

Západočeská univerzita v Plzni
Fakulta aplikovaných věd
Katedra informatiky a výpočetní techniky

Bakalářská práce

**METODY ZJIŠŤOVÁNÍ POZORNOSTI
ČLOVĚKA S VYUŽITÍM
AUTOMOBILOVÉHO SIMULÁTORU**

Originál zadání

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Romanu Moučkovi, Ph.D. za jeho vstřícnost a cenné rady. Dále bych chtěl poděkovat Ing. Pavlovi Mautnerovi, Ph.D. a Ing. Jiřímu Novotnému za hardwarovou realizaci mého experimentu.

Prohlášení

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

V Plzni dne 23. června 2014

Karel Fořt

Abstract

This bachelor thesis deals with measurement of driver's attention, which is one of the major causes of traffic accidents.

Electroencephalography (EEG) and especially Event-related potentials (ERP) measurements are used for detection and analysis of driver's attention. The theoretical part of this work contains basic information about attention and EEG, ERP measurements. The realization part contains design of experiment scenario, process and evaluation of results.

An experiment focused on the P3 component's latency was designed. Scenario for this experiment focused on auditory stimulation of the driver and the passenger, while driving monotonous track in car simulator. Subjects drive in pairs for 60 minutes. After 30 minutes driver and passenger switch their positions and drive for another 30 minutes. Response to auditory stimuli was as follows. Driver responds by changing lane on the track and passenger by clicking on a standard computer mouse. The Analysis investigates the change in the P3 latency of tested subject during experiment. To determine this latency, three different methods are used.

Obsah

1	Úvod	1
2	Teoretická část	2
2.1	Pozornost řidiče.....	2
2.2	Únava.....	2
2.2.1	Fyzická únava.....	3
2.2.2	Duševní únava	3
2.3	Zjišťování pozornosti řidiče analýzou EEG záznamu.....	6
2.3.1	Dlouhodobý EEG záznam.....	6
2.3.2	Vizuální a zvukový stimul.....	9
2.4	EEG.....	10
2.5	Popis EEG pásem	11
2.6	Artefakty.....	13
2.7	ERP.....	14
2.7.1	Komponenta P3	14
2.8	Prostředky pro návrh a provedení EEG, ERP experimentu.....	15
2.8.1	Hardwarové vybavení.....	16
2.8.2	Softwarové vybavení	18
2.9	Podobné experimenty	19
2.9.1	Experiment 1	19
2.9.2	Experiment 2	20
2.9.3	Experiment 3	20
2.9.4	Experiment 4	20
3	Realizační část	21
3.1	Laboratoř.....	21
3.1.1	Použitý hardware.....	21
3.1.2	Použitý software.....	24
3.2	Návrh experimentu	26
3.2.1	Stimuly.....	27
3.2.2	Hardwarová realizace	28
3.3	Příprava laboratoře před měřením	28
3.3.1	Příprava subjektu na měření	28

3.3.2	Měření	30
3.3.3	Poznatky z měření	31
3.3.4	Úprava scénáře experimentu	31
3.4	Metody určení latence P3 komponenty	32
3.5	Zpracování dat	34
3.5.1	Instalace knihovny EEGLAB a rozšíření ERPLAB	34
3.5.2	Získání ERP a grand average	35
3.6	Vyhodnocení dat	37
4	Závěr	47
	Seznam obrázků	48
	Seznam tabulek	50
	Použité zdroje	51
	Použité zkratky	54
	Přílohy	55
	A. Podmínky účasti v projektu s názvem „Měření mozkové aktivity“	56
	B. Metadata	59
	C. Scénář programu Presentation	62
	D. Obsah příloženého DVD	65

1 Úvod

Únava řidiče je jednou z hlavních příčin dopravních nehod v silničním provozu. Pro zvětšení pozornosti je nutné včas identifikovat ospalost a předejít tak kolizi. Mnoho asistenčních systémů již bylo vyvinuto, ale stále neposkytují potřebnou spolehlivost. Tato práce se zabývá jednou z nejpřesnějších dostupných metod zjišťování pozornosti řidiče.

Cílem mojí práce bylo seznámit se s problematikou elektroencefalografie (EEG) a evokovaných potenciálů (ERP) a navrhnout scénář vlastního experimentu pro zjišťování aktuální pozornosti řidiče. Práce je rozdělená na dvě části, teoretickou a realizační.

Teoretická část vysvětluje základní vědomosti z oblasti EEG/ERP. Jsou zde popsány možnosti zjišťování aktuální pozornosti řidiče z dlouhodobého EEG záznamu i z reakce na zvukový, či vizuální podnět. Dále je popsáno hardwarové a softwarové vybavení typické EEG laboratoře a podle získaných znalostí je vytvořen samotný scénář experimentu.

V druhé části je popsáno vybavení laboratoře, která byla použita pro provedení experimentu. Softwarové a hardwarové prostředky jsou zde rovněž uvedeny. Dále je popsána realizace experimentu, jeho průběh a na závěr jsou naměřená data vyhodnocena a interpretována.

2 Teoretická část

2.1 Pozornost řidiče

Jedním z hlavních faktorů nehodovosti osobních i nákladních automobilů je únava organismu řidiče. Bezpečnost na silnicích je bezpochyby hlavní prioritou. Proto se vědci po celém světě snaží najít efektivní způsob, jak nehodám tohoto typu předejít.

V oblasti bezpečnosti silničního provozu se studiu únavy řidičů věnuje stále větší pozornost. Několik studií prokázalo, že 15 – 20% všech dopravních nehod je způsobeno únavou řidičů [1], [2]. Je mnohem žádanější dopravním nehodám předcházet, nežli snižovat ničivé následky v jejich průběhu. Únava je jeden z hlavních problémů v oblasti bezpečnosti silničního provozu, protože zvyšuje pravděpodobnost spánku řidiče a snižuje schopnost člověka udržet základní motorické dovednosti, jako je udržování správného směru a vhodné rychlosti. Existuje řada fyziologických indikátorů pro měření úrovně únavy a bdělosti, ale EEG signál může být jedním z nejvíce spolehlivých. Řidiči nemohou udržovat vysokou úroveň bdělosti, pokud jsou duševně unaveni, a to se spolehlivě projeví v signálu EEG. Je potřeba zmínit, že únava během jízdy je proces, který zahrnuje posloupnost tzv. mikro spánků, ve kterých řidič vstupuje a opouští stav únavy [3]. Existuje několik způsobů, kterými je možné identifikovat řidičovu únavu a případně předejít dopravní nehodě.

2.2 Únava

Jedná se o periodu mezi bdělostí a spánkem, kdy je člověk méně pozorný, má pomalejší reakční dobu, projevuje se neochota pracovat, může docházet k častému mrkání, atd. Literatura neudává přesnou definici únavy, nicméně je vhodné zmínit její dva hlavní druhy, které spolu navzájem souvisí.

2.2.1 Fyzická únava

Projevuje se sníženým výkonem svalstva a pohybu. Přispívá ke zhoršení koordinace a větší pravděpodobnosti k chybám a nehodám. Fyzická únava je stav, který je ovlivňován řadou psychofyziologických faktorů a je spojována s poklesem bdělosti, snížením pracovního výkonu, zatížením dýchacího ústrojí, zvýšením tělesné teploty a může ohrozit i duševní koncentraci. Těžká fyzická námaha před jízdou tedy přispívá ke zvýšení únavy a zvětšuje riziko nehody.

2.2.2 Duševní únava

V odborné literatuře se popisuje jako dočasná neschopnost udržet optimální výkon. Nástup duševní únavy je postupný proces a závisí na subjektivních schopnostech jedince a dále na dalších vlastnostech, jako je nedostatek spánku, životní prostředí, aktuální počasí, fyzická aktivita a celkové zdraví. Duševní únava také snižuje fyzickou výkonnost.[\[4\]](#)

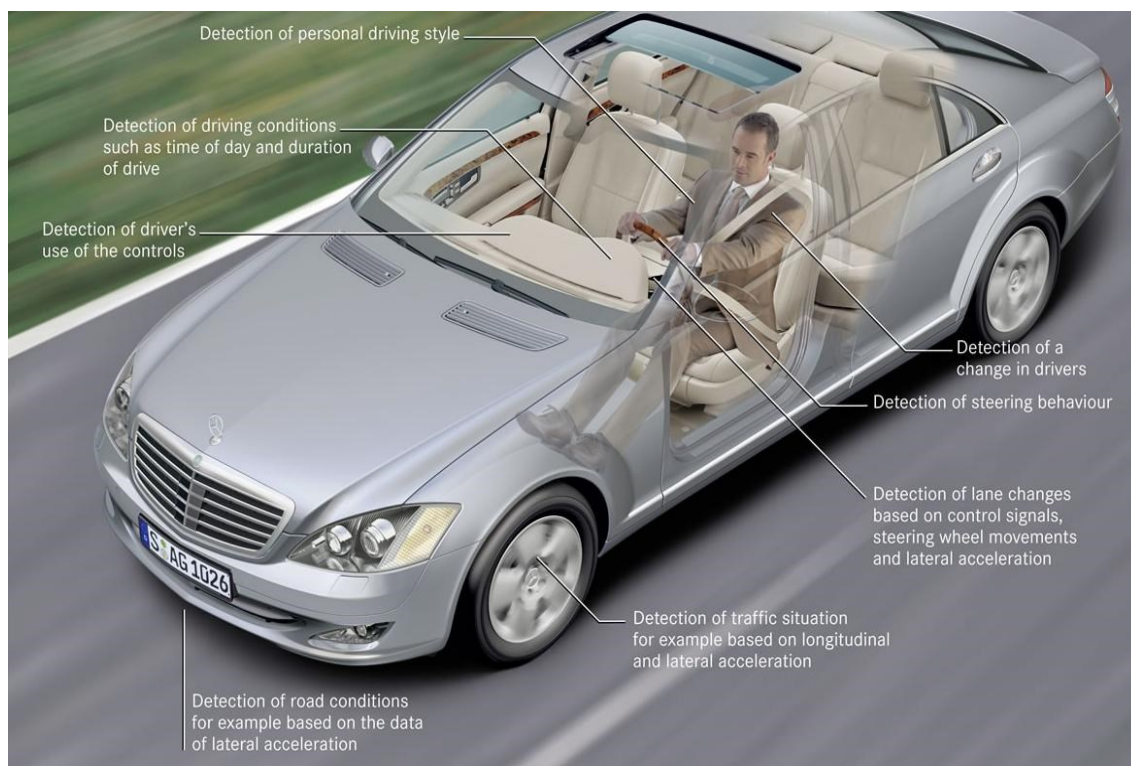
2.3 Detekce únavy

Existuje mnoho literatury, která se zabývá měřením různých forem únavy. Patří mezi ně měření výkonu a vnímání subjektu, dále elektrofyziologické a biochemické měření. Nicméně, spolehlivý ukazatel únavy, který by byl vhodný pro komerční využití, zatím nebyl prezentován. I přesto, že se technologie pro měření těchto faktorů za posledních pár let výrazně zlepšila. Mnoho experimentů končilo konfliktními výsledky, byly použity špatné scénáře a zúčastnil se jich nedostatečný počet testovaných osob, pro dosažení adekvátní statistiky. Technologie, zabývající se měřením únavy, jsou označovány FMT (Fatigue Measurement Technologies).

2.3.1 Indikace únavy u řidiče

Za účelem snížení nehodovosti se automobilové společnosti snaží vyvíjet systémy pro detekci řidičovy únavy. Tyto přístroje vyhodnocují zejména údaje o pohybu volantu, změny ve zrychlení, detekují změnu směru jízdy bez použití signalizace,

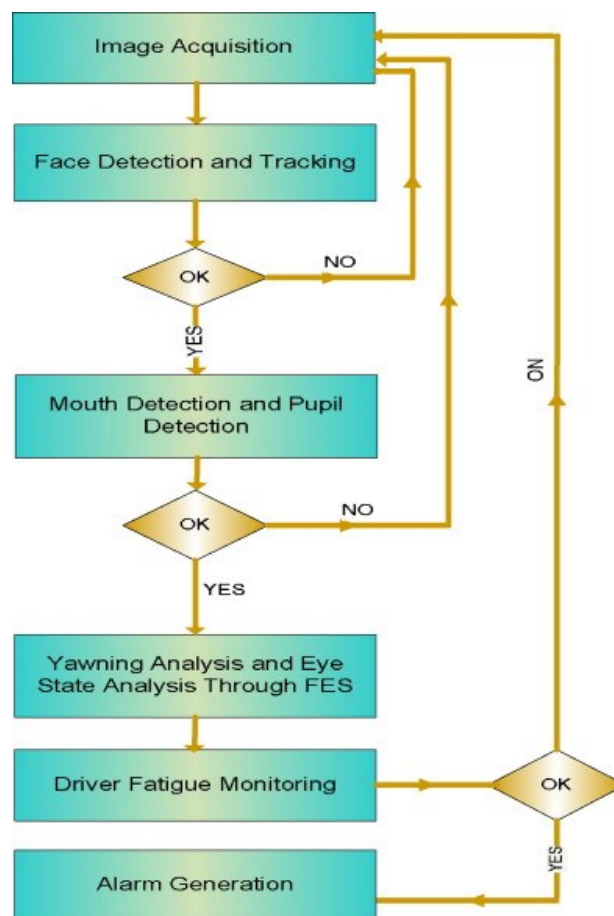
dopravní podmínky a další parametry. Na obrázku [2.1] jsou popsány funkce systému „Attention Assist“, který vyvinula automobilová společnost Mercedes-Benz.



Obrázek 2.1: Funkce systému Attention Assist vyvinutého společností Mercedes-Benz [5]

Další metody zjišťování pozornosti řidičů jsou založeny na analýze vizuálních podnětů řidiče. Kamera, vhodně umístěná v automobilu, zachycuje celý obličej. Z nahrávky je rozpoznána a separována oblast očí. Na této metodě je založen FMT systém PERCLOS (percentage of eye closure), který vyhodnocuje mrkání očí. Ve studii [6] je z video záznamu, společně s oblastí očí, také separována oblast úst. Prvním parametrem pro detekci únavy je zde čas, po který má řidič zavřené oči a druhým je detekce zívání. Pokud je některý z těchto parametrů vyhodnocen jako kladný, spustí se varovný alarm. Rozhodovací algoritmus k této metodě je na obrázku [2.2]. Výsledky této práce dosáhly 100% přesnosti výsledků, při testování ve dne i v noci, za účasti několika dobrovolníků různých pohlaví a rasy.

Technika Elektrooculography (EOG/E.O.G.) sleduje pozici sítnice a rohovky, tedy přední a zadní část oka. Měření se provádí umístěním elektrod do vertikální polohy nad a pod okem nebo do horizontální po stranách oka. Princip této technologie spočívá v tom, že se oko chová jako dipól. Přední část je pozitivní a zadní negativní. Elektrody tedy měří změnu potenciálů. Tímto způsobem je možné zjistit polohu očí měřeného subjektu.



Obrázek 2.2: Vývojový diagram zjišťování řidičovy ospalosti, pomocí kamerového systému [6].

Všechny uvedené metody jsou schopné do jisté míry detekovat ospalost, avšak jejich procentuální úspěšnost je poměrně nízká, nejspěšnější metodou je měření pomocí EEG (Electroencephalogram). Tímto druhem měření se tato práce zabývá, přesný popis je vysvětlen v odstavci 2.5.

2.4 Zjišťování pozornosti řidiče analýzou EEG záznamu

EEG záznam se prokázal jako nejuvěrnější indikátor únavy. Mnoho studií se proto zabývá analýzou těchto měření. Existují algoritmy, které s určitou pravděpodobností dokáží určit lidskou únavu či ospalost.

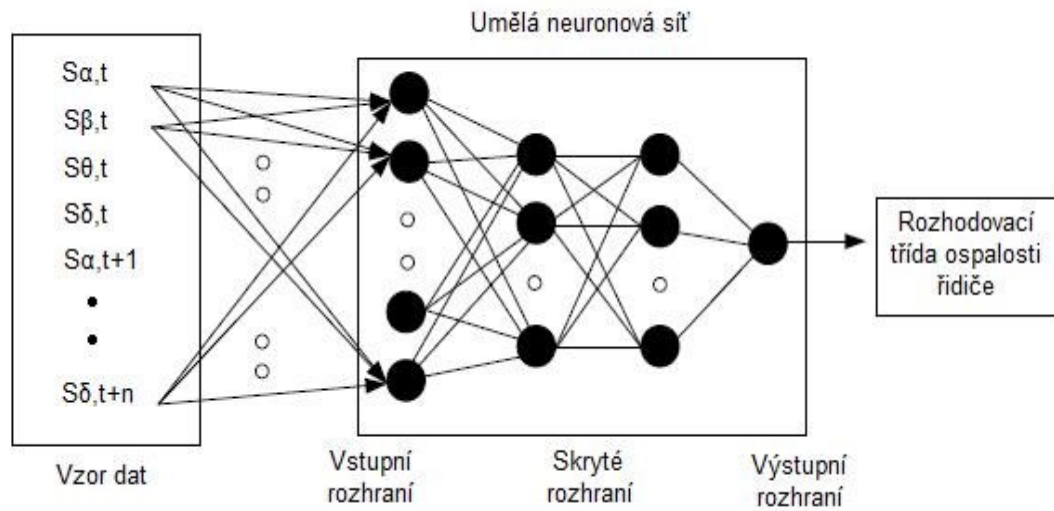
Pro zjištění aktuální pozornosti se v experimentech také využívá stimulace subjektů. Jde převážně o vizuální a zvukovou stimulaci, kdy měřená osoba reaguje na konkrétní stimul. Reakcí se rozumí například stisknutí tlačítka. Zařízení produkující stimuly, posílá časové značky (markery) jejich výskytů do PC, kde se současně nahrává EEG. Ve výsledném ERP záznamu je možné měřit čas (latency) mezi *target* markerem a reakcí na něj, která lze snadno rozpoznat.

Každý stimulační scénář by měl obsahovat *target* stimul, *non-target* stimul a případně *rare* stimul. Subjekt reaguje pouze na *target* stimul, jehož výskyt je méně častý.

2.4.1 Dlouhodobý EEG záznam

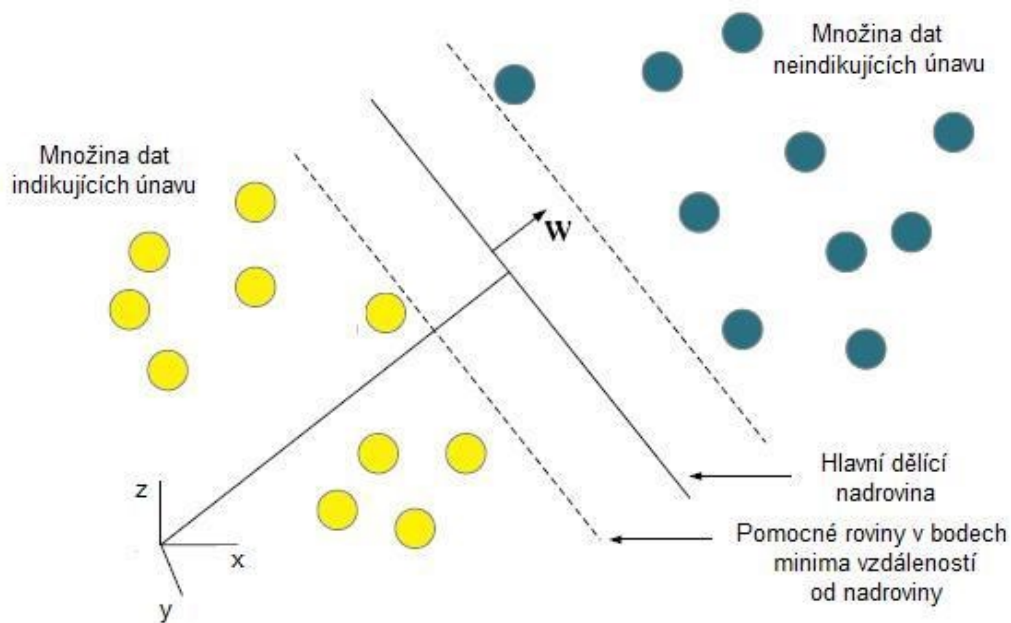
Zjišťování, zda EEG signál indikuje únavu, záleží na jeho klasifikaci. Nejrozšířenějšími klasifikátory těchto signálů jsou umělé neuronové sítě (*Artificial Neural Network* - ANN), podpůrný vektorový stroj (*Support Vector Machine* - SVM) a k - nejbližších sousedů (*k Nearest Neighbor* - kNN). Tyto tři klasifikátory ovšem produkují rozdílné výsledky při vyhodnocování stejného souboru dat. Nutno dodat, že využití výše zmíněných klasifikačních metod má široké zastoupení, nejsou používány pouze k vyhodnocování mozkových aktivit.

- Použití ANN ke zjištění ospalosti řidiče je možné například vyčleněním jednotlivých α , β , δ a θ vln z EEG dat. Tyto hodnoty slouží jako vstup do vytrénované ANN. Ospalost je hodnocena podle výstupu, pomocí rozhodovací třídy. Výstup může být například v rozmezí 0 – 1, kdy 0 znamená nezjištěnou únavu a 1 naopak maximální únavu. Struktura procesu indikace ospalosti řidiče tímto klasifikátorem je zobrazena na obrázku [\[2.3\]](#).



Obrázek 2.3: Indikace ospalosti řidiče pomocí umělé neuronové sítě.

- SVM je metoda strojového učení. Hlavní myšlenkou je umístit nadrovinu do prostoru tak, aby rozdělovala dva soubory trénovacích dat. Další dvě pomocné roviny, které jsou rovnoběžné s nadrovinou, leží v hodnotách minima vzdáleností bodů od nadrovin. Čím větší je vzdálenost nadrovin od pomocných rovin, tím je klasifikační chyba menší. Myšlenka SVM klasifikace je na obrázku [\[2.4\]](#).



Obrázek 2.4: Ilustrace SVM klasifikace.

- Klasifikátor k NN je založený na hledání nejbližších sousedů od testovaného (neznámého) prvku, počet těchto sousedů udává hodnota k . Obvykle se jedná o kladný, lichý *integer* nízké hodnoty, nejpoužívanější je 1-NN, tedy hledání jednoho nejbližšího prvku. Podle toho, jaký prvek byl nalezen, přiřadí se testovaný prvek do některé z n tříd. V případě klasifikace EEG řidiče se vypočítala vzdálenost mezi prvky již klasifikované trénovací množiny a prvky testovací množiny. Po nalezení k -nejbližších prvků se vyhodnotil poměr mezi prvky indikujícími ospalost a k , který určoval, z jaké části byla data z testovací množiny zařazena do třídy ospalosti.

V práci [7] jsou použity všechny tyto klasifikátory, pro kompenzaci chybových odchylek a zvýšení přesnosti byly výsledky zpracovány společně. Dále byl použit genetický algoritmus pro nastavení váhy jednotlivých klasifikátorů, za účelem optimalizace efektivní klasifikace.

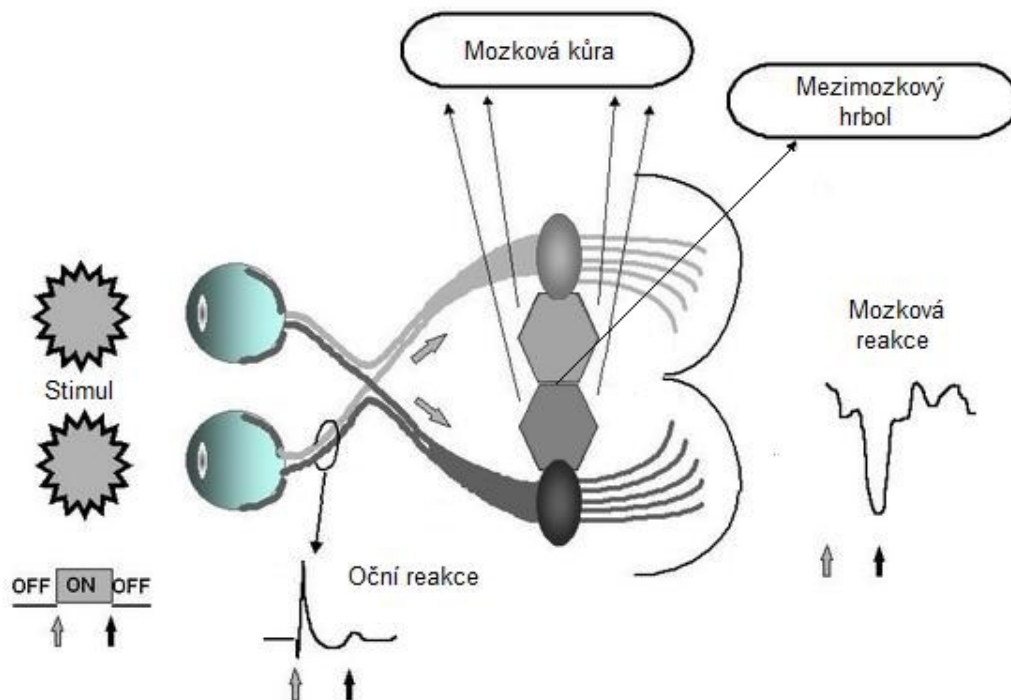
2.4.2 Vizuální a zvukový stimul

Vizuálním či zvukovým stimulem se při měření EEG rozumí podnět, na který testovaná osoba reaguje. V typickém scénáři se vyskytuje jeden *target* stimul a minimálně jeden *non-target* stimul. Při experimentu je důležité určit, na jaký druh stimulu bude subjekt reagovat a jakým způsobem bude reakce provedena.

Při vizuální stimulaci (viz. [obrázek \[2.5\]](#)) může subjekt reagovat na různé světelné podněty, například blikání barevných diod. Ty jsou umístěné ve vhodné pozici tak, aby subjekt v průběhu experimentu nemusel měnit pozici hlavy, což je důležité při sledování vozovky a snaze redukovat artefakty. Vizuální stimulace má při měření pozornosti řidiče nevýhodu v tom, že působí jako rušivý element, odvádí pozornost od vozovky a v případě blikajících diod může způsobit bolest hlavy.

Sluchová stimulace využívá sluchátka, či reproduktory, které obvykle přehrávají krátké pípnutí o určité frekvenci. Odezvou na tento stimul je série vln, která se šíří sluchovým nervem do mozkové kůry.

Vizuální a zvukovou stimulaci je možné i kombinovat. Používá se označení AVP neboli *Audio-visual entrainment*.

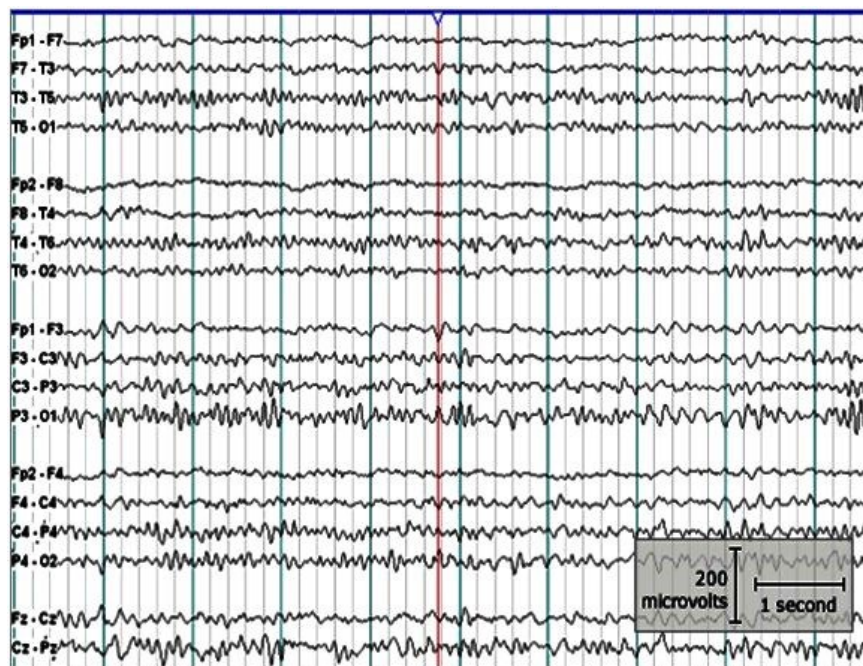


Obrázek 2.5: Reakce na vizuální stimul. [\[8\]](#)

2.5 EEG

Elektroencefalografie, zkráceně EEG, vyšetřuje činnost lidského mozku tím, že snímá na povrchu hlavy elektrické potenciály, které neustále vznikají mozkovou činností. Nervové buňky mezi sebou komunikují pomocí proudění nabitých iontů, při jejich aktivitě tak vzniká elektrický potenciál, šířící se v určité míře do okolí. Tyto potenciály tak můžeme naměřit na povrchu hlavy, signál, který se dostane přes lebku a měkké tkáně až na povrch hlavy je velmi slabý, řádově jde o mikrovoltů. Proto se pro snadnější vyhodnocování používají zesilovače těchto signálů.

Pro měření se používají čepice s elektrodami, na kterých se zaznamenává změna elektrických potenciálů. Tato diskretní data se v reálném čase, za použití lineární interpolace, získávají jako spojité křivky. Měřený výsledný signál se nazývá elektroencefalogram (viz [obrázek 2.6](#)). Elektrody čepice se pouze dotýkají povrchu hlavy, jejich rozmístění je řídí podle mezinárodního standardu 10-20 (viz [obrázek 2.7](#)). Pro lepší vodivost mezi jednotlivými elektrodami a povrchem hlavy je použit speciální vodivý gel, který se aplikuje do otvorů čepice před začátkem měření [\[9\]](#).



Obrázek 2.6: Elektroencefalogram.

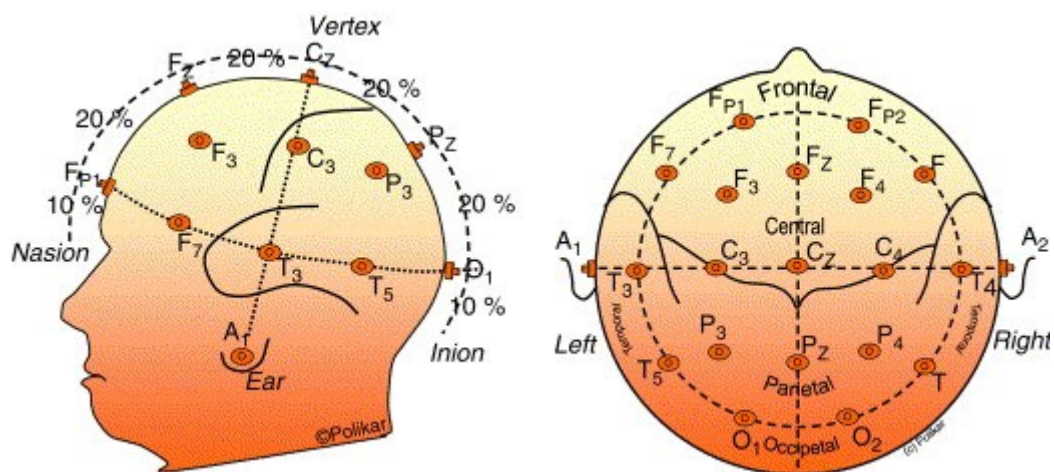
2.6 Popis EEG pásem

EEG signál získaný záznamem elektrické aktivity mozku obsahuje specifické sinusové vlny. Tyto je možné vzájemně separovat, protože se nachází v jiném frekvenčním pásmu a mají různou amplitudu. Signál může obsahovat zvlnění, které obvykle bývá způsobeno tzv. artefakty (viz. kapitola [\[2.7\]](#)), případně může být signál porušen vlivem vnějšího prostředí. EEG pásma jsou označovány písmeny řecké abecedy. Zde jsou popsány základní skupiny, řazené vzestupně podle šířky frekvence, ve které se vyskytují.

- Pásmo delta (frekvence 0,5-4 Hz) – je v EEG patologickým projevem dospělého, bdělého člověka. Čím má vlna delta větší amplitudu a je spektrálně čistší, tím je její patologický význam větší. Vlny delta se vyskytují hlavně v hlubokém spánku, transu a hypnóze. Ve spánku mají delta vlny amplitudu i 100mV.
- Pásmo théta (4-8 Hz) – u zdravých osob se objevují v centrální, temporální (spánkové) a parietální (temenní) oblasti. Pokud nabývá amplituda dvakrát větší velikosti než alfa vlna, pak se tento stav považuje za patologický.
- Pásmo alfa (8-13 Hz) – je charakteristické střední amplitudou, která je 30 – 60 μ V. V bdělém stavu člověka je možné naměřit maximum nad zadními oblastmi mozkových hemisfér a projevuje se nejvíce, když je člověk unavený. Nejlepší způsob, jak alfa vlny redukovat, je měření dobře odpočatého jedince, který je plně koncentrovaný.
- Pásmo beta (13-30 Hz) – převládá nad frontálními laloky, směrem dozadu ubývá. Beta vlny jsou typické pro soustředění se na vnější okolí, akceschopnost a připravenost reagovat. Vyšší pásma než 30Hz se objevují při trémě a emočně vysoce náročných situacích.

- Pásmo gama (frekvence větší než 30Hz, obvykle se udává 30-60Hz) – vyskytuje se po celém povrchu hlavy, amplituda je přibližně $10\mu\text{V}$. Vyskytují se například při pohybu prstů.
- Pásmo lambda je nejlépe pozorovatelné u dětí ve věku 3-12 let. Amplituda je ve většině případů menší než $20\mu\text{V}$, zřídka přeroste $50\mu\text{V}$. Vyskytuje se v týlní oblasti hlavy, při otevřených očích.

Rozsahy pásem se v odborné literatuře mírně liší, hodnoty zde uvedené pochází z [\[10\]](#), [\[11\]](#).



Obrázek 2.7: Mezinárodní systém 10-20 pro rozmístění elektrod. [\[13\]](#)

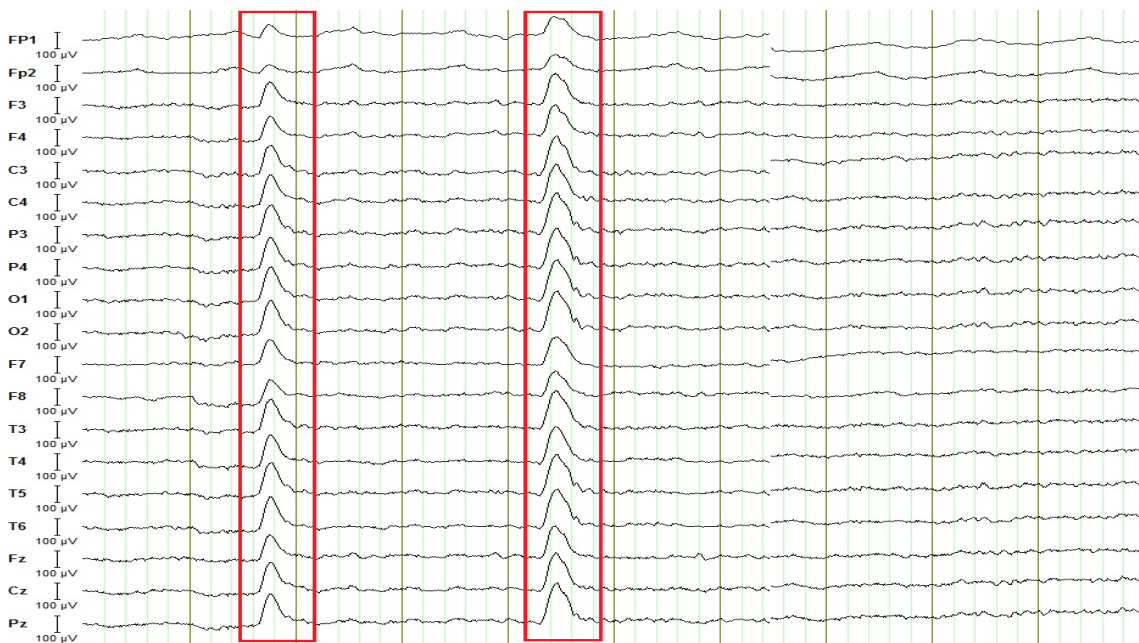
2.7 Artefakty

Jedná se o zkreslení EEG křivky elektrickými potenciály, které nemají původ v centrálním nervovém systému. Původ těchto signálů může být dvojího typu, biologický a technický, neboli interferenční.

Elektrodové artefakty mohou být způsobeny poruchou elektrody. Jsou to pomalé vlny vyššího napětí, často obdélníkového tvaru.

Technické artefakty mohou být způsobeny například vadnou elektronikou vstupního zesilovače, znečištěním kontaktu kabelu elektrody. Interferenční artefakty jsou způsobené vlivem elektromagnetického pole okolních přístrojů. Například zapínáním a vypínáním mobilních telefonů, osvětlení, ventilace, či klimatizace.

Mezi biologické artefakty patří svalový potenciál, který se projevuje jako velmi rychlá nepravidelná aktivita s ojedinělými, izolovaně nebo ve skupinách se objevujícími ostrými hroty.



Obrázek 2.8: Artefakt mrknutí na všech zapojených elektrodách.

Dalším biologickým artefaktem u EEG je artefakt EKG. Může se projevit při snímání signálu z uší. Pravidelnost těchto artefaktů umožňuje snadnou diferenciaci od hrotových potenciálů mozkového původu. Biologický artefakt způsobený pohybem očí se projevuje jako pomalá vlna, další biologické artefakty mohou být způsobeny pohybem jazyka, pocením, dýcháním, aj. Artefakt při mrknutí oka je na obrázku [\[2.8\]](#).

2.8 ERP

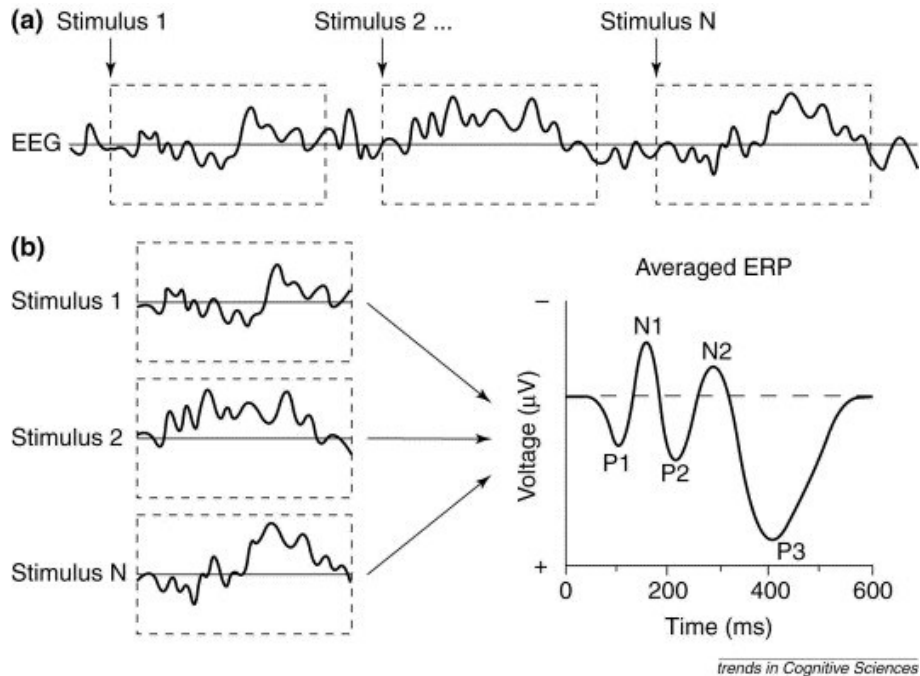
Event-related potentials (ERP) neboli evokované potenciály jsou nervové odezvy vyvolané různými typy podnětů – tzv. stimulů. Tyto stimuly mohou být vizuální, zvukové nebo senzorké. ERP lze získávat přímo z EEG záznamu pomocí metod založených na průměrování. Jsou to krátkodobé vlny s velmi malou amplitudou, které závisí na typu stimulu a duševnímu stavu měřené osoby. Pro získání průměrné ERP vlny je potřeba zprůměrovat záznam z průběžného EEG. Toho lze docílit rozdělením EEG segmentů podle značek stimulů, tyto segmenty se následně zprůměrují do výsledného průměrného ERP záznamu (viz. [Obrázek 2.9](#)).

V průběhu ERP jsou patrné kladné (P) a záporné (N) odchylky, nazývající se komponenty. V minulosti jich bylo postupně objeveno několik. Uvedu zde pouze komponentu P3, kterou se bude tato práce zabývat. Informace o dalších komponentách jsou k dispozici například v [\[12\]](#).

2.8.1 Komponenta P3

Jedná se o tzv. „třetí kladnou“ ERP komponentu s průměrnou latencí 300ms (doba od okamžiku stimulu), proto je v některých literaturách uváděna pod označením P300. Tato komponenta má, v porovnání s ostatními, obecně nejvyšší amplitudu, proto ji lze snáze rozpoznat. Obecně se dělí na „subkomponenty“ P3a a P3b, ale ve skutečnosti se termín P3 odkazuje na P3b komponentu.

P3 se vyskytuje při reakci na událost, jako je například vizuální nebo sluchový stimul [\[12\]](#).



Obrázek 2.9: Získání ERP vlny z průběžného EEG záznamu. [14]

2.9 Prostředky pro návrh a provedení EEG, ERP experimentu

Pro uskutečnění EEG a ERP experimentu je nezbytná dostatečně odhlučněná místnost, s vhodnými prostředky pro měření a následné vyhodnocení. Kromě hardwarového a softwarového vybavení by zde neměl chybět teploměr pro zaznamenání teploty během měření a měřič vlhkosti vzduchu. Prostor, ve kterém se nachází subjekt během měření, by měl být elektricky stíněný, aby nedocházelo k rušení citlivých změn napětí na měřicích přístrojích. Následující odstavce shrnují hardwarové a softwarové vybavení, pro provedení řádného EEG a ERP měření.

2.9.1 Hardwarové vybavení

- Počítače

Pro uskutečnění experimentu je žádoucí mít alespoň dva počítače. Jeden pro prezentaci stimulů a druhý pro nahrávání EEG. Provádět obě akce na jednom počítači není vhodné z důvodu vysokých nároků na přesnost. Pokud by značky stimulů, či reakce subjektu byly jakkoliv časově posunuté, bylo by obtížné EEG signál tomuto posunu přizpůsobit. Třetí počítač dále může monitorovat testovanou osobu při vykonávání úkolu, například pomocí kamery nahrávat video záznam, který pomáhá detekovat artefakty během měření. Návrh zapojení komponent. ERP

Při experimentu využívajícím vizuální stimulaci, je nejběžnější použít další monitor připojený k počítači, kde se nachází prezentační scénář. Subjekt by měl být ve vzdálenosti alespoň 70cm od monitoru, kvůli zmíněnému elektrickému rušení. Dalším hardwarovým řešením může být zapojení několika diod, které jsou umístěné před subjektem. Toto řešení bylo použito v práci [15], experiment byl proveden v EEG laboratoři Západočeské univerzity v Plzni.

- Měřicí zařízení EEG

Různé typy měřících zařízení se liší především počtem elektrod a rychlostí aplikace. Nejlevnější variantou je standartní EEG čepice[viz [obrázek 2.11](#)]. Počet kanálů se pohybuje od 19/21(rozmístění podle 10/20 systému) do 74. Nicméně větší počet elektrod nemusí ve většině ERP měření poskytovat výraznou výhodu, nehledě na to, že s větším množstvím elektrod stoupá čas na přípravu.

Pro náročnější scénář měření, existují i bezdrátové zařízení. Subjekt tedy už nemusí nezbytně sedět, či ležet, ale může se během měření pohybovat, což přináší široké možnosti při návrhu scénáře.

Kromě neinvazivních přístrojů, existují i invazivní, které se ale používají převážně v lékařském prostředí, například při monitorování epileptických záchvatů.



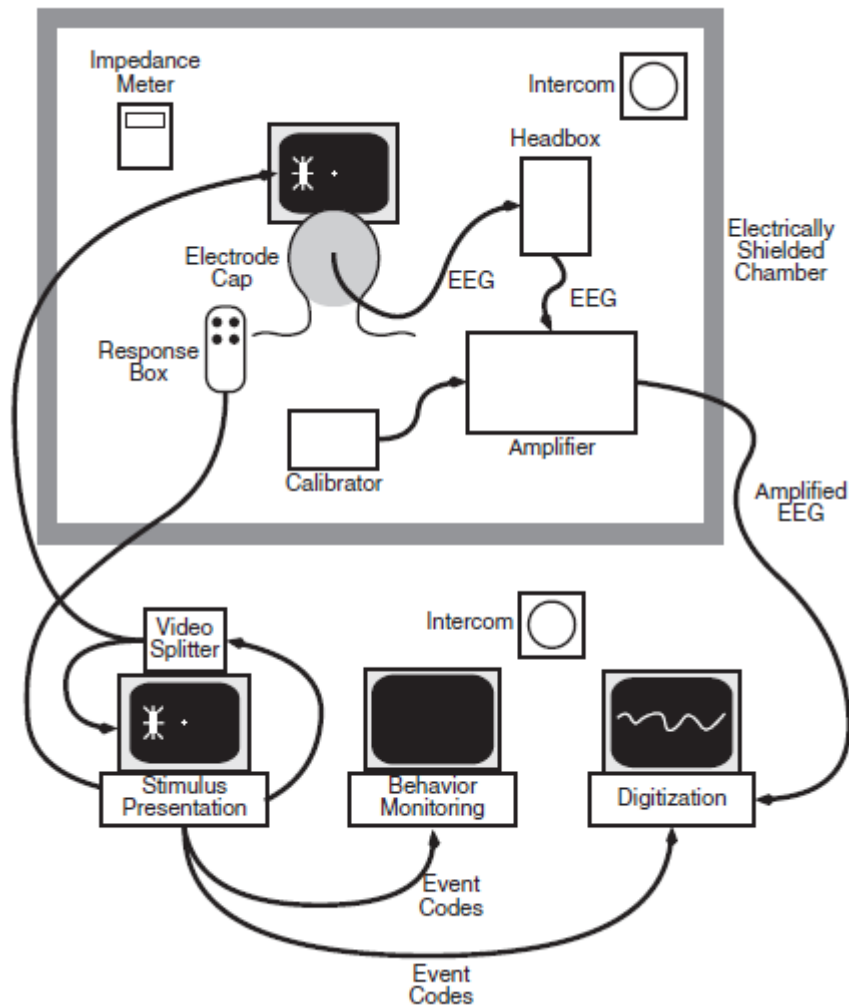
Obrázek 2.11: Standartní EEG čepice s 19 kanály. [\[16\]](#)

- Zesilovače

Výběr vhodného zařízení závisí na scénáři experimentu a na tom, jaká data chce experimentátor analyzovat. Existuje několik klíčových prvků, na které by se měl experimentátor při výběru vhodného zařízení zaměřit. Nejdůležitější specifikací jsou vstupní impedance a schopnost zesilovače odstraňovat okolní ruch (Common mode rejection - CMR), který je měřen v decibelech. Doporučená velikost vstupní impedance je alespoň $100\text{K}\Omega$ a CMR 100dB. Pokud by impedance byla vyšší, CMR už by nemuselo poskytovat požadované výsledky.

Další podstatnou vlastností je výběr společných referencí k více elektrodám, ale oddělit je od ostatních. Dále pak možnost provádět filtraci dat v požadovaném rozmezí.

Příklad základního zapojení komponent pro měření EEG/ERP je na obrázku [\[2.10\]](#).



Obrázek 2.10: Hlavní komponenty typického ERP nahrávacího systému. [12]

2.9.2 Softwarové vybavení

- Digitalizační software

Analogový signál ze zesilovače je nutné digitalizovat. K převodu analogového EEG signálu na digitální slouží zařízení nazývané *analog-to-digital converter* (ADC). Některé zesilovače jsou vázány k podporovanému digitalizačnímu programu. Většina těchto programů obsahuje základní prvky, které experimentátor potřebuje. Digitalizační software musí mít minimálně dvanácti bitové ADC rozlišení, proto je možné získat 2^{12} , tedy 4096 různých napěťových hodnot. Existují i šestnácti bitové ADC, ale vzhledem k poměru EEG signálu a šumu nepřinášejí výrazné zlepšení. Pro posílání značek stimulů zde musí být

vhodný nástroj, který zasílá kódové sekvence (nejčastěji 8 bitové, ale existují i 16 bitové) do nahrávajícího softwaru. Některé systémy používají jedno kanálový převodník z analogové do digitální podoby, kdykoli se objeví stimul. Dále by systém měl umožňovat kontinuální nahrávání EEG dat. V některých systémech je umožněno pouze tzv. *epoch-based recording*, tedy nahrávání pouze úseků obsahující stimuly.

- Software pro analýzu dat

Výběr tohoto typu softwaru je poměrně složitý, existuje mnoho komerčních programů, které jsou drahé a nemusí vždy poskytovat požadovanou flexibilitu. Pro vědecké účely je doporučováno [12] vytvořit si vlastní analyzační software, který bude splňovat přesné požadavky analýzy. Nicméně tato činnost je časově náročná a proto je vhodné vytvořit program ve vývojovém systému, určenému pro zpracování numerických operací s poli a maticemi. Přesně takové prostředí poskytuje prostředí Matlab [22]. Pro snazší vyhodnocení byly dvěma skupinami vyvinuty knihovny funkcí, které je možné spustit v Matlabu. Jedná se o BrainStorm [17] a EEGLAB [23]. Oba nástroje poskytují základní analýzu EEG a ERP dat.

2.10 Podobné experimenty

Existuje mnoho experimentů testujících řidičovu pozornost během monotónní jízdy v simulátoru či v reálných podmínkách. V této kapitole zmíním pouze ty, kterými jsem se inspiroval pro vytvoření scénáře vlastního experimentu.

2.10.1 Experiment 1

Tento experiment se zaměřil na testování pozornosti řidiče a zároveň spolujezdce. Během jízdy byli účastníci stimulováni dvěma druhy zvukových stimulů, z nichž jeden museli počítat. Celkový průběh byl rozdělen do několika bloků. Mezi jednotlivými bloky, kdy se prezentovaly stimuly, byly krátké přestávky. Sloužily především k tomu, aby si účastníci nezvykli na přehrávané stimuly, což by mohlo ovlivnit měřené hodnoty. Experiment byl zaměřený na změny P300 komponenty, tedy reakci na daný stimul. [18]

2.10.2 Experiment 2

114 řidičů bylo testováno přímo na dálničním odpočívadle. Řidiči po vyplnění dotazníku podstoupili 30 minutovou jízdu v simulátoru řízení automobilu. Jejich úkolem bylo nevybočovat z optimálního pruhu vozovky. Dále museli rozpoznávat číslice, které byly zobrazovány na obrazovce spolu s virtuální vozovkou. Výsledky tohoto výzkumu prokázaly, že hlavními faktory ovlivňujícími pozornost řidiče je věk, únava a doba řízení. [\[19\]](#)

2.10.3 Experiment 3

Tato studie se zabývá měřením průběhu únavy řidiče a stanovením bezpečné doby jízdy po dálnici. 30 mladých mužů se účastnilo 90 minutového experimentu v simulátoru. Podle statistik se nehod způsobených únavou, či ospalostí dopouštějí muži v mnohem větší míře než ženy. Bylo zjištěno, že míra ospalosti i reakční doba se s narůstající délkou jízdy zvyšují. Výsledky analýzy prokázaly, že bezpečná jízda po dálnici je 80 minut, nicméně toto číslo je závislé na mnoha dalších faktorech, například na věku řidiče či míry únavy před provedením experimentu. [\[20\]](#)

2.10.4 Experiment 4

V tomto experimentu je porovnávána míra ospalosti u 20 mladších a 19 starších mužů. Řidiči absolvovali 2 hodinový test v simulátoru v odpoledních hodinách. Bylo prokázáno, že při standardní době spánku se měřená EEG data z obou skupin neliší. Po zkrácení této doby na 5 hodin, se u mladší skupiny projeví výraznější známky únavy zvětšením EEG odchylek v rozmezí alpha vln (8-11 Hz) a theta vln (4-7 Hz). [\[21\]](#)

3 Realizační část

3.1 Laboratoř

Pro experiment tohoto typu je nutné používat adekvátně vybavenou místnost s dobrým odhlučněním a izolací od okolního ruchu, který by mohl nepříznivě ovlivnit výsledky měření. Experiment jsem proto prováděl v EEG laboratoři, nacházející se v Západočeské univerzitě v Plzni, konkrétně v budově Fakulty aplikovaných věd (FAV) a Fakulty strojní (FST). Laboratoř obsahuje veškeré potřebné vybavení pro uskutečnění EEG/ERP experimentu, včetně automobilového simulátoru, který je pro můj scénář nezbytný.

3.1.1 Použitý hardware

- Automobilový simulátor

Jedná se o kompletní kabinu vozu Škoda Octavia s funkčním volantem, pedály a řadicí pákou od firmy Logitech, konkrétně jde o model G27 Racing Wheel.

- Projektor

Promítá trať na zeď přímo před simulátorem.

- Zařízení Brain-Amp

Měřicí přístroj pro záznam 32 EEG kanálů, je napájen ze sítě 230V a přes optický kabel připojen k USB2 adaptéru, který je zároveň připojen k počítači pomocí USB kabelu.

- Zařízení V-Amp

Mobilní verze přístroje Brain-Amp. Snímá 16 EEG kanálů a je přímo připojená k počítači přes USB kabel.

- Dvě EEG čepice

K dispozici byly tři různé rozměry EEG čepic, lišící se rozměry a barvou:

- 58-62cm - modrá EEG čepice
- 54-58cm - červená EEG čepice
- 50-54cm – žlutá EEG čepice

- Dva počítače pro záznam ERP signálu (PC1 a PC3, viz [obrázek 3.1](#))

Data z EEG čepic jsou interpretována a nahrávána pomocí programu *Brain Vision Recorder*. Dále tyto počítače nahrávají video z web kamer, umístěných v kabině simulátoru. Kamery byly nasměrovány tak, aby zachycovaly obličeje měřených osob. K záznamu videa jsem použil volně dostupný program *Virtual Dub* verze 1.9.11.

- Počítač s programem *Presentation* (PC2, viz [obrázek 3.1](#))

Tento počítač je připojen k reproduktorům, které se nachází v simulátoru, přes standardní 3,5mm jack kabel. Dále je přes paralelní port propojen zároveň se zařízením V-Amp a s USB adaptérem (Brain-Amp).

- Počítač se spuštěnou hrou World Racing 2 (PC4, viz [obrázek 3.1](#))

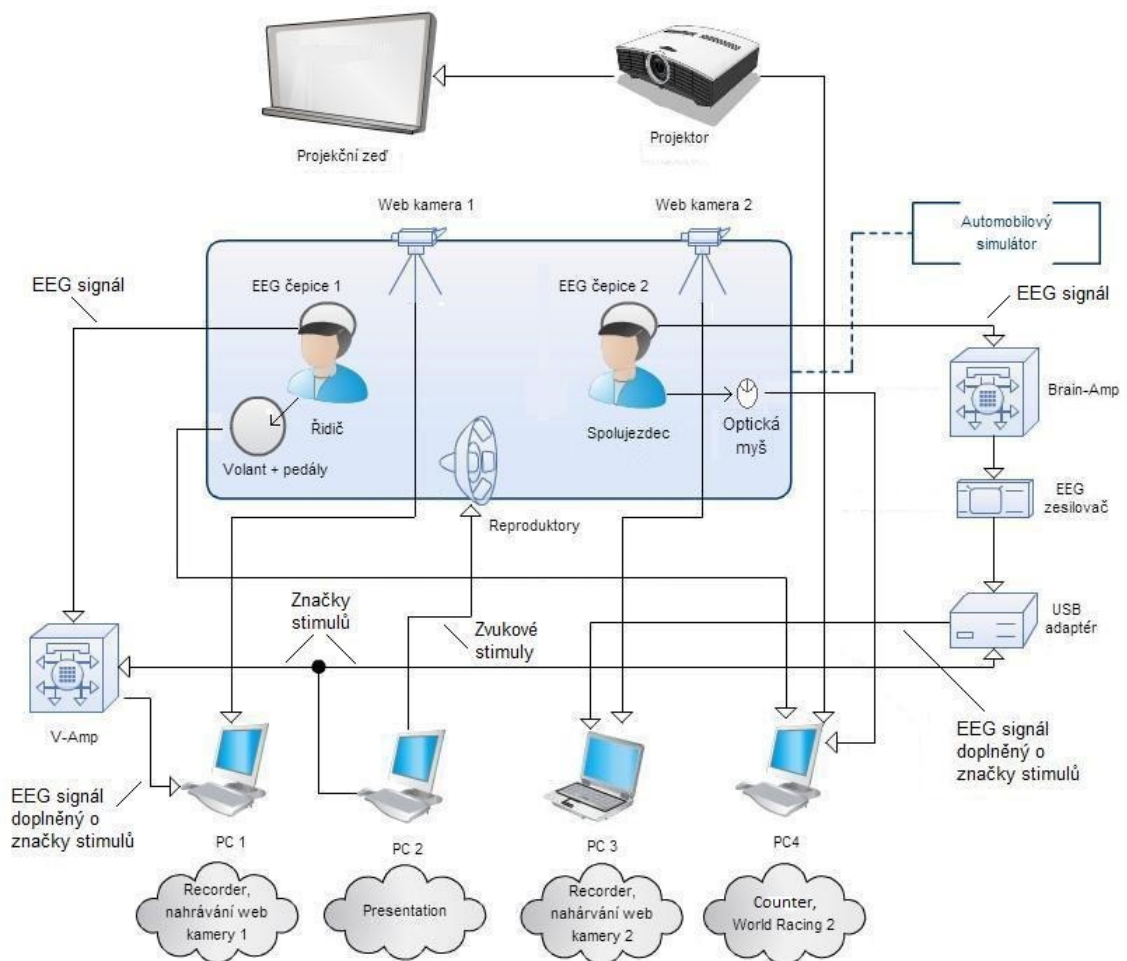
Připojený na projektor. Dále je zde spuštěný program pro záznam četnosti kliknutí optické myši umístěné v kabině simulátoru na místě spolujezdce.

- Reprodukory

Jedná se o reproduktory značky Logitech, konkrétně typ x120. Během experimentu jsou umístěné uvnitř automobilového simulátoru a zajišťují přehrávání stimulů.

- Další pomůcky

Zemnicí a referenční elektrody, vodivý gel, injekční stříkačka s tupou jehlou, látková izolepa, nůžky, buničínové polštářky, ubrousky, šampón pro umytí vlasů po experimentu, ručník, fén.



Obrázek 3.1: Model zapojení jednotlivých komponent v laboratoři

3.1.2 Použitý software

- Brain Vision Recorder 1.20

Program společnosti Brain Products GmbH, sloužící k nahrávání EEG dat v reálném čase za použití měřících zařízení.

- World Racing 2

Jedná se o závodní hru, která byla použita pro simulaci jízdy po dálnici. Obsahuje editor pro vytváření tratí a změnu parametrů vozidla.

- Presentation 15.1

Tento program generuje audio stimuly podle vytvořeného scénáře (viz. přílohy [\[C\]](#)). Stimuly jsou přehrávané reproduktory uvnitř simulátoru. Dále program generuje časové značky všech tří přehrávaných zvuků a posílá je do zesilovačů přes paralelní port.

- Audacity 2.0

Software pro tvorbu a úpravu audio souborů. Byl použit pro vygenerování zvukových stimulů.

- VirtualDub 1.9.11

Jednoduchý program pro zaznamenávání a ukládání videa pořízeného z web kamer v simulátoru. Je publikován pod GNU (GPL) licencí. VirtualDub nabízí široké možnosti nastavení nahrávání a komprese.

- Matlab 7.9.0

Interaktivní programové prostředí společnosti Mathworks [\[22\]](#).

- EEGLAB 12.0.2.5b

Nástroj pro analýzu a vyhodnocení EEG dat, spustitelný v prostředí Matlab. Umožňuje import EEG záznamu v mnoha formátech, včetně *.vhdr, který používá Brain Vision Recorder. [\[23\]](#)

- ERPLAB 4.0.2.3

Rozšíření nástroje EEGLAB umožňující základní i pokročilé operace s ERP daty [\[24\]](#).

- Counter

Jednoduchý program, sloužící k záznamu četnosti kliknutí myši, umístěné na pozici spolujezdce.

3.2 Návrh experimentu

Cílem experimentu je zjistit, zda spánková deprivace, společně s monotónní jízdou v simulátoru, prokáže sníženou pozornost a zvýšení únavy. Tyto faktory by se měly projevit sníženou schopností včas reagovat na stimuly, tedy zvětšením latence P3 komponenty. Předpokladem tedy je, že se tato latence v průběhu experimentu prodlouží. Dalším faktorem, který posouvá latenci P3 je zvětšení času kategorizace stimulu. [\[12\]](#)

Experimentu se účastní dvě osoby, z nichž jedna bude na místě řidiče v automobilovém simulátoru a druhá osoba zaujme místo spolujezdce. Délka experimentu je 60 minut (v průběhu experimentu zkrácena na 48 minut), aby se mohla projevit únava testovaných subjektů. Delší experiment by pro testované subjekty mohl být nepříjemný. Vzhledem k porovnávání dat je průběh experimentu rozdělen na dvě 30 minutové části. Ty budou celkem rozděleny na 4 úseky následovně:

- První úsek je bez stimulace, s délkou trvání 5 minut.
- Druhý úsek trvá 10 minut. Subjekty reagují na audio stimuly.
- Třetí úsek slouží jako mezera mezi druhým a čtvrtým s délkou trvání 5 minut a stimuly zde nejsou prezentovány.
- Čtvrtý a poslední úsek opět 10 minut stimulace.

Po první části si řidič a spolujezdec vymění místa a následuje druhá část. Stimulované úseky budou vyhodnocovány odděleně a porovnávány. K zajištění snížení pozornosti subjektů během jízdy, jsou den před experimentem instruováni ke snížení obvyklé doby spánku, alespoň o dvě hodiny, (tzn., pokud je subjekt zvyklý spát 8 hodin, zkrátit tento čas na 6 hodin).

Experiment je založen na řízení vozidla na simulovaném okruhu o dvou jízdních pružích (simulace dálnice). Na této trati bude minimalizován výskyt ostrých zatáček, které by mohly ovlivnit pozornost subjektů během experimentu. Kvůli délce experimentu a rychlosti jízdy (zhruba 130km/h) je zvolený okruh dostatečně dlouhý.

3.2.1 Stimuly

Zvukový stimul během experimentu zajišťují reproduktory umístěné uvnitř kokpitu simulátoru. Do těchto reproduktorů bude vysílána sekvence tří různých tónů, z nichž bude jeden označen jako „*target*“ stimul, na který bude řidič reagovat změnou jízdního pruhu tratě, a spolujezdec kliknutím na levé tlačítko bezdrátové myši umístěné uvnitř kokpitu. Myš bude zaslepená, aby ukazatel v počítači zůstal ve stejné pozici.

Tyto stimuly se v ERP záznamu projevují výraznější odchylkou, která lze snadno identifikovat. Rozpoznání únavy u subjektu je založené na změně latence P3 komponenty, která se projeví přibližně 300ms po reakci na daný typ *target* stimulu. Změny v rychlosti reakce jsou měřeny porovnáním latencí P3 komponenty. Slouží tedy jako hlavní identifikátor soustředěnosti subjektu.

Stimulační zvuky:

- target – tón s frekvencí od 190Hz do 1700Hz v délce trvání 0,11s
- non-target - tón s frekvencí od 90Hz do 1000Hz v délce trvání 0,089s
- rare – tón s plynulou změnou frekvence od 450Hz do 5000Hz s délkou trvání 1s

3.2.2 Hardwarová realizace

Vzhledem k tomu, že jsem vytvořil poměrně atypický scénář, tedy použití audio stimulace dvou subjektů pomocí jednoho zvukového zařízení. Bylo potřeba propojit počítač, který generuje stimuly se zesilovačem V-amp i s USB adaptérem zesilovače Brain-Amp. Pro tento účel bylo nutné udělat speciální kabel, který dokáže přenášet 8 bitové značky stimulů do dvou zařízení současně.

3.3 Příprava laboratoře před měřením

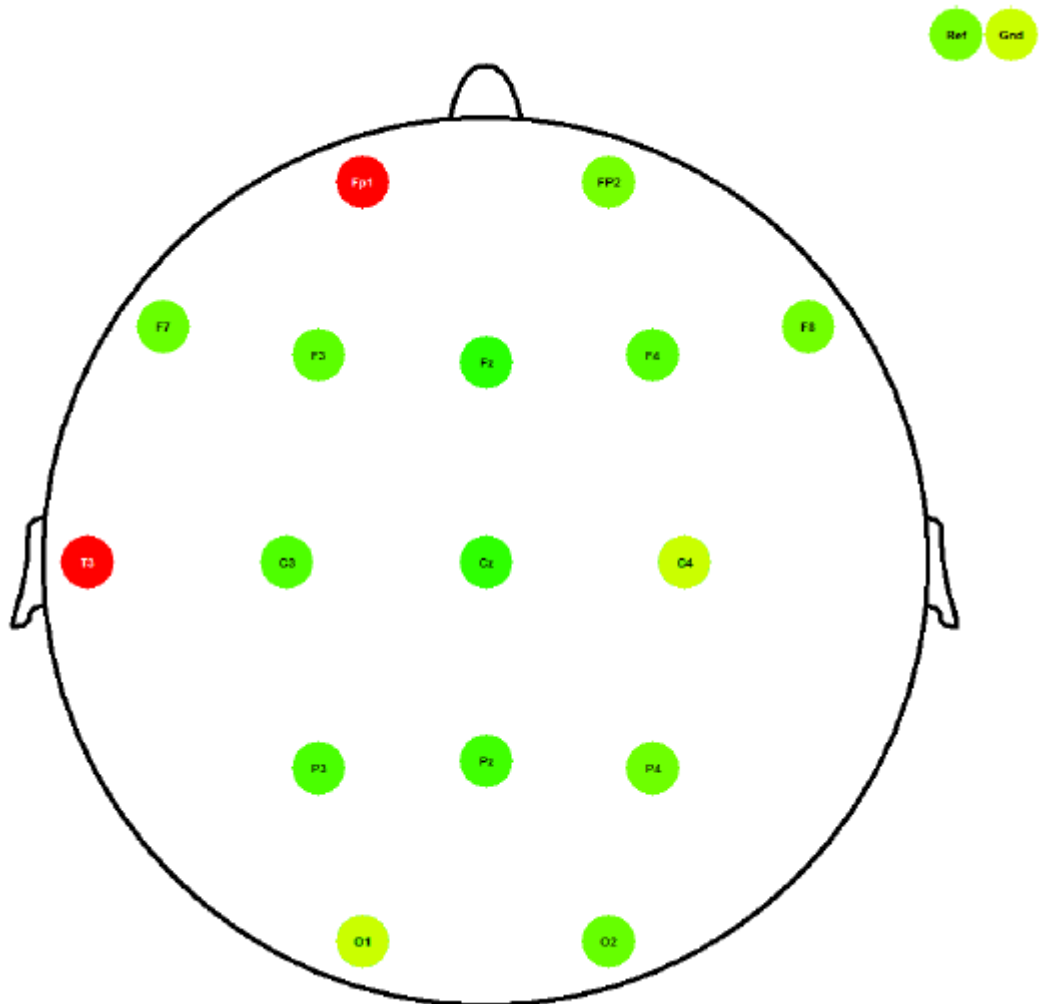
Z důvodu velké vytíženosti laboratoře, bylo nutné provést před každým měřením zapojení veškerého hardwaru podle modelu na obrázku [3.2]. Bylo nutné překontrolovat zapojení jednotlivých elektrod u zesilovačů Brain-Amp a V-amp podle nastavení v programu Brain Vision Recorder. Zapojení hardwaru, spuštění a kontrola potřebného softwaru trvalo přibližně 30 minut.

3.3.1 Příprava subjektu na měření

Testované subjekty nepotřebují žádnou speciální přípravu na experiment, kromě umytí vlasů před měřením, pro lepší vodivost mezi pokožkou hlavy a EEG čepicí. Také jsou seznámeni se základním průběhem experimentu a dodržováním určitých pravidel (vypnutý mobilní telefon, omezit pohyby, mrkání, atd.).

Po příchodu subjektů do laboratoře ve smluveném čase se ihned přechází k nasazení EEG čepice. Je vhodné nejprve změřit obvod hlavy subjektu, pro usnadnění výběru velikosti čepice. Pokud zvolená velikost nevyhovuje, vymění se za menší či větší. Výběr vhodné velikosti je vzhledem k délce scénáře poměrně důležitý faktor. Následně přichází na řadu vyčištění ušního boltce a čela subjektu, speciálním zdrsňujícím gelem. Nejprve je k zesilovači připojena zemnicí a referenční elektroda. Na tyto dvě elektrody se pro zmenšení odporu nanáší vodivý gel. Referenční elektroda je umístěna na čelo a zemnicí na ušní boltce. Nejčastěji jsem jako zemnicí bod používal levé ucho. Jako další krok přichází na řadu samotné namazání elektrod čepice podle zmíněného mezinárodního standartu 10-20 (viz. obrázek [2.7]). Pro lepší vodivost mezi povrchem hlavy a elektrodami, se do otvorů v čepici nanáší speciální vodivý gel. K těmto účelům je použita injekční stříkačka s tupou jehlou. Nejprve je krouživým

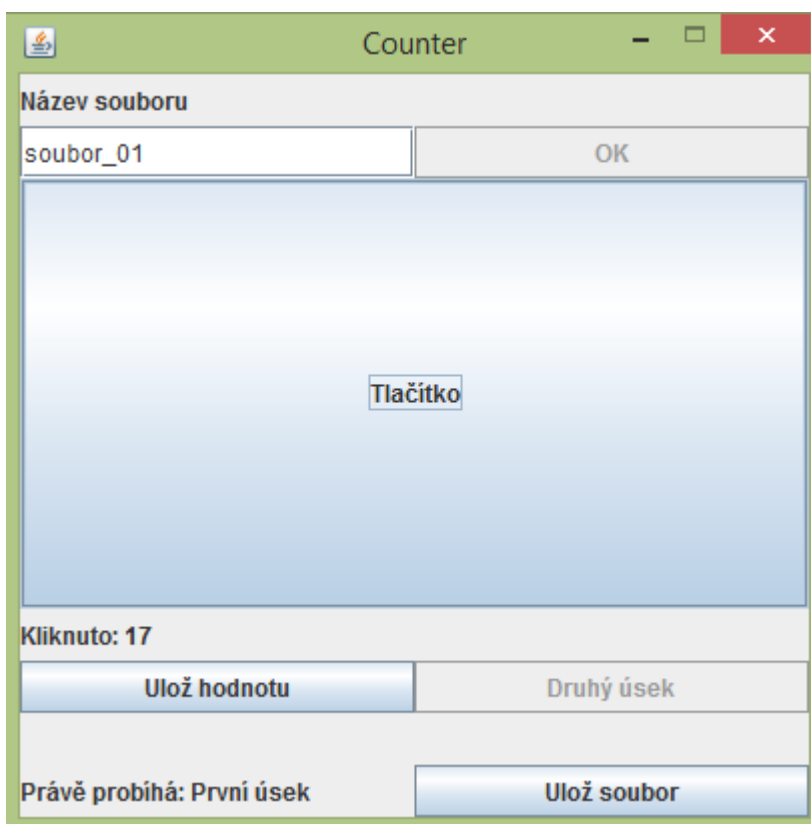
pohybem vytvořen ve vlasech prostor a následně nanese dostatečné množství gelu. Vždy jsem začínal od elektrod Fz, Cz a Pz. Ukázka mazání čepice z programu *Brain Vision Recorder* je na obrázku [3.2]. Během mazání je subjektu předložen dokument s podmínkami účasti v experimentu [A] a dotazník se základními údaji o měřené osobě [B]. Kromě těchto údajů, jsem se subjektů dotazoval i na jejich aktuální únavu a pocity. Po těchto krocích je subjektům umožněno posadit se do simulátoru, kde si upraví sedadlo do komfortní pozice a spolujezdec obdrží bezdrátovou myš se zaslepeným senzorem. Zesilovače Brain-Amp a V-Amp jsou poté umístěné na střechu simulátoru, aby se k nim mohly znovu připojit elektrody a EEG čepice.



Obrázek 3.2: Mazání čepice v programu *Brain Vision Recorder*. Různé barvy indikují různé odpory na elektrodách.

3.3.2 Měření

Po překontrolování odporů na elektrodách je experiment zahájen. Je spuštěna stimulace, zapnuto nahrávání EEG a videa z webových kamer. Nakonec je spuštěn program *Counter* (viz. obrázek [3.3]). Do dotazníku jsou doplněny údaje o teplotě v místnosti, času začátku měření, použitých elektrodách a čepicích a rovněž počasí. Během experimentu jsou sledovány reakce na stimulaci a správné hodnoty časových značek. Po 30 minutách skončí přehrávání druhé stimulační části. Je zastaveno nahrávání EEG, záznam z kamer a uložen počet kliknutí spolujezdce. Řidič a spolujezdec vymění poté svá místa a připraví se na druhou část experimentu. Zařízení Brain-Amp a V-Amp je nutno také vyměnit, aby jedno zařízení měřilo vždy jednu osobu. Po experimentu jsou vypnuty veškerá nahrávání a uložen soubor s počtem kliknutí z programu *Counter*. Do dotazníku je dopsán čas konce měření a subjektům jsou znovu položeny otázky týkající se jejich aktuálních pocitů a míry únavy. Po sejmutí čepic a elektrod je subjektům umožněno umýt si hlavu. Celé měření včetně přípravy laboratoře a mazání trvalo přibližně 3 hodiny.



Obrázek 3.3: Program zaznamenávající četnost kliknutí myši u spolujezdce.

3.3.3 Poznatky z měření

Většina subjektů si po měření stěžovala na nedostatečnou grafickou zpracovanost hry World racing 2, tedy autentičnost reálných podmínek. V budoucnu bych proto doporučil zvolit novější simulátor, samozřejmě s ohledem na výkon počítače, kde bude spuštěn.

Některé dobrovolníky během experimentu začala bolet hlava, což mohlo být způsobené menším průměrem EEG čepice, či rozlišením projektoru. Tři dostupné EEG čepice byly dostupné ve třech velikostech. Pokud se například sešli dva dobrovolníci s větším průměrem hlavy, jeden z nich musel dostat menší čepici, což vedlo ke zmenšení jeho pohodlí a mohlo se to projevit i v EEG záznamu.

Jeden z dobrovolníků nevlastnil řidičský průkaz, což ve výsledku vedlo k mnoha artefaktům v záznamu. Proto bych pro další experimenty zabývající se testováním řidiče v simulačních podmínkách, doporučil přidání podmínky, vlastnit řidičský průkaz, nebo mít alespoň zkušenosti s řízením vozidla.

3.3.4 Úprava scénáře experimentu

Z důvodu četných stížností testovaných subjektů na délku scénáře, jsem upravil jeho délku z 60 minut na 48 minut následovně:

- První úsek bez stimulace, s délkou trvání 2 minuty.
- Druhý úsek trvá 10 minut. Subjekty reagují na audio stimuly.
- Třetí úsek bez stimulace, s délkou trvání 2 minuty.
- Čtvrtý úsek opět 10 minut stimulace.

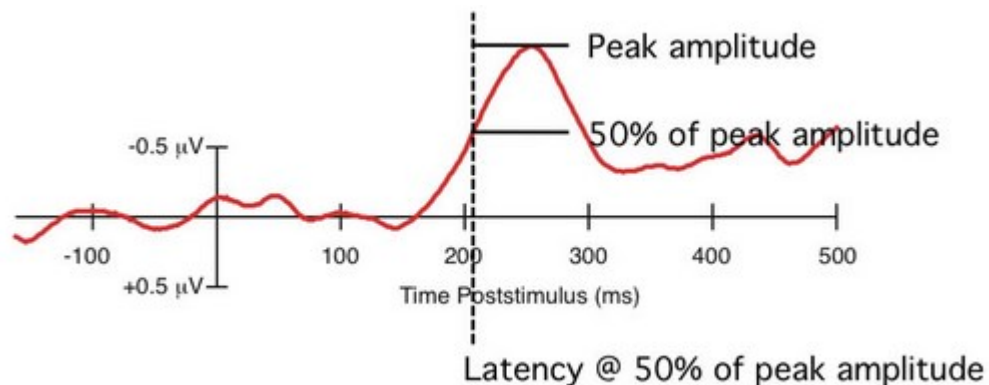
Zkrácení nemá vliv na velikost ERP dat. Kratší úseky bez stimulace by neměly způsobit pokles amplitudy P3 komponenty a latence P3 komponenty by se měla snížit. Změna byla provedena po třetím měření.

3.4 Metody určení latence P3 komponenty

Měření klasické peak latence, tedy hledání maxima amplitudy zhruba 300ms po přehrání stimulu je poměrně snadná operace. Ovšem pouze pokud je její maximální hodnota jednoznačně určena. Protože P3 komponenta sestává ze dvou sub komponent P3a a P3b, je možné, že v okolí jejího maxima nebude možné přesně určit vrchol. Proto jsem se rozhodl použít další metody. Jedná se o frakční peak latenci a frakční area latenci.

- Frakční peak latence

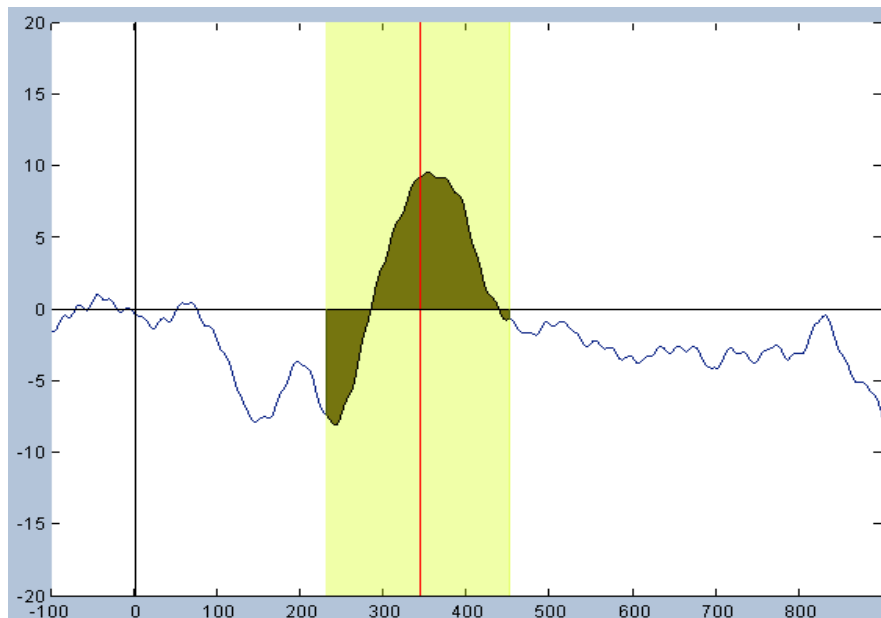
Metoda hledá (s určitou povolenou odchylkou) maximum amplitudy a zpětně prohledává průběh signálu, až se dostane na definovanou frakční vzdálenost maxima amplitudy. Většinou se používá 30%, 50%, nebo 70% délky (viz [obrázek \[3.4\]](#)). Tato metoda se používá k hledání tzv. nástupné hrany peak amplitudy, proto jsem pro výpočet použil frakční hodnotu 70%.



Obrázek 3.4: Princip peak latence s frakční hodnotou 50%. [\[24\]](#)

- Frakční area latence

Tato metoda rozděluje plochu pod, respektive nad křivkou v závislosti na definované frakční části této plochy. Použití této metody je na obrázku [\[3.5\]](#). Meze jsou nastavené od 230ms do 450ms.



Obrázek 3.5: Princip area latence s frakční hodnotou 50%.

3.5 Zpracování dat

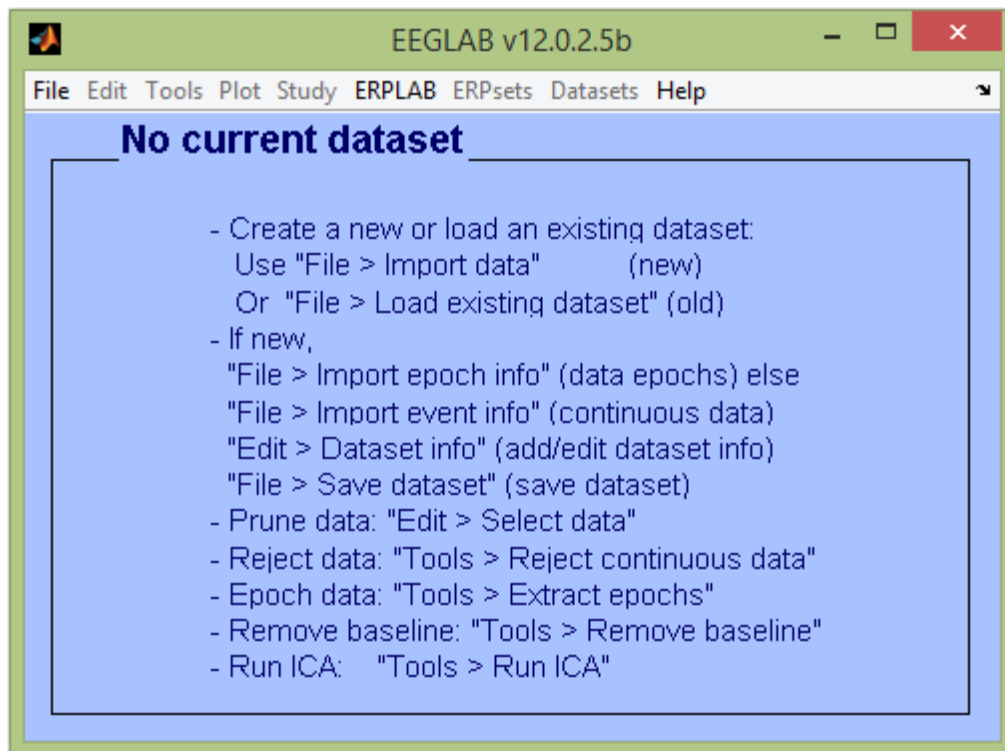
Pro vyhodnocení výsledků jsem použil knihovnu EEGLAB [22] (verze 12.0.2.5b), konkrétně *plugin* (zásuvný modul) ERPLAB [23] (verze 4.0.2.3.), který obsahuje všechny tři zmíněné metody měření peak latence. EEGLAB je nástroj pro analýzu vyhodnocení EEG dat, spustitelný v interaktivním programovém prostředí Matlab[22].

3.5.1 Instalace knihovny EEGLAB a rozšíření ERPLAB

EEGLAB je volně dostupný nástroj, spustitelný v programu Matlab, verze 7 a vyšší. Pokud uživatel nevlastní Matlab, je možné stáhnout kompilovanou verzi. Vývojáři přesto doporučují použít verzi v kombinaci s Matlabem. Nástroj je možné stáhnout a nainstalovat podle návodu ze stránek vývojářů [22], po zadání jména, emailové adresy, výzkumné oblasti a zaškrtnutím souhlasu s GNU licencí. Pro spuštění je potřeba v Matlabu určit cestu k souboru obsahujícímu EEGLAB.

ERPLAB je volně dostupné rozšíření nástroje EEGLAB. Jedná se o robustní řešení zpracování, analýzy a vizualizace ERP dat. Pro stažení ze stránek vývojářů [21] nutno zadat jméno, emailovou adresu, instituci a název státu. Složku se staženou knihovnou ERPLAB je potřeba přesunout do složky „Plugins“, nacházející se ve složce EEGLAB.

EEGLAB s rozšířením ERPLAB (viz obrázek [3.6]) lze spustit příkazem „eeglab“ v příkazovém řádku Matlabu.



Obrázek 3.6: Nástroj EEGLAB spuštěný v prostředí Matlab

3.5.2 Získání ERP a grand average

Soubory *.vhdr jsou nejprve pomocí EEGLABu importovány do EEG struktury Matlabu. EEGLAB z každého importovaného souboru vytvoří tzv. dataset, který je možné uložit s příponou *.set. Načtený data set je poté rozdělen vytvořenou funkcí *rozdel.m* na dvě části, které jsou uloženy pod názvem, vytvořeným z argumentů této funkce. Dalším krokem je načtení uložených data setů z aktuálního adresáře Matlabu pomocí funkce *nacti_set.m*. Funkce načte pouze kanály Fz, Cz a Pz. Poté je potřeba skriptem *elist_soubor.m* vytvořit *elist_bin.txt* soubor, který obsahuje definované informace o numerické pozici *target* stimulu a o struktuře *bin*, kterou využívá ERPLAB pro extrakci epoch. Posledním krokem je spuštění skriptu *vyhodnot.m*, který volá funkce ERPLAB s předem definovanými parametry.

Úprava EEG záznamu podle skriptu *vyhodnot.m* je následující. Nejprve je vytvořen tzv. *advanced event list*, což je struktura všech stimulů, podle kterých bude později provedena extrakce epoch. Následně jsou přepsány hodnoty *target* stimulu podle informace v souboru *elist_bin.txt*. Dále je použit IIR filtr s horní hranicí 20Hz a spodní hranicí 0.1Hz. Je provedena extrakce epoch podle *target* stimulu a korekce baseline v intervalu od -100 ms do 0 ms. Pro základní detekci artefaktů je použito posuvné „*peak to peak*“ okno, měřící rozdíl mezi maximální kladnou a zápornou

amplitudou v definované velikosti okna (200 ms). Testovaná perioda je od -100ms do 899ms, prahová hodnota $100\mu\text{V}$ a posun okna 100ms.

Dalším krokem je provedení manuální kontroly artefaktů v EEGLABu, případné označení dalších epoch a následné vyloučení těchto epoch ze záznamu. Poté je nutné aktualizovat informace o odstraněných artefaktech v ERPLABu. Spuštěním skriptu *uloz_erpset.m* je záznam zprůměrován a vytvořen tzv. *erpset*, který již umožňuje provádět měření latence.

Skript *peak* spustí výpočet latence třemi zmíněnými metodami a uloží výsledky do *.xls souborů.

Délka u frakční peak latence je nastavena na 70%, u frakční area latence je nastavena plocha 50%. Při hledání peak a 50% peak latencí jsem použil interval od 200ms do 400ms, v případě 50% area latence od 230ms do 450ms.

Posledním krokem je provedení výpočtu tzv. *grand average* (průměr ERP dat). ERPLAB nabízí možnost spojovat (ERP Operations > Append erpsets) více setů a vykreslit jejich průběh do jednoho grafu (Plot ERP > Plot ERP waveforms).

Podrobný postup postupu při použití jednotlivých funkcí a skriptů na zpracování dat, je popsán v souboru *Dokumentace.pdf* na přiloženém DVD.

3.6 Vyhodnocení dat

Experimentu se zúčastnilo 12 dobrovolníků ve věku 21 až 25 let. 11 mužů a 1 žena. 11 z nich uvedlo, že vlastní řidičský průkaz a 8 z nich se pokládá za aktivní řidiče. Přestože si někteří dobrovolníci stěžovali na bolest hlavy, všichni experiment dokončili. 4 měření se kvůli časové tísní musela zkrátit z 60 na 48 minut, při zachování čtyř deseti minutových, stimulačních úseků. Základní informace o dobrovolnících shrnuje tabulka [\[3.1\]](#).

Pohlaví	Datum narození	Lateralita	Zrak ¹	Porucha sluchu	ŘP ²	Spánek ³
M	1989	P	1,5	-	A	6/8
M	1989	L	-	-	A	7/8
M	1989	P	-	-	A	6/8
M	1992	P	-	-	A	6/8
M	1989	L	-	-	A	6/8
M	1989	P	-	-	A	6/8
Ž	1992	P	-	-	N	8/8
M	1989	P	-	-	A	6/8
M	1989	P	-	-	A	7/8
M	1991	P	-	-	A	7/8
M	1989	P	-	-	A	8/8
M	1989	L	-	-	A	6/8

Tabulka 3.1: Informace o dobrovolnících.

¹ Počet dioptrií

² A-vlastní řidičský průkaz, N-nevlastní řidičský průkaz

³ Počet hodin spánku den před experimentem / obvyklá doba spánku

Následující tabulky shrnují zprůměrované latence na elektrodě Fz, při použití tří zmíněných metod (peak, frakční peak a frakční area latence). V tabulkách [3.2], [3.3], [3.4] jsou data naměřená zesilovačem V-Amp, tabulky [3.5], [3.6], [3.7] interpretují data naměřená zesilovačem Brain-Amp. Další hodnoty měřené na elektrodách Cz a Pz jsou k dispozici na přiloženém DVD v souboru *vysledky_mereni.xls*.

Při měření třetího subjektu se vyskytl problém se záznamem EEG, který obsahoval příliš mnoho artefaktů, a proto jsem ho vyloučil z vyhodnocení. Při prvním měření je zesilovač Brain-Amp použit pouze u řidiče, z důvodu krátkého napájecího kabelu.

Kvůli špatné komunikaci se subjekty 9 a 10 jsem toto měření rozdělil na dvě. Měřil jsem tedy pouze jednoho dobrovolníka. Což v první polovině experimentu znamenalo absenci spolujezdce a ve druhé polovině jsem roli řidiče obstaral sám. V obou případech byl použit zesilovač Brain-Amp.

Stimulační úsek	1	2	3	4
Pozice	Řidič	Řidič	Spolujezdec	Spolujezdec
Id subjektu	Peak latence [ms]			
1	-	-	363	356
2	-	-	350	334
4	365	360	396	388
6	312	351	389	382
8	324	325	??	400
12	386	357	373	331

Tabulka 3.2: Latence P3 měřená standartní peak metodou na elektrodě Fz (měřeno zesilovačem V-Amp).

Stimulační úsek	1	2	3	4
Pozice	Řidič	Řidič	Spolujezdec	Spolujezdec
Id subjektu	70% peak latence [ms]			
1	-	-	296	304
2	-	-	290	294
4	332	307	346	304
6	291	276	312	302
8	302	286	??	353
12	330	320	307	276

Tabulka 3.3: Latence P3 měřená metodou 70% peak na elektrodě Fz (V-Amp).

Stimulační úsek	1	2	3	4
Pozice	Řidič	Řidič	Spolujezdec	Spolujezdec
Id subjektu	50% area latence [ms]			
1	-	-	349	349
2	-	-	349	342
4	367	356	367	356
6	342	353	367	363
8	342	322	??	377
12	360	356	349	346

Tabulka 3.4: Latence P3 měřená 50% area latencí na elektrodě Fz (V-Amp).

Stimulační úsek	1	2	3	4
Pozice	Řidič	Řidič	Spolujezdec	Spolujezdec
Id subjektu	Peak latence [ms]			
1	336	352	-	-
2	343	350	-	-
5	370	377	377	369
7	331	317	330	335
9	333	325	375	369
10	353	394	361	385
11	301	304	303	316

Tabulka 3.5: Latence P3 měřená standartní peak metodou na elektrodě Fz (měřeno zesilovačem Brain-Amp).

Stimulační úsek	1	2	3	4
Pozice	Řidič	Řidič	Spolujezdec	Spolujezdec
Id subjektu	70% peak latence [ms]			
1	229	303	-	-
2	302	302	-	-
5	340	349	342	341
7	324	317	325	335
9	307	311	370	362
10	326	323	319	338
11	275	276	282	274

Tabulka 3.6: Latence P3 měřená metodou 70% peak na elektrodě Fz (Brain-Amp).

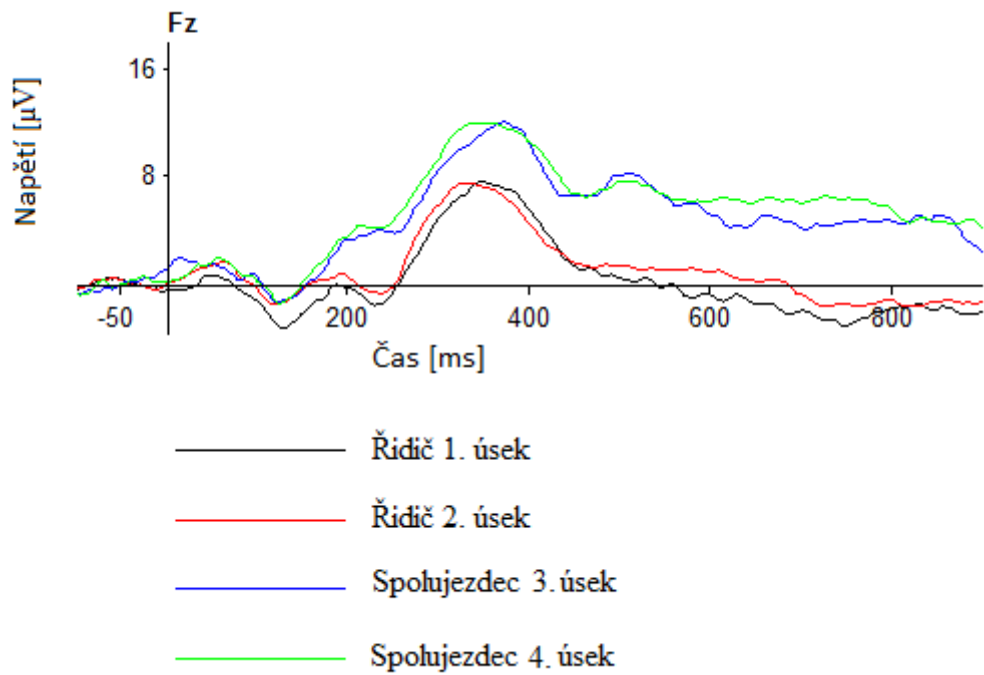
Stimulační úsek	1	2	3	4
Pozice	Řidič	Řidič	Spolujezdec	Spolujezdec
Id subjektu	50% area latence [ms]			
1	336	342	-	-
2	336	341	-	-
5	339	339	360	370
7	333	377	336	391
9	326	346	287	301
10	349	370	363	377
11	315	336	349	333

Tabulka 3.7: Latence P3 měřená 50% area metodou na elektrodě Fz (Brain-Amp).

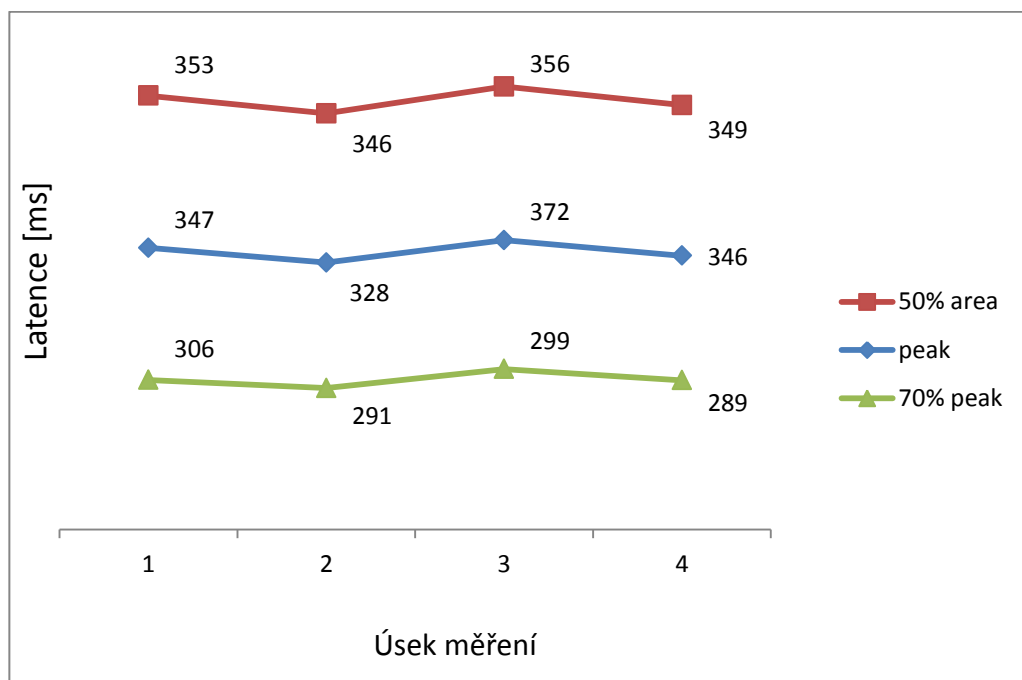
Měření neprobíhala ve stejnou denní dobu, z důvodu časových možností testovaných subjektů. Teplota v laboratoři se v průběhu měření pohybovala od 22°C do 31°C. U některých subjektů se vyskytovalo mnoho artefaktů (1,3,4,5), proto mohou být data z těchto měření nepřesná.

Grand average byl vypočten pro všechny úseky stimulace řidiče i spolujezdce. V případě zesilovače V-Amp vykazuje grand average zvětšenou amplitudu P3 spolujezdce (viz obrázek [\[3.9\]](#)) a zkrácení latence v druhém a čtvrtém úseku měření, (viz obrázek [\[3.9\]](#)), což může být způsobené návykem na zvukový stimul. Zvýšení latence se projevilo mezi 2. a 3. úsekem, což mohlo být způsobené rozptýlením subjektů při změně pozice řidiče a spolujezdce.

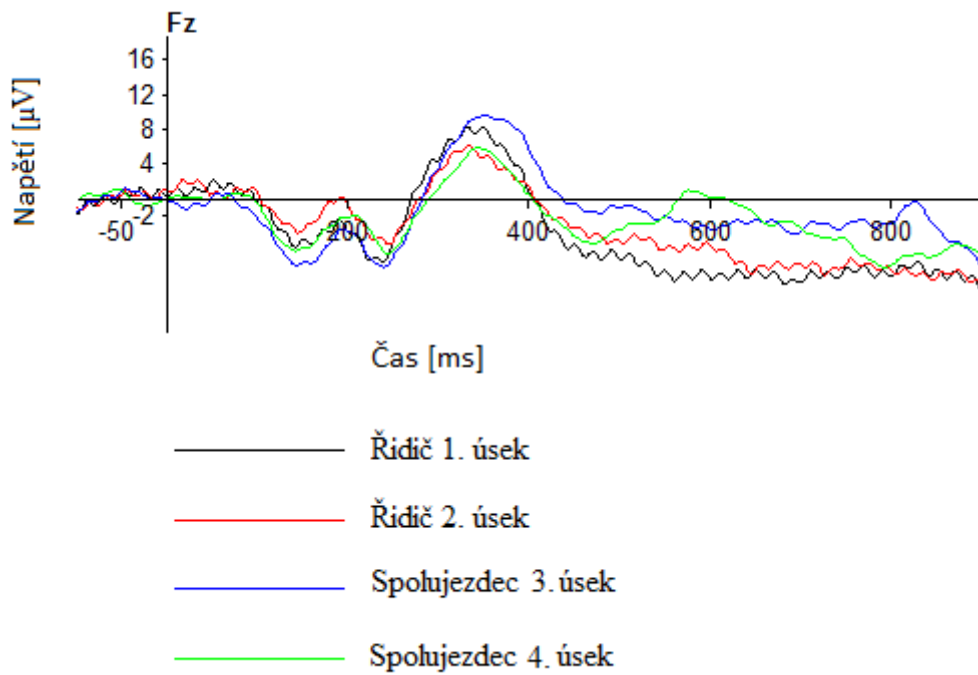
Při měření latence subjektů s použitím Brain-Amp zesilovače, kdy bylo měřeno více subjektů, se v případě 70% peak latence projevilo postupné zvětšování latence P3 (viz obrázek [\[3.10\]](#)), což potvrzuje předpoklad o snížení pozornosti v průběhu experimentu.



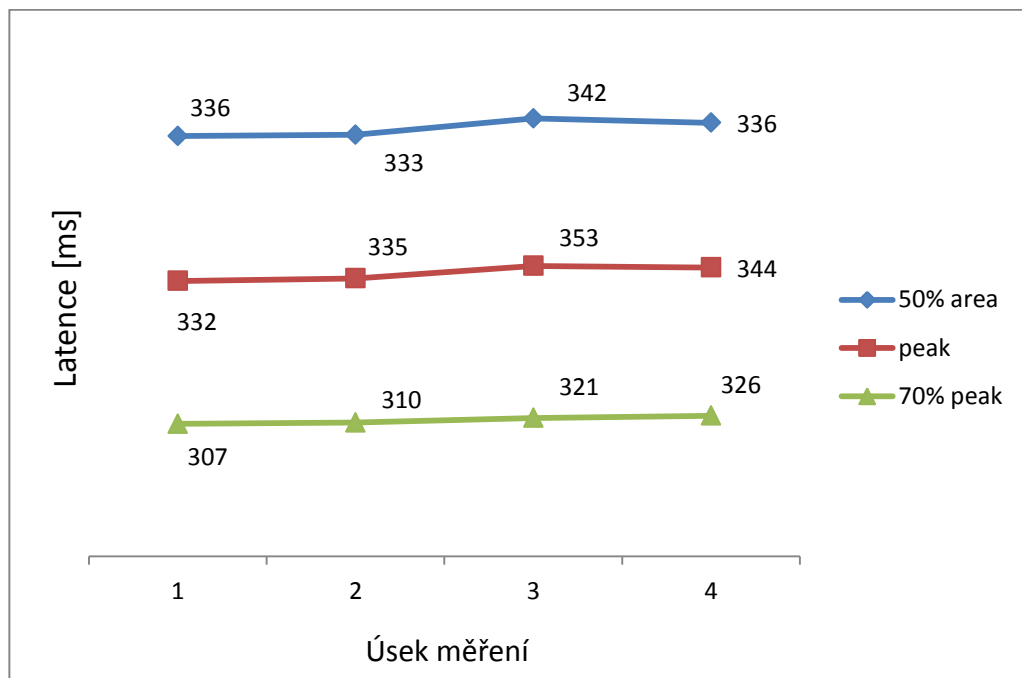
Obrázek 3.7: Grand average P3 na elektrodě Fz (měřeno zesilovačem V-Amp).



Obrázek 3.8: Latence P3 na elektrodě Fz, grand average všech měření – srovnání metod (měřeno zesilovačem V-Amp).



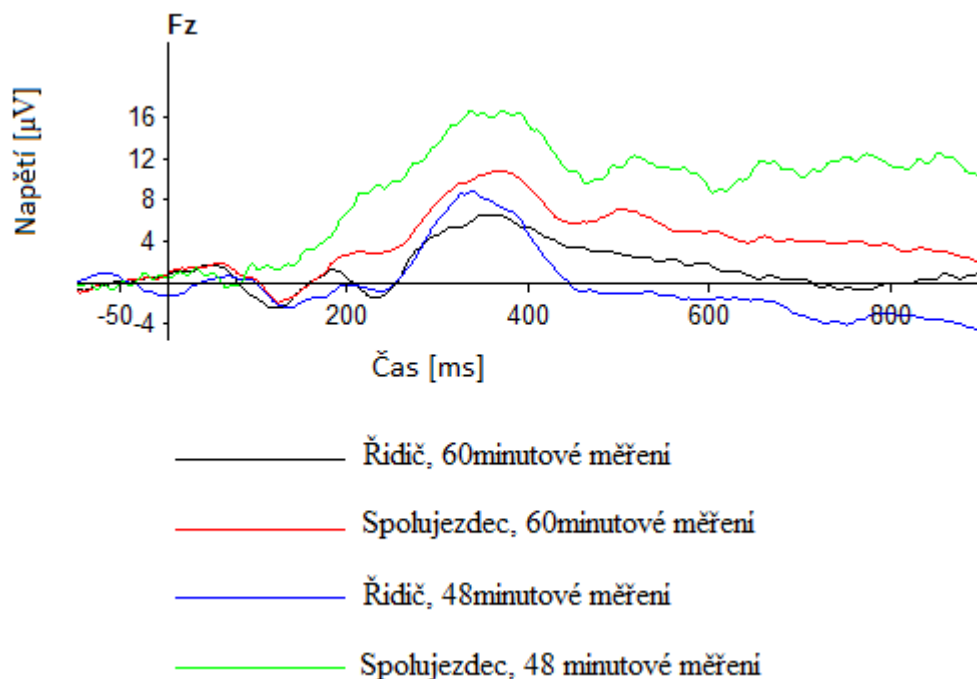
Obrázek 3.9: Grand average P3 na elektrodě Fz (Brain-Amp).



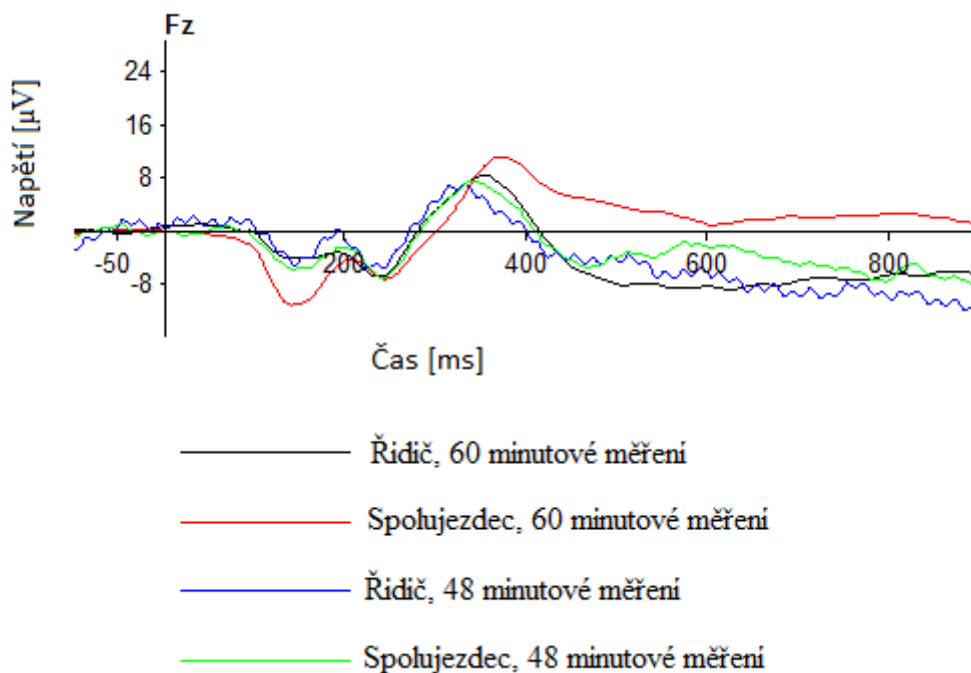
Obrázek 3.10: Latence P3 na elektrodě Fz, grand average všech měření – srovnání metod (Brain-Amp).

Protože jsem v průběhu experimentu změnil jeho délku (zkrácení nestimulovaných úseků), srovnal jsem ještě měření původního experimentu (60 minut) a upraveného (48 minut). Grafy s grand average průměrem jsou na obrázku [3.11] a [3.12]. U zesilovače V-Amp v případě spolujezdce při 48 minutovém experimentu byla zprůměrována pouze dvou subjektů. Amplituda P3 je větší v případě kratšího měření a peak latence u řidiče je 364ms (delší měření) a 337 (kratší měření). Což potvrzuje předpoklad pro zvětšení latence při delším měření.

U zesilovače Brain-Amp je také patrná větší latence P3 v případě 60 minutového experimentu. Peak latence u řidiče delšího měření je 354ms, u řidiče kratšího měření 333ms. Stejně zkrácení platí i pro spolujezdce, 376ms (delší měření) na 341ms (kratší měření).



Obrázek 3.11: Srovnání experimentu s různou délkou průběhu – grand average (měřeno zesilovačem V-Amp).



Obrázek 3.12: Srovnání experimentu s různou délkou průběhu – grand average (měřeno zesilovačem Brain-Amp).

Kromě vyhodnocení elektrody Fz jsem zpracovával i elektrody Cz a Pz. Výsledky latencí jednotlivých subjektů i grand average jsou k dispozici na přiloženém DVD, v souboru *vysledky_mereni.xls*.

Během měření byl také zaznamenáván počet reakcí spolujezdce na target stimul, klikáním na levé tlačítko počítačové myši. Téměř všichni dobrovolníci po skončení experimentu uvedli, že během měření tlačítko použili omylem, či reagovali zpětně. Proto se tento záznam [\[tabulka 3.8\]](#) nedá považovat za důvěryhodný.

Lepším řešením by bylo zasílání značek reakcí přímo do programu Brain Vision Recorder, kde by se zobrazovaly podobně jako stimuly. Dalo by se tak snadno zjistit, po jakém stimulu subjekt reagoval a jaká je latence mezi P3 a reakcí na stimul.

Subjekt	Počet kliknutí		Počet target stimulů	
	1. Úsek	2. Úsek	1. Úsek	2. Úsek
1	76	74	75	76
2	77	75	75	76
3	76	74	76	75
4	73	74	75	74
5	73	77	73	76
6	75	78	74	76
7	76	75	76	75
8	73	77	-	76
9	75	75	75	76
10	78	72	75	76
11	74	76	75	76
12	77	78	76	76

Tabulka 3.8: Počet kliknutí spolujezdce na počítačovou myš.

4 Závěr

Během mojí bakalářské práce jsem prostudoval základní pojmy týkající se řídičovy únavy, problematiky sledování jeho pozornosti a indikace únavy. Dále byla popsána problematika měření EEG/ERP a prostředky pro návrh vhodné laboratoře pro tento druh experimentu. Na základě těchto znalostí a dalších podobných experimentů, jsem navrhl svůj vlastní scénář pro testování pozornosti řidiče a spolujezdce, na základě porovnání latence P3 komponenty. Pro realizaci specifického zapojení hardwaru pro přenos časových značek stimulů, bylo potřeba použít speciální paralelní kabel.

Použil jsem automobilový simulátor se zvukovou stimulací, kterou zajišťovaly reproduktory umístěné uvnitř kokpitu. Jako stimulační prostředí byla zvolena hra World Racing 2 s monotónní trati simulující dálnici. Reakce řidiče na cílový stimul byla změna jízdního pruhu na trati a spolujezdec reagoval kliknutím na počítačovou myš, umístěnou v simulátoru. Pro zajištění spánkové deprivace byli dobrovolníci instruováni ke snížení obvyklé doby spánku o dvě hodiny.

Navržený experiment jsem ověřil na 12 dobrovolnících. V průběhu měření jsem upravil délku scénáře z 60 minut na 48 minut, při zachování čtyř 10 minutových stimulačních úseků. Pro vyhodnocení naměřených dat jsem použil knihovnu EEGLAB, konkrétně zásuvný modul ERPLAB, volně dostupný nástroj, spustitelný v prostředí Matlab. Pro snazší a rychlejší analýzu jsem vytvořil několik skriptů, pracujících s funkcemi ERPLAB. Pro měření P3 komponenty jsem použil tři odlišné metody. Standartní peak, frakční peak a frakční area latenci. Dále jsem vytvořil program pro zaznamenávání četnosti reakce spolujezdce.

Předpoklad, že se latence P3 komponenty prodlouží v průběhu experimentu, se jednoznačně nepotvrdil. Pouze při měření zesilovačem Brain-Amp a použití metody 70% peak, se latence postupně během experimentu zvětšovala. Při měření zesilovačem V-Amp se latence v druhém a čtvrtém úseku zmenšila, což mohl způsobit návyk na zvuky stimulace. Při výměně pozice řidiče a spolujezdce v polovině experimentu, tedy mezi druhým a třetím úsekem měření, se latence P3 zvýšila. Tento fakt mohl být způsoben odreagováním subjektů při pauze, před druhou polovinou měření.

Všechna data z měření jsou k dispozici na příloženém DVD a také na EEG/ERP portálu [\[25\]](#).

Seznam obrázků

Obrázek 2.1: Funkce systému Attention Assist společnost Mercedes-Benz [5]	4
Obrázek 2.2: Vývojový diagram zjišťování řidičovy ospalosti, pomocí kamerového systému [6].	5
Obrázek 2.3: Indikace ospalosti řidiče pomocí umělé neuronové sítě.	7
Obrázek 2.4: Ilustrace SVM klasifikace.	8
Obrázek 2.5: Reakce na vizuální stimul. [8].....	9
Obrázek 2.6: Elektroencefalogram.	10
Obrázek 2.7: Mezinárodní systém 10-20 pro rozmístění elektrod. [13].....	12
Obrázek 2.8: Artefakt mrknutí na všech zapojených elektrodách.	13
Obrázek 2.9: Získání ERP vlny z průběžného EEG záznamu. [14]	15
Obrázek 2.11: Standartní EEG čepice s 19 kanály. [16]	17
Obrázek 2.10: Hlavní komponenty typického ERP nahrávacího systému. [12]	18
Obrázek 3.1: Model zapojení jednotlivých komponent v laboratoři	24
Obrázek 3.2: Mazání čepice v programu <i>Brain Vision Recorder</i> . Různé barvy indikují různé odpory na elektrodách.....	29
Obrázek 3.3: Program zaznamenávající četnost kliknutí myši u spolujezdce.....	30
Obrázek 3.4: Princip peak latence s frakční hodnotou 50%. [24]	32
Obrázek 3.5: Princip area latence s frakční hodnotou 50%.	33
Obrázek 3.6: Nástroj EEGLAB spuštěný v prostředí Matlab.....	35
Obrázek 3.7: Grand average P3 na elektrodě Fz (měřeno zesilovačem V-Amp).....	42
Obrázek 3.8: Latence P3 na elektrodě Fz, grand average všech měření – srovnání metod (měřeno zesilovačem V-Amp).	42

Obrázek 3.9: Grand average P3 na elektrodě Fz (Brain-Amp).....	43
Obrázek 3.10: Latence P3 na elektrodě Fz, grand average všech měření – srovnání metod (Brain-Amp).....	43
Obrázek 3.11: Srovnání experimentu s různou délkou průběhu – grand average (měřeno zesilovačem V-Amp).....	44
Obrázek 3.12: Srovnání experimentu s různou délkou průběhu – grand average (měřeno zesilovačem Brain-Amp).....	45

Seznam tabulek

Tabulka 3.1: Informace o dobrovolnících.....	37
Tabulka 3.2: Latence P3 měřená standartní peak metodou na elektrodě Fz (měřeno zesilovačem V-Amp).....	38
Tabulka 3.3: Latence P3 měřená metodou 70% peak na elektrodě Fz (V-Amp).	39
Tabulka 3.4: Latence P3 měřená 50% area latencí na elektrodě Fz (V-Amp).	39
Tabulka 3.5: Latence P3 měřená standartní peak metodou na elektrodě Fz (měřeno zesilovačem Brain-Amp).	40
Tabulka 3.6: Latence P3 měřená metodou 70% peak na elektrodě Fz (Brain-Amp).	40
Tabulka 3.7: Latence P3 měřená 50% area metodou na elektrodě Fz (Brain-Amp).	41
Tabulka 3.8: Počet kliknutí spolujezdce na počítačovou myš.	46

Použité zdroje

- [1] Simon M.;Schmidt, Eike A.; Kincses ,Wilhelm E.; Fritzsche, M.; Bruns, A.; Aufmuth, C.; Bogdan, M.; Rosenstiel, W.; Schrauf, M. *EEG alpha spindle measures as indicators of driver fatigue under real traffic condition*. Clinical Neurophysiology 122, 2011, s. 1168 – 1178. Dostupné z: <<http://www.sciencedirect.com>>.
- [2] Ross Owen Phillips, Fridulv Sagberg. *Road accidents caused by sleepy drivers: Update of a Norwegian survey*. Accident Analysis & Prevention, svazek 50, leden 2013, s.138 – 146. Dostupné z: <<http://www.sciencedirect.com>>.
- [3] Saroj K.L. Lal; Craig Ashley. *A critical review of the psychophysiology of driver fatigue*. Biological Psychology [Online] svazek 55, vydání 3, Únor 2001, s. 173 – 194. Dostupné z: <<http://www.sciencedirect.com>>. [cit. 2013-11-20]
- [4] Byung-Chul Han. *Müdigkeitsgesellschaft*. Philosophical essay about fatigue as a sociological problem and symptom, Matthes & Seitz, Berlin 2010, ISBN 978-3-88221-616-5.
- [5] Mercedesbenz. Představení systému Attention Assist. [Online]. [cit. 2014-4-6]. Dostupné z: <<http://www.mercedesbenz.com/>>
- [6] Tayyaba Azim, M. Arfan Jaffar, Anwar M. Mirza. *Fully automated real time fatigue detection of drivers through Fuzzy Expert Systems*. Applied Soft Computing, svazek 18, květen 2014, s.25 – 38. Dostupné z: <<http://www.sciencedirect.com>>.
- [7] Ning-Han Liu, Cheng-Yu Chiang, Hsiang-Ming Hsu. *Improving Driver Alertness through Music Selection Using a Mobile EEG to Detect Brainwave*. Sensors, Department of Management Information System, National Pingtung University of Science & Technology, Pingtung, 26. červen 2013.
- [8] Mindalive. Audio-Visual Entrainment: History and Physiological Mechanisms - by Dave Siever. [Online]. [cit. 2014-5-6]. Dostupné z: <<http://www.mindalive.com>>

[9] Rada, Jan. *Pozornost řidiče při monotónní jízdě a sluchová stimulace. (ERP experiment)*, Plzeň, 2011. Západočeská univerzita v Plzni. Fakulta aplikovaných věd. [cit. 2013-11-2]

[10] Poláček, Pavel. *SW modul pro realizaci neurofeedback terapie*, Praha, 2011. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická.

[11] Rieger J.; Lhotská L.; Krajča V. *Zpracování dlouhodobých EEG záznamů*, Praha. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická.

[12] Luck, Steven J. *An introduction to the event-related potential technique*. London: MIT Press, 2005. ISBN 0-262-12277-4.

[13] Polikar, Robi; Topalis, Apostolos; Green, Deborah; Kounios, John; Clark, Christopher M. Comparative multiresolution wavelet analysis of ERP spectral bands using an ensemble of classifiers approach for early diagnosis of Alzheimer's disease. *Computers in Biology and Medicine* [Online] 2007, svazek 37, kapitola 4, s. 542-558. Dostupné z: <<http://www.sciencedirect.com>>.

[14] Luck, Steven J.; Woodman, Geoffrey F.; Vogel, Edward K. *Event-related potential studies of attention*. *Trends in Cognitive Sciences* [Online] 2011, svazek 11, s. 432 - 440. [cit. 2013-11-2]. Dostupné z: <<http://www.sciencedirect.com>>.

[15] Diviš, Jiří. *Driver's attention during monotonous driving and visual stimulation (ERP experiment)*, Plzeň, 2012. Západočeská univerzita v Plzni. Fakulta aplikovaných věd.

[16] Hizmetleri, S. Electrode cap for 19-channel EEG recording. [online] Available from: <<http://www.avmsaglik.com.tr/>> [cit. 2014-3-12]

>

[17] Baillet et al. An open-source application dedicated to MEG/EEG/sEEG/ECOG data analysis. Dostupné z: <<http://neuroimage.usc.edu/brainstorm/>>

[18] Vaněk, Jiří. *Driver's attention – auditory stimulation of driver and passenger (ERP Experiment)*, Plzeň, 2012. Západočeská univerzita v Plzni. Fakulta aplikovaných věd.

[19] Philip, P. *Effect of fatigue on performance measured by a driving simulator in automobile drivers*. Journal of Psychosomatic Research, [Online]. Svazek 55, vydání 3, s. 197-200. [cit. 2012-1-13] <<http://www.sciencedirect.com>>.

[20] Ping-Huang Ting; Jiun-Ren Hwang; Ji-Liang Doong, Ming-Chang Jeng. *Driver fatigue and highway driving: A simulator study*. Physiology & Behavior, [Online] 2008, svazek 94, s. 448-453. [cit. 2012-1-13] <<http://www.sciencedirect.com>>.

[21] J. Filtness, Ashleigh; A. Reyner, Luise; A. Horne, James. *Driver sleepiness—Comparisons between young and older men during a monotonous afternoon simulated drive*. Biological Psychology, [Online] 2012, svazek 89, s. 580-583. [cit. 2012-1-13] <<http://www.sciencedirect.com>>.

[22] Matlab: High-level language and interactive environment for numerical computation, visualization, and programming. Dostupné z: <<http://www.mathworks.com/products/matlab/>>

[23] EEGLAB: An open source environment for electrophysiological signal processing. Dostupné z: <<http://sccn.ucsd.edu/eeglab/>>

[24] Lopez-Calderon, J., & Luck, S. J. (2014). ERPLAB: An open-source toolbox for the analysis of event-related potentials. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8:213. doi: 10.3389/fnhum.2014.00213. Dostupné z: <<http://erpinfo.org/>>

[25] EEG/ERP port8l. [online] 2014 [cit. 2014-5-5]. Dostupné z: <eegdatabase.kiv.zcu.cz>

Použité zkratky

- EEG - Electroencephalography (Elektroencefalografie)
- ERP - Even-Related potentials (Evokované potenciály)
- FMT - Fatigue Measurement Technology (technologie zabývající se měřením únavy)
- ANN - Artifact Neural Network (umělé neuronové sítě)
- k-NN - k-Nearest Neighbors (k – nejbližších sousedů)
- SVM - Support Vector Machine (podpůrný vektorový stroj)
- AVP - Audio Visual Entrainment (audiovizuální trénink)
- GPL General Public License (veřejná licence)

Přílohy

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

a) 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 další měření bio senzory (měření EKG, měření tělesné teploty, měření vodivosti kůže, akcelerace, měření okysličení krve, měření krevního tlaku, EMG a měření dechové frekvence) a vyhodnocovat naměřená data v závislosti na uvedených faktorech. Měření EKG, měření tělesné teploty, měření vodivosti kůže, akcelerace, měření okysličení krve, měření krevního tlaku, EMG a měření dechové frekvence jsou dobrovolná a mohou být měřeny osobou odmítnuta. V případě zamítnutí se bude provádět pouze měření EEG aktivity.

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

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

b) Průběh měření

Měření mozkové aktivity proběhne podle následujícího postupu:

- a. Osoba je detailně seznámena s průběhem měření a je jí vysvětleno to, co se od ní očekává
- b. Osobě se nasadí EEG čepice a namaže se vodivým gelem
- c. Zároveň s měřením EEG je možné měřit EKG, tělesnou teplotu, vodivost kůže, akceleraci, okysličení krve, krevní tlak, EMG a dechovou frekvenci. Pokud osoba s měřením EKG, tělesné teploty, měření vodivosti kůže, akcelerace,

měření okysličené krve, měření krevního tlaku, EMG a dechové frekvence souhlasí, provede se umístění biosenzorů na tělo testovaného subjektu.

- d. Zkontroluje se vodivost elektrod a správné umístění biosenzorů
- e. Proběhne připojení EEG čepice, biosenzorů, referenční a zemnicí elektrody na EEG přístroj (přístroj je napájen baterií o napětí 3 V)
- f. Spustí se program na počítači a osoba je vyzvána, aby odpověděla 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 příklad, 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

c) 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 jí není známa žádná skutečnost, která by mohla mít vliv na změnu jejího zdravotního stavu
- d. Osoba podepíše tyto podmínky účasti v projektu

d) 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 mojí 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 nebo 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.

e) Souhlas se zpracováním osobních údajů

Podpisem těchto podmínek účasti v projektu uděluji ve smyslu zákona č. 101/2000Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění 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. Jsem 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/nesouhlasím s měřením EKG

Souhlasím/nesouhlasím s měřením tělesné teploty

Souhlasím/nesouhlasím s měřením dechové frekvence

Souhlasím/nesouhlasím s měřením vodivosti kůže

Souhlasím/nesouhlasím s měřením akcelerace

Souhlasím/nesouhlasím s měřením okysličení krve

Souhlasím/nesouhlasím s měřením krevního tlaku

Souhlasím/nesouhlasím s měřením EMG

podpis účastníka v projektu

B. Metadata

a) Informace o měřené osobě

- Jméno
- Příjmení
- Pohlaví
- Datum narození
- Zdravotní stav
- Email
- Tel. Číslo
- Dosažené vzdělání
- Pravák/levák
- Výška
- Váha
- Komentář

b) Informace o měřící osobě

- Jméno
- Příjmení
- Email
- Tel. Číslo
- Dosažené vzdělání

c) Informace o experimentu

- Název projektu
- Popis
- Typ (EEG, ERP, EKG)
- Podtyp

d) Informace o měření

- Začátek
- Konec
- Datum
- Komentář

e) Informace o prostředí

- Počasí
- Teplota v místnosti
- Vlhkost vzduchu
- Popis

f) Elektrody

Použití (zemní, referenční, EEG čepice)	Umístění/Systém elektrod	Počet

g) Sensory

Název	Umístění	Počet

h) Stimulační protokol

- Název
- Autor
- Email
- Tel. číslo
- Verze
- Popis
- Délka scénáře

C. Scénář programu Presentation

```
# zapis kodu stimulu na vystupni port
write_codes = true;
# sirka pulzu na paralelnim portu v ms
pulse_width = 100;
# vzdalenost mezi stimuly v ms
$mezera = 1500;
# Konec hlavicky, zacatek SDL
begin;
    # pole se zvuky stimulu
    array {
        # zvuk - nontarget stimul
        sound {          wavfile { filename = "non_target.wav"; };
        } nontarget;
        #zvuk - target stimul
        sound {          wavfile { filename = "target.wav"; };
        } target;
        # zvuk - vzacny stimul
        sound {          wavfile { filename = "rare.wav"; };
        } vzacny;
    } zvuky;
    trial {
        start_delay = $mezera;
        stimulus_event {
            nothing{};
        } udalost;
    } hlavni;
# Konec SDL, zacatek PCL
begin_pcl;
int st,num,en,pos;
int numberOfCycles=1;
# subrutina zajistujici cekani po zadanou dobu v s
```

```

sub
    cekej( int doba )
begin
    loop
        int konec_cekani = clock.time() + doba*1000;
        until
            clock.time() >= konec_cekani
        begin
            # prazdne telo
        end
    end;
end;
# subrutina vytvarejici pole se stimuly (s indexy stimulu)
sub
    array < int,1 > vytvor_pole( int pocet_targetu, int pocet_vzacnych )
begin
    array <int> pole[380];
    # naplneni pole nontarget stimuly
    loop int j = 1 until j > pole.count()
        begin
            pole[j] = 1;
            j = j + 1;
        end;
    # zacatek nastaven na 4, aby minimalne prvni 3 stimuly byly nontarget
    int dolni_mez = 4;
    int horni_mez = 5;
    loop int k = 1 until k > pocet_targetu
        begin
            # nahodna pozice pro target stimul
            int pozice_targetu = random(dolni_mez, horni_mez);
            pole[pozice_targetu] = 2;
            dolni_mez = horni_mez + 1;
            horni_mez = horni_mez + 5;
            k = k + 1;
        end;
    dolni_mez = 1;
end;

```

```

horni_mez = 100;
loop int b = 1 until b > pocet_vzacnych
begin
    #nahodna pozice pro vzacny stimul
    int pozice_vzacneho = random(dolni_mez, horni_mez);
    pole[pozice_vzacneho] = 3;
    horni_mez = horni_mez + 100;
    b = b + 1;
end;
return pole
end;
array <int> pocet_targetu[2] = { 74, 75 };
array <int> pocet_vzacnych[2] = { 4, 3 };
#2x 5 minut pauza, 10 minut stimulace
loop int i = 1 until i > 2
begin
    array <int> prehravane_pole[380] = vytvor_pole(pocet_targetu[i], pocet_vzacnych[i]);
    #5minut pauza
    cekej(300);
    loop int j = 1 until j > (380)
    begin
        udalost.set_stimulus(zvuky[prehravane_pole[j]]);
        udalost.set_port_code(prehravane_pole[j]);
        udalost.set_event_code(string(prehravane_pole[j]));
        hlavni.present();
        j = j + 1;
    end;
    i = i + 1;
end;
end;

```

D. Obsah přiloženého DVD

- Data – záznamy z měření
- Dokumentace
 - Tisk – vygenerovaný soubor s textem bakalářské práce
 - Zdroj – zdrojové soubory bakalářské práce
- Software
 - Stimulacni_scenar – stimulační scénář pro program *Presentation*
 - Counter – pomocný program pro záznam četnosti reakce spolujezdce
 - Counter.jar – spustitelný soubor
 - *.src – zdrojové soubory
 - Matlab – složka obsahující vytvořené skripty a funkce spustitelné v programu Matlab, pracující s funkcemi knihovny EEGLAB
 - Dokumentace.pdf – dokumentace k vytvořenému softwaru