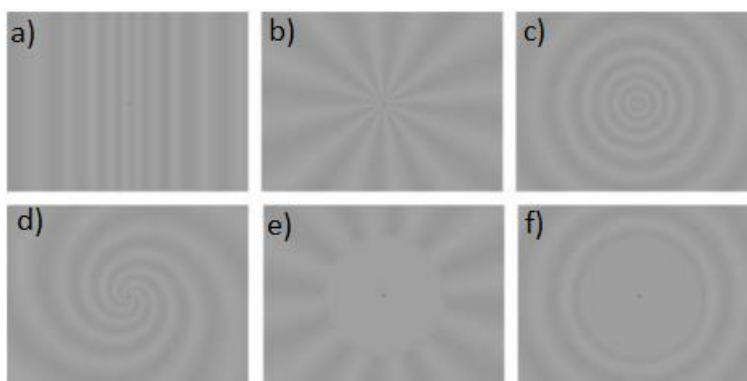
Jedná se o reakce na začátek pohybu v zorném poli. Existují i reakce na ukončení pohybu v zorném poli - motion-offset, a reakce na změnu směru - motion-reversal. Reakce na pohyb nejsou získatelné na úrovni sítnice. Pro vyšetření pacienta pomocí motion-onset VEP je podstatný dorsální proud zodpovědný za detekci pohybu (viz kapitola 1.2). Standartní vyšetření VEP nevedou ke stimulaci dorsálního proudu a příslušných oblastí mozku odpovědných za zpracování informací o pohybu. Mezi subjekty je ve tvaru záznamu motion-onset VEP větší variabilita související s rozdílnou citlivostí na pohybové podněty a jejich parametry, ve srovnání s poměrně konstantními odpověďmi na zvrát struktury. [6, 15, 16]

U klasických VEP se posuzuje vlna P100, zde hraje hlavní roli vlna N200. Tento pík je hlavní pohybově specifická složka produkovaná v temporo-týlní nebo parietální kůře. [6, 15, 16]



Obr. č. 19: a) odpověď na motion-onset VEP s dominantní složkou N2, b) komplex P-N-P při měření strukturovaným podnětem (upraveno dle [16])

Pro vyšetření se využívá stimulační plocha o velikosti 20° a více, pohyb v perifernějších částech zorného pole vytváří dominantnější vrchol specifické vlny N2 ve srovnání se stimuly, které jsou omezeny na centrální část. Pozorovací vzdálenost 0,5-0,6 m a centrální fixační bod. Střední jas se používá v rozmezí $3 - 20 \text{ cd/m}^2$. Kontrast 10% se sinusovou modulací. To podporuje dominanci vlny N2. Používané pohyblivé vzory: pruhy, kruhy, spirály se snižující se prostorovou frekvencí a zvyšující se rychlostí radiálního pohybu směrem k periférii, nebo kinematogramy s náhodnými tečkami. [15, 16]



Obr. č. 20: Typy stimulů: a) svíslá mřížka (posuvný pohyb vlevo, nebo vpravo – translační), b) větrný mlýn (rotace doleva, nebo doprava), c) soustředné kruhy (radiální pohyb), d) spirála (spirálový pohyb), e) centrální maskovaný větrný mlýn (rotace), f) střední maskovaný kruhový vzor (radiální pohyb). [43]

Čas trvání pohybu je kritický stimulační parametr, který ovlivňuje charakter motion-onset VEP prostřednictvím adaptace systému zpracování pohybu na pohyb. Je tedy nutné krátké trvání pohybu, aby se však předešlo smíchání motion-onset a motion-offset komponent, pohyb by měl trvat 200 ms. Pro interstimulační interval (stacionární meziobdobí) platí délka trvání přibližně 1 s. [15, 16]

Největší amplituda je zaznamenávána v laterálních okcipitálních oblastech. Umístění elektrod by mohlo být například následující: O1, Oz, O2, Pz, Cz, jako reference se nedoporučuje Fz, vhodnější jsou ušní lalůčky. Nebo také zapojení O3, O1, Oz, O2, O4 a Pz. [6, 15, 16]

Dle studie [16] je motion-onset VEP o 26 % citlivější na vyšetření roztroušené sklerózy. Je možné rozlišit akutní optickou neuritidu a změny funkce optického nervu v důsledku demyelinizace u roztroušené sklerózy. Proces demyelinizace může ovlivnit magnocelulární systém dříve. Zpoždění motion-onset VEP tedy může naznačovat vyšší pravděpodobnost demyelinizace než optickou neuritidu. [15, 16]

4.2 Flash VEP, F VEP

Představují metodu běžně používanou k vyhodnocení vizuální funkce, kdy nelze použít P VEP z důvodu neprůhlednosti médií, nízké zrakové ostrosti, nestabilní fixace z různých důvodů a snížené poddajnosti u dětí, mentálně postižených a jinak nespolupracujících pacienta. [40]

Jedná se o důležitý diagnostický test v dětské oftalmologii a neurologii. Problém u dětí mladších tří let života je udržení fixace. Latence a tvar vln VEP se rapidně mění během prvních šesti měsíců vlivem vývoje oka. Ve třech letech už dítě může být vyšetřeno testy se stejnými parametry jako dospělý člověk. Děti ve věku pěti let mají vyvinutý zrakový systém do té míry, že záznam vln VEP dospělého člověka a tohoto dítěte bude velmi podobný. Latence vrcholu P100 se dále po velkou většinu života nemění, až do věku 55 let kdy opět nastávají změny v průběhu vlny. Po tomto věku křivka vykazuje útlum amplitud a zpomalení složky P100. [21, 29]

Zrakovou dráhu lze stimulovat pomocí stroboskopu. Většina stroboskopů může produkovat při záblesku zvuk, ten je nutné odstranit, aby nedošlo k produkci sluchové

evokované odpovědi. Stroboskop je možné umístit před oči, nebo osvětlovat bílou plochu stroboskopem umístěným za hlavou pacienta, jejíž střed pacient fixuje. Je také možné vyvolat odpověď osvětlením vzoru, pattern onset a pattern offset. [4, 28, 30]

Fotostimulační lampa je nejrychleji dostupným stimulatorem. U fotostimulační lampy je možné měnit kryt z průsvitného skla za vzorované drátěné sklo. Lampa by měla být přibližně ve vzdálenosti 30-45 cm od pacienta. [4, 30]

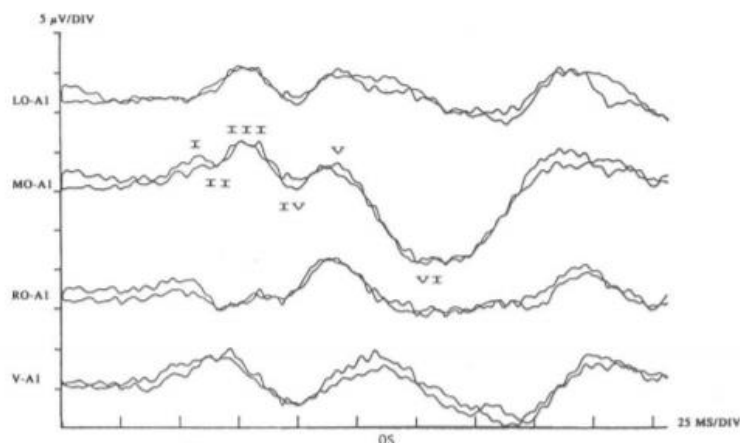
Dále se užívají LED diodové brýle, nebo ganzfeld polokoule. Brýle mají tu výhodu, že vytvoří velké pole stimulace, které minimalizuje účinek změn směru pohledu. Nevýhodou je, že oči nelze pozorovat a obvykle dochází ke stimulaci přes zavřená víčka, jelikož pacient mrknul. [4, 30]

Kvalitní a kontrolovanou stimulaci lze provést pomocí stimulatoru Ganzfeld. Ten sestává z vnitřku odrazné, rozptylné polokoule (nebo koule, kdy se pacient dívá skrz otvor v kouli). Podnět je dodáván do celého zorného pole pacienta. [4, 30]

Je možné měnit jas, frekvenci záblesků a barvu světla, monokulárně, nebo binokulárně stimulovat. Klinické testování je nejlepší provádět monokulárně. Podmínkou je, že do nestimulovaného oka nesmí dopadnout žádné světlo. [4, 30]

Umístění elektrod má vliv na průběh záznamu. Aktivní elektroda je na pozici Oz a referenční na Fz, Pz, případně na ušních lalůčkách. Dále se používají elektrody O1, O2, často se užívá i elektroda Cz. [4, 30]

Záblesky mají frekvenci obvykle 1 Hz. Je nutné zaznamenat mnoho odpovědí, abychom získali užitečný záznam. Odpověď typicky sestává až ze šesti vrcholů, které se objeví během prvních 250 ms po stimulaci bleskem. Jsou označeny postupně I, II, III, IV, V a VI. Kterýkoli z píku může být nahrazen několika rychlejšími píky. Latence jednotlivých vrcholů se může mezi jednotlivci značně lišit. [18, 30]



Obr. č. 21: F VEP při použití LED brýlí. Záznam šesti vln F VEP stimulace (upraveno dle [30])

Význam mají vlny N75 a P100. Vlny mezi nimi jsou variabilní od pacienta k pacientovi a typicky se nehodnotí. Hodnotí se poměr amplitudy odezev a latencí levého a pravého oka. Asymetrie amplitudy nebo latence mohou svědčit o jednostranné abnormalitě v oku s nižší amplitudou, nebo delší latencí. Výrazně zvýšené amplitudy odezvy naznačují možnou mozkovou dysfunkci. Nepřítomnost týlního F VEP indikuje nedosažení týlní kůry. Pokud je F VEP nedosažitelné, může zábleskové ERG poskytnout informace týkající se místa abnormality zrakového systému. [18, 30]

Intraoperační využití F VEP

Při neurologických zákrocích, u kterých hrozí poškození zraku v intraoperačním období, se pro okamžité klinické vyšetření zraku mohou využívat F VEP. Pacient je v celkové anestezii v bezvědomí, vlnový průběh se zaznamenává z týlní oblasti. Monitoring probíhá v kombinaci s ERG pro potvrzení, že stimul dosáhl sítnice. Pooperační poškození zraku se projeví změnou amplitudy vln. K potvrzení užitečnosti tohoto vyšetření během operace pomohlo až zavedení používání nitrožilních anestetik propofolu a vývoj LED diod. [22, 23]

LED diody s vysokou intenzitou zabudovány do silikonových podložek, nebo speciálních brýlí, jsou umísťovány na zavřená oční víčka pacienta a je nutné zajistit, aby záblesky z diod nebyly rušeny okolním světlem. Doba stimulace se pohybuje mezi 10 - 20 ms, frekvence 1 - 2 Hz a počet 50 – 200 záznamů. Užívají se jehlové elektrody, s jejichž pomocí se dosahuje stabilnějšího záznamu. Aktivní elektrody na O1, O2, Oz, referenční elektrody na A1, A2, nebo Fz. [22, 23]

F VEP vyhodnocují vzdálenost mezi vrcholy N75 a P100. Dojde-li ke změně této vzdálenosti, hlásí se tato skutečnost operujícímu chirurgovi. Významná změna je definována jako změna vzdálenosti nejméně o 50 % vzhledem k referenční amplitudě. Neustálé mizení vlnových průběhů může být interpretováno jako možný nástup závažného pooperačního poškození zraku. [22, 23]

Mezi faktory ovlivňující F VEP patří předoperační vizuální funkce. U pacientů se závažným poškozením zraku už před operací mají průběhy VEP nízkou reprodukovatelnost a je obtížné je zaznamenat. Dalším faktorem je teplota těla, neboť snížení tělesné teploty v anestezii způsobuje zeslabení amplitudy VEP a prodloužení latence. K faktorům rovněž patří parciální tlak oxidu uhličitého v krvi, jež ovlivňuje rychlost vedení vzruchu nervovými dráhami. Vliv na rychlost šíření vzruchu má i hypotenze a hypoxie. Důležitou roli hrají anestetika, která potlačují synaptický přenos. Z intravenózních anestetik má nejmenší vliv na F VEP propofol. [22, 23]

Užitečností F VEP jako intraoperačního monitoringu zrakové dráhy se zabývalo několik studií, s pozitivními výsledky v jejich prospěch. Autoři studie [23] ilustrovali přínos využití intraoperačního neurofyziologického monitorování (IONM – Intraoperative Neurophysiological Monitoring) během resekce léze zrakového nervu. Multimodalita IONM využívala ERG, F VEP a EEG. U pacientky v totální žilní anestezii (total intravenous anesthesia – TIVA), došlo během resekce nádoru k náhlému poklesu VEP odpovědí v levém oku. Chirurg byl upozorněn, odstranily se retraktory a vyčkalo se návratu VEP do původního stavu. Ty poté zůstaly stabilní až do konce operace. V tomto případě byla prokázána užitečnost F VEP k prevenci pooperační ztráty zraku.

V publikaci [24] je hodnocen vliv monitoringu F VEP ve skupině lidí, u nichž byl k odstranění nádoru použit přístup přes dutinu nosní, nebo ústní, transsfenoidální přístup. Pooperační vízus byl hlavním problémem v transsfenoidální chirurgii pro adenomy hypofýzy. Studie cílila na potvrzení, nebo vyvrácení názoru, že je intraoperační monitoring pomocí F VEP neúčinný. Studie se zúčastnilo 28 osob a byl prokázán možný přínos F VEP monitoringu při transsfenoidálních operacích. Přínos F VEP monitoringu při resekcích nádorů v blízkosti optické dráhy taktéž potvrzuje studie [25] uveřejněna roku 2019.

5 Příspěvek VEP v diagnostice

Pro většinu klinických situací má VEP omezenou užitečnost. Existují četné faktory, které mohou způsobit získání abnormálního záznamu odpovědi i v případě absence poškození zrakové dráhy. Jsou jimi chyby v refrakci, neprůhlednost médií, amblyopie, únava a nepozornosti. Mezi dva scénáře, ve kterých VEP zůstávají klinicky užitečné, patří hodnocení vizuální dráhy u kojenců, nebo nespolupracujících dospělých a potvrzení funkčních vizuálních cest s určením objektivní zrakové ostrosti. [32]

DEMYELIZAČNÍ ONEMOCNĚNÍ

Retrobulbární neuritida optického nervu:

Jedná se o demyelinizaci vláken zrakového nervu mezi odstupem nervu z retiny a chiasmatem. Jejím projevem je zpomalení vedení vláknem optického nervu na postižené straně. U vyšetření PR VEP full-field stimulací, se onemocnění projeví prodloužením latence vlny P100 při relativně zachovalém tvaru N-P-N komplexu a normální amplitudě. U half-field stimulace, bude nález obdobný. Senzitivita u pacientů s klinickými příznaky na vyšetření PR VEP se uvádí 90 % - 100 %. U pacientů s retrobulbární neuritidou existuje vyšší relativní riziko vzniku sclerosis multiplex (roztrošené sklerózy mozkomíšní). [5, 45]

EXPANZIVNÍ LÉZE CENTRÁLNÍ NERVOVÉ SOUSTAVY

Expanze intrasellární:

Do této skupiny se řadí tumory hypofýzy a kraniofaryngom (nezhoubný nádor mozku, který vyrůstá v oblasti tureckého sedla na spodině mozku, u hypofýzy [44]). Jedním z prvních příznaků je útlak chiasmatu. Dokonce v případě, že tumor ještě není detekovatelný zobrazovacími metodami, může docházet k subklinické lézi chiasmatu, kterou lze prokázat pomocí VEP. Neexistují žádné změny VEP parametrů typické či specifické pro expanzi jakéhokoli původu, přesto se VEP považují za citlivou metodu pro detekci poruch již v subklinické fázi. Obecně platí, že abnormality VEP mohou být detekovány dříve, než se objeví klinické známky poruchy zrakové dráhy včetně poruchy zorného pole. Jako abnormalita je považován poměr amplitud z jednoho a druhého oka větší než ¼ hodnoty vyšší amplitudy a změna tvaru primárního komplexu. Expanze

postihující vlákna optického nervu před zkřížením v chiasmatu se projeví abnormalitou na straně léze při monokulární full-field stimulaci. K bližší lokalizaci tumoru může přispět half-field stimulace. Je-li abnormální odpověď při half-field stimulaci obou polí téhož oka, jedná se o poruchu před zkřížením na straně postiženého oka. Abnormální odpovědi z homonymních polí obou očí značí postižení zrakové dráhy za chiasmatem. [5]

Expanze v oblasti mozkových hemisfér:

Obecně je-li léze závažnější, primární zrakový komplex N-P-N zcela chybí. Je-li expanze menší, pozorujeme abnormality latence vrcholu P100, nebo její amplitudy, či abnormality mezistranného rozdílu latence P100. Expanze v oblasti okcipitálního laloku způsobují retrochiasmatickou lézi zrakových drah. Zřetelná abnormalita se u retrochiasmatické léze projevuje jako snížená amplituda odpovědi. Jen vzácněji je prodloužena latence. Typickým nálezem u pacientů s retrochiasmatickou lézí je nezkřížená asymetrie amplitud VEP při full-field stimulaci. [5]

ZÁCHVATOVÁ ONEMOCNĚNÍ

Epilepsie:

Zde slouží evokované potenciály k diagnostice určitých specifických epileptických syndromů. Hlavně se jedná o pacienty s myoklonickými záchvaty či sekundární epilepsií. Při vyšetření VEP u pacientů s PME (progresivní myoklonickou epilepsií) se často pozoruje vysoká amplituda jednotlivých komponent. U fotosenzitivní epilepsie lze pozorovat zkrácení latencí a snížení amplitudy časných složek odpovědi na světelné záblesky s prodlouženou latencí a zvýšenou amplitudou pozdních komponent. [5]

EXTRAPYRAMIDOVÁ ONEMOCNĚNÍ

Parkinsonova choroba:

Jedná se o neurodegenerativní onemocnění, při němž dochází k oboustrannému prodloužení latence vlny P100. Prodloužení latence je ovlivněno procesem demyelinizace, nebo tvorbou plaků. Dále jsou patrné nižší amplitudy primárního komplexu N-P-N. [5, 46]

DEGENERATIVNÍ ONEMOCNĚNÍ NERVOVÉHO SYSTÉMU

Alzheimerova choroba a další demence:

Abnormality VEP se projeví nejčastěji symetrickým prodlužením latencí vlny P100 a snížením jejich amplitudy. [5]

JINÁ ONEMOCNĚNÍ

Glaukom:

Při PR VEP bývají patrné změny latence i amplitudy P100. [5] K jeho diagnostice přispívají i data analyzována z odpovědí mfVEP.

Kortikální slepota:

Často je možné vyvolat odpověď při flash VEP. Někdy je možné vybavit dokonce i PR VEP, v případě že jsou primární zraková centra a dráhy k nim zachovány. Pokud je zničená celá okcipitální kůra a tedy i primární zraková kůra, PR VEP nelze vyvolat. [5]

Přední ischemická neuropatie optiku:

Výsledkem VEP testů bude snížená amplituda. Výsledky VEP mohou pomoci odlišit toto onemocnění od optické neuritidy. [18]

Amblyopie:

Dochází ke změnám amplitudy a latence vln PR VEP. Při vyšetření pomocí F VEP je průběh typicky normální. Během zmenšování velikosti stimulu se stává odpověď na PR VEP abnormální, amplituda pro amblyopické oko bude zvětšená. [18]

Závěr

Cílem bakalářské práce bylo shrnout dostupné informace týkající se používaného vybavení a způsobů vyšetření pomocí zrakových evokovaných potenciálů. Nedílnou součástí pochopení registrace zrakové evokované odpovědi je stavba sítnice, zrakové dráhy a princip vzniku vzruchu, neboť vše začíná při podráždění fotoreceptoru a následném vzniku akčního potenciálu, jenž umožní přenos informace do mozku. Fyziologická stavba a funkčnost těchto struktur byla popsána v prvních dvou kapitolách.

Práce se snaží výstižně a uceleně popsat potřebné vybavení a vybrané metody stimulace. Z toho důvodu byla třetí kapitola věnována technickým předpokladům k měření evokovaných odpovědí, způsobům stimulace a generátorům zrakových podnětů. Své místo v této kapitole našly také elektrody, neboť evokované odpovědi jsou z povrchu těla získávány s jejich pomocí. Práce popisuje používané elektrody a jejich rozmístění dle dvou základních systémů, jimiž jsou 10-20 EEG systém a Queen Square systém. Diagnostický významný je průběh zaznamenané evokované odpovědi, jejíž tvar a princip pojmenování jednotlivých vrcholů je v této kapitole také vysvětlen.

Čtvrtá kapitola rozebírá jednotlivé metody stimulace při použití vzoru a stimulaci pomocí záblesku. Vzhledem k možnosti použití zobrazovacích technik, nemají zrakové evokované potenciály při diagnostice hlavní roli, avšak i nadále mohou být přínosem pro potvrzení, nebo zpřesnění diagnózy. Onemocnění, která lze vyšetřit za pomoci těchto potenciálů jsou shrnuta v poslední kapitole této práce.

Zkratky

VEP	Visual evoked potentials, zrakové evokované potenciály
CGL	Corpus geniculatum laterale
EEG	Elektroencefalografie
A/D	Analog/digital převodník
F VEP	Flash VEP, zábleskové VEP
P VEP	Pattern VEP, vzorové VEP
PR VEP	Pattern-reversal VEP, stimulace zvratem struktury
ERG	Elektroretinografie
EOG	Elektro-okulografie
mfVEP	Multifocal VEP, multifokální VEP
mfERG	Multifocal ERG, multifokální ERG
IONM	Intraoperative neurophysiological monitoring, intraoperativní neurofyziologické monitorování
TIVA	Total intravenous anesthesia, totální intravenózní anestezie
PME	Progresivní myoklonická epilepsie

Zdroje

- [1] NOVÁK, M., FABER, J., KUFUDAKI, O. *Neuronové sítě a informační systémy živých organismů*. Praha: Grada, 1993. ISBN 8085424959
- [2] SYNEK, S., SKORKOVSKÁ, Š. *Fyziologie oka a vidění*. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-3992-2
- [3] ROZSÍVAL, P. et al., *Oční lékařství*. Praha: Galén, 2017. ISBN 978-80-7492-316-6
- [4] CIGÁNEK, L. *Evokované potenciály a ich využitie v klinickej praxi*. Martin: Vydavateľstvo Osveta, 1991. ISBN 80-217-0354-7
- [5] KAŇOVSKÝ, P., DUFEK, J. *Evokované potenciály v klinickej praxi*. Brno: Ldvpz Brno, 2000. ISBN 80-7013-306-6
- [6] KUBA, M. *Motion-onset visual evoked potentials and their diagnostic applications*. Brno: MSD Brno, 2008. ISBN 978-80-7392-027-2
- [7] FONTANA, J. a kol. *Funkce buněk a lidského těla, Multimediální skripta se cvičebnicí*. Praha: 3ed Faculty of Medicine, Charles University in Prague, 2014.
- [8] NICHOLLS, J. G., MARTIN, A., R., WALLACE, B., G., FUCHS, P., A. *Od neuronu k mozku*. Praha: Academia, 2013. ISBN 978-80-200-2155-7
- [9] LKC, TECHNOLOGIES VISION DEFINED, *LKC technologies vision defined* [online]. Gaithersburg, Maryland: 2020 [cit. 2020-02-17]. Dostupné z: <https://www.lkc.com/visually-evoked-response-ver-visually-evoked-potential-vep/>
- [10] KUCHYŇKA, P. a kol. *Oční lékařství*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1163-8
- [11] LKC, TECHNOLOGIES VISION DEFINED, LKC UTAS SunBurst brochure [online]. Gaithersburg, Maryland: 2020 [cit. 2020-02-17]. Dostupné z: https://www.lkc.com/wp-content/uploads/2019/09/2019_UTAS-SunBurst-Brochure-2019-Print.pdf
- [12] LKC, TECHNOLOGIES VISION DEFINED, LKC Product catalog 2020 [online]. Gaithersburg, Maryland: 2020 [cit. 2020-02-17]. Dostupné z: <https://www.lkc.com/wp-content/uploads/2020/01/LKC-Tech-Product-Catalog-2020.pdf>

- [13] DIOPSYS Inc., *Visual evoked potential module* [online]. Pine Brook, New Jersey: 2020 [cit. 2020-02-26]. Dostupné z: <https://diopsys.com/visual-electrophysiology-products/visual-evoked-potential-vep/>
- [14] CMI, MEDICAL TECHNOLOGY, *Diopsy ERG a VEP systém pro testování zrakových funkcí* [online]. Praha: 2017 [cit. 2020-02-26]. Dostupné z: <https://www.cmi.sk/cs/diopsys-erg-vep-system-pro-testovani-zrakovych-funkci>
- [15] E-LEARNINGOVÁ PODPORA MEZIOBOROVÉ INTEGRACE VÝUKY TÉMATU VĚDOMÍ NA UP OLOMOUC, *Zrak* [online]. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2013.
- [16] KUBA, M., KUBOVÁ, Z., KREMLÁČEK, J., LANGROVÁ, J. *Motion-onset VEPs: characteristic, methods, and diagnostic use*. Vision Research, Vol. 47, January 2007, No. 2, pp. 189-202
- [17] DING, S., KUMAR, S., S., MOK, P., L. *Cellular reparative mechanisms of stem cells for retinal disease*. International Journal of Molecular Sciences, Vol. 1406, July 2017, pp. 1-19
- [18] BENJAMIN, W., J. *Borish's clinical refraction 2nd edition*. St. Louis, Mo.: Butterworth-Heinemann, 2006. ISBN 0-7506-7524-1
- [19] MILLODOT, M. *Dictionary of optometry and visual science, 7th edition*. Butterworth-Heinemann, September 2008, ISBN 9780702051883
- [20] IDEAS FOR MATLAB, *Sinusoidal functions and sinusoidal gratings* [online]. 2014 [cit. 2020-03-16]. Dostupné z: <https://ideasformatlab.blogspot.com/2014/10/post-3-sinusoidal-functions-and.html>
- [21] SLIDESHARE, *Vep and its practical importance* [online]. August 2016. [cit. 2020-03-16]. Dostupné z: <https://www.slideshare.net/nikhilzandu/vep-and-its-practical-importance>
- [22] HAYASHI, H., KAWAGUCHI, M. *Intraoperative monitoring of flash visual evoked potential under general anesthesia*. KJA, Korean Journal of Anesthesiology, Vol. 70, 2017, No. 2, pp. 127 - 135
- [23] JAHANGIRI, F., R., ASDI, R., ILYAS, S. *Protecting the Visual Pathway During Optic Nerve Surgery Using Intraoperative Visual Evoked*

- Potentials (VEP)*. Acta Science Clinical Case Report, Vol. 1, 2020, no. 2, pp. 1 – 6
- [24] KAMIO, Y., SAMESHIMA, T., SUGIYAMA, K. *Useful of Intraoperative Monitoring od Visual Evoked Potentials in Transsphenoidal Surgery*. Neurologia medicochirurgica, Vol. 54, 2014, no. 8
- [25] GUTZWILLER, E., M, CABRILO, I., RADOVANOVIC, I., et. al. *Intraoperative monitoring with visual evoked potentials for brain surgeries*. Journal of Neurosurgery. Vol. 130, 2019, no. 2, pp. 337 – 673
- [26] SEIDL, Z. *Neurologie pro studium i praxi, 2., přepracované a doplněné vydání*. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-5247-1
- [27] SLEZÁKOVÁ, Z. *Ošetřovatelství v neurologii*. Praha: Grada Publishing, 2014. ISBN 978-80-247-9475-4
- [28] BIOPAC SYSTEMS, *Visual evoked responce (VER)* [online]. Kalifornie, Goleta. [cit. 2020-03-20]. Dostupné z: <https://www.biopac.com/application/ers-evoked-response/advanced-feature/visual-evoked-response-ver/#tabs>
- [29] NICOT. F., GUEVARA, R., F., et. al. *Flash Visual Evoked Potentials: Maturation from Birth to 15 years of Age*. iovs, investigative ophthalmology & visual science. Vol. 52, 2011, no. 14
- [30] EPSTEIN, C., M. et. al. *Guideline 9B: Guidelines on Visual Evoked Potentials*. American Clinical Neurophysiology Society. Vol. 23, 2006, no. 2
- [31] MSET SPRING MEETING ALPHA NEUROSCIENCE INSTITU. *Evoked potentials overview*. [online]. MSET, 2012 [cit. 2020-03-22]. Dostupné z: <http://www.msetinfo.org/wp-content/uploads/2011/04/EVOKED-POTENTIALS-MSET.pdf>
- [32] FISHMAN, G., A., BIRCH, D., G., HOLDER, G., E., BRIGELL, M., G. *Electrophysiologic Testing in Disorders of the Retina, Optic Nerve, and Visual Pathway*. 2nd ed. Oxford University Press: 2001. ISBN 978-1560551980
- [33] METROVISION. *Sweep VEP by Metrovision*. [online]. [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <https://metrovision.fr/my-ss-notice-us.html>

- [34] 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
- [35] ZHANG, X., HOOD, D. *Signal-to-noise analysis of multifocal VEP responses: An objective definition for poor records*. Documenta Ophthalmologica, Vol. 104, 2002, no. 3, pp. 287 – 302
- [36] HOOD, D., C., RITCH, R. *Other Tests in Glaucoma: Multifocal Visual Evoked Potential*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2010, ISBN 978-3-540-68240-0
- [37] HOOD, D., C., ODEL, J., G., WINN, B., J. *The multifocal visual evoked potential*. Journal of Neuro-Ophthalmology, Vol. 23, 2003, no. 4, pp. 279 – 289
- [38] ALSHOWAEIR, D., YIANNIKAS, C., KLITORNER, A. *Multifocal Visual Evoked Potential (mfVEP) and Pattern-Reversal Visual Evoked Potential Changes in Patients with Visual Pathway Disorders: A Case Series*. Neuroophthalmology, Vol. 39, 2015, no. 5, pp. 220 – 233
- [39] ELKHOLY, S., H. *Multifocal Visual Evoked Potential mfVEP*. Journal of Molecular and Genetic Medicine, Vol. 9, 2015, no. 1, ISSN 1747-0862
- [40] BUELTMANN, S., WEIMER, P., ROHRSCHEIDER, K. *Flash visual Evoked potentials in healthy volunteers and patients using the RETIscan LED-goggles*. iovs, investigative ophthalmology & visual science. Vol. 45, 2004, no. 13
- [41] NORCIA, A., M., APPELBAUM, L., G., ALES, J., M., COTTEREAU, B., R., ROSSION, B. *The steady-state visual evoked potential in vision research: A review*. Journal of Vision, Vol. 15, 2015, no. 6, ISSN 1534-7362
- [42] STRUBE, Y., N., J. *Pediatric Ophthalmology and Strabismus, third edition*. New York: Oxford University Press, 2012. ISBN 978-0-19-985701-2
- [43] KREMÁČEK, J., KUBA, M., KUBOVÁ, Z., CHLUBNOVÁ, J. *Motion-onset VEPs to translating, radial, rotating and spiral stimuli*. Documenta ophthalmologica. Vol. 109, 2004, no. 2, pp. 169-175

- [44] MUDR. ŠTEFÁNEK, J. *Kraniofaryngom* [online]. *Medicína, nemoci, studium na 1. LF UK*, 2011 [cit. 2020-03-31]. Dostupné z: <https://www.stefajir.cz/?q=kraniofaryngom>
- [45] AMPAPOVÁ, M., AMPAPA, R. *Optická neuritida a roztroušená skleróza*. *Klinická farmakologie a farmacie*. Vol. 27, 2013, no. 2, pp. 75-79
- [46] SONG-BIN HE, et al., *Meta-Analysis of Visual Evoked Potential and Parkinson's Disease*. *Parkinson's Disease*. 2018, doi: 10.1155/2018/3201308
- [47] WIKIMEDIA COMMONS. *Visual streams* [online]. 2013 [cit. 2020-04-26]. Dostupné z: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:1424_Visual_Streams.jpg