

Západočeská univerzita v Plzni

Fakulta aplikovaných věd

Katedra informatiky a výpočetní techniky

Bakalářská práce

Využití fyziologických signálů pro analýzu systémů pozornosti u člověka

Plzeň, 2014

Miroslav Staněk

Originální zadání

Poděkování

Rád bych poděkoval mému vedoucímu bakalářské práce Ing. Romanovi Moučkovi, Ph.D. za jeho cenné konzultace a postřehy, které mi dopomohly k vypracování práce. Také bych chtěl poděkovat Ing. Petru Brůhovi, který mi vysvětlil veškeré potřebné informace o chodu univerzitní laboratoře. Můj dík dále patří všem účastníkům experimentu, kteří obětovali svůj volný čas a absolvovali mé měření.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a výhradně s použitím citovaných pramenů.

V Plzni dne 7. května 2014

Miroslav Staněk

Abstract

Use of physiological signals for analysis of systems of attention in humans

This bachelor thesis deals with monitoring driver's attention by visual stimulation during monotonous drive on highway with different types of disturbance. Different types of disturbance can lead to decreasing driver's attention and cause serious car accidents. Therefore, it is important to know how the particular type of disturbance can impress the drive. EEG/ERP (Electroencephalography/event-related potentials) data which characterize brain activity will be used to determine driver's attention. This measurement is focused primarily on the P300 component and its latency, which should change in certain types of disturbance. The primary measurement is further accompanied by the secondary pulse measurement. A software tool is developed for this secondary measurement, which allows administration of heartbeat frequency of all experiment participants.

Abstrakt

Využití fyziologických signálů pro analýzu systémů pozornosti u člověka

Tato bakalářská práce se zabývá sledováním pozornosti řidiče pomocí vizuální stimulace za monotónní jízdy po dálnici při různých typech rušení. Různé typy rušení mohou způsobit snížení pozornosti řidiče a vést k vážným dopravním nehodám. Proto je důležité vědět, jak který typ rušení konkrétně na člověka zapůsobí. K zjištění pozornosti řidiče se využije EEG/ERP (Electroencephalography/event-related potentials) dat charakterizující mozkovou aktivitu. Tento experiment je zaměřen především na složku P300 a její latenci, která by se měla při určitých typech rušení měnit. Toto primární měření je dále doprovázeno sekundárním měřením tepu. K sekundárnímu měření je vypracován software, který umožňuje správu tepové frekvence všech účastníků experimentu.

Obsah

1. Úvod.....	1
2. EEG – Elektroencefalografie	2
2.1 Elektrody.....	2
2.2 Mozkové vlny	4
2.3 Artefakty	5
3. ERP – evokované potenciály	7
3.1 Typy stimulů ERP.....	7
3.2 Komponenty ERP záznamu	7
3.3 EEG/ERP experimenty	10
3.3.1 Experimenty mimo ZČU	10
3.3.2 Experimenty v laboratoři ZČU	12
4. Puls (tep).....	15
4.1 Srdeční rytmus	15
4.2 Tepová frekvence a metody jejího určení.....	15
5. Pravidla a strategie při vytváření ERP experimentu.....	16
6. Návrh scénáře experimentu	18
6.1 Změny v návrhu experimentu	19
7. Realizace experimentu	20
7.1 Laboratoř na ZČU	20
7.2 Přípravy před experimentem.....	24
7.3 Průběh experimentu	25
7.4 Postřehy z měření.....	27
8. Analýza výsledků měření.....	29
8.1 Zpracování dat pomocí EEG/ERPLABu	29
8.2 Získané výsledky a jejich korekce	32
8.3 Zhodnocení dosažených výsledků latence P300.....	37

8.4 Zpracování a výsledky dat tepové frekvence.....	38
8.5 Zhodnocení dosažených výsledků tepové frekvence.....	39
9. Software pro správu tepové frekvence.....	40
10. Závěr	41
Seznam použitých zkratk	42
Použitá literatura a zdroje	43
Seznam obrázků.....	46
Seznam tabulek	48
Příloha A – EEG formulář	49
Příloha B – Uživatelská dokumentace	54
Příloha C – Obsah DVD	58

1. Úvod

Tato bakalářská práce je zaměřena na sledování pozornosti řidiče. Toto téma je stále aktuální, jelikož řidičova nepozornost může vést k vážným dopravním nehodám týkajících se všech účastníků dopravy. Řidičovo chování může být ovlivněno mnoha faktory. Mezi zásadní patří únava při delší jízdě v autě nebo rušivé elementy z blízkého okolí, dále pak řidičův psychický stav apod. Zlepšení pozornosti řidiče by určitě zajistilo větší bezpečí na silnicích, a proto je nutné se touto oblastí zabývat a pokusit se předvídat řidičovo chování v určitých zátěžových situacích. Pracovníci Katedry informatiky a výpočetní techniky na Západočeské univerzitě se stále zabývají touto problematikou, a proto má bakalářská práce navazuje na jejich studie, či ostatní studentské práce, které zde byly vypracovány. Některé z nich budou zmíněny v dalších kapitolách.

Mým cílem bylo nastudovat metody používající se při monitorování mozkové aktivity lidí, která je úzce spjata s pozorností řidiče. Dále bylo důležité nastudovat již uskutečněné experimenty a na základě nově získaných poznatků a teoretických znalostí navrhnout vlastní experiment.

První část práce obsahuje teoretické informace nezbytné pro pochopení dané problematiky. Tento úsek je zvláště zaměřen na EEG a ERP metodiku měření. V druhé praktické části je již zahrnut návrh a vypracování samotného experimentu včetně jeho analýzy a získaných výsledků z měření. Scénář experimentu se zaměřuje na vizuální stimulaci pomocí LED diod s audio rušením při monotónní jízdě řidiče po dálnici. Dále jsou zde popsány ostatní výše avizované experimenty. V poslední části je popsán software, který byl pro bakalářskou práci vytvořen k zvýšení přehlednosti výsledků získaných z doprovodného měření tepové frekvence.

Na základě teoretického podkladu čerpaného především z experimentu uskutečněného na univerzitě v Utahu, který je popsán v kapitole EEG/ERP experimenty (Experiment 1), a po nastudování zdroje [1], se hypotézou experimentu stala prodlužující se latence vlny P300 pro rušení, která vedou k většímu rozptýlení řidiče a jeho pozornosti, než rušení, která řidič skoro nevnímá či postupem času jej vnímat přestává.

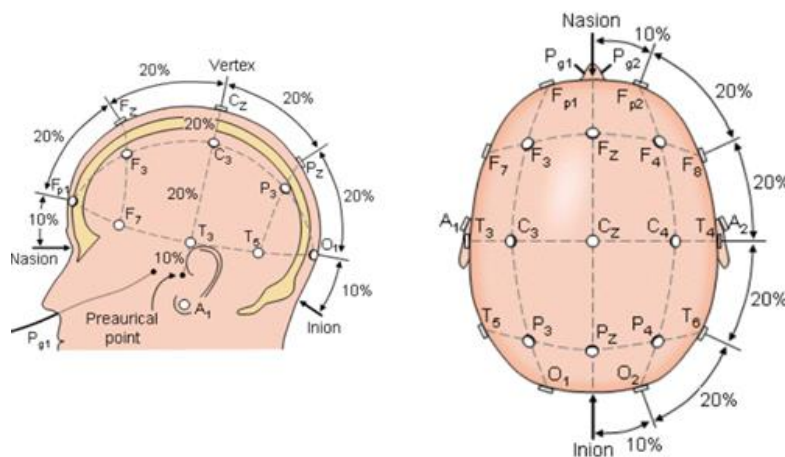
2. EEG – Elektroencefalografie

Elektroencefalografie (EEG) je diagnostická metoda, při které dochází k zaznamenávání elektrické aktivity mozku. Pomocí elektrod, které jsou umístěny na neporušeném povrchu hlavy, se měří změny polarizací neuronů v čase, které vznikly na základě kontinuální aktivity vzrušivých membrán na synapsích. Pomocí kladných a záporných nábojů dochází k vytváření dipólů, které jsou kolmé k povrchu mozku. Z průběhů snímané elektrické aktivity lze posuzovat funkční stav jednotlivých částí mozku. Proto je elektroencefalografie jednou ze základních diagnostických metod. [2]

2.1 Elektrody

Pro umístění a pojmenování elektrod se využívá následující metodiky. Každá elektroda je označena písmenem a číslicí (viz Obr. 1). Písmena označují předozadní lokalizaci podle oblastí [3]. Tento systém elektrod je zabudován do EEG čepice (Obr. 2).

- Fp – frontopolární (přední kolem pólu)
- F – frontální (přední)
- P – parietální (temenní)
- T – temporální (spánková)
- O – okcipitální (týlní)
- C – centrální (střední)
- z – nepárové, vertexové
- Lichá čísla = levá hemisféra
- Sudá čísla = pravá hemisféra

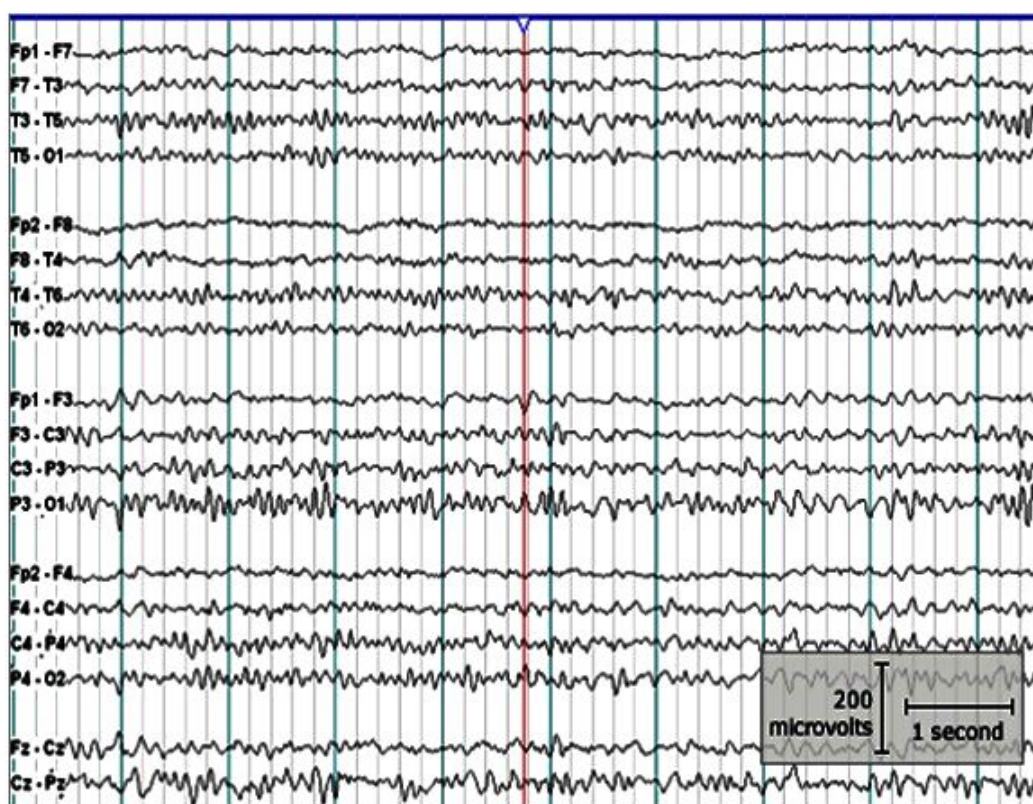


Obr. 1 Systém zapojení elektrod 10 – 20 (Jasper – 1958, převzato z [4])



Obr. 2 EEG čepice

Záznamy z těchto elektrod, které jsou způsobeny mozkovou aktivitou a dochází při nich ke změnám elektrického potenciálu, jsou zapisovány na přístroji zvaný elektroencefalograf. Těmto záznamům se poté říká elektroencefalogramy (Obr. 3).



Obr. 3 Příklad EEG záznamu (převzato z [5])

2.2 Mozkové vlny

Zaznamenané mozkové vlny se dají rozdělit do následujících kategorií [6]:

Alpha aktivita (frekvence 8 – 13 Hz, amplituda 30 – 80 μV)

Lze měřit převážně na zadní části hlavy. Produkuje ji mozek, který je zdravý (tumory apod. způsobují rozpad alfa aktivity), bdělý a zralý (zhruba od 8 let). Dále je tato aktivita produkována, když má člověk zavřené oči (otevřené ji blokují).

Beta aktivita (frekvence 14 – 40 Hz, amplituda 10 – 20 μV , někdy 20 – 30 μV)

Její tvar je obvykle sinusový, ale nemusí být synchronní nad oběma hemisférami. Její výskyt je nejčastěji na přední a centrální části hlavy (v týlní části se jedná o tzv. rychlou alfa variantu).

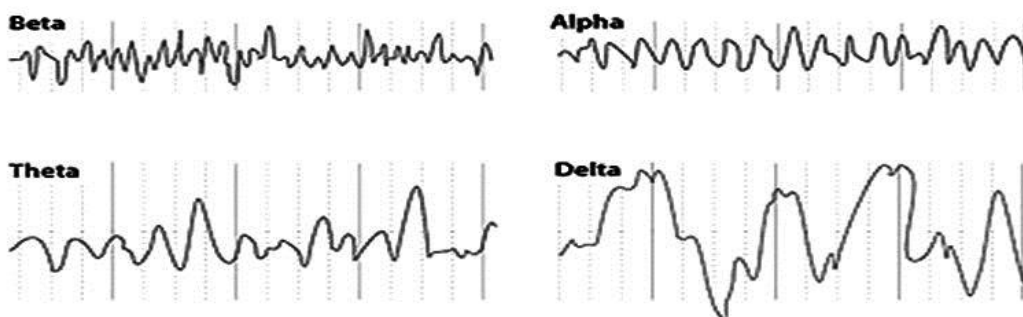
Delta aktivita (frekvence 0,1 – 3 Hz, amplituda 10 – 300 μV)

Výskyt je oboustranný, obvykle na elektrodách F3 a C3. Projev delta aktivity je u dětí do 1 roku normální, u dospělého člověka pouze u NERM III a IV fázi spánku, v bdělém stavu signalizuje poruchy.

Theta aktivita (frekvence 4 – 7 Hz, amplituda $<30 \mu\text{V}$)

Výskyt je většinou v oblasti spánkových laloků, v levé hemisféře se můžeme setkat s větší amplitudou. Objevuje se při vnitřním soustředění, meditaci, modlitbách. Tato aktivita souvisí také s kreativitou, intuicí, denním sněním, fantazií a vzpomínkami. Častěji se vyskytuje u dětí a adolescentů, již méně u dospělých.

Průběhy těchto aktivit lze vidět na Obr. 4



Obr. 4 Průběh Alpha, Beta, Delta a Theta aktivit (převzato z [5])

Gama vlny (frekvence 36 – 44 Hz, amplituda cca 10 μV)

Gama vlny lze zachytit na celém povrchu hlavy. Obvykle se vyskytují při pohybu prstů, dále tyto vlny souvisí se stresem. Odráží stav aktivního zpracování informací v kortexu.

Lambda vlny (doba trvání 100 – 200 ms, amplituda obvykle $<20 \mu\text{V}$)

Jsou ve tvaru písmene lambda. Nalézáme je v týlní oblasti (elektrody O1, O2). Vznikají při sledování ostře osvětleného předmětu v zorném poli, jsou spojené s artefaktem pohybu očí.

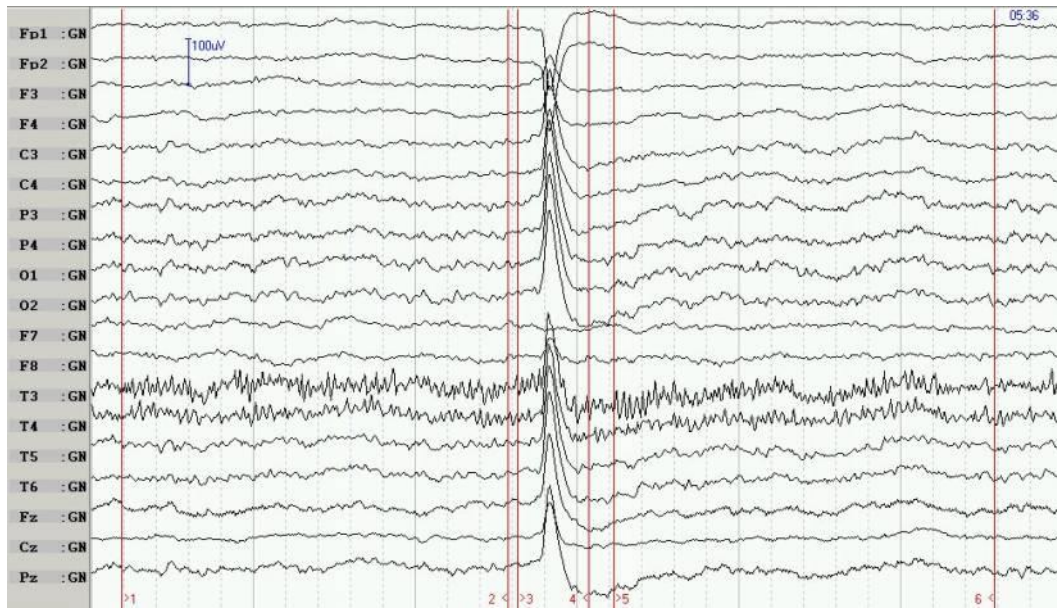
2.3 Artefakty

Při snímání EEG záznamu považujeme všechny nežádoucí elementy ve výsledném signálu za artefakty. Tyto grafoelementy nemají původ v elektrické mozkové aktivitě. Jejich původ může být biologický (např. EKG, pohyb svalů, jazyka, očí) nebo technický (např. rušení střídavým proudem). Pokud nedojde k rozeznání artefaktů v EEG signálu, může být jeho výsledek matoucí. [7].

Za artefakty lze považovat například tyto:

- Elektrodermogram – způsoben při změně elektrického potenciálu kůže či změnou kožního odporu
- Artefakt EKG – představuje změnu elektrického pole, ke které dochází při srdečním stahu
- Artefakt z dýchacích pohybů – příčinou těchto artefaktů je pohyb kabelů a elektrod při dýchání
- Artefakty od pohybu očních bulbů mrkání – jsou způsobeny pohybem očních víček při mrknutí, často bývají zachyceni na frontálních elektrodách
- Svalové artefakty – představují stažení svalů pod elektrodou nebo v její blízkosti
- Přístrojové artefakty – dochází k nim při zapnutí dalšího elektrického přístroje v laboratoři
- Elektrostatické potenciály – tvoří je nejrůznější potenciály, které jsou vyvolány pohybem různých předmětů z umělých hmot blízko hlavy pacienta [7]

Artefaktů může být celá řada a je nutné je při analýze EEG záznamu eliminovat. Příklad artefaktu při mrknutí očí je na Obr. 5.



Obr. 5 Signál EEG obsahující artefakt mrknutí očí (převzato z [8])

3. ERP – evokované potenciály

ERP (event – related – potentials) jsou elektrickou odezvou mozku nebo mozkového kmene při různých typech stimulací. Tyto stimulace mohou být vizuálního, audio nebo sensorického typu. K jejich záznamu dochází obdobně jako při EEG, tzn. snímání signálu elektrod umístěných na hlavě. V tomto případě EEG představuje šum a je nutná jeho další úprava. Vlny vznikající při měření ERP a jejich podoba závisí především na síle stimulu a mentálním stavu měřeného subjektu. Tyto vlny bývají krátkodobé a s velmi nízkou amplitudou. K určení ERP je nutná opakovaná stimulace subjektu stejným podnětem a také je nutná správná synchronizace stimulu s EEG záznamem. [6]

3.1 Typy stimulů ERP

Sluchové (audio)

Většinou jde o krátké pípnutí určité frekvence. Vzniká odezva série vln, která popisuje způsob šíření informace od ucha do mozkové kůry. Pozorované elektrody jsou při tomto stimulování umístěny za levým a pravým uchem. [6]

Zrakové (vizuální)

Stimulace probíhá pomocí například obrazu ve tvaru šachovnice, kde dochází ke změně barvy políček, blikání apod. Informace se do mozku šíří očním nervem. Elektrody určené k pozorování jsou umístěny v týlní oblasti hlavy. [6]

Sematosenzorické

Reakce na různé proudové impulsy, pohyb apod. [6]

3.2 Komponenty ERP záznamu

Vlny ERP záznamu mohou být u lidí rozděleny do 2 skupin. Brzké vlny, kdy komponenty vrcholí zhruba během prvních 100 ms po podnětu, se označují jako „smyslové“ nebo „exogenní“, neboť do značné míry závisí na fyzikálních parametrech stimulu. Naproti tomu druhá skupina těchto vln odráží způsob, ve kterém subjekt vyhodnocuje stimul a jsou označovány jako „kognitivní“ nebo „endogenní“, protože jsou spojené se zpracováním informací [9].

Tyto komponenty jsou popsány písmenem P, N, C podle jejich polarit a číslem podle jejich pořadí nebo latence amplitudy. Mají následující rozdělení [1] [9]:

C1

Tato komponenta obvykle nastupuje v rozmezí 40 – 60 ms a její vrchol je dosažen mezi 80 – 100 ms. Generována je v oblasti primární kůry. Polarita této vlny závisí na umístění stimulu v zorném poli (proto označení C). C1 je vysoce citlivá na parametry stimulu, jako jsou kontrast, prostorová frekvence apod.

P50 nebo P1

Tento pozitivní vrchol je v rozmezí 40 – 75 ms či 100 – 130 ms. Dochází k překrývání s vlnou C1. P50 má souvislost se soustředěním na daný podnět a ignorací nadbytečného, např. opakující se nebo triviální informace. Chrání mozek proti nadbytku informací.

N100 nebo N1

Komponenta skládající se z více součástí, negativní vrcholy se objevují mezi 90 – 200 ms po začátku stimulu. Tato komponenta je pozorována při neočekávaném stimulu a je citlivá na pozornost. Řadí se mezi lépe pozorovatelné komponenty.

P200 nebo P2

Největšího vrcholu je dosaženo kolem 100 – 250 ms po stimulaci. Současné poznatky naznačují, že N1/P2 komponenta může odrážet pocit vyhledávání mimořádných prožitků jedince. To potvrzuje i fakt zvětšující se amplitudy při výskytu vzácných stimulů.

N200 nebo N2

Této negativní komponenty je dosaženo asi 200 ms po prezentaci stimulu. Skládá se ze tří menších subkomponent.

N2a/MMN – je vyvolaná při jakékoliv změně v pozadí opakující se sluchové stimulace (automatický proces mozku na změnu stimulu)

N2b – o něco později než N2a, při změnách fyzikálních vlastností stimulu

N2c – vyvolána při potřebě klasifikace různých podnětů

P300 nebo P3

Označována za hlavní složku výzkumu v oblasti ERP, lze ji rozdělit na subkomponenty P3a a P3b. Pro sluchové podněty je rozsah latence 250 – 400 ms s vrcholem kolem 300 ms. U vizuálních podnětů bývá tato latence i její vrchol časově posunuta.

Komponenta P300 není přímo ovlivněna fyzikální vlastností stimulu, ale zcela závisí na úkolech, které pozorovaný subjekt provádí. Může být také citlivá na počasí, tělesnou teplotu apod. Je známo několik faktorů, které ovlivňují její amplitudu či latenci. Ke zvětšení amplitudy dochází u prezentovaného target (cílového) stimulu (menší pravděpodobnost výskytu) na rozdíl od non-target (běžného) stimulu (větší pravděpodobnost výskytu). Tento rozdíl je také ovlivněn větším poměrem této pravděpodobnosti. Další změnu amplitudy způsobuje náročnost úkolů, které měřený subjekt vykonává. Může vést k jejímu zvětšení (subjekt je více soustředěn na úkol), ale také ke zmenšení (nejistota, zda se jedná o target/non-target stimul – kategorizace podnětu). Latence P300 vlny je také spojena s kategorizací stimulů, při nutnosti delší detekce podnětu bývá prodloužena. K jejímu zpoždění dochází také, pokud je subjekt při vnímání podnětu rušen.

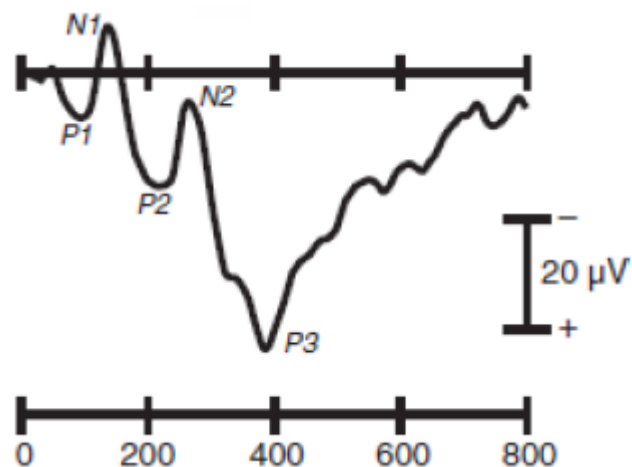
N400

Negativní vlna dosahující svého vrcholu v rozmezí 300 – 600 ms. N400 souvisí se sémantickým nesouladem v kontextu věty.

P600

Vlna související s oblastí zpracování jazyka. K účinku P600 dojde u věty, která obsahuje syntaktické porušení struktury.

Ukázka některých vln je znázorněna na Obr. 6.



Obr. 6 Průběh ERP komponent na časové ose v milisekundách (převzato z [1])

3.3 EEG/ERP experimenty

Tato kapitola popisuje již provedené EEG/ERP experimenty. Tyto experimenty jsou rozděleny na dvě skupiny, první skupina měření byla prováděna v nedávné době mimo laboratoře ZČU, druhá skupina je připomenutí vybraných experimentů, které vypracovali studenti ZČU v předchozím roce.

3.3.1 Experimenty mimo ZČU

Experiment 1 [10]

Tento experiment proběhl na univerzitě v Utahu ve městě Salt Lake City v červnu roku 2013. Měl za úkol měřit kognitivní rozptýlení při jízdě v automobilu. Toto měření bylo rozděleno do 3 částí:

- působení rušení při sezení u počítače
- působení rušení při řízení trenažéru
- působení rušení při jízdě v autě

Pozorované typy rušení:

- žádné rušení
- poslech rádia – účastníci si mohli vybrat své oblíbené rádio
- poslech audioknihy – výběr z předem daného seznamu (na konci poslechu kvíz)
- konverzace s cestujícím – 50% mluví účastník, 50% poslouchá
- telefonování
- telefonování handsfree
- diktování emailu – komunikace s programem (diktování zprávy, mazání atd.)
- OSPAN (Operation span task) – jednoduché matematické problémy a zapamatování si slov (největší zátěž mozku)

Každé rušení probíhalo deset minut s pěti minutami přestávky mezi etapami. Experiment byl zaměřen na měření P300 vlny, kde její amplituda dosahovala maxima v rozmezí 400 – 700 ms.

Experiment sezení u počítače

38 účastníků – 20 mužů, 18 žen (věk 18 – 30 let)

Subjekt seděl před počítačem, kde byl promítán statický kříž, na kterém byla rozsvěcována světla červené a zelené barvy v poměru 80% a 20% každých tři až pět sekund. Úkolem bylo stisknout tlačítko v blízkosti levého palce při rozsvícení zeleného světla. Použitý software pro zaznamenávání EEG byl NeuroScan 4.5. Experiment sezení u počítače byl navržen pro základní hodnocení několika aktivit (viz typy rušení), které jsou běžné při řízení motorového vozidla. Latence se postupně pro jednotlivé úkoly zvyšovala u více složitějších úkolů dle předpokladů.

Experiment řízení trenážeru

22 účastníků – 22 mužů, 10 žen (věk 19 – 36 let)

Při jízdě v trenážeru byla účastníkům promítána čtyřproudá dálnice. Subjekt měl za úkol následovat vedoucí vozidlo, které jej brzdilo po celou dobu experimentu. Při rozsvícení brzdových světel vedoucího vozidla měl subjekt sešlápnout brzdový pedál. Při tomto experimentu se latence P300 snížila za poslechu rádia, ale jinak opět rostla až po nejhorší typ rušení (OSPA).

Experiment při jízdě v autě

32 účastníků – 12 mužů, 20 žen (věk 18 – 33 let)

Účastníci měli za úkol řídit auto v provozu v obydlých částech města. Řízené vozidlo bylo vybaveno čtyřmi kamerami a ostatním příslušenstvím pro snímání subjektu potřebné pro experiment. Subjekt musel dodržovat rychlost 25mp/h, jinak byl upozorněn instruktorem na zadním sedadle. Při měření byly snímány pohyby očí při vjetí do křižovatky nebo na přechodu – snímání rozhlížení, četnost pohledu do zrcátek apod. Experiment ukázal, že četnost pohybů očí klesala v průběhu jízdy od lehčích úkolů k těm obtížnějším. Při tomto experimentu byla stále měřena latence komponenty P300, která byla sledována právě při výše zmíněných očních pohybech. Její analýza však nemohla být zcela spolehlivá kvůli vysoké přítomnosti artefaktů.

Shrnutí všech experimentů

Výsledky získané ve všech experimentech poukázaly, že zkušenosti získané v laboratoři a trenážeru jsou v dobré shodě se studií poznávacího rozptýlení na silnici.

Experiment 2 [11]

Tento experiment proběhl na univerzitě v Buffalu v květnu roku 2012. Zabýval se měření EEG/ERP, konkrétně vlny P300, při navigačních schopnostech při jízdě v automobilovém trenažéru.

17 účastníků – 10 mužů, 7 žen (věk 19 – 27 let).

Subjekt se měl při experimentu chovat podle následujících pravidel:

- dodržování dopravních předpisů
- při přiblížení se ke křižovatce musel subjekt učinit rozhodnutí o směru jízdy (odbočit vlevo, odbočit vpravo, jet rovně) podle přiložené mapy
- při chybném odbočení došlo k restartování a subjekt opakoval své rozhodnutí, dokud nebylo v souladu s přiloženou mapou

V první fázi experimentu došlo k rozdělení účastníků na dvě skupiny – skupina s dobrými navigačními schopnostmi a skupina se špatnými navigačními schopnostmi podle špatně provedených odbočení. Subjekt dostal k dispozici mapu, na které byly vidět náhodně vygenerované zatáčky. Podle této mapy měl činit svá rozhodnutí při změně směru jízdy. Časová náročnost první fáze činila 30 – 40 minut. Hlavní test byl poté rozdělen na bloky v rozmezí 20 – 25 minut. Celý experiment trval dvě hodiny. Za hlavní stimuly byly považovány semaforey, které se objevovaly 500 stop před křižovatkou a značky s názvem ulic.

Výsledek experimentu

Konečným výsledkem bylo, že horší navigátoři měli vyšší amplitudu vlny P300 obzvláště v levé hemisféře. Dobří navigátoři měli tuto amplitudu nižší a zároveň lehce převyšovala v pravé hemisféře.

Experiment 1 i 2 byl konzultován s Lukášem Hnojským v rámci jeho i mé bakalářské práce.

3.3.2 Experimenty v laboratoři ZČU

Experiment Michala Karfiola (Diplomová práce) [12]

Kompletní měření bylo rozděleno do tří desetiminutových etap. Mezi každou etapou byla vložena pětiminutová pauza. Každá měřená etapa byla navíc rozdělena na tři

úseky – 2,5 minuty měření srdečního tepu, 7,5 minuty EEG/ERP měření, 2,5 minuty měření srdečního tepu. Experiment opět pobíhal v automobilovém trenažeru a za virtuální prostředí byla zvolena jednoduchá mapa obsahující mírné zatáčky a zataženou oblohu. Cílovou komponentou tohoto experimentu byla vlna P300, pro kterou byla stanovena hypotéza, že se bude vlivem dlouhodobé monotónní jízdy prodlužovat, a tím se prokáže snižování pozornosti řidiče. Dále se experiment zaměřil na proměnlivost srdečního tepu. Pro měření byly vytvořeny tři druhy stimulů:

- non-target (běžný) stimul – déšť
- target (cílený) stimul – zvuk hromu
- rare (vzácný) – lidský křik

Experimentu se zúčastnilo celkem 11 osob.

Výsledek experimentu

Stanovená hypotéza prodlužující se latence P300 komponenty potvrzena nebyla, jelikož v poslední etapě experimentu došlo k jejímu zkrácení. To mohl způsobit fakt, že si účastníci měření na daný stimul již zvykli, a proto na něj reagovali rychleji. Tepová frekvence se u nadpoloviční většiny subjektů zvětšovala při přehrávání zvukových podnětů (60% účastníků).

Experiment Vojtěcha Košáře (Bakalářská práce) [13]

Testované osoby (celkem 11 subjektů) měly absolvovat čtyři jízdy na automobilovém trenažeru, kde každá měla po úpravě experimentu časovou náročnost 21 minut. Všechna čtyři měření probíhala ve dvou různých dnech. Ráno účastník absolvoval jednu jízdu a odpoledne/večer druhou. Na první testovací den se měl účastník plnohodnotně vyspat (alespoň sedm hodin), avšak na ten druhý nesměl naspát více než čtyři hodiny. Celý experiment byl zaměřen na pozorování latence P300 v závislosti na spánkové deprivaci a denní době. Za stimuly vhodné pro tento experiment byly vybrány akustické stimuly, které byly přehrávány každých pět minut po dvou minutách bez stimulování v každé jízdě, celkem tedy tři pětiminutové úseky. Audio stimuly byly trojího typu:

- non-target (běžný) stimul – tón trvající 500 ms s frekvencí 560 Hz
- target (cílený) stimul – tón trvající 500 ms s frekvencí 880 Hz
- rare (vzácný) stimul – změna tónu trvající 1000 ms z frekvence 200 Hz na frekvenci 1000 Hz

Pauza mezi jednotlivými stimuly činila 1500 ms a byly přehrávány v poměru 86 : 11 : 3 (NT : T : R). Za reakci na target stimul bylo vybráno přejetí z jednoho pruhu do druhého díky pohodlnosti, přirozenosti a minimalizaci artefaktů při této reakci.

Výsledek experimentu

Předpokládaná hypotéza, že se latence vlny P300 prodlouží vlivem nedostatečného spánku, se potvrdila pouze pro zprůměrovaná data všech měřených osoby. U jednotlivých osob jednoznačně potvrzena nebyla, či pozorovaný posun nebyl příliš výrazný.

4. Puls (tep)

Jelikož je hlavní měření doprovázeno sekundárním měření tepové frekvence, je nutné uvést základní teoretické poznatky o této oblasti pro lepší porozumění naměřených hodnot.

4.1 Srdeční rytmus

Srdeční rytmus je určen skupinou buněk, které mají nejrychlejší změnu pro spontánní klidové napětí, které první dosáhne prahu akčního napětí. Při běžných okolnostech toto napětí vzniká v sinoatriálním uzlu (část srdce, která zajišťuje tvorbu srdečních vzruchů), proto hovoříme o sinusovém srdečním rytmu. Tento rytmus je základním rytmem zdravého srdce s průměrnou frekvencí 60 – 90 tepů za minutu, u mužů bývá zpravidla tepová frekvence nižší než u žen. Tachykardie (zrychlený srdeční tep) je nad 90 tepů za minutu, naopak Bradykardie (zpomalený srdeční tep) je pod 60 tepů za minutu. [14]

4.2 Tepová frekvence a metody jejího určení

Tepová frekvence nám poskytuje důležité informace o činnosti srdce konkrétního jedince a využívá se jako ukazatel stavu organismu od klidových situací až po silnou fyzickou či psychickou zátěž. Tepovou frekvenci můžeme určit následujícími metodami: [15]

- EKG signál (EKG = Elektrokardiografie)
- Akustický signál
- Změna tlaku krve v oběhovém systému
- Změna objemu tkáně
- Změna impedance tkáně

V této bakalářské práci je použita metoda EKG signálu, kde se tepová frekvence snímá pomocí akčních srdečních potenciálů z povrchu těla měřené osoby a charakterizuje ji EKG křivka (vlna), kde vrcholy jejích kmitů znázorňují jednotlivé tepy (Obr. 7).

Konkrétní forma zpracování EKG signálu pro můj experiment je popsána v praktické části, která je věnována analýze tepové frekvence.



Obr. 7 Příklad EKG signálu (převzato z [14])

5. Pravidla a strategie při vytváření ERP experimentu

Experimentátor, který vytváří scénář konkrétního ERP měření, by se měl řídit následujícími pravidly a strategiemi, aby jeho návrh dosáhl požadované kvality a jeho výsledky nebyly zkreslené či zcela nepoužitelné a odpovídaly přesně tomu, co chtěl experimentátor naměřit. Souhrn těchto pravidel a strategií byl převzat z [1].

Pravidla

- 1) Vrchol komponenty a komponenta není ta samá věc. Bod, kde napětí dosáhne svého lokálního maxima, nemusí být nic zvláštního či důležitého.
- 2) Je zcela nemožné určit časový průběh či samotný vrchol ERP komponenty z pohledu pouze na jedno ERP měření, nemusí zde totiž být žádný zřejmý vztah mezi tvarem části křivky a komponentou.
- 3) Je nebezpečné porovnávat rozdíly mezi již upravenými naměřenými daty s původními („surovými“) ERP křivkami.
- 4) Rozdíly ve vrcholech amplitud nemusí nutně korespondovat s rozdíly ve velikosti komponent. A rozdíl její latence nemusí vždy odpovídat s jejím načasováním.
- 5) Není vhodné předpokládat, že zprůměrovaná ERP vlna představuje přesnou reprezentaci individuálních ERP vln.
- 6) Pokud to experiment dovoluje, je lepší se vyhnout použití stejných fyzických stimulů při různých stavech psychiky měřené osoby.
- 7) Jestliže nelze předcházet změně fyzického stimulu, měly by být provedeny další experimenty ke kontrole správnosti. Jakýkoliv sebemenší rozdíl může způsobit jiný účinek.
- 8) Důležitá je opatrnost při porovnávání zprůměrovaných ERP křivek, které jsou získány z většího počtu pokusů.
- 9) Při proměnlivých podmínkách je nezbytné věnovat pozornost přítomnosti a změnám motorických reakcí testované osoby.
- 10) Pokud to je možné, tak by měly být podmínky pokusu měněny v rámci jednoho bloku než mezi více bloky.
- 11) Není vhodné předpokládat, že amplituda či latence ERP komponenty přímočaře souvisí s kvalitou či načasováním kognitivního procesu. Tento předpoklad můžeme pouze testovat.

Strategie

- 1) Zaměřit se pouze na jednu konkrétní ERP komponentu.
- 2) Správně využít dobře nastudované měřicí postupy.
- 3) Zaměřit se na velké (dobře pozorovatelné) komponenty.
- 4) Izolovat komponenty s rozdílnými (nezvyklými) vlnami.
- 5) Zaměřit se na komponenty, které lze snadno izolovat.
- 6) Použít komponenty, které nejsou závislé na designu experimentu.
- 7) Převzít užitečné komponenty z ostatních domén.

6. Návrh scénáře experimentu

Na základě teoretických poznatků načerpaných z odborné literatury, převážně z [1], a také po nastudování zprávy z Experimentu 1 popsaného v kapitole EGG/ERP experimenty, jsem se rozhodl vytvořit experiment podobný Experimentu 1 převedený do podmínek realizovatelných v laboratoři ZČU.

Celý experiment probíhal na automobilovém trenažéru (model vozidla Škoda Octavia) při monotónní jízdě po dálnici s určitým typem rušení. K tomu byla využita počítačová hra World Racing 2 a mapa Dálnice1, kterou vytvořil Jan Rada v rámci své bakalářské práce[16], pro již dříve prováděné experimenty. Volbu této trasy jsem zvolil na základě minimalizace nežádoucích rušení, která by se na jiné mapě mohla objevit a zkreslit tak výsledná data. Toto měření bylo primárně zaměřeno na komponentu P300 a její měnící se latenci. Za doprovodné sekundární měření bylo zvoleno pozorování tepové frekvence řidiče.

Experiment byl rozdělen do čtyř částí po deseti minutách s určitým typem rušení. Na začátku účastník absolvoval zkušební jízdu, aby se lépe seznámil s automobilovým trenažérem. Mezi každou částí byla přidána pěti minutová pauza, aby si účastník mohl odpočinout a soustředit se na další úsek. Stimuly zvolené k tomuto experimentu byly vizuálního typu. Tyto stimuly byly reprezentovány blikajícími LED diodami v podobě zelené a červené barvy připevněné na předním skle automobilu v zorném poli řidiče. LED diody blikaly každých 5 sekund podle předem nastavené pravděpodobnosti target (cíleného) stimulu – červená barva a non-target (běžného) stimulu – zelená barva. Pravděpodobnost zelené barvy činila 80% a červené barvy 20%. Účastník experimentu měl za úkol na červenou barvu reagovat v podobě stisknutí určitého tlačítka na automobilovém volantu.

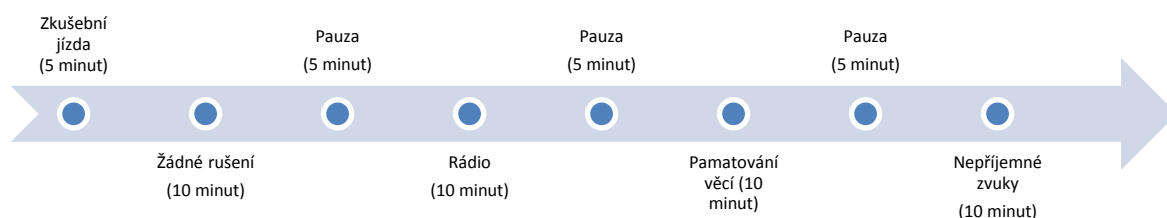
V prvním úseku experimentu nebylo použito žádné rušení, aby mohla být určena základní latence P300 vlny, od které se pozorovaly změny pro konkrétní typy rušení. Ve druhé části byla účastníkovi puštěna hudební rádiová stanice. Ve třetí části bylo účastníkovi předčítáno několik jednoduchých matematických příkladů – sčítání, odčítání, dělení a násobení dvouciferných čísel (každých 5 sekund 1 příklad), které si měl subjekt v hlavě spočítat a říct správný výsledek. V poslední části byly účastníkovi pouštěny nepříjemné zvuky, které se mohou objevit při běžné jízdě automobilem – plačící dítě na zadní sedačce, kvílení brzd, řev lidí, automobilový klakson, štěkající pes.

Soubor obsahující všechny tyto rušivé zvuky byl vytvořen v programu Audacity [17], který slouží ke zpracování zvukových stop uživatele.

Hypotéza pro tento experiment je zvětšující se latence P300 komponenty a zvětšující tepová frekvence řidiče na stimul od prvního úseku (nejmenší) po čtvrtý úsek (největší), jak je již popsáno v úvodu práce.

6.1 Změny v návrhu experimentu

Po otestování původně navrženého experimentu muselo dojít ke změně ve třetím úseku měření. Při odpovědích účastníka na matematické příklady vznikaly v měření příliš velké artefakty, které zasahovaly i do časových úseků vyhrazených pro stimuly, a proto byla naměřená data zcela nepoužitelná. Jelikož bylo důležité zachovat charakter tohoto měření, tzn. donutit účastníka k větší mozkové aktivitě například řešením nějakého konkrétního úkolu, byly tyto početní úlohy vystřídané za úkol typu, který stále spadá do kategorie OSPAN (viz Experiment 1). Jednalo se o zapamatování si 12 slov, které byly opakovaně předčítány (každých pět sekund jedno slovo) v náhodném pořadí, aby byl subjekt donucen přemýšlet celých deset minut vyhrazených pro tento úsek. Na konci etapy byl subjekt vyzván, aby řekl všechna slova, která si byl schopen zapamatovat. To mělo ověřit, zda subjekt předčítaná slova neignoroval a skutečně se na ně soustředil. Výhodou této změny bylo, že účastník nemusel během celého úseku nic říkat a tím pádem byly odstraněny artefakty, které znehodnocovaly původní verzi třetího úseku scénáře. Žádné další chyby či nutné změny se po prvním pokusném měření neprojevíly. Konečná podoba experimentu je znázorněna na Obr. 8, kde je možné vidět názvy jednotlivých úseků včetně jejich časové náročnosti. Textový soubor obsahující slova k zapamatování a soubor s rušivými zvuky lze nalézt na přiloženém DVD.



Obr. 8 Finální verze navrženého experimentu

7. Realizace experimentu

7.1 Laboratoř na ZČU

Pro uskutečnění ERP experimentu je zapotřebí mít laboratoř s patřičným hardwarovým a softwarovým vybavením. Veškeré technické zázemí potřebné pro můj experiment mi poskytla laboratoř nacházející se v prostorách Západočeské univerzity v Plzni na Katedře informatiky a výpočetní techniky. Zde je přehled a popis vybavení, které laboratoř na ZČU nabízí.

Zvukotěsná komora

Zvukotěsná komora slouží především k pokusům spojených s přehráváním různých obrázků na monitoru, který je natočen k oknu komory. Odhlučnění je důležité pro minimalizaci rušivých efektů z okolního prostředí.

Automobilový simulátor

V laboratoři je nainstalována jako automobilový trenažér upravená přední polovina automobilu Škoda Octavia. Uvnitř trenažéru je umístěn herní volant (G27 Racing Wheel), pedály a řadicí páka od firmy Logitech. Dále lze v trenažéru nalézt reproduktory, které slouží k přehrávání všech potřebných stimulů či zvuků prostředí nezbytné pro experiment, a webovou kameru využitou pro nahrávání testovacích subjektů v průběhu měření. Dle potřeby je možné k reproduktorům přidat sluchátka (firma Sennheiser and Koss) jako další zařízení pro přehrávání zvuků.

Projektor

Projektor je připevněn ke stropu místnosti nad automobilový trenažér a scéna promítnuta na stěnu před ním.

EEG čepice

Pro EEG/ERP experimenty jsou k dispozici EEG čepice tří velikostí – malá, střední a velká velikost, založené na obvodu hlavy testovaného subjektu. Pozice elektrod ve všech čepicích jsou zabudovány na základě systému 10 – 20 (viz Obr. 1 a Obr. 2 v kapitole Elektrody). K čepicím jsou přiloženy referenční elektrody a uzemnění.

Měřicí zařízení BrainAmp DC [18]

Toto měřicí zařízení disponuje 32 EEG kanály a je napájeno BrainAmp baterií. Kanály slouží k připojení elektrod EEG čepice. S počítačem lze zařízení propojit přes USB port s USB2 adaptérem.

BrainVision V-Amp zesilovač [18]

Zesilovač V-Amp je obdobné zařízení umožňující měření EEG signálu jako zařízení BrainAmp DC. Záznam je však omezen pouze na 16 kanálů. S počítačem je zesilovač propojen pomocí USB kabelu. Počítač toto zařízení také napájí.

Stimulační zařízení pro kognitivní výzkum

Stimulation device for cognitive reserach - SDFCR

Stimulační zařízení je založeno na mikrokontroléru s jádrem ARM Cortex-M3 a dalších volně připojitelných perifériích.

Skládá se z těchto částí:

- MCU modul
- Baseboard
- LCD modul
- Tlačítkový modul
- LED panely pro stimulaci

Hlavní výhoda modulárního řešení spočívá ve škálovatelnosti jednotlivých modelů.

Zvolený MCU disponuje dostatečnou rychlostí pro zajištění jednak přesné stimulace, ale i zpětné synchronizace do záznamového zařízení. SDFCR bylo v době psaní této bakalářské práce stále v testovací fázi a byl pro něj vyvíjen nový software.

Senzory

Pro hlavní EEG experimenty lze využít různé senzory, které mohou poskytnout užitečná data vedoucí k lepší analýze měření testované osoby. Do této sady patří senzor pro měření tepové frekvence (Obr. 9), respirační pás (měření frekvence dýchání), GSR senzor (měření kožního odporu) a senzor pro měření tělesné teploty.



Obr. 9 Senzor pro měření tepové frekvence

Zdravotnické a další pomůcky

Pro aplikaci EEG čepice a jejích elektrod je zapotřebí injekční stříkačky s tupým koncem jehly, zdravotnické náplasti a vodivého gelu. K očištění testované osoby jsou pak připraveny buničtinové polštářky, papírové ubrousky a látkový ručník.

Počítače

Laboratoř disponuje čtyřmi počítači, na kterých je nainstalovaný potřebný software pro správný chod experimentu a jeho následnou analýzu. Po domluvě s vedoucím laboratoře je možné další potřebný software doinstalovat. V současné době lze využít následující softwarové produkty:

BrainVision Recorder 1.2 [18]

BrainVision Recorder je multifunkční software pro záznam EEG měření. Navrhnut byl univerzálně, aby uživatel mohl použít většinu typů zesilovačů. Tato aplikace umožňuje jednoduché nastavení a měření sledovaných signálů. Uživatel je schopen sledovat záznam z více elektrod najednou a měnit jejich způsob zobrazení v průběhu experimentu dle jeho potřeby. Dále tento program ukazuje stav jednotlivých připojených elektrod z EEG čepice pomocí barevného označení a také jejich konkrétní pozici.

BrainVision Analyzer 2.0 [18]

BrainVision Analyzer se používá pro analýzu a editování neurofyziologických dat z EEG měření. Program umožňuje krokovat celý postup analýzy pomocí stromové

hierarchie. Uživatel tak neztrácí původní data a může na ně opakovaně aplikovat různé způsoby zpracování.

Presentation 16.3 [19]

Program Presentation je určen k zaslání požadovaných stimulů do konkrétních koncových zařízení při neurovědeckých pokusech. Tyto stimuly mohou být vizuálního (2D nebo 3D) a sluchového charakteru. Dále tato aplikace generuje příslušné značky (tzv. markery) do EEG záznamu pro daný stimul.

Matlab s EEGLAB a ERPLAB pluginy

EEGLAB je interaktivní plugin pro Matlab umožňující rozbor EEG/ERP měření či jiných elektrofyziologických dat. Tento modul disponuje časovou a frekvenční analýzou, detekcí artefaktů, statistikou, průměrováním a vizualizací konkrétních dat [20]. Plugin je možné ovládat buďto z GUI (grafického uživatelské rozhraní) nebo přímým psaním skriptů. ERPLAB je obdobný plugin taktéž obsahující sadu nástrojů pro zpracování a analýzu ERP dat v prostředí Matlab. ERPLAB je integrovaný přímo do EEGLABu a jedná se v podstatě o jeho rozšíření. Toto rozšíření spočívá v přidání dalších nástrojů pro filtrování, detekci artefaktů, třídění událostí či vykreslování průběhu EEG křivky. Stejně jako u EEGLABu je možné využít grafického rozhraní nebo předem vytvořený skript. [21]

World Racing 2

Tato počítačová hra slouží k simulování prostředí a samostatné jízdy. Do hry je možné importovat vlastnoručně vytvořené mapy nebo automobily společně s jejich nastavenými parametry motoru.

VirtualDuB 1.9.11 [22]

VirtualDub je program sloužící k zaznamenání video nahrávek pořízených z kamery. Obsahuje různé funkce pro zpracování videa a může být rozšířen o více video filtrů. Zaměřen je především na soubory ve formátu *.avi*.

K realizaci mého pokusu nebylo nutné využít veškeré vybavení uvedené výše, ale pouze vybraný konkrétní software či hardware, který je zmíněn v návrhu scénáře experimentu, v kapitole Přípravy před experimentem a v kapitole Analýza výsledků měření.

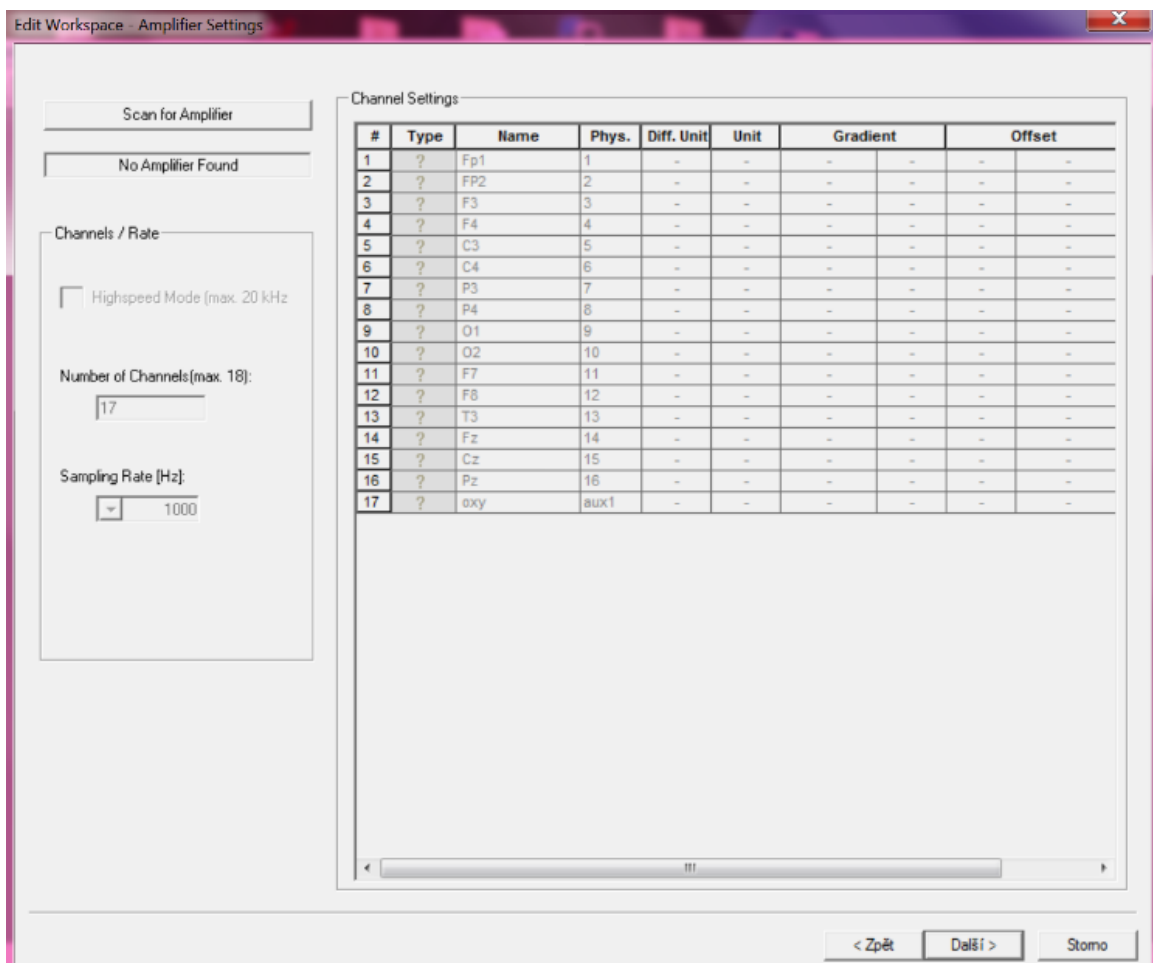
7.2 Přípravy před experimentem

Nastavení SDFCR

Před začátkem prvního měření muselo být vytvořeno schéma pro vizuální stimuly v podobě blikání LED diod zelené a červené barvy v SDFCR. Důležité bylo nastavení časové délky úseku na deset minut stimulování a pět minut pauzy opakující se čtyřikrát. Dále bylo důležité seřízení času bliknutí pro LED diody na 100 ms se 100 % jasem a pauzu mezi jednotlivými bliknutími na 4900 ms. Nakonec bylo důležité správné zapojení panelu s LED diodami do příslušných portů – první port pro non-target stimul (zelená barva LED diod) a druhý port pro target stimul (červená barva LED diod).

BrainVision Recorder – vytvoření workspace

Pro správné snímání všech přicházejících signálů z EEG čepice a ze SDFCR (markery obou stimulů) bylo nutné vytvořit vhodné prostředí tzv. workspace programu BrainVision Recorder. Došlo k nastavení snímání 16 různých elektrod, které umožňuje zapojení zesilovače V-AMP a jednoho kanálu pro záznamu srdečního tepu (Obr. 10).



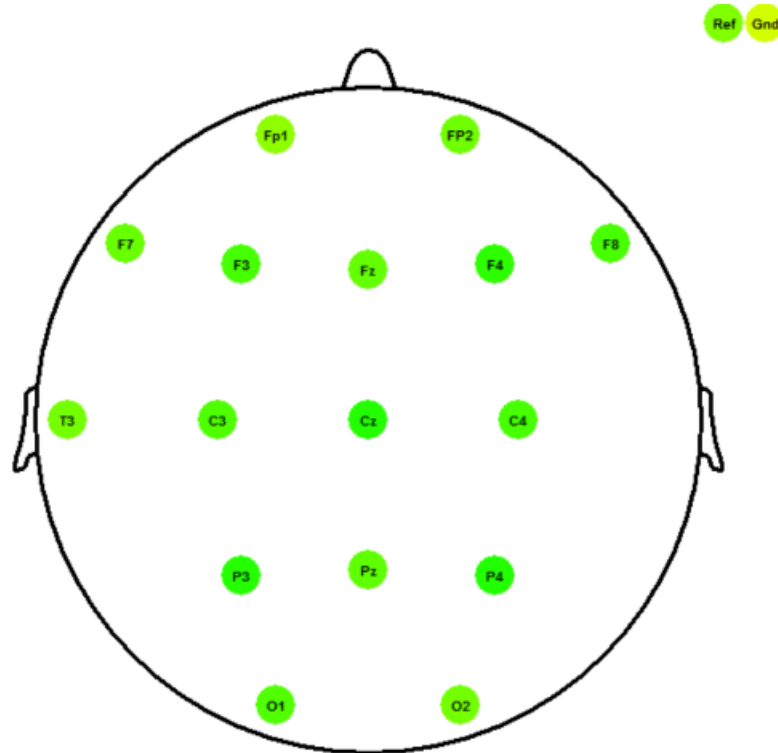
Obr. 10 Nastavení požadovaných snímaných kanálů (16 elektrod, 1 AUX1 port pro srdeční tep)

Po tomto nastavení bylo nezbytné změnit rozsah stupnice pro záznam srdečního tepu ze $100\mu\text{V}$ (základní hodnota pro elektrody) na $1000\mu\text{V}$, aby při průběhu měření nedošlo k překrývání signálů na obrazovce. Dále byly přiřazeny příchozím markerům ze SDFCR odpovídající markery v BrainVision Recorderu – S1 pro non-target stimul, S2 pro target stimul. Pro všechna měření došlo k výběru konkrétního jména, pod kterým budou měření v tomto workspace reprezentovány a ukládány. Jméno bylo navrženo ve tvaru zahrnující typ stimulace, datum měření a číslo testovaného subjektu – např. LED_26_3_2014_0003. Formát názvu byl zvolen na základě ukládání všech naměřených dat do univerzitní databáze pro EEG k jejich lepší identifikaci. Na přiloženém DVD lze nalézt všechna uskutečněná měření včetně souboru pro workspace.

7.3 Průběh experimentu

Kompletního experimentu, který trval přibližně dvě hodiny, se zúčastnilo 14 osob ve věkovém rozmezí 21 – 28 let, z toho 12 mužů a 2 ženy. Po příchodu do laboratoře podepsala testovaná osoba prohlášení, že souhlasí s vykonáním experimentu, dále tento formulář obsahoval krátký dotazník zahrnující osobní údaje o měřené osobě. Celý formulář lze nalézt v Příloze A na konci bakalářské práce. Všechny vyplněné formuláře jsou archivovány v laboratoři na ZČU. Po vyplnění formuláře subjekt seznámen s veškerou činností, která od něj byla v průběhu experimentu vyžadována. Jednalo se především o stisknutí tlačítka na volantu jakožto reakci na target stimul. Dále byl subjekt upozorněn na omezení veškerých zbytečných pohybů jako otáčení hlavy, mluvení v průběhu experimentu apod. Měřené osobě také bylo doporučeno snížit počet mrknutí očních víček na minimum, jelikož způsobují jedny z největších artefaktů v záznamu. Ve chvíli, kdy subjekt pochopil veškeré instrukce a souhlasil s vykonáním experimentu, se přistoupilo k zavedení elektrod EEG čepice. Správné zavedení elektrod vyžaduje od experimentátora velkou opatrnost, neboť nesprávné vykonání tohoto úkonu může vést ke zkreslení naměřených výsledků v důsledku špatné vodivosti elektrod či jejich špatnému umístění na hlavě testovaného subjektu. Po nasazení čepice byly subjektu očištěny pomocí abrazivní pasty a dalších pomůcek potřebné části jeho hlavy, aby mohlo být zavedeno uzemnění na levé ucho následováno zavedením referenční elektrody 1 až 2 cm nad kořen nosu. Správnou vodivost všech elektrod lze sledovat pomocí BrainVision Recorderu. K zavedení všech elektrod byla využita injekční stříkačka s tupým koncem jehly. Do této stříkačky byl nabrán vodivý gel, který byl

testované osobě vmasírován mezi elektrody a pokožku hlavy skrze otvor nacházející se v každé z elektrod. Pokud jsou elektrody správně aplikovány, tak se jejich stav změní z červené barvy na zelenou (Obr. 11). Experimentátor by měl dosáhnout elektrické impedance každé elektrody v rozmezí 0 – 2 k Ω .



Obr. 11 Náhled na stav vodivosti elektrod EEG čepice – dostatečná vodivost

Během zavádění elektro EEG čepice většinou nenastaly žádné komplikace, pouze dvě testované osoby si stěžovaly na drobnou bolest při zavádění některých elektrod. Jako poslední krok byl na levý malíček nasazen senzor pro snímání tepové frekvence. Po této části se subjekt přesunul do automobilového trenažeru. Zde si pohodlně nastavil sedačku a na základě jeho žádosti byla umožněna lehká úprava polohy LED diod, aby nepřekážely ve výhledu při samotné jízdě. SDFCR obsluhující správné fungování diod bylo poté nutné umístit do dostatečné vzdálenosti od automobilu, jelikož způsobovalo rušení EEG signálů. Účastník experimentu byl před započítím celého měření požádán o odložení všech elektronických zařízení (hlavně mobilního telefonu), která by opět mohla vést k znehodnocení EEG signálů. Nyní si mohl účastník v prvních pěti minutách vyzkoušet řízení automobilového simulátoru a jeho chování v počítačové hře. Když byl testovaný subjekt plně připraven, byl zahájen první úsek experimentu. V pauze po prvním úseku i v pauzách po všech dalších úsecích byl účastník dotázán na jeho pocity.

Po první etapě (bez rušení) neuváděl žádný z účastníků výrazné změny tělesného či psychického stavu. Před druhou etapou si subjekt zvolil své oblíbené rádio a uspokojující hlasitost reproduktorů. Na konci druhé etapy přibližně polovina účastníků uvedla, že je hudba z rádia nutila k lehkým pohybům do rytmu, menší počet účastníků si začal stěžovat na lehký pocit únavy v důsledku monotónní jízdy po dálnici. Po třetí etapě, kde účastníkům bylo předčítáno 12 slov v náhodném pořadí, přiznala přibližně polovina, že občas zapomněli reagovat na target stimul nebo místo něj reagovali na non-target. Více osob si začalo stěžovat na celkovou únavu, menší počet zaznamenával lehkou bolest hlavy a bolest levého ucha kvůli aplikaci uzemnění. Pro čtvrtou etapu (nepříjemné zvuky) byla hlasitost reproduktorů lehce zvýšena v porovnání s hlasitostí rádia, aby došlo k lepšímu navození atmosféry. V závěru této etapy uvedla necelá polovina účastníků, že jim přehrávané zvuky skutečně přišly nepříjemné, zbytku osob tyto zvuky vadily pouze na začátku etapy nebo se jim nezdály být rušivé. Počet účastníků pociťující únavu se příliš nezměnil, spíše se začínaly objevovat pocity pálení očí. Po ukončení experimentu byl účastník vyzván k opuštění automobilového simulátoru, byla mu z hlavy sejmuta EEG čepice a sundán senzor tepové frekvence.

7.4 Postřehy z měření

Celkový průběh experimentu probíhal víceméně bez vážných problémů. Každý účastník absolvoval celý experiment, v žádném případě nebylo nutné měření pozastavit či jej úplně přerušit. Bylo dobré, že účastníkům nevadil vizuální charakter stimulů, který by mohl být postupem času nepříjemný pro oči. Největší potíží představovalo problematické fungování SDFCR (software tohoto zařízení je stále ve vývoji), které místo generování stimulů v desetiminutových generovalo stimuly v intervalech o pár sekund kratších (např. 9 minut a 45 sekund). Tento problém však na data samotného experimentu neměl příliš velký dopad. Po zkušenostech z druhého úseku (rušení pomocí rádia) bylo zdůrazňováno, aby subjekt potlačil jakékoliv nežádoucí pohyby. Potěšující bylo, že se všechny osoby poctivě snažily zapamatovat všechny předčítané předměty ve třetím úseku a tím nezhodnotily tento typ rušení. V průměru si účastníci zapamatovali 11 ze 12 slov. Pro čtvrtý úsek došlo k mírnému zklamání, protože volba rušivých zvuků neměla požadovaný efekt, kterého mělo být dosaženo u všech osob. Z pocitů účastníků získaných po měření jsem usoudil, že by se latence P300 vlny mohla posunout i vlivem únavy na základě teoretických poznatků z [1] a jiných

prostudovaných experimentů. Na základě těchto postřehů bych doporučil zkrátit celkovou dobu experimentu, či ji rozdělit do více dnů, pokud by se některý z budoucích experimentátorů chtěl také zaměřovat na změnu pozornosti řidiče vlivem různých typů rušení, aby došlo k potlačení vlivu únavy.

8. Analýza výsledků měření

Částečné hodnoty výsledků měření mohly být již pozorovány v průběhu experimentu pomocí programu BrainVision Recorder. Tato prozatímní data ukazovala zmenšující se reakci na non-target stimul. U target stimulu byla dobře viditelná komponenta P300 objevující se kolem 400 ms po jeho bliknutí ve většině případů.

8.1 Zpracování dat pomocí EEG/ERPLABu

Ke zpracování získaných dat byl vybrán matlabovský plugin EEGLAB s jeho rozšířením ERPLAB. K umožnění analýzy souborů *.vhdr* bylo nezbytné přidat pomocný modul *bva-io-master*. Soubor *.vhdr* obsahuje základní informace o uloženém měření např. počet kanálů, jména kanálů, kódování atd. Zde je kompletní postup všech kroků, které byly provedeny při vyhodnocování všech uskutečněných měření. Program umožňuje po každém kroku zvolit pojmenování i uložení současného stavu analýzy. Hodnoty, které v jednotlivých krocích nejsou zmíněny, byly zachovány z původního nastavení v EEG/ERPLABu. (Konkrétní hodnoty v tomto postupu platí pro subjekt s označením 0016.)

- 1) Výběr daného měření: File → Import data → Using EEGLAB functions and plugins → From Brain Vis. Rec. *.vhdr* file → LED_15_4_2014_0016.vhdr
Channels: 1:16
- 2) Nalezení začátku a konce jednotlivé etapy: Plot → Channel data (scroll) – manuální zjištění hodnot z časové osy
- 3) Oříznutí etapy od zbytku dat: Edit → Select data
- 4) Aplikování IIR filtru (filtr s nekonečnou impulzní odezvou): ERPLAB → Filter & Frequency Tools → Filters for EEG data
Filter type: IIR Butterworth
dB/dec: 120
High-Pass: 0,1 Hz
Low-Pass: 20 Hz
- 5) Vytvoření listu událostí (příchozích stimulů) pro jejich konkretizaci v záznamu: ERPLAB → Evenlist → Create EEG EVENTLIST → Advanced
Event Code: 1 (2)
Even Label: S1 (S2)

Bin number: 1 (2)

Bin description: non-target (target)

→ Push Button → Apply → Overwrite them

Numeric Codes

V závorkách je uvedeno nastavení pro druhý stimul.

- 6) Vytvoření epoch pro target a non-target stimul: ERPLAB → Extract bin-based epochs

Bin-based epoch time range (ms): -100 1000

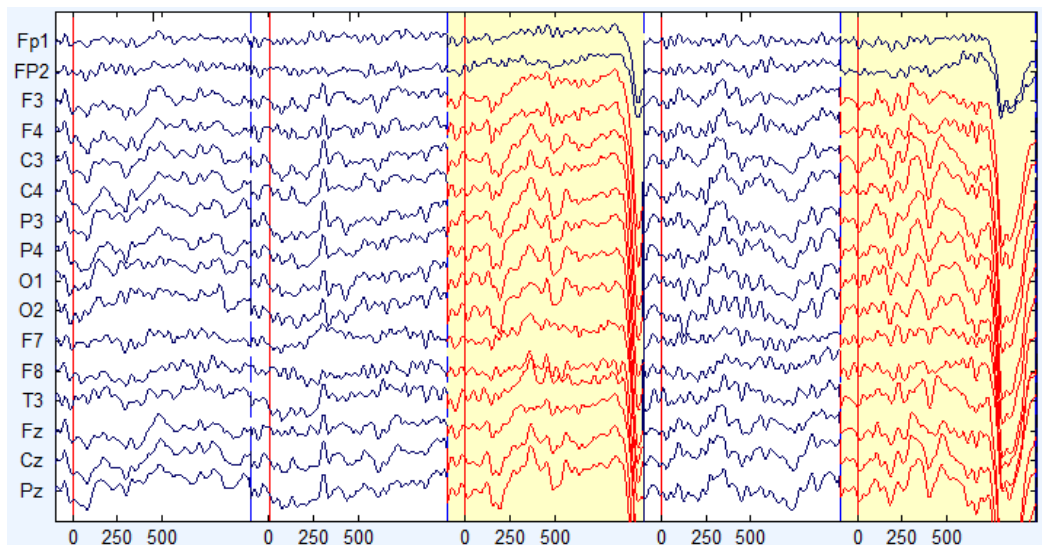
- 7) Automatická detekce artefaktů pomocí prahu napětí: ERPLAB → Artifact detection in epoched data → Simple voltage threshold

Voltage limits: -100 100

- 8) Manuální detekce artefaktů: Plot → Channel data (scroll)

Zaškrtnutí požadovaných epoch k odstranění → REJECT

(Na Obr. 12 je možné vidět vybranou třetí a pátou epochu, kde byly nalezeny artefakty, a proto tyto epochy byly vyjmuty ze zbytku dat)



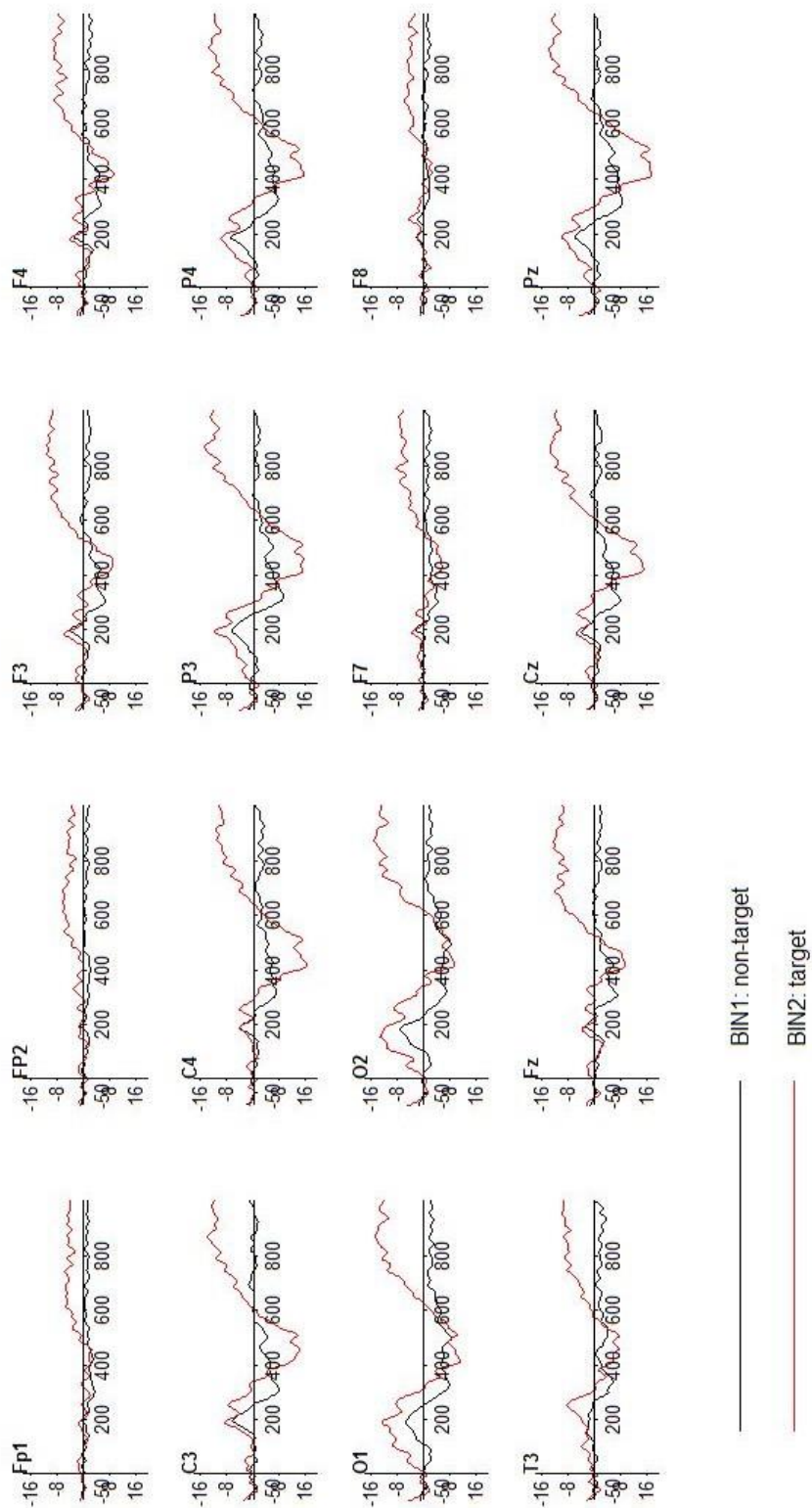
Obr. 12 Detekované artefakty v průběhu analýzy měření

- 9) Výpočet průměrných hodnot naměřených signálů pro každou z elektrod: ERPLAB → Compute average ERPs

- 10) Vizualizace zprůměrovaných hodnot: ERPLAB → Plot ERP → Plot ERP waveforms → Plot

(Na Obr. 13 je vidět zobrazení mozkových vln při reakci na oba stimuly se zahrnutím všech elektrod z prvního úseku měření. Toto zobrazení slouží především k detekci použitelnosti dat a k případnému odstranění naměřených

hodnot subjektu ze souhrnné analýzy experimentu. Z tohoto obrázku je patrné, že elektroda Fp1 nebude pro experiment vůbec použitelná na rozdíl například od elektrody Pz.)



Obr. 13 Průběh signálů z elektrod při reakci na stimul

- 11) Vizualizace signálu s konkrétními hodnotami a jejich následné uložení do souboru volitelného formátu (pro tato měření byl zvolen formát *.xls*): ERPLAB → Measurement Tool
 Type: Peak latency
 Measurement window: 340.00 550.00 (Rozsah v milisekundách pro hledání P300 komponenty)
 Viewer – možná vizualizace dat, Run – uložení dat do souboru
- 12) Zopakování kroků 2 – 11 pro tři zbývající etapy každého měření
- 13) Zprůměrování úseku měření pro všechny osoby: Avarage across ERPsets (Grand Avarage)
 From ERPset files: výběr konkrétní etapy každého subjektu

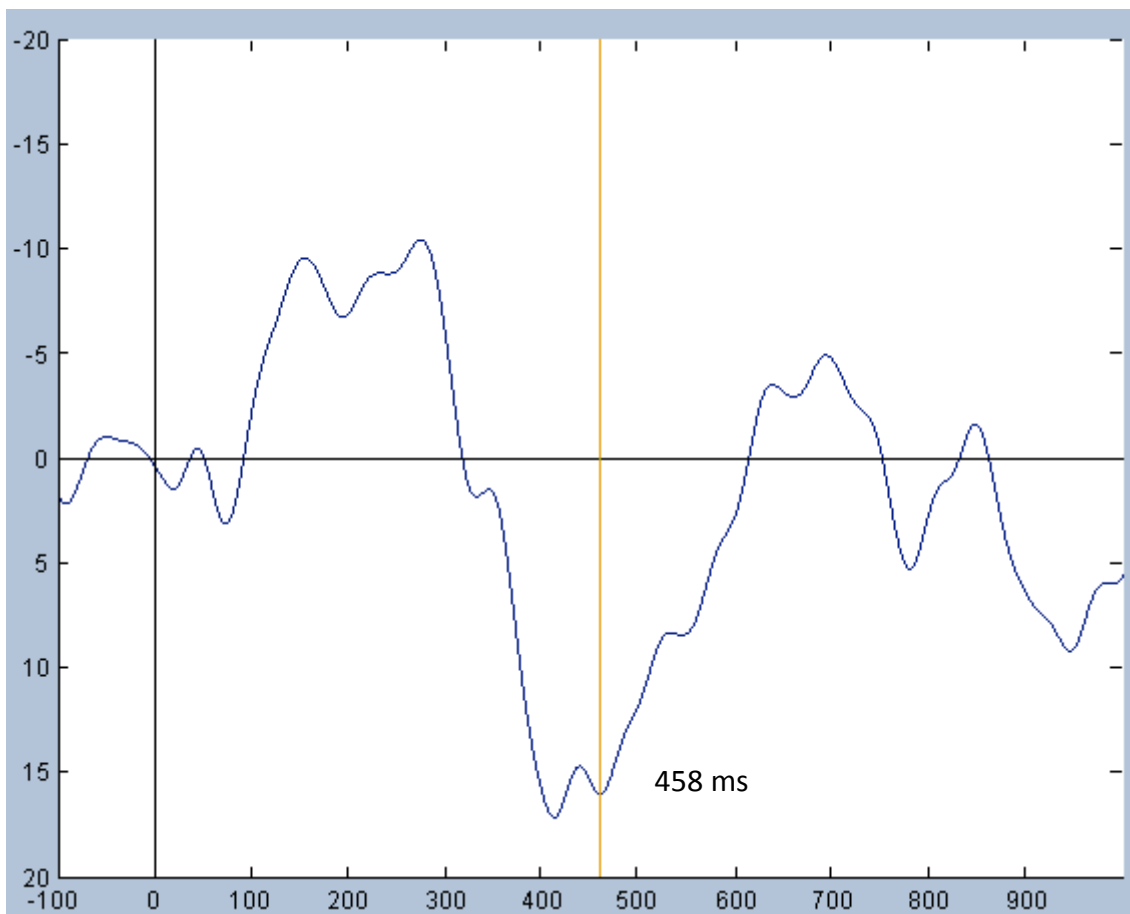
8.2 Získané výsledky a jejich korekce

Při správném provedení výše popsaného postupu bylo možné pro subjekt s označením 0016 získat následující tabulku dat (Tab. 1), kde jsou zahrnuty všechny elektrody a latence komponenty P300 při reakci na target stimul s původními hodnotami. (Tabulka je formátově upravena z původního souboru pro lepší orientaci.) Hodnoty latence byly získány využitím metody peak latence, která je založena na nalezení maxima nebo minima (závislost na polaritě) komponenty P300 v prohledávaném úseku.

Elektroda	Latence P300 [ms]			
	1. etapa	2. etapa	3. etapa	4. etapa
Fp1	458	426	447	419
FP2	411	424	466	432
F3	454	426	463	475
F4	421	425	463	429
C3	457	423	467	476
C4	419	421	467	478
P3	459	419	469	476
P4	419	420	463	476
O1	416	418	416	473
O2	423	417	424	477
F7	429	426	411	467
F8	426	423	512	483
T3	509	428	517	474
Fz	422	426	464	429
Cz	423	421	469	477
Pz	417	419	457	477

Tab. 1 Neupravené hodnoty latence P300 vlny subjektu 00016

Z Tab. 1 je možné vyčíst mírné rozdíly v hodnotách u některých elektrod, avšak někde je tento rozdíl poměrně značný. To může být způsobeno špatně naměřeným signálem vlivem různých rušení (především referenční elektrody) nebo vlivem menšího artefaktu, který zapříčinil posun maxima do jiné časové hodnoty. Na základě dohody s vedoucím bakalářské práce byly vybrány pro analýzu experimentu pouze 3 elektrody – Fz, Cz, Pz. Zde by měla být latence komponenty P300 nejvíce znatelná. Hodnoty s výraznou odchylkou na těchto elektrodách byly opakovaně změřeny, tentokrát však manuálně odečtením z výsledného grafu. Dále bylo domluveno detekovat latenci konkrétní subkomponenty P3b, což výrazně pozměnilo některé výsledky, jelikož ERPLAB spočítal tyto hodnoty pro subkomponentu P3a v souvislosti použitím metody peak latence. Korekce této latence je vidět na Obr. 14. Je důležité mít na paměti, že korekci těchto hodnot určuje každý experimentátor subjektivně sám.



Obr. 14 Korekce hodnot latence P300 pro subkomponentu P3b (elektroda Pz, osa x – čas [ms], osa y – napětí [µV])

Změněné hodnoty po ruční úpravě s jejich celkovými průměry jsou k dispozici v následující tabulce (Tab. 2). Pro získané výsledky nebyly prováděny statické výpočty. Subjekty v tabulce jsou číslovány od čísla 0003, jelikož měření 0001 a 0002 sloužila

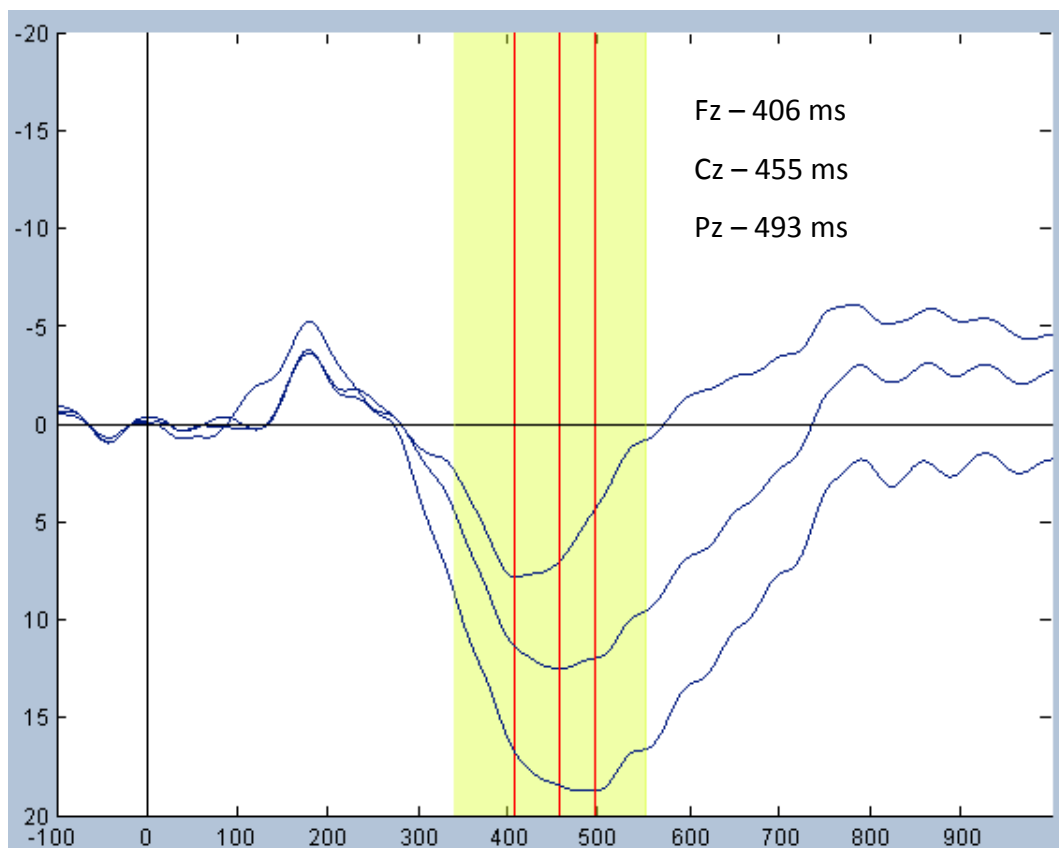
pouze k testování navrženého scénáře experimentu. Z celkových výsledků byly vyřazeny tři osoby – dvě kvůli velkému množství artefaktů a jedna kvůli neznámému rušení na elektrodách a špatně fungující SDFCR, které nesprávně generovalo pravděpodobnost výskytu target a non-target stimulu.

Subjekt	Elektroda	Latence P300 (P3b) [ms]			
		1. etapa	2. etapa	3. etapa	4. etapa
0003	Fz	409	483	383	425
	Cz	416	488	408	427
	Pz	425	489	428	432
0004	Fz	447	462	484	407
	Cz	450	487	484	399
	Pz	462	492	485	399
0005	Fz	501	514	445	414
	Cz	498	516	474	426
	Pz	489	516	486	435
0006	Fz	384	415	463	420
	Cz	382	422	467	423
	Pz	379	434	480	430
0007	Subjekt odstraněn z výsledků měření				
0008	Fz	435	445	460	418
	Cz	468	485	461	421
	Pz	469	486	457	420
0009	Subjekt odstraněn z výsledků měření				
0010	Fz	452	512	516	538
	Cz	462	525	529	540
	Pz	478	527	531	540
0011	Fz	481	474	514	413
	Cz	501	476	518	409
	Pz	501	503	514	405
0012	Fz	497	445	478	497
	Cz	496	447	485	499
	Pz	498	449	487	486
0013	Fz	428	436	477	478
	Cz	432	453	483	482
	Pz	431	444	478	475
0014	Subjekt odstraněn z výsledků měření				
0015	Fz	446	450	472	470
	Cz	505	456	483	483
	Pz	502	458	483	490
0016	Fz	422	426	464	475
	Cz	423	421	469	477
	Pz	417	419	457	477

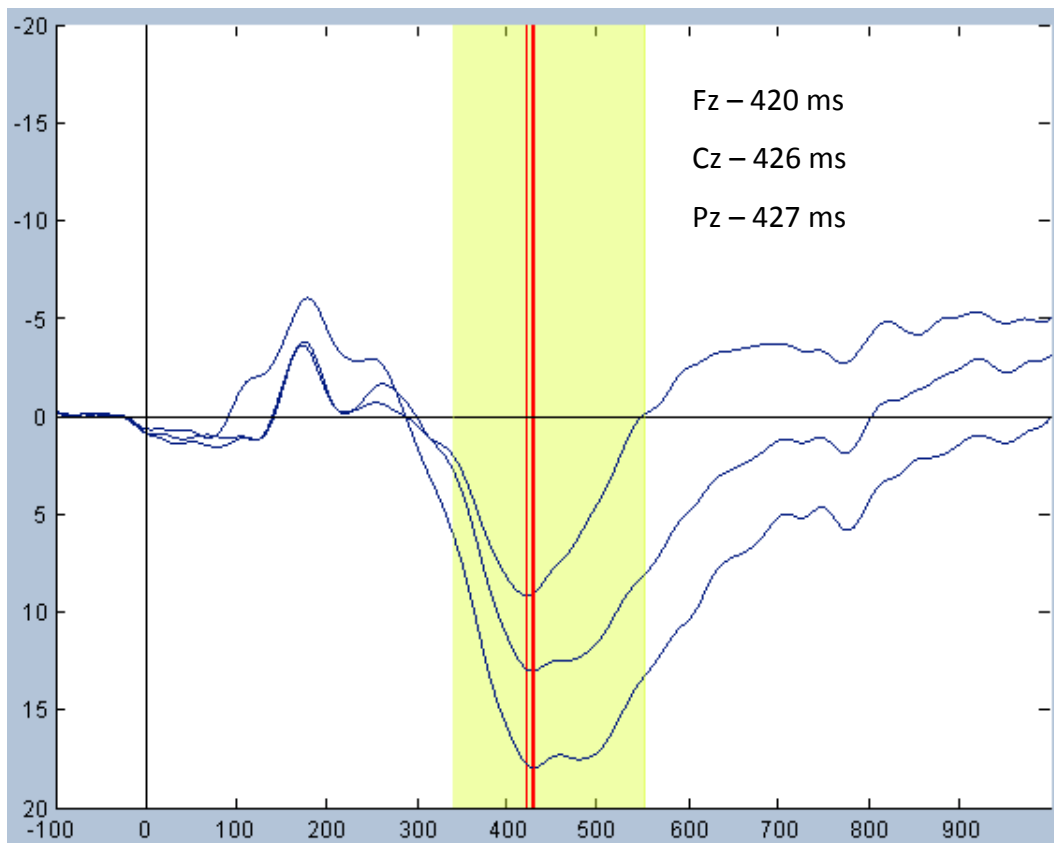
Průměr	Fz	445	460	468	450
	Cz	458	470	478	453
	Pz	459	474	481	454
Grand Average	Fz	406	420	421	418
	Cz	455	426	475	426
	Pz	493	427	479	431

Tab. 2 Upravené naměřené hodnoty latence P300 (P3b) včetně zprůměrovaných hodnot a Grand Average

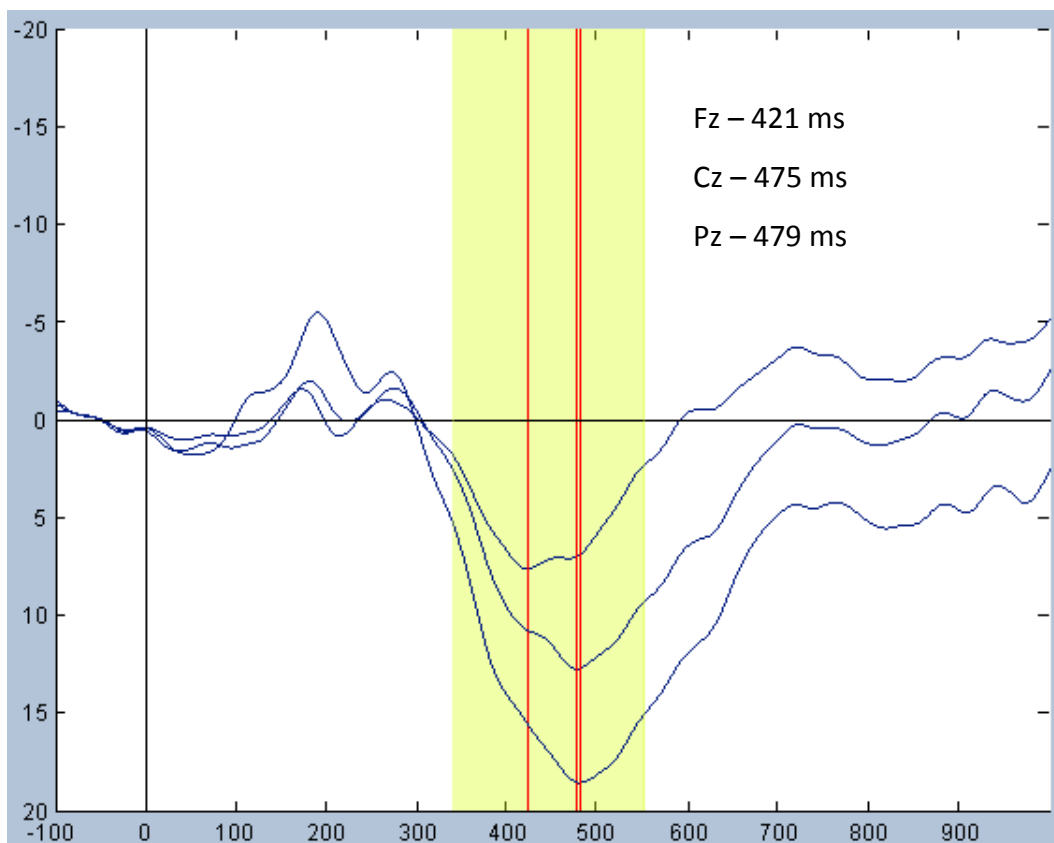
Následující obrázky (Obr. 15, 16, 17, 18) ukazují průběh signálů na elektrodách Fz, Cz a Pz v jednotlivých úsecích celého experimentu. Jedná se o signály vygenerované přes všechny měřené subjekty pomocí metody Grand Average.



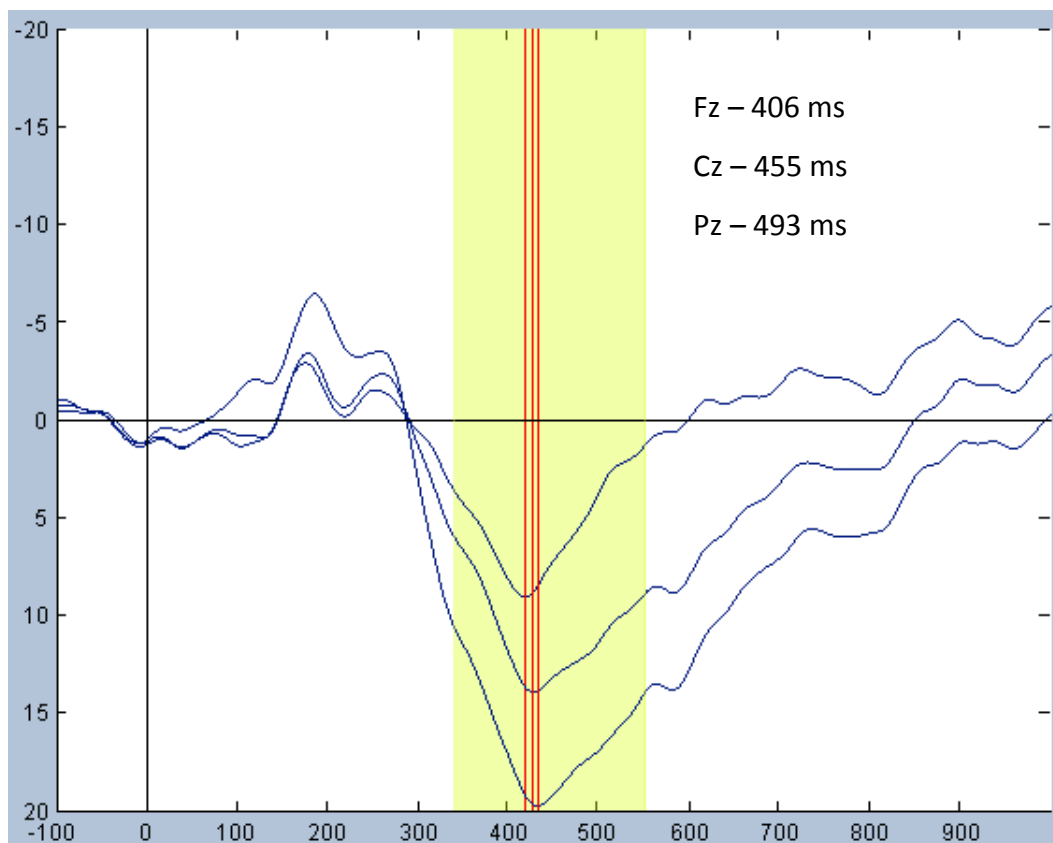
Obr. 15 Průběh signálů 1. etapa (Grand Average, osa x – čas [ms], osa y – napětí [µV])



Obr. 16 Průběh signálů 2. etapy (Grand Average, osa x – čas [ms], osa y – napětí [µV])



Obr. 17 Průběh signálů 3. etapy (Grand Average, osa x – čas [ms], osa y – napětí [µV])



Obr. 18 Průběh signálů 4. etapy (Grand Average, osa x – čas [ms], osa y – napětí [µV])

8.3 Zhodnocení dosažených výsledků latence P300

Z dosažených výsledků je patrné, že pro hodnocení je třeba rozlišovat mezi hodnotami získanými manuální úpravou a metodou Grand Average, která pracuje s původními daty. Dále je důležité nezaměřovat se na hodnotu maxima (minima) amplitudy v konkrétních etapách, ale na rozdíl latencí jednotlivých maxim (minim) z každého úseku. Z průměrných výsledků získaných manuální úpravou je patrné, že se latence z první etapy experimentu (žádné rušení) postupně zvyšovala přes druhou etapu (rušení pomocí rádia) až ke třetí (pamatování si slov). To by odpovídalo části hypotézy, ve které byl předpoklad zvyšující se latence při rušení, které vedou k většímu rozptýlení řidiče. Dále lze u některých subjektů k tomuto posunu připočítat jejich možnou únavu, která má rovněž vliv na zvyšující se latenci. Zlom nastává ve čtvrté etapě (nepříjemné zvuky), kde se latence komponenty P300 opět vracela k hodnotám z prvního úseku nebo dokonce k hodnotám menším. To mohlo být způsobeno tím, jak uvedli někteří z účastníků, že jim zvuky nepřišly dostatečně rušivé a postupem času je ignorovali. Z hlediska jednotlivců se výsledky v každé etapě různí a nelze tak hypotézu potvrdit. Metoda Grand Average stanovenou hypotézu zcela vyvrací. Dokonce každá

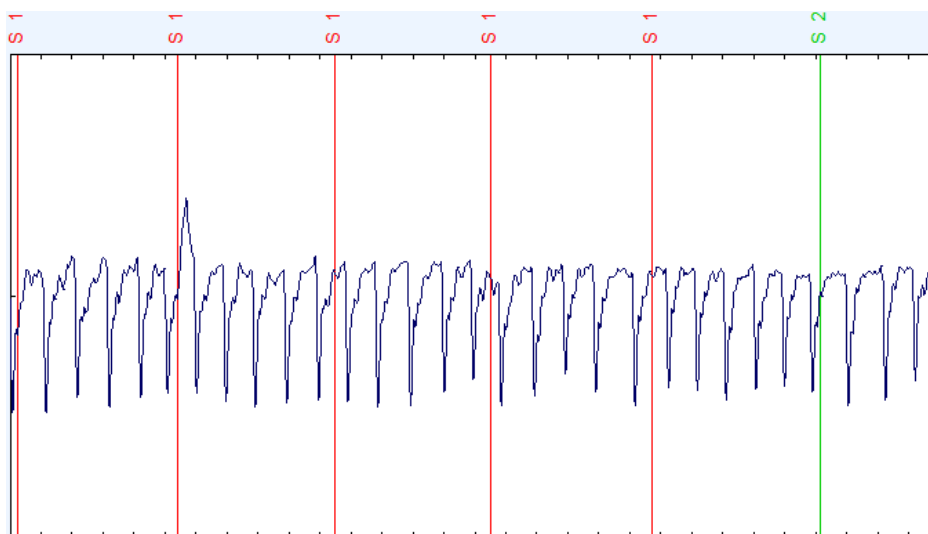
z elektrod (Fz, Cz, Pz) má hodnoty posunů latence P300 v jiném pořadí (bráno od nejmenší po největší) pro všechny úseky, jak ukazuje Tab. 2. To může být způsobeno různou reakcí na podnět v jednotlivých částech mozku [1], či smícháním subkomponent P3a a P3b, který metoda Grand Average připouští.

8.4 Zpracování a výsledky dat tepové frekvence

Data získaná pomocí senzoru tepové frekvence byla taktéž zpracována v matlabovském pluginu EGGLAB. Byly zopakovány kroky 1 – 4 postupu pro zpracování ERP záznamu s tím rozdílem, že k analýze byl vybrán pouze kanál 17. Metoda pro získání konkrétních dat je možná podle [14] manuálním spočtením kmitů z EKG záznamu pomocí EKG pravítka, kde buď v oblasti 7,5 cm záznamu (= 3 sekundy) vynásobíme tento počet kmitů číslem 20 nebo v oblasti 12,5 cm záznamu (= 5 sekund) vynásobíme počet číslem 12. V této konkrétní analýze byl použit obdobný postup, jelikož EEGLAB neumožňuje spočítání všech tepů automaticky. Místo osy vzdálenosti je již přednastavena časová osa, což práci relativně urychluje. Pro přesnější hodnoty byla frekvence tepů počítána pro celé první dvě minuty a dvě poslední minuty v každé etapě měření (místo tří nebo pěti sekund). Při výskytu více artefaktů v některých z pozorovaných minut byla tato minuta nahrazena za jinou z téhož úseku. Tyto hodnoty poté byly zprůměrovány a jsou k dispozici v tabulce níže (Tab. 3). V těchto záznamech šlo většinou dobře posoudit průběh jednotlivých tepů i přes případný výskyt artefaktu. Tyto nežádoucí výskyty mohly být například způsobeny prudším nárazem senzoru na volant auta. Ze získaných výsledků nemusel být vyřazen žádný subjekt. Průběh tepové frekvence (30 sekund u subjektu 0016 v první etapě) je znázorněn na obrázku pod tabulkou (Obr. 19).

Subjekt	Tepová frekvence (tep/min)			
	1. etapa	2. etapa	3. etapa	4. etapa
0003	60	61	65	64
0004	79	83	85	86
0005	72	70	78	66
0006	77	84	89	82
0007	69	71	77	71
0008	77	79	82	76
0009	62	64	63	59
0010	120	110	118	106
0011	90	87	92	87
0012	90	93	91	91
0013	74	78	81	76
0014	63	64	65	66
0015	52	56	59	57
0016	60	64	64	65
Průměr	74	76	79	75

Tab. 3 Tepové frekvence všech subjektů



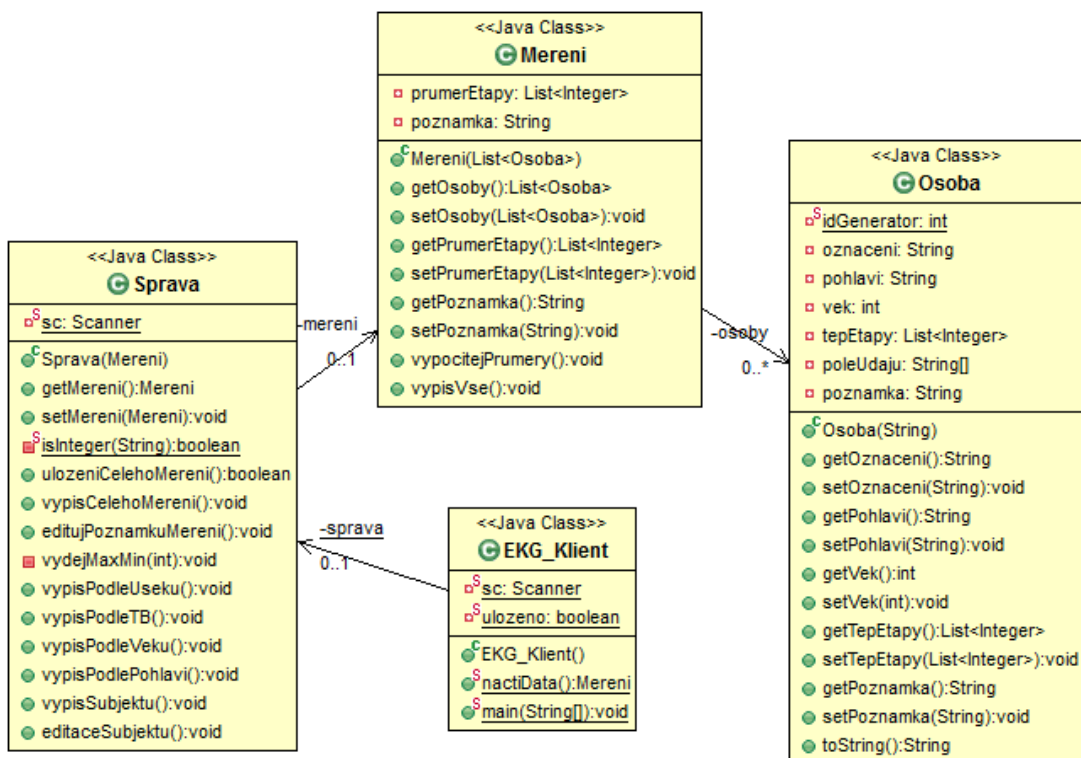
Obr. 19 Ukázka tepové frekvence subjektu 0016 (30 sekund záznamu)

8.5 Zhodnocení dosažených výsledků tepové frekvence

Z průměrných hodnot všech subjektů lze vidět mírně rostoucí tepovou frekvenci od prvního po třetí úsek. Ve čtvrtém úseku se tato frekvence opět snižuje. Z pohledů jednotlivců však tato tvrzení neplatí, jelikož maxima a minima tepové frekvence se nacházejí v různých etapách. Stanovená hypotéza pro tepovou frekvenci proto potvrzena nebyla. Nelze také přesně určit, jak které rušení ovlivňuje srdeční rytmus.

9. Software pro správu tepové frekvence

Pro sekundární měření byl vytvořen software pod názvem TEP 1.0. Tato aplikace je určena pro experimentátora, který dané měření provádí. Program umožňuje uživateli rychlý přehled o všech etapách měření. Uživatel nejdříve musí programu poskytnout hodnoty, které manuálně získal z EKG záznamu (viz kapitola 8.4), poté již může editovat jednotlivé subjekty nebo si je detailně prohlédnout a připsat k nim libovolnou poznámku. Další výhodou softwaru je výpis průměrných hodnot pro všechny etapy, výpis subjektů s tachykardií či bradykardií, výpis maximálních a minimálních hodnot atd. Uživatel si poté výslednou zprávu o experimentu může uložit do textového souboru. Tento software byl naprogramován jako konzolová aplikace v jazyce JAVA. Obsahuje čtyři třídy – Osoba, Mereni, Sprava a EKG_Klient, které slouží jako datové struktury pro všechny potřebné hodnoty experimentu a umožňují správný chod programu. UML diagram těchto tříd obsahující veškeré atributy a metody dané třídy je vidět na Obr. 20. Vše potřebné k fungování programu, jeho ovládání a veškeré funkce, které aplikace nabízí, jsou popsány v Příloze B – Uživatelská dokumentace. Program Tep 1.0 lze nalézt na přiloženém DVD.



Obr. 20 UML diagram aplikace TEP 1.0

10. Závěr

Jedním z hlavních cílů této bakalářské práce bylo pochopení základních teoretických poznatků a principů, které úzce souvisí s oblastí EEG a ERP měření. Dále bylo důležité seznámit se s praktickými experimenty, jejichž charakter byl spojen s měřením pozornosti řidiče v různých situacích. Vhodné bylo porozumět i některým pojmům týkajících se sekundárního měření tepové frekvence. V závěru teoretické části bylo nutné nastudovat pravidla a strategie pro vytvoření a správnou analýzu mého vlastního experimentu.

Dalším cílem, po získání všech potřebných teoretických znalostí, bylo navržení konkrétního experimentu, který by vhodně souvisel se sledováním pozornosti řidiče. Velkou inspirací pro mě byl experiment popsáný v kapitole EEG/ERP experimenty s označením Experiment 1. Na základě tohoto měření jsem vytvořil obdobný pokus s menšími úpravami, který byl možný realizovat v prostorách univerzitní laboratoře. Experiment byl zaměřen na sledování latence komponenty P300 při různých typech rušení. Detailní podoba pokusu je popsána v kapitole Návrh scénáře experimentu a v kapitole Změny v návrhu experimentu. Hypotézou se stala domněnka zvyšující se latence pro rušení, která vedou k většímu rozptýlení řidiče. Etapy proto byly navrženy od nejmenšího rušení po největší. Tato hypotéza byla potvrzena pouze z části metodou průměrování dosažených výsledků všech testovaných subjektů. Hypotéza byla vyvrácena u čtvrtého úseku, kdy tato latence opět poklesla v porovnání s ostatními úseky. V metodě Grand Average či u jednotlivých subjektů byly tyto latence pro každou etapu různé, a proto nešla vypořádat konkrétní souvislost latence P300 s pozorností řidiče u určitého typu rušení.

U sekundárního měření byl vypořádan z průměrných výsledků zrychlující se tep od prvního po třetí úsek, ve čtvrtém úseku však tep poklesl. Jednotlivé osoby měly opět různou tepovou frekvenci pro každou etapu experimentu. Stanovená hypotéza pro toto měření se tedy také nepotvrdila. Pro měření tepové frekvence byl vyvinut software, který slouží pro lepší přehlednost a hledání konkrétních hodnot v naměřených datech.

Seznam použitých zkratk

EEG – Elektroencefalografie je diagnostická metoda, při které dochází k zaznamenávání elektrické aktivity mozku

ERP – Event-related-potentials (evokované potenciály) jsou elektrickou odezvou mozku nebo mozkového kmene při různých typech stimulací

EKG – Elektrokardiografie je metoda snímání elektrické srdeční aktivity

OSPAN – Operation span task, úkol zaměřený na jednoduché matematické problémy či zapamatování si slov

LED – Light-Emitting Diode je dioda vyzařující světlo

SDFCR – Stimulation device for cognitive reserach, stimulační zařízení pro kognitivní výzkum obsluhující správné fungování LED diod

UML – Unified Modeling Language, grafický jazyk umožňující vizualizaci a specifikaci systému

Použitá literatura a zdroje

- [1] LUCK, Steven J. *An Introduction to the Event-Related Potential Technique*. London: MIT Press, 2005, ISBN 0-262-12277-4.
- [2] KRUPKA, Ondřej. *Automatická segmentace dat EEG*. Brno, 2013 [online]. [cit. 2014-01-26]. Dostupné z: https://dspace.vutbr.cz/bitstream/handle/11012/21844/Ondrej_krupka_BP.pdf.
Bakalářská práce
- [3] POKORNÝ, Jan. *Elektroencefalografie*. [online]. [cit. 2014-01-26]. Dostupné z: <http://fbmi.cvut.cz/files/nodes/657/public/EEG.pdf>
- [4] HAVLÍK, Jan. *Elektroencefalografie*. [online]. [cit. 2014-01-26]. Dostupné z: http://noel.feld.cvut.cz/vyu/x31let/Lectures/07_Elektroencefalografie.pdf
- [5] BALEK, Bronislav. *Elektrické biosignály lidského těla měřené ISESem*. Olomouc, 2011. [online]. [cit. 2014-01-27]. Dostupné z: <http://vnuf.cz/sbornik/prispevky/16-01-Balek.html>
- [6] MAUTNER, Pavel a MOUČEK, Roman. *Neuroinformatika - metoda evokovaných potenciálů: Zpracování záznamu, extrakce a zobrazení ERP vln, aplikační oblasti ERP*. ZČU Plzeň, 2007. [online] [cit. 2014-01-27]. Dostupné z: <http://www.kiv.zcu.cz/studies/predmety/uir/predn/P6/Neuroinformatika.pps>
- [7] MIŠUREC, Jiří a CHMELÁŘ, Milan. *Elektroencefalografie*. Brno, 1990. ISBN 80-7013-065-2.
- [8] FILIPEC, Martin. *Kognitivní procesy*. [online]. [cit. 2014-01-30]. Dostupné z: http://cyber.felk.cvut.cz/gerstner/biolab/bio_web/teach/KP/Filipec/index.htm.
Laboratorní úloha.

- [9] SHRAVANI, Sur a SINHA, V. K. *Event-related potential: An overview*. 2009. [online]. [cit. 2014-02-11]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3016705/>
- [10] STRAYER, David L.; COOPER, Joel M.; TURRILL, Jonna; COLEMAN, James; MEDEIROS- WARD, Nate; BIONDI, Francesco. *Measuring Cognitive Distraction in the Automobile*. 2013. [online]. [cit. 2014-02-20]. Dostupné z: <https://www.aaafoundation.org/sites/default/files/MeasuringCognitiveDistractions.pdf>
- [11] BO, Ou; CHANGXU, Wu; GUOZHEN, Zhao; JIANHUI, Wu. *P300 Amplitude Reflects Individual Differences of Navigation Performance in a Driving Task*. 2012. [online]. [cit. 2014-02-20]. Dostupné z: http://www.acsu.buffalo.edu/~seanwu/IJIE_P300_InPressGood.pdf
- [12] KARFIOL, Michal. *Softwarový nástroj pro vzájemnou komunikaci prostředků v neuroinformatické laboratoři*. Plzeň, 2013. Diplomová práce.
- [13] KOŠAŘ, Vojtěch. *ERP komponenty a pozornost řidiče*. Plzeň, 2013. Bakalářská práce.
- [14] HAMAN, Petr. *Výukový web EKG*. Plzeň [online] [cit. 2014-03-02]. Dostupné z: <http://www.ekg.kvalitne.cz>
- [15] JIŘÍK, Ondřej. *Měření tepové frekvence*. Brno, 2012. Dostupné z: https://dspace.vutbr.cz/bitstream/handle/11012/17326/ojirik_bc.pdf. Bakalářská práce.
- [16] RADA, Jan. *Pozornost řidiče při monotónní jízdě a sluchová stimulace (ERP experiment)*. Plzeň, 2012. Bakalářská práce.
- [17] AUDACITY TEAM. *Audacity* [online]. [cit. 2014-04-26]. Dostupné z: <http://audacity.sourceforge.net/>

- [18] BRAIN PRODUCTS GMBH, *Products & Applications* [online]. [cit. 2014-04-26] Dostupné z:
http://brainproducts.com/products_apps.php
- [19] NEUROBEHAVIORAL SYSTEMS, *Presentation* [online]. [cit. 2014-04-18] Dostupné z:
<http://www.neurobs.com/>
- [20] SWARTZ CENTER FOR COMPUTATIONAL NEUROSCIENCE. *EEGLAB: an open source environment for electrophysiological signal processing* [online]. [cit. 2014-05-02]. Dostupné z:
<http://sccn.ucsd.edu/eeglab/>
- [21] LOPEZ-CALDERON, Javier; LUCK, Steven J. ERPLAB: an open-source toolbox for the analysis of event-related potentials. [online]. [cit. 2014-05-02]. Dostupné z:
<http://journal.frontiersin.org/Journal/10.3389/fnhum.2014.00213/abstract>
- [22] LEE, Avery. *VirtualDub* [online]. [cit. 2014-05-02]. Dostupné z:
<http://virtualdub.org/>

Seznam obrázků

Obr. 1 Systém zapojení elektrod 10 – 20 (Jasper – 1958, převzato z [4]).....	2
Obr. 2 EEG čepice	3
Obr. 3 Příklad EEG záznamu (převzato z [5]).....	3
Obr. 4 Průběh Alpha, Beta, Delta a Theta aktivit (převzato z [5])	4
Obr. 5 Signál EEG obsahující artefakt mrknutí očí (převzato z [8])	6
Obr. 6 Průběh ERP komponent na časové ose v milisekundách (převzato z [1])	9
Obr. 7 Příklad EKG signálu (převzato z [14]).....	15
Obr. 8 Finální verze navrženého experimentu.....	19
Obr. 9 Senzor pro měření tepové frekvence	22
Obr. 10 Nastavení požadovaných snímaných kanálů (16 elektrod, 1 AUX1 port pro srdeční tep).....	24
Obr. 11 Náhled na stav vodivosti elektrod EEG čepice – dostatečná vodivost.....	26
Obr. 12 Detekované artefakty v průběhu analýzy měření	30
Obr. 13 Průběh signálů z elektrod při reakci na stimul	31
Obr. 14 Korekce hodnot latence P300 pro subkomponentu P3b (elektroda Pz, osa x – čas [ms], osa y – napětí [μ V]).....	33
Obr. 15 Průběh signálů 1. etapa (Grand Average, osa x – čas [ms], osa y – napětí [μ V])	35
Obr. 16 Průběh signálů 2. etapa (Grand Average, osa x – čas [ms], osa y – napětí [μ V])	36
Obr. 17 Průběh signálů 3. etapa (Grand Average, osa x – čas [ms], osa y – napětí [μ V])	36
Obr. 18 Průběh signálů 4. etapa (Grand Average, osa x – čas [ms], osa y – napětí [μ V])	37
Obr. 19 Ukázka tepové frekvence subjektu 0016 (30 sekund záznamu).....	39
Obr. 20 UML diagram aplikace TEP 1.0.....	40
Obr. 21 Hlavní menu aplikace	54
Obr. 22 Editace/Prohlížení subjektů	55
Obr. 23 Editace subjektů.....	55
Obr. 24 Konkrétní výpis	55
Obr. 25 Část výpisu Tachykardie a Bradykardie	56
Obr. 26 Část výpisu podle jednotlivých úseků	56

Obr. 27 Funkce Celé měření 57

Seznam tabulek

Tab. 1 Neupravené hodnoty latence P300 vlny subjektu 00016.....	32
Tab. 2 Upravené naměřené hodnoty latence P300 (P3b) včetně zprůměrovaných hodnot a Grand Average	35
Tab. 3 Tepové frekvence všech subjektů.....	39

Příloha A – EEG formulář

A Podmínky účasti v projektu s názvem „Měření mozkové aktivity“

A.1 Popis projektu

Cílem projektu „MĚŘENÍ MOZKOVÉ AKTIVITY“ (dále jen „projekt“) je zjištění změn mozkové aktivity člověka zejména v situacích, které vyžadují soustředění (řešení logických problémů, počítání, hraní her), kreativní činnost (sestavování stavebnic, kreslení obrázků), činnost vyžadující využití paměti (zapamatování si určitých věcí a následné odpovědi na otázky) nebo zjištění změn mozkové aktivity v případech, kdy je člověk blízko spánku (polospánku).

Dalším cílem projektu je srovnání vlivu některých faktorů, jako je např. alkohol, únava nebo stres na výkon výše uvedených činností. Zároveň s EEG měřením je možné provádět i měření EKG a vyhodnocovat tak EEG a EKG v závislosti na uvedených faktorech. Měření EKG je dobrovolné a může být osobou odmítnuto. V případě zamítnutí se bude provádět pouze měření EEG aktivity.

Předmětná měření budou prováděna na osobě, která po splnění těchto podmínek účasti v projektu postoupí samotné měření mozkové aktivity.

Veškeré přístroje, vybavení, včetně příslušenství a materiál jsou běžně používány ve zdravotnictví.

A.2 Průběh měření

Měření mozkové aktivity proběhne podle následujícího postupu

- a. osoba je detailně seznámena s průběhem měření a je jí vysvětleno, co se od ní očekává
- b. osobě se nasadí EEG čepice a namaže se vodivým gelem
- c. zároveň s měřením EEG je možné měřit i EKG. Pokud osoba s měřením EKG souhlasí, provede se nalepení EKG elektrod na hrudník.
- d. zkontroluje se vodivost elektrod
- e. proběhne připojení se na EEG/EKG přístroj (přístroj je napájen baterií o napětí 3 V)

- f. spustí se program na počítači a osoba je vyzvána, aby odpověděl na otázky týkající se zdravotního stavu, psychického stavu a návyků. Rozsah otázek je uveden v příloze, která je nedílnou součástí tohoto poučení.
- g. poté se spustí program, který zobrazuje pokyny, které má osoba vykonávat (otevírání/zavírání očí, hluboké dýchání) a další pokyny související se zjištěním mozkové aktivity (početní příklady, otázky, hraní her, řešení úloh)
- h. získané údaje budou uloženy do lokální databáze nebo uloženy na internetové stránky; k uvedeným databázím budou mít přístup pouze oprávněné osoby podílející se na řešení projektu, přičemž údaje budou v databázích standardně zabezpečeny heslem, krytováním a/nebo anonymizací
- i. osoba je v průběhu měření zaznamenávána videokamerou, přičemž záznam je spolu s naměřenými údaji ukládán; se souhlasem je osoba též vyfocena
- j. po skončení měření jsou osobě poskytnuty základní hygienické pomůcky

A.3 Podmínky účasti v projektu

- a. Účast osoby v projektu je dobrovolná
- b. Projektu se může zúčastnit výhradně osoba, která je starší 18 let
- c. Osoba prohlásí, že je jí známa skutečnost, která by mohla mít vliv na změnu jejího zdravotního vztahu
- d. Osoba podepíše tyto podmínky v účasti projektu

A.4 Prohlášení

Podpisem těchto podmínek účasti v projektu prohlašuji, že jsem se detailně seznámil s těmito podmínkami účasti v projektu, a že jim rozumím. Podpisem těchto podmínek účasti v projektu prohlašuji, že mi nejsou známy žádné skutečnosti, které by moji účast v projektu znemožňovaly nebo omezovaly, zejména si pak nejsem vědom žádných omezení souvisejících s mým celkovým zdravotním nebo psychickým stavem. Podpisem těchto podmínek účasti v projektu prohlašuji, že jsem si vědom skutečnosti, že účast v projektu úzce souvisí s mým aktuálním zdravotním a psychickým stavem a jsem si vědom též toho, že uvedení nepravdivých, neúplných nebo nesprávných informací, týkajících se zejména mého zdravotního a psychického stavu může mít na tento zdravotní nebo psychický stav vliv. Podpisem těchto podmínek účasti v projektu

prohlašuji, že jsem před započítím měření nepožil alkohol ani nejsem pod vlivem návykových nebo psychotropních látek, zejména drog.

A.5 Souhlas se zpracováním osobních údajů

Podpisem těchto podmínek účasti v projektu uděluji ve smyslu zákona č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve změně pozdějších předpisů Západočeské univerzity v Plzni a Fakultní nemocnici Plzeň po poučení o svých právech výslovný souhlas se zpracováním osobních a citlivých údajů v rozsahu těchto podmínek účasti v projektu, včetně přílohy, která je nedílnou součástí tohoto poučení, za účelem realizace a následného vyhodnocení projektu. Tento souhlas uděluji na dobu realizace projektu a následně po dobu ...5... let po jeho skončení. Jsme si vědom(a) toho, že poskytnutí osobních a citlivých údajů je dobrovolné, a že souhlas se zpracováním osobních nebo citlivých údajů mohu kdykoli odvolat.

V Plzni dne

Souhlasím s měřením EKG

Nesouhlasím s měřením EKG

podpis účastníka v projektu

B EEG Metadata

B.1 Informace o měřené osobě

- Jméno a příjmení
- Datum narození
- Pohlaví
- Pocity během měření (únava, špatné soustředění ...)
- Porucha zraku
- Porucha sluchu
- Kontakt
- Pravák/Levák

B.2 Informace o měřící osobě

- Jméno a příjmení
- Zkušenost
- Kontakt (e-mail, telefon ...)

B.3 Podmínky měření

- Datum měření
- Čas měření
- Délka měření (včetně přípravy)
- Použité přístroje
- Použitá čepice
- Účel měření (reakce při plné koncentraci, reakce při únavě, alkohol, drogy ...)
- Zapojení elektrod
- Teplota v místnosti
- Rušení (změna osvětlení, hluk ...)
- Vzorkovací frekvence
- Počasí
- Jiné důležité poznatky

B.4 Informace o scénáři

- X Název
- Dálka scénáře
- X Autor
- X Kontakt (e-mail, telefon ...)
- Popis
- Vlastní scénář
- X Verze

Příloha B – Uživatelská dokumentace

Popis programu

Aplikace TEP 1.0 slouží zpracování a detailnějšímu přehledu dat tepové frekvence pro lepší analýzu tohoto měření.

Přeložení a spuštění programu

Pro překlad a spuštění programu je v počítači nutné mít nainstalovanou JAVA, JDK verze nejméně 1.6. Přeložení program lze provést ve složce *src* pomocí příkazového řádku příkazem: `javac *.java`. Program lze spustit ve složce *bin* dvojklikem na soubor `runTEP_1.0.bat`, který spustí příložený soubor `TEP_1.0.jar`.

Průběh a ovládání programu

Po správném spuštění programu se uživateli objeví následující menu (Obr. 21):

```
Uitejte v aplikaci TEP 1.0
=====
Zadanim pozadovaneho cisla provedete vyber akce
=====
Nacteni dat - 1
Editace/Prohlizeni subjektu - 2
Cele mereni - 3
Konec aplikace - 4
```

Obr. 21 Hlavní menu aplikace

Uživatel celé prostředí ovládá pomocí zadávání požadovaných čísel pro konkrétní funkci programu. Na začátku je uživatel nucen načíst hodnoty všech tepových frekvencí ze souboru `data.txt` pomocí funkce *Nacteni dat – 1*. Tento soubor musí uživatel před tím sám vytvořit a vložit jej do adresáře, odkud je spouštěn program. Hodnoty jednoho subjektu musí být na jedné řádce odděleny čárkou a bez mezer (např. 79,83,85,86), data dalšího subjektu poté na nové řádce ve stejném formátu. Je možné zadat libovolný počet etap či subjektů. Příklad tohoto textového souboru se nachází na příloženém DVD. Po úspěšném načtení dat ze souboru se uživateli otevřou všechny funkce programu.

Editace/Prohlizeni subjektu – 2

Výběrem této funkce dostává uživatel možnost editovat subjekty, prohlédnout si jejich hodnoty nebo si prohlédnou jejich data podle konkrétních kritérií (Obr. 22).

```

=====
Zadanim pozadovaneho cisla provedete vyber akce
=====
Editace subjektu - 1
Vypis subjektu - 2
Konkretni vypis - 3
Navrat do predchoziho menu - 4

```

Obr. 22 Editace/Prohlížení subjektů

Při zvolení *Editace subjektu – 1* může uživatel upravit veškerá data o zvoleném subjektu (Obr. 23). Subjekty jsou na začátku číslovány od 1, kvůli jejich možné identifikaci, avšak i toto může uživatel změnit. Pohlaví je nastaveno na m, věk je nastaven na 0 a poznámka je nastavena na výpis: „Nebyla vložena zadna poznamka“.

```

Pro editaci konkretniho subjektu napiste jeho oznaceni, pro navrat zadejte 0
1
Zmena oznaceni <pri zadani 0 zustane puvodni hodnota>
0003
Oznaceni zmeneno na: 0003
Zmena pohlavi <pri zadani 0 zustane puvodni hodnota>
m
Pohlavi zmeneno na: m
Zmena veku <pri zadani 0 zustane puvodni hodnota>
28
Uek zmenen na: 28
Zmena tepove frekvence v kazde z etap <pri zadani 0 zustane puvodni hodnota>
Zmena tepove frekvence 1. etapa:
0
Tepova frekvence nezmenena
Zmena tepove frekvence 2. etapa:
0
Tepova frekvence nezmenena
Zmena tepove frekvence 3. etapa:
0
Tepova frekvence nezmenena
Zmena tepove frekvence 4. etapa:
0
Tepova frekvence nezmenena
Zmena poznamky u subjektu <pri zadani 0 zustane puvodni hodnota>
0
Kontrolni vypis:
Subjekt [oznaceni = 0003, pohlavi = m, vek = 28, Tep v jednotlivych etapach: [60
, 61, 65, 64] tep/min, poznamka = Nebyla vlozena zadna poznamka]
Pro editaci konkretniho subjektu napiste jeho oznaceni, pro navrat zadejte 0

```

Obr. 23 Editace subjektů

Při výběru funkce *Vypis subjektu – 2*, si uživatel může nechat vypsát základní údaje o konkrétní osobě či o všech účastnících měření (označení, pohlaví, věk, tep v jednotlivých etapách, poznámka). Při výběru funkce *Konkretni vypis – 3*, jsou uživateli nabídnuta různá kritéria výpisů (Obr. 24).

```

=====
Stisknutim pozadovaneho cisla provedete vyber akce
=====
Vypis podle pohlavi - 1
Vypis podle veku - 2
Tachykardie a Bradykardie - 3
Vypis podle jednotlivych useku - 4
Navrat do predchoziho menu - 5

```

Obr. 24 Konkrétní výpis

Část výpisu například při zvolení funkce *Tachykardie a Bradykardie – 3* je možné vidět na Obr. 25.

```
=====
Tachykardie (zrychleny tep) 1. etapa:
Subjekt 8(m) - 120 tep/min
=====
Bradykardie (zpomaleny tep) 1. etapa:
Subjekt 13(m) - 52 tep/min
=====
Normalni srdecni tep 1. etapa:
Subjekt 1(m) - 60 tep/min
Subjekt 2(m) - 79 tep/min
Subjekt 3(m) - 72 tep/min
Subjekt 4(m) - 77 tep/min
Subjekt 5(m) - 69 tep/min
Subjekt 6(m) - 77 tep/min
Subjekt 7(m) - 62 tep/min
Subjekt 9(m) - 90 tep/min
Subjekt 10(m) - 90 tep/min
Subjekt 11(m) - 74 tep/min
Subjekt 12(m) - 63 tep/min
Subjekt 14(m) - 60 tep/min
=====
```

Obr. 25 Část výpisu Tachykardie a Bradykardie

Funkce *Vypis podle jednotlivych useku – 4*, v sobě navíc obsahuje konkrétní počty maximálních a minimálních tepových frekvencí pro každý subjekt a průměrné hodnoty každé etapy (Obr. 26).

```
=====
Hodnoty z 1. etapy mereni:
Subjekt 1(m) - 60 tep/min
Subjekt 2(m) - 79 tep/min
Subjekt 3(m) - 72 tep/min
Subjekt 4(m) - 77 tep/min
Subjekt 5(m) - 69 tep/min
Subjekt 6(m) - 77 tep/min
Subjekt 7(m) - 62 tep/min
Subjekt 8(m) - 120 tep/min
Subjekt 9(m) - 90 tep/min
Subjekt 10(m) - 90 tep/min
Subjekt 11(m) - 74 tep/min
Subjekt 12(m) - 63 tep/min
Subjekt 13(m) - 52 tep/min
Subjekt 14(m) - 60 tep/min
Prumerna tepova frekvence: 74 tep/min
=====
Subjekty s maximem v teto etape:
Subjekt 8(m) - 120 tep/min
Celkem subjektu: 1
=====
Subjekty s minimem v teto etape:
Subjekt 1(m) - 60 tep/min
Subjekt 2(m) - 79 tep/min
Subjekt 4(m) - 77 tep/min
Subjekt 5(m) - 69 tep/min
Subjekt 10(m) - 90 tep/min
Subjekt 11(m) - 74 tep/min
Subjekt 12(m) - 63 tep/min
Subjekt 13(m) - 52 tep/min
Subjekt 14(m) - 60 tep/min
Celkem subjektu: 9
=====
```

Obr. 26 Část výpisu podle jednotlivých úseků

Celé měření – 3

V této části si uživatel může dopsat poznámku k celému měření, zobrazit kompletní zprávu o celém měření nebo si tuto zprávu nechat uložit do textového souboru *zprava.txt* (Obr. 27).

```
=====
Stisknutim pozadovaneho cisla provedete vyber akce
=====
Editace poznamky k mereni - 1
Uypis cele zpravy z mereni - 2
Ulozeni cele zpravy z mereni - 3
Navrat do predchoziho menu - 4
```

Obr. 27 Funkce Celé měření

Konec aplikace – 4

Zprostředkovává řádné ukončení aplikace. Upozorní uživatele, pokud výslednou zprávu z měření zapomněl před uzavřením programu uložit.

Příloha C – Obsah DVD

Příložené DVD má následující strukturu:

EEG_Data – Surová data z EEG záznamu všech měřených osob

LED_Scenario – Workspace pro BrainVision Recorder, slova k zapamatování, rušivé zvuky

TEP_1.0

- *bin* – spustitelná verze programu, vstupní soubor
- *src* – zdrojové kódy
- *doc* – javadoc dokumentace
- *UML.png* – UML diagram aplikace

Grand_Average – výsledné soubory vytvořené pomocí úpravy dat a metodou Grand Average přes jednotlivé etapy

A11B0489P_BP.pdf

A11B0489P_BP.docx