

Západočeská univerzita v Plzni

Fakulta aplikovaných věd

Katedra informatiky a výpočetní techniky

Bakalářská práce

Detekce pozornosti řidiče z biologických dat

Místo této strany bude
zadání práce.

Prohlášení

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

V Plzni dne 16. června 2016

Michal Sakáč

Abstract

This thesis deals with the detection and measurement of driver attention from the data obtained from the surface of the human body, focusing on EEG/ERP. The work also includes a description and design of experiment focus on changing P3 latency component after sleep deprivation. The experiment involved 10 volunteers. It explains the concepts of data acquisition in context with the attention, explains the basic concepts of measuring EEG/ERP. To determine the latency of P3 components were used method P3b peak subcomponent's latency.

Abstrakt

Bakalářská práce se zabývá detekcí a měřením pozornosti řidiče z dat získávaných z povrchu lidského těla se zaměřením na EEG/ERP. Práce dále obsahuje návrh a popis realizace experimentu zaměřeného na změnu latence P3 komponenty po nedostatečném spánku. Experimentu se zúčastnilo 10 dobrovolníků. Jsou zde shrnuty pojmy získávání dat v souvislosti s pozorností, vysvětleny základní pojmy z oblasti měření EEG/ERP. K určení latence P3 komponenty byly použita metoda peak latence subkomponenty P3b.

Obsah

1	Úvod	7
2	Teoretická část	8
2.1	Pozornost řidiče	8
2.2	Biodata související s pozorností	8
2.2.1	Tepová frekvence	8
2.2.2	Krevní tlak	9
2.2.3	Odpor kůže	9
2.2.4	Elektrookulografie	9
2.2.5	Elektroencefalografie/Evokované potenciály	10
2.2.6	Rozptýlení řidiče	10
2.2.7	Detekce únavy řidiče	12
2.2.8	EEG podrobněji	12
2.2.9	ERP podrobněji	13
2.2.10	Stimuly	14
2.2.11	Artefakty	15
2.2.12	Komponenty	15
2.2.13	Metody pro zpracování biologických signálů	18
2.3	Experimenty zaměřené na pozornost řidiče	21
2.3.1	Experimenty na ZČU	22
2.3.2	Experimenty mimo ZČU	23
2.4	Závěry z experimentů	25
2.5	Zaměření a návrh experimentu	25
2.5.1	Popis	25
2.5.2	Typy stimulů	26
2.5.3	Reakce	27

2.5.4	Schéma experimentu	27
3	Implementační část	28
3.1	Příprava a vybavení	28
3.1.1	Vybavení	28
3.1.2	Stimulační program	30
3.2	Průběh experimentu	31
3.2.1	Příprava subjektů	31
3.2.2	Měření	32
3.2.3	Po měření	33
3.2.4	Poznatky a problémy z měření	33
3.3	Workflow pro zpracování dat	36
3.4	Zpracování dat	38
3.4.1	Získání ERP signálu	38
3.4.2	Peak latence komponenty P3	39
3.5	Interpretace dosažených výsledků	39
3.6	Diskuze výsledků	46
3.7	Závěr	47
	Literatura	49

1 Úvod

Cílem této práce je seznámit se jak získávat data z povrchu lidského těla. Seznámit se s detekcí a určením pozornosti řidiče. Navrhnout experiment a scénář experimentu pro detekci pozornosti řidiče a provést měření na dostatečně velkém vzorku osob. Práce je rozdělena na dvě části, teoretickou a realizační.

Teoretická část obsahuje základní informace o pozornosti řidiče a snímání dat z povrchu lidského těla. Následně jsou informace shrnuty v kontextu s řidičovou pozorností. Podrobněji jsou zde informace z oblasti elektroencefalografie, kognitivních evokovaných potenciálů a reakce na zvukový podnět.

Praktická část popisuje dovednosti získané při měření EEG. Zpracování EEG pomocí různých metod a jejich aplikace na konkrétní scénář experimentu.

2 Teoretická část

2.1 Pozornost řidiče

Pozornost řidiče lze definovat jakou rychlostí umí přijímat, zpracovávat a reagovat řidič na události. Při analýze pozornosti nás zajímá rychlost zpracování mozku řidiče a s tím spojená rychlost reakce. [22]

Optimální podmínky bezpečného řízení jsou, pokud do mozku přichází ke zpracování tolik informací, kolik je řidič schopen přijmout bez vyrušení událostmi nesouvisejícími s řízením (vnější vlivy, zdravotní stav, únava jak duševní, tak tělesná). Ale požadovat od řidiče, aby byl 100% soustředěn na řízení vozidla, je nereálné, protože řidičova pozornost z principu kolísá a je nutné ji obnovovat (spánek, odpočinek apod.) [13]

2.2 Biodata související s pozorností

Biodata jsou data v kontextu k lidské osobě. Při správném zpracování těchto dat a zasazení do kontextu lze získat informace o stavu jedince. Využívají se k vědeckým, medicínským nebo statistickým účelům. Uvedme několik možností hodnot, které lze na lidském těle pozorovat, a které závisí na pozornosti řidiče.

2.2.1 Tepová frekvence

Tepová frekvence nám poskytuje informace o činnosti srdce. Měření tepové frekvence je nyní běžnou rutinou. Senzory, které umí změřit tepovou frekvenci jsou součástí standardních sportovních přístrojů. Měření lze provádět zjednodušeně dle stopek a počítání na nahmatané tepně. Klidová tepová frekvence se pohybuje od 60 do 90 tepů za minutu. Tepová frekvence se vy-

užívá pro detekci únavy řidiče. Únava způsobuje prodloužení reakční doby řidiče a tím souvisí s řidičovou pozorností.[21]

2.2.2 Krevní tlak

Krevní tlak je tlak, kterým působí krev na stěny oběhového systému. Vytvářen je působením srdce jako pumpy. Rozlišujeme dva tlaky, systolický a diastolický tlak. Vyjadřovány jsou v torrech (milimetrech rtuťového sloupce). Běžně používáme k měření tlaku fonendoskop s tonometrem. Bylo dokázáno, že nízký tlak způsobuje prodloužení reakční doby a snížení koncentrace řidiče [8].

2.2.3 Odpor kůže

Lidské tělo je tvořeno z částí, které lze označit jako dielektrika (izolanty). Velikost kožního odporu hraje důležitou roli při průchodu elektrického proudu. Odpor kůže je závislý na vlhkosti prostředí a vlhkosti kůže. Odpor kůže se používá zejména v tzv. "Detektoru Lži". Ten využívá měření kožního odporu v závislosti na vlhkosti kůže. Dokáže určit, zda jedinec lže nebo mluví pravdu. V souvislosti s pozorností lze sledovat změnu vodivosti během řízení a detekovat změnu pozornosti při náhlé změně odporu kůže jedince. Využívané např. na volantu, kdy jedna strana volantu je uzemněna a druhá je připojena na zdroj napětí. Pokud dojde ke snížení měřeného odporu, tak dochází k uvolnění rukou z volantu a tím je detekováno snížení pozornosti a aktivuje se alarm [30].

2.2.4 Elektrookulografie

Elektrookulografie je metoda snímání pohybu očí. Většinou se používá spolu s elektroencefalografií nebo elektromyografií (pohyb svalstva). Spolu elektroencefalogramem a elektromyogramem tvoří základní charakteristiky pro

tvorbu polysomnografu (záznam funkcí organismu ve spánku). V souvislosti s pozorností lze elektrookulogram zaznamenávat spolu s EEG signálem a určit tak artefakty v EEG. Elektrookulogram dokáže zaznamenat různé fáze. Rychlé pohyby očí se objevují ve fázi REM (rychlého pohybu očí). Pomalé pohyby očí (NREM fáze). Při detekci pozornosti lze detekovat jednotlivé fáze spánku a tím pokles pozornosti. [20].

2.2.5 Elektroencefalografie/Evokované potenciály

Elektroencefalografie (zkráceně EEG) je metoda snímání elektrické aktivity mozku. Toto vyšetření se používá v neurologii. Typicky se používá při podezření na postižení (zrakové, sluchové) nebo k diagnostice onemocnění centrálního nervového systému (např. roztroušená skleróza). Evokované potenciály (zkráceně ERP - event-related potential) je metoda zpracování EEG signálu, kde detekujeme změnu elektrického napětí vyvolanou identifikovatelnými podněty (stimuly). Takto prováděné měření EEG signálu probíhá formou zadání úloh, které vyžadují soustředění a zpracování informace mozkiem subjektu.

2.2.6 Rozptýlení řidiče

S rostoucí frekvencí provozu a změnami ve vyhláškách a zákonech jsou na řidiče kladeny větší nároky, proto se také zvyšují požadavky na vysokou pozornost řidiče. Nepozornost řidiče ve většině případů přispívá k výskytu nehody. Tím rostou požadavky na různá bezpečnostní zařízení (autobrake při nebezpečném přiblížení apod.). Různé studie prokázaly, že v 80% přispěla nepozornost (rozptýlení) k dopravním nehodám. Například hledání skladby přes přehrávač nebo dlouhé čtení textové zprávy může odezvu na případnou nečekanou událost prodloužit až o 30 sec [25]. Výrobci automobilů se snaží docílit toho, aby řízení automobilu bylo příjemnější. Většina těchto technologií má snahu snižovat potenciál rozptýlení řidiče interakcí. Nutnou

interakci, však nelze zcela odstranit. Největším příkladem nutné interakce snižující pozornost je převod řeči na text. Zde dochází k automatickému převodu řeči do textové zprávy či e-mailu. Při špatném rozpoznání slova je, ale nutná interakce s displayem (vybrání správného slova). [29] [28]

Různé druhy rozptýlení :

- **Vizuální rozptýlení**

Při vizuálním rozptýlení řidiče má řidič tendence dívat se přímo na zdroj rozptýlení nebo jinam mimo cestu. Tím se prodlužuje doba reakce na případnou neočekávanou událost.

- **Manuální (ruční) rozptýlení**

Při tomto rozptýlení je nutné provést nějakou motorickou reakci (např. sundání ruky z volantů, sundání nohy z pedálu apod.).

- **Kognitivní rozptýlení**

Při kognitivním rozptýlení dochází nejčastěji k rozptýlení, které nesouvisí s jízdou a vyžaduje pozornost a vyhodnocení řidičem. Nebo nastane-li neobvyklá situace, která vyžaduje okamžité vyhodnocení řidičem. Tyto události jsou příčinou vyvolání mozkové aktivity, která se zobrazí jako součást EEG signálu.

Při kognitivním rozptýlení se nám mozková reakce na vyvolanou událost zobrazí v EEG signálu. Je dokázáno, že úroveň pozornosti je spojena i s komponentami ERP (např. : Komponenta N1 a N2b [1], nebo P3 [2]). Proto se dá klesající pozornost detekovat pomocí kognitivní stimulace.

2.2.7 Detekce únavy řidiče

Únava řidiče je faktorem míry pozornosti. Detekování únavy řidiče je možné pomocí několika metod :

- **Snímání obličeje řidiče**

Jedná se o real time zpracování snímků zachycených kamerou apod. Je snímán obličej a detekují se části obličeje (nosu, úst, apod.). Po natrénování systému dochází k porovnávání obrazu vzhledem k trénovací množině a následné detekci stavu. Viz [16]

- **Snímání EEG**

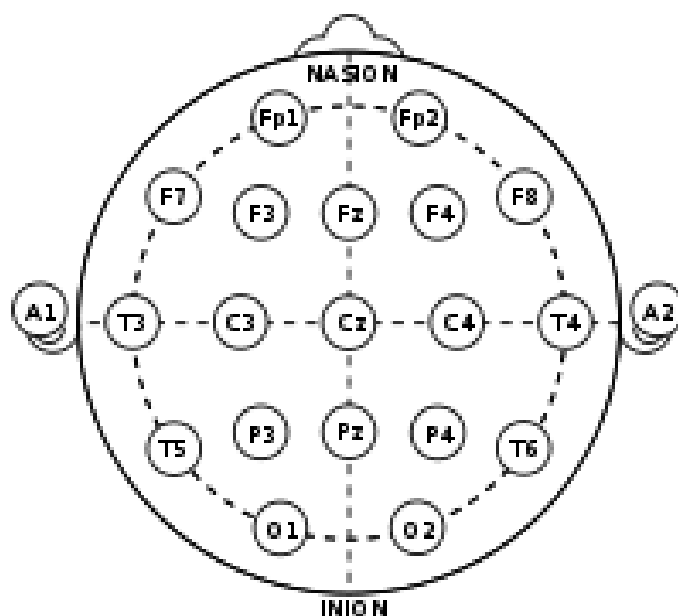
Tato metoda se prokázala jako jedna z nejjistějších indikátorů detekce pozornosti [24]. Jeden z možných klasifikátorů je

- **ANN - Artificial Neural Network**

ANN neboli neuronové sítě používají ke zjištění ospalosti. Ospalost prodlužuje reakční dobu a snižuje pozornost řidiče. Na vstupu ANN pracuje s alfa, beta, gama a delta vlnami z EEG. Ospalost je pak vyhodnocena dle rozhodovací třídy.

2.2.8 EEG podrobněji

EEG záznam je časový záznam změny elektrické aktivity neuronů. K získání EEG signálu se používají elektrody, které se umísťují na hlavu testovaného subjektu do daných oblastí. Pro zjednodušení nasazování elektrod se využívá čepice, která má jednotlivé elektrody rozmístěné dle mezinárodního systému 10-20 viz Obr.2.1. Po nasazení čepice je aplikován gel, který pomáhá se zmenšením odporu kůže na hlavě. Děje, které probíhají uvnitř mozku, mění



Obrázek 2.1: Rozestavení EEG elektrod

potenciál na povrchu hlavy, ten je elektrodami zachycen a zesílen zesilovačem.

Největší výhodou snímání EEG neinvazivně je malá náročnost a postačující minimální proškolení měřící osoby, dále také nízké náklady na vybavení a provoz. EEG je ovlivněno velkým rušením a nepřesnostmi. Do těchto rušivých faktorů patří např. svalová aktivita v oblasti hlavy (mrkání, pohyb očí, mluvení, apod.), s menším vlivem různé svalové aktivity v oblasti končetin (podupávání, náhlé sešlápnutí pedálu, luskání prsty apod.). Tyto rušivé prvky v EEG signálu jsou označovány jako artefakty, které je nutno při zpracování dat vyloučit, jinak dojde ke zkreslení výsledků. Krom toho může být signál EEG rušen také dalšími elektronickými zařízeními (mobilní telefon, hodinky, nabíječka NTB apod.).

2.2.9 ERP podrobněji

ERP jsou odpovědi mozku na specifické sensorické, kognitivní či motorické události. ERP se získává z naměřeného EEG. Z toho vyplývá, že v daném

EEG se odráží mnoho procesů, které probíhají současně. Pro získání ERP na jeden podnět z EEG je nutné provést mnoho pokusů (mnohokrát stimulovat subjekt stejným stimulem). Pak lze následným extrahováním (průměrováním apod.) získat ERP. ERP křivky se skládají z řady pozitivních a negativních výchylek napětí. Zavedenou konvencí značíme kladné vychýlení ERP signálu pod osu a záporné nad osu. ERP součásti označujeme jako komponenty. Jsou označovány dle jejich amplitudy pozitivní (P) nebo negativní (N), následované číslem, které udává buďto zpoždění nebo pozici v řadě jednotlivých komponent (Viz komponenta P3 nebo také označovaná P300).

2.2.10 Stimuly

Stimuly nazýváme prvky působící na měřenou osobu (např. audio stimulace, vizuální stimulace apod.). U audio stimulace dochází k přehrávání různých zvuků, na které musí měřená osoba reagovat. Současně s tím se musí vytvářet značka v EEG signálu, abychom dokázali identifikovat mozkovou reakci na daný stimul.

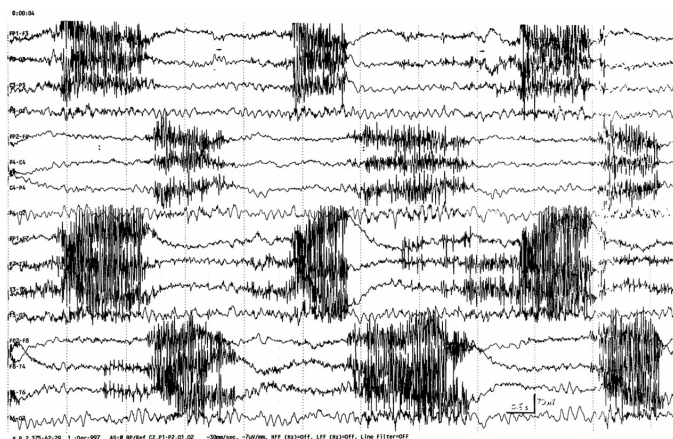
Stimuly můžeme rozdělit do skupin :

- **Target stimul**

Target stimul je stimul, na který by měla měřená osoba reagovat dle zadaného úkolu.

- **Non-target stimul**

Non-target stimul je stimul, na který reagovat měřená osoba nemá, zavádí se z důvodu, aby si měřená osoba nevybudovala zvyk na target stimuly. Pak by hledaná komponenta nebyla tak zřetelná.



Obrázek 2.2: Artefakty v EEG [19]

- **Rare (vzácný) stimul**

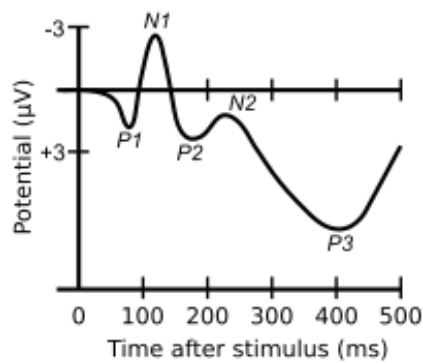
Rare nebo také vzácný stimul se v posloupnosti stimulů objevuje vzácně, je to target stimul, který se vyskytuje velmi zřídka (má menší pravděpodobnost výskytu) a je odlišitelný od ostatních stimulů.

2.2.11 Artefakty

Jsou nežádoucí signály v EEG signálu způsobené většinou jinou aktivitou. Mohou to být například pohyby očí, mrkání, různé svalové aktivity nebo pohyb elektrody na hlavě subjektu. Artefakty se vyznačují velkou změnou napětí (Obr.2.2).

2.2.12 Komponenty

Komponenta je část signálu ERP. Rozlišují se dle polarity. Obecně se využívají více komponenty s pozitivním náběhem. Ukázka komponent v ERP signálu je na Obr.2.3. Níže jsem vybral několik komponent s krátkým popisem



Obrázek 2.3: Ukázka komponent ERP signálu [31]

- **C1**

Tato komponenta zobrazuje reakci mozku na vizuální stimuly. Má pozitivní náběh. Její maximum (peak) se vyskytuje okolo 65ms - 90ms.

- **P1**

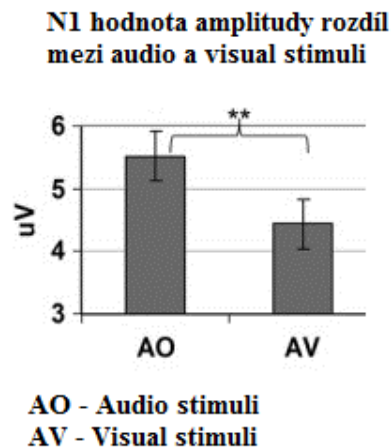
Jedná se o komponentu, která následuje C1 obvykle v okolí 100ms. Má pozitivní náběh a pozitivní maximum (peak). Souvisí se zpracováváním vizuálního stimulu.

- **N100 nebo N1**

Komponenta následující P1, v okolí 90ms - 120ms. Značí zaznamenání nepředvídaného stimulu. Má negativní náběh. Reaguje jinak na audio a jinak na vizuální stimuly viz Obr.2.4.

- **P2**

Komponenta P2 typicky dosahuje maxima okolo 200 ms při stimulaci vnějším stimulem. Komponenta je součástí normální reakce na vizuální



Obrázek 2.4: Amplitudy N1 audio - visual stimuli

podněty (stimuly). Amplituda a latence může být ovlivněna vnějšími faktory jako je opakování vizuálních podnětů (stimulů).

- **N2**

Komponenta N2 dosahuje maxima v čase 180ms - 325ms po stimulu. Je reakcí na non-target stimuly. Skládá se z několika subkomponent. Generuje se obvykle před motorickou odezvou osoby.

- **P3 nebo P300**

Tato komponenta je vyvolána procesem rozhodování. Je tedy považována za endogenní potenciál, její výskyt je spojen s reakcí člověka na stimul. P3 odráží procesy vyhodnocení a kategorizace stimulu. Tato komponenta dosahuje maxima v době zhruba 250ms - 500ms po stimulu. Tato komponenta má dvě složky, P3a a P3b.

P3a má amplitudu v cca 250ms - 280ms a je spojena s mozkovou čin-

ností týkající se pozornosti a aktualizace informací.

P3b má amplitudu okolo cca 300ms. Ovšem tato hodnota se může lišit v latenci od 250ms - 500ms v závislosti na úloze a na dalších vnějších faktorech (únava, vysílení apod.). Nejlépe je měřitelná v oblastech nad temenem hlavy. P3b má velký význam v kognitivních procesech. Je ve vztahu, kdy si mozek uvědomí, že má vyvolat reakci.

2.2.13 Metody pro zpracování biologických signálů

Samotné EEG reprezentuje obrovské množství zdrojů mozkové aktivity. S tím je spojeno velmi obtížné odvození kognitivních procesů spojených s daným úkonem, proto je nutné zvolit správné metody pro extrahování úseků souvisejících s danými podněty, aby bylo možné s nimi dále pracovat.

Několik metod k nalezení ERP komponent :

- Segmentace a Průměrování

Segmentace se provádí na základě synchronizačních impulsů vygenerovaných při výskytu události. Tyto impulsy jsou uloženy společně s EEG záznamem. Během segmentace se vezme úsek EEG signálu v okolí synchronizačních značek a tyto úseky tvoří tzv. epochy, které jsou vstupem pro průměrování. Průměrováním všech epoch týkajících se dané synchronizační značky získáme ERP signál.

- Matching pursuit

Metoda matching pursuit vzhledem k průměrování nepotřebuje velké množství epoch (stimulů) k extrakci ERP. Výsledkem je zís-

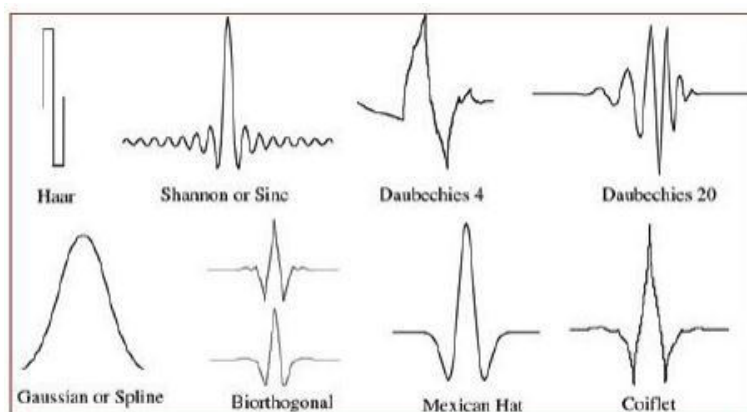
kat ERP vlnu s ohledem na co nejlepší aproximaci jedné epochy nebo průměrem epoch. Tento algoritmus rozkládá signál na součet základních funkcí (tzv. atomů), které následně vybírá ze slovníku. Při každé iteraci je vybrán atom nejlépe aproximující vstupní signál. Ten se odečte od vstupního signálu a výsledný rozdíl vstupuje do další iterace. Součet atomů z iterací je aproximací výsledného signálu. Z toho vyplývá, že čím více máme iterací, tím přesnější aproximaci dostaneme. Nalezené atomy prohledáváme a hledáme ten, jehož časový posun co nejvíce odpovídá latenci hledané komponenty. Slouží nám k nalezení komponent v extrahovaném ERP signálu [17].

– Waveletová transformace

Waveletová transformace rozloží danou funkci do tzv. waveletů. Základní wavelety jsou na obr.2.5 . K detekci ERP nás zajímá stupeň korelace mezi waveletem a vstupním signálem. Vstupem je jedna epocha nebo průměr epoch. Je nutné znát, ve kterém místě lze ERP vlnu očekávat. Platí, že čím více je wavelet podobnější detekovanému ERP průběhu, tím je vyšší stupeň korelace v případě, že vstupní signál daný ERP průběh obsahuje. Lze takto najít hledanou ERP komponentu dle znalosti jejího průběhu a latence.

– Krátkodobá Fourierova transformace

EEG nespĺňuje podmínku Fourierovy transformace, protože není periodická, tak tato transformace nelze použít na celém intervalu signálu. Ztratili bychom informaci o čase, která je pro detekci ERP podstatná. Proto se využívá krátkodobá Fourierova transformace (STFT). Vstupem je symetrické okno signálu, tím je řešen problém souběžného určení času a frekvence. Výstupem bývá spektrogram výsledné energie.[9] .



Obrázek 2.5: Ukázka několika základních waveletů [26]

Metody filtrace EEG

Protože EEG signál často obsahuje nežádoucí prvky, je nutno před samotným zpracováním a extrakcí ERP daný záznam filtrovat.

Několik filtrů užívaných v programech pro analýzu EEG:

– FIR filtr

Finite Impulse Response filtr je lineární filtr s konečnou impulsní charakteristikou. Tento filtr je stabilní, jelikož na výstup je odeslán vážený průměr $M+1$ posledních vzorků časové řady na vstupu. Nevyžaduje žádnou zpětnou vazbu. To znamená, že případné zakrouhlovací chyby nejsou umocněny počtem iterací. Hlavní nevýhodou je velký požadavek na výpočetní výkon.

– IIR filtr

Infinite impulse response filtr je filtr s nekonečnou pulsní odezvou vyžadující minimálně jeden cyklus filtrace. Výhodou je malé zpoždění při zpracování vstupního vzorku, nízké nároky na výpočetní výkon. Není stabilní, protože při vykonání několika cyklů filtrace může dojít k rozkmitání filtrů.

Metody pro odstraňování artefaktů

- Odmítnutí kontaminovaných EEG epoch

Tato metoda většinou aplikuje detekci artefaktů dle neobvyklé změny výše amplitud získaného signálu Obr.2.2 nebo artefakty detekuje gradientním rozdílem. Vede ke ztrátě informací, kde byla detekována kontaminace epochy artefaktem, protože detekované artefakty odebere z daného signálu.

- ICA

ICA pracuje s lineární dekompozicí. ICA je založena na předpokladech, že sumace potenciálů získaných ze skalpu je na elektrodách lineární a že zpoždění od mozku k elektrodám je zanedbatelné. Tato metoda využívá prostorové filtry a nevyžaduje referenční kanál pro každý zdroj artefaktu.

- PCA

Myšlenkou PCA je snížení velikosti datasetu se zachováním co nejvíce informací. To je dosaženo transformací do nového datasetu při zachování hlavních komponent (principal components - PC), které nejsou korelované a jsou seřazeny tak, že prvních pár hlavních komponent uchová většinu variant, obsažených v následujícím signálu.

2.3 Experimenty zaměřené na pozornost řidiče

Při návrhu experimentu jsem se zaměřil nejdříve na prostudování různých experimentů provedených jak na ZČU tak i jinde ve světě. Uvedu stručný popis několik z nich.

2.3.1 Experimenty na ZČU

Experiment 1

První experiment byl zaměřen na pozornost řidiče při užití vizuální stimulace. Experiment probíhal v automobilovém simulátoru při monotónní jízdě. Experimentu se zúčastnilo 10 lidí ve věku 18-24 let, jedna žena a devět mužů. Dva subjekty absolvovaly 5 úseků stimulace po 10 min, zbytek absolvoval pouze 4 bloky stimulace. Nepodařilo se prokázat hypotézu, že při vizuální stimulaci se zvýší latence komponenty P3 v důsledku zvýšení únavy řidiče. Ze srovnání hodnot vyplynulo postupné zvyšování latence, avšak na konci každého měření došlo zase k jejímu snížení [3].

Experiment 2

Práce je zaměřena na detekci pozornosti řidiče a vliv spánkové deprivace. Celého experimentu se účastnilo 12 lidí ve věku 21 - 25 let, z toho 11 mužů a 1 žena. Jednoho měření se účastnili dva dobrovolníci najednou. Dva subjekty absolvovaly společně jízdu složenou ze čtyř úseků, jeden na sedadle řidiče, druhý na sedadle spolujezdce. Celé měření trvalo 60 min, rozděleno na dvě 30 min části, a ty na jednotlivé úseky. První úsek byl 5 min bez stimulace, druhý úsek 10 min, kde subjekty reagují na stimuly. Třetí úsek byl 5 min bez stimulace a čtvrtý úsek opět 10 min stimulace. Po první části si řidič a spolujezdec vyměnili místa. Oba subjekty v simulátoru reagovaly na audio stimulaci. Předpoklady prodloužení latence komponenty P3 se nepotvrdily. Avšak po výměně řidiče a spolujezdce se latence krátkodobě zvýšila.[5]

Experiment 3

Experiment byl zaměřen na komponentu P3, její latence a rozdíl latencí této komponenty při různém druhu stimulace. Experiment trval 40 min a byla prováděna audio a vizuální stimulace. Experiment absolvovalo 9 subjektů.

Hypotéza prodlužování latence komponenty P300 nebyla prokázána z důvodu malého počtu subjektů. Řešitel došel k závěru, že je lepší soustředit se na detekci pozornosti ze záznamu při vizuální stimulaci, protože daná komponenta je v tomto signálu více zřejmá než v signálu při audio stimulaci.[6]

2.3.2 Experimenty mimo ZČU

Experiment 1

Tento experiment byl zaměřen na sledování reakcí při rozptýlení řidiče telefonním hovorem. Experiment byl rozdělen na dvě části. Rozptýlení řidiče pomocí hands-free a poté mobilním telefonem. Dále byl experiment rozdělen do 3 úrovní obtížnosti hovoru, první úroveň neformální rozhovor, druhá diskuze ohledně děje filmu a třetí, kde řidič upravoval gramatiku v dokumentu, který mu byl předčítán. Experimentu se zúčastnilo 20 testovacích subjektů. Scénář trval 60min a byl rozdělen na části. První část 20min byla na přizpůsobení se simulátoru. Následovali tři části konverzace všech tří typů s mobilním telefonem a následovala zase pauza bez stimulace. Potom znova tři části konverzace všech tří typů pomocí hands-free sady a zase pauza. Celý experiment trval cca 60min.

Experiment prokázal pokles pozornosti zaviněný telefonováním. Nicméně rozdíl mezi mobilním telefonem a hands-free sadou nebyl prokázán. Nebyla prokázána hypotéza o vlivu snížení pozornosti vlivem úrovně obtížnosti hovoru. [7]

Experiment 2

Tento experiment byl rozdělen na několik subexperimentů sledujících kognitivní rozptýlení řidiče s příčinou vyššího výskytu dopravní nehody.

První subexperiment byl založen na sledování kognitivního zatížení bez

využití motorového vozidla či simulátoru. Byl založen na promítání kříže na monitoru, kde byl každý účastník požádán, aby daný kříž sledoval při vyplňování 8 úkolů. Z tohoto měření byla získána reakční doba a zjištěna P300 peak latence.

Druhý subexperiment rozšiřoval výsledky z podexperimentu 1. Došlo k nárustu kognitivní zátěže umístěním osoby do simulátoru automobilu. Očekávání bylo, že vyvolané události budou mít vliv na jízdu řidiče. Testované osoby následovaly vedoucí vozidlo, které periodicky během scénáře brzdilo v závislostech na výsledcích z subexperimentu 1. Byly shromážděny údaje o reakční době sešlápnutí brzdového pedálu a brzdné vzdálenosti. Bylo zjištěno, že zvýšení kognitivní zátěže způsobuje změny v jízdních vlastnostech oproti nevyrušované jízdě. Zejména brzdná reakční doba je závislá na kognitivní zátěži spojené s prováděním zadaných aktivit ve vozidle. S vyšší kognitivní zátěží se doba zvyšuje.

Třetí subexperiment si kladal za cíl získané laboratorní výsledky generalizovat na obecnou úroveň. Tato část je důležitá k aplikaci laboratorních výsledků v praxi, jelikož následky zhoršených jízdních vlastností v provozu jsou odlišné od simulátoru. Cílem bylo zmapovat velikost korespondence mezi výsledky experimentu 3 a experimentu 1 a 2. Testované osoby řídily vozidlo v obytné části za daných podmínek a výsledků získaných z experimentu 1 a 2. Protože nebylo následováno vedoucí vozidlo, nebylo možné porovnat brzdné výsledky z experimentu 2. Experiment 3 rozšířil výsledky z předchozích obou experimentů a prokázalo se, že vzory pozorované v laboratorních podmínkách lze zobecnit na to, co bylo pozorováno v experimentu 3. Byla prokázána složitost snímání kognitivního rozptýlení a následná vazba na pozornost řidiče, kde některé aktivity jako poslech rádia nebo audio knihy nejsou tolik rozrušující. Avšak jiné aktivity jako mluvení s pasažérem nebo telefonování, zvyšuje kognitivní rozptýlení více, než rádio apod. Za nejobtížnější aktivity, ovlivňující rozptýlení, lze považovat systém převodu řeči na

text při zasílání a přijímání textových či e-mailových zpráv (kdy pomocí mluvení do mikrofону je řeč převedena na text a odeslána zprávou či mailem). [28]

2.4 Závěry z experimentů

Dle informací z experimentů lze dojít k závěru, že zaměření na Elektroencefalografii a získání evokovaných potenciálů je pro detekci pozornosti správná volba. Všechny zde uvedené experimenty byly zaměřeny na EEG a získání a detekci ERP. Tyto experimenty se obvykle zaměřili na ERP komponentu P3.

2.5 Zaměření a návrh experimentu

Po zhodnocení dosažených informací ohledně pozornosti řidiče a snímání dat z povrchu lidského těla jsem se zaměřil na snímání EEG. V závislosti na spánkové deprivaci bude sledován rozdíl latence komponenty P3 se zaměřením na subkomponentu P3b [23]. Dalším faktorem volby EEG a ERP je ten, že stimulace osob je jednoduše proveditelná oproti jiným metodám (např. EMG, kde probíhá stimulace působením na určité body na těle). Měření latence (odezvy) komponenty P3 je správný postup při detekci pozornosti řidiče, protože byla mnoha experimenty prokázána souvislost této komponenty s pozorností.

2.5.1 Popis

Každý testovaný subjekt absolvuje celkem 2 jízdy po 4 úsecích. Každý úsek bude trvat cca 5min. Celá jízda tedy bude trvat cca 20min. Mezi jednotlivými úseky bude cca 2min - 3min pauza, abych stimulací nevyvolával nepříjemné pocity. Tuto dobu jsem zvolil, abych získal dostatečně velké množství dat pro

extrakci ERP a aby nedocházelo k znehodnocení artefakty při nepříjemných pocitech subjektu z dlouhé jízdy. V první jízdě nebude subjekt trpět spánkovou deprivací, tzn. měl by být odpočatý (cca 8h spánku). Ve druhé však bude subjekt trpět spánkovou deprivací. Délku spánku jsem stanovil na 8h - 9h v prvním případě, ve druhém pouze 4h - 5h spánku, které by mělo ve druhém případě zapříčinit spánkovou deprivaci. Subjekty do dotazníku uvedou skutečnou hodnotu spánku v obou případech. Jednotlivé jízdy proběhnou ve dvou dnech. Denní aktivita subjektu bude zaznamenána do protokolu, aby bylo rozeznatelné vytížení subjektu v daný den. Cílem je sledování latence komponenty P3 v závislosti na spánkové deprivaci (nedostatku spánku).

2.5.2 Typy stimulů

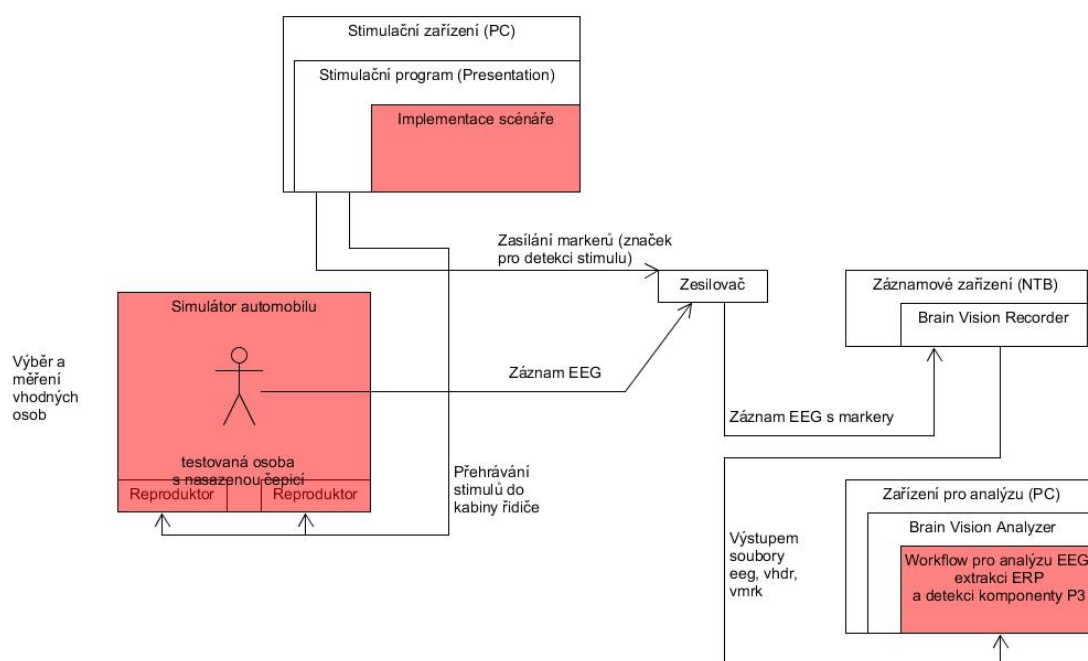
Stimulaci subjektu jsem zvolil akustickou. Z pokusů a na obr.2.4 jsou akustické stimuly vhodnější a pohodlnější než vizuální. Je totiž obtížné sledovat cestu a zároveň vizuální stimul (led panel). Při pokusných měřeních docházelo k několika nárazům do svodidel v simulátoru a ukončení jízdy. Jednotlivé akustické stimuly budou přehrávány z reproduktorů umístěných v kabině simulátoru automobilu.

- Non - target - byl zvolen harmonický tón trvající 500ms o frekvenci 560Hz
- Target - byl zvolen harmonický tón trvající 500ms o frekvenci 880Hz

Poměr mezi non - target a target stimuly jsem zvolil

5 : 1

v jednom měřeném úseku. Pro jednu jízdu tak tedy připadá 632 non-target stimulů na 168 target stimulů. Je taktéž zaručeno, že se dva target stimuly nebudou opakovat. Doba mezi začátky stimulů byla zvolena na 1300ms



Obrázek 2.6: Schéma scénáře

2.5.3 Reakce

Odpovídající reakcí na target stimuly bylo zvoleno přejetí z pruhu do pruhu. To znamená, že při každém target stimulu musela testovaná osoba reagovat. Po několika měřeních došlo k úpravě experimentu tím, že subjekt musí target stimuly počítat a až po třetím target stimulu přejet. Mělo by tedy v jednom úseku dojít k 14 přejetím mezi pruhu. Tato reakce je adekvátní a minimalizuje počet pohybů apod. související s výskytem artefaktů, stačí pouze otáčet volantem.

2.5.4 Schéma experimentu

Celý experiment jsem shrnul do schématu 2.6. Označená místa jsou oblasti, které jsou cílem této práce.

3 Implementační část

3.1 Příprava a vybavení

3.1.1 Vybavení

V průběhu seznamování s různými metodami získávání dat z povrchu lidského těla bylo nutné se seznámit s chodem laboratoře, zajistit všechny nutné prostředky pro realizaci experimentu, získat zkušenosti v oblasti snímání a přípravy EEG experimentu a nastavit všechna pracovní prostředí na používaném software.

Vybavení laboratoře použité při mém experimentu :

- Simulátor automobilu

Jedná se o polovinu automobilu Škoda Octavia. Do něj byl zabudován herní volant, pedály a řadící páka od společnosti Logitech (Obr.3.1) .

- Projektor

Data projektor od firmy Acer.

- EEG čepice a jiné zdravotnické potřeby

Byla použita EEG čepice se standardizovaným rozmístěním 10-20, injekční stříkačka s bezpečnou jehlou, ubrousky, apod.

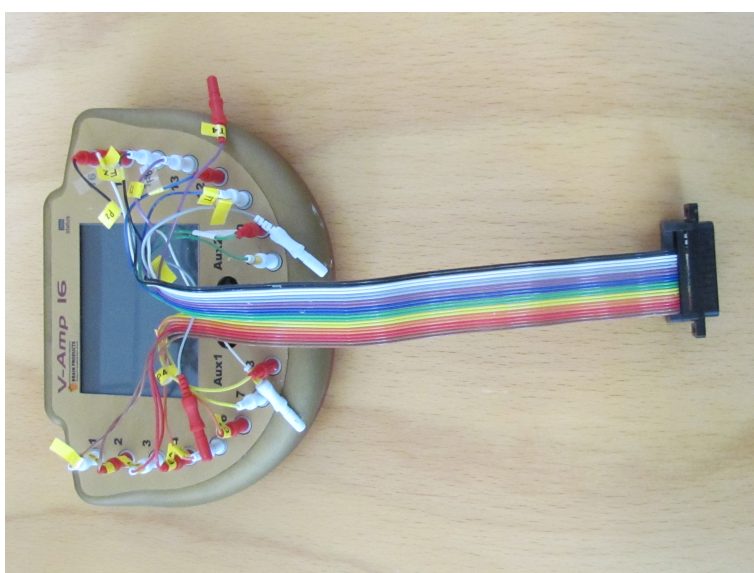
- Zesilovač V-Amp na zaznamenávání EEG signálu

Tento zesilovač umožňuje záznam 16 EEG kanálů do PC přes USB kabel (Obr.3.2).

Bylo potřeba použít i několik PC k realizaci experimentu. Na těchto PC byl využit následující software:



Obrázek 3.1: Automobilový simulátor



Obrázek 3.2: Zesilovač V-Amp

- World Racing 2

Počítačová hra umožňující definování vlastních tras. Licencovaná na ZČU.

- BrainVision Recorder

Software umožňující zaznamenávat EEG do souboru a sbírat data ze zesilovače V-Amp.

- Presentation

Software umožňující přehrání scénáře. Scénář byl spouštěn manuálně. K PC, na kterém běží Presentation, byly připojené reproduktory přehrávající stimuly v kabině a zároveň zasílající časové značky do zesilovače přes propojení paralelním portem.

- BrainVision Analyzer

Software umožňující zpracování získaného EEG signálu byl použit pro navrhnutí celého workflow, byly prozkoumány jeho možnosti zpracování EEG a ERP signálu a použita implementace některých filtračních a segmentačních metod, atd.

3.1.2 Stimulační program

Stimulační scénář byl vytvořen v programu Presentation. Jeden úsek scénáře trvá pět minut. Při každém spuštění se pořadí stimulů generuje náhodně s přesně daným poměrem target a non-target stimulů. Takto dané poměry stimulů jsou pro experiment žádoucí, protože je nutné zajistit stejné podmínky pro všechny testované subjekty. Každý subjekt tento úsek absolvuje osmkrát. První čtyři úseky nebude subjekt trpět spánkovou deprivací. Druhé čtyři úseky absolvuje subjekt se spánkovou deprivací. Při stejném rozložení stimulů by došlo k tomu, že by si daný subjekt mohl posloupnost částečně zapamatovat, a tím by došlo k méně výrazné reakci v zaznamenaném EEG



Obrázek 3.3: Stimulační program schema

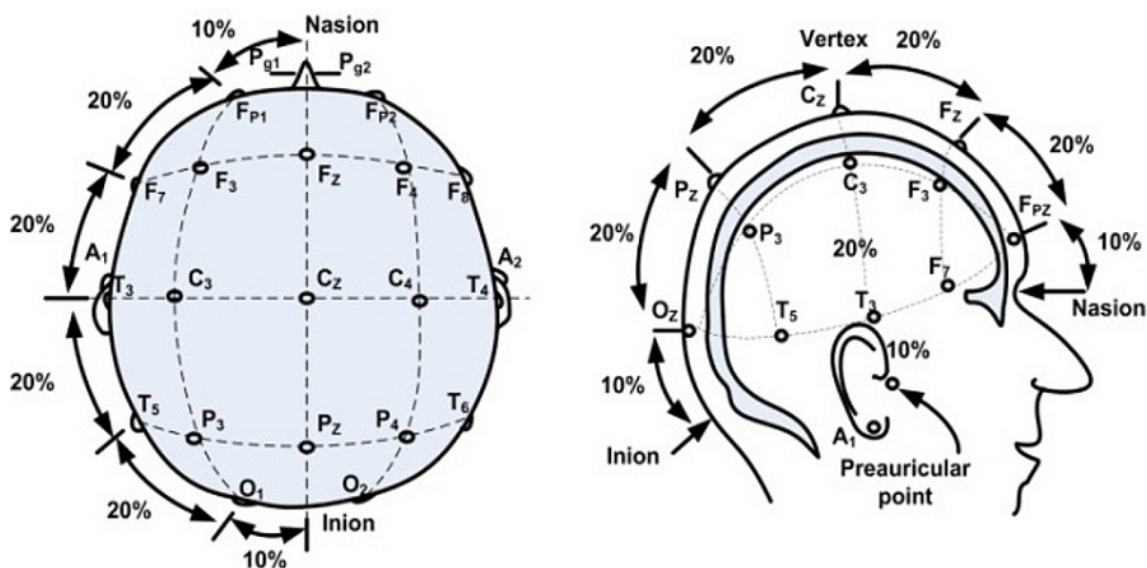
signálu. Je nutné zdrojový kód scénáře přeložit v programu Presentation a následně celý scénář 3.3 spustit. Zdrojový kód k tomuto scénáři je umístěn na přiloženém CD.

3.2 Průběh experimentu

Každý testovaný subjekt obdržel základní informace a požadavky nutné pro měření. V případě souhlasu byla domluvena data a časy měření s ohledem na časový rozvrh laboratoře a možnosti testované osoby. Před prvním měřením testovací subjekt podepsal souhlas s podmínkami v účasti na experimentu a zpracováním osobních údajů. Subjektu byly sděleny požadavky na reakce a další informace o průběhu měření (doba trvání 20 min po 4 etapách s délkou 5 min a 3 min pauzami mezi etapami a zejména omezení mrkání, pohybů očí a dalších pohybů v obličeji). Dále byla všem dobrovolníkům navržena možnost změřit i jiná data, která by byla nápomocná pozdějšímu zpracování EEG. Po zodpovězení veškerých dotazů, odložení mobilního telefonu, nepohodlného oblečení apod. následovala příprava a samotná aplikace EEG čepice.

3.2.1 Příprava subjektů

Správná příprava EEG čepice je nutnou podmínkou pro získání kvalitních výsledků z měření EEG. Po nasazení EEG čepice následuje mazání skalpu vodivým gelem. Cílem je zajistit co nejmenší odpor mezi elektrodou a povrchem hlavy. Na čepici je rozmístěno 16 elektrod, další elektroda se umísťuje na ucho a slouží jako zemnicí elektroda. Další elektroda byla umístěna nad



Obrázek 3.4: Mezinárodní systém 10-20 pro rozmístění elektrod [15]

kořen nosu a sloužila jako referenční. Jednotlivé elektrody mají svůj specifický název. Při rozestavení elektrod na čepici (skalpu) je použit mezinárodní systém 10-20 viz Obr.3.4. Výše elektrického odporu mezi elektrodou a povrchem hlavy jsou zjistitelné pomocí programu pro zaznamenávání EEG signálu BrainVision Recorder. U všech dobrovolníků byla nastavena maximální možná impedance 5 kOhm a docházelo k průběžné kontrole aktuálních impedancí.

3.2.2 Měření

Subjekt byl usazen do simulátoru automobilu a po usazení připojen. Všechny kabely vycházely přes hranu dveří ven na střechnu simulátoru, kde byl umístěn zesilovač. Po připojení byl znovu zkontrolován odpor na elektrodách, zda nedošlo při pohybu k jeho zvýšení. Pokud k nárůstu odporu došlo, byla elektroda znovu namazána. Došlo na kontrolu připojení, které zajišťuje zápis časových značek z programu Presentation - zda se zobrazují ve správný moment a se správným názvem. V případě správných hodnot byla zhasnuta světla a spuštěno nahrávání EEG signálu v nastaveném workspace programu Brain-

Vision Recoder. Následovalo manuální spuštění stimulačního scénáře a doplnění dalších údajů do stimulačního protokolu (čas začátku měření apod.). V průběhu scénáře byly kontrolovány správné reakce a také správnosti stimulačních (synchro) značek. Po skončení scénáře došlo ke krátké pauze, při které byly zaznamenány pocity testovaného subjektu. Ihned po ukončení jednoho úseku došlo k zastavení nahrávání EEG signálu, aby se předešlo nežádoucím artefaktům. Po tříminutové pauze následovalo opět spuštění stimulačního scénáře. Při každé pauze došlo k zaznamenání pocitů testovaného subjektu.

3.2.3 Po měření

Po absolvování celého scénáře bylo nahrávání EEG zastaveno a testovaný subjekt byl odpojen od zesilovače, byla mu sundána čepice i další dvě elektrody. Pak mu bylo umožněno smytí gelu z hlavy. Následně byl požádán o doplnění chybějících údajů v dotazníku.

3.2.4 Poznatky a problémy z měření

V následující části jsem se pokusil shrnout moje poznatky po dokončení všech měření. Tyto poznatky by měly sloužit pro další podobné experimenty.

Neochota či strach dobrovolníků

Při vyplňování dotazníku byla nabídnuta možnost nechat kromě EEG změřit i další veličiny např. EKG, vodivost kůže, krevní tlak. Všichni dobrovolníci vyjádřili nesouhlas s touto možností. U všech převládla neochota nechat na sebe umístit další senzory.

Časová náročnost

Časová náročnost měření byla jedním z aspektů, které ovlivnily množinu dobrovolníků, kteří byli ochotni se zúčastnit tohoto experimentu. Dalším

důvodem byla neochota vzdát se dobrovolně spánku. Největší problém byl s časovými možnostmi účastníků, které bylo nutné synchronizovat s obsazeností laboratoře, která je velmi vytížená. Doporučil bych tedy rozložit měření na několik menších úseků, aby se dalo lépe operovat s časem.

Komfort a autentičnost měření

I když jsem se snažil navrhnout experiment tak, aby bylo zajištěno pohodlí dobrovolníků a autentičnost řízení, i v tomto ohledu bych navrhl několik změn.

- Zaměřil bych se na koupi více měřících čepic. Při velkém množství dobrovolníků jdoucích na měření po sobě docházelo ke zdržení z důvodu nedostatku čepic. V mém případě při měření pěti osob došlo k užití mokré, dezinfikované čepice, protože nebyl čas, aby po umytí stačila oschnout.
- Skoro všichni dobrovolníci si při koncovém úseku měření stěžovali na pálení očí. To bylo pravděpodobně způsobeno nízkým rozlišením projektoru.
- Většina aktivních řidičů si stěžovala na autenticitu jízdy. Volant s pedály sice působil velmi autenticky, ale očekávaná odezva od volantu byla nulová. Také očekávali, že aktuální rychlost bude viditelná na přístrojové desce automobilu a ne na promítaném obrazu z projektoru. Doporučil bych se zaměřit na funkčnost jednotlivých přístrojů tak, aby působily opravdově. Toto doporučení je uskutečnitelné [4]
- Několik dobrovolníků si stěžovalo na ticho v kabině automobilu, respektive na hluk ventilátorů. Doporučil bych tedy do kabiny i se stimulací pustit slabý zvuk motoru či rádia. Dle [14] by to nemělo mít vliv na data a rušivé hluky by se tímto eliminovaly.

Návrhy na zlepšení scénáře

Po ukončení mého experimentu a získání poznatků od testovaných osob bych změnil dobu úseků a navýšil počet měření o dvě.

Původní etapy bych změnil z pěti minut stimulace a tří minut bez stimulace se čtyřmi úseky, pouze na tři úseky se stejnou délkou. Na tuto možnost poukázala většina subjektů, kteří měli menší časové možnosti. Tímto rozložením by došlo k zvýšení počtu testovaných osob. Také bych navrhoval prvotní seznámení se simulátorem, kde by nedošlo k zaznamenávání EEG signálu.

Nový scénář měření by vypadal takto :

1. Měření, před kterým subjekt absolvuje normální (cca 8h) spánek. Zde netrpí subjekt spánkovou deprivací.
2. Měření, před kterým subjekt absolvuje krátký (cca 4-5 h) spánek. Zde subjekt trpí spánkovou deprivací
3. Měření, před kterým subjekt absolvuje normální (cca 8h) spánek. Zde netrpí subjekt spánkovou deprivací.
4. Měření, před kterým subjekt absolvuje krátký (cca 4-5 h) spánek. Zde subjekt trpí spánkovou deprivací.

Většina dobrovolníků, kteří absolvovali měření, by i za cenu méně spánku dle návrhu experimentu obětovalo tento spánek, kdyby došlo ke zkrácení doby jednoho měření.

Tyto změny by zajistily více dat k vyhodnocení. Také by došlo ke zkrácení jednotlivého měření a subjekt by netrpěl pálením očí, ztrátou nadšení absolvovat druhé měření apod.

Nedostatečná výdrž baterie Notebooku

Několikrát se stalo při měření, že jsem byl nucen měření odložit kvůli nedostatečné kapacitě baterie notebooku, na kterém probíhal záznam EEG. Díky rušení nabíječkou byl notebook odpojen před započítím měření. Při měření dvou osob se mi u druhé stala situace, kdy jsem musel zastavit měřenou osobu, protože notebook se sám vypnul. Bylo by tedy dobré zajistit větší kapacitu baterie, nebo možnost připojit si záložní baterii.

3.3 Workflow pro zpracování dat

Pro zpracování dat jsem se rozhodl použít BrainVision Analyzer. V tomto software je většina metod pro zpracování EEG a extrakci ERP signálu implementována a optimalizována. Proto nebylo nutné implementovat vlastní metody. Při zpracování EEG signálu je nutné aplikovat minimálně tyto metody :

- segmentace signálu
- průměrování signálu
- odstranění artefaktů

Tyto kroky jsou nutnou podmínkou získání ERP vlny. V závislosti na pořadí lze výslednou ERP vlnu ovlivnit. Mé workflow se snaží optimalizovat výslednou ERP vlnu tak, aby byla získána v co nejkvalitnějším zobrazení. Do nutných kroků k získání ERP vlny jsem přidal filtraci signálu, která by měla zajistit viditelnost komponenty P3.

Postup kroků workflow :

1. Filtrace signálu

Pro filtraci byl zvolen IIR filtr. Dle [10] jsem zvolil následující hodnoty pro ořezávání. Nízká cutoff frekvence byla zvolena 0,1 Hz a vysoká cutoff frekvence byla 30 Hz . Při zvýšení těchto hodnot docházelo k rozkmitání filtru (filtrovaný signál byl podobný funkci sinus). Proto byly tyto hodnoty stanoveny.

2. Segmentace na jednotlivé epochy

Po filtraci následovala segmentace signálu na jednotlivé epochy dle markerů, které byly umístěny do EEG signálu pomocí scénáře vytvořeného v programu Presentation. Hlavním parametrem segmentace byl target stimul v EEG signálu označený jako S1. Součástí segmentu byl tedy úsek okolo target stimulu jedna epocha tvořila -100 ms od target stimulu do 800 ms. Sledujeme-li výskyt komponenty P3 a z dostupných zdrojů víme, že svého maxima dosahuje od 250 - 500 ms, dostaneme rozsah, kde by se daná komponenta měla vyskytovat. Nyní máme epochy s možným obsahem komponenty P3.

3. Odstranění artefaktů

Po segmentaci bylo nutné projít jednotlivé epochy target stimulu označeného S1 a ručně detekovat artefakty, které by mohly způsobit zkreslení výsledků. Ruční detekce byla zvolena po několika pokusech použít automatickou detekci, která neoznačila všechny kontaminované epochy. Byly odstraněny kontaminované epochy, které obsahovaly artefakty.

4. Průměrování přes všechny nekontaminované epochy

Z epoch stimulu S1, které nebyly kontaminovány artefakty, byl proveden průměr, aby došlo k získání ERP ze všech epoch, kde by se komponenta P3 měla vyskytovat.

5. Vyhledání peak latence P3 v ERP

Z ERP vlny jsem nechal vyhledat peak latence v rozsahu výskytu komponenty P3. Brain vision analyzer vyhledá maximum v dané ERP vlně a daném časovém rozsahu. Následně došlo k vizuální kontrole zda daná latence a odpovídající napětí odpovídá subkomponentě P3b. Takto vyhledaná hodnota byla označena za peak latenci komponenty P3 a došlo k jejímu označení na časové ose. Následně proběhl export přesné hodnoty napětí a odpovídající latence od target stimulu.

3.4 Zpracování dat

Experimentu se zúčastnilo celkem 12 lidí, ze kterých bylo pak nutné dva lidi vyloučit, kvůli nemožné detekci P3 komponenty (dané subjekty cvakaly na volant a nebo ruční brzdě). Tím docházelo k velkému množství artefaktů v signálu a to bylo příčinou neidentifikovatelnosti komponenty P3. Po důrazném upozornění, ale nešlo přesvědčit dobrovolníka k přerušení činnosti. Všechna měření a korektní výsledky mělo pouze 10 dobrovolníků ve věku mezi 22 a 31 let. Z toho bylo 6 mužů a 4 ženy. Všichni uvedli, že vlastní řidičský průkaz skupiny B a 6 se považuje za aktivní řidiče. Všech 24 měření včetně příprav trvalo 40 hodin čistého času. Všichni dobrovolníci absolvovali všechna měření a pouze u 2 dobrovolníků nebyla komponenta P3 zjištělná ze získané ERP vlny. Všechny osoby uvedly, že jejich zdravotní stav je dobrý.

V tabulce 3.1 jsou shrnuty údaje uvedené v dotaznících.

3.4.1 Získání ERP signálu

Získaná EEG data s vloženými markery byla zpracována v programu BrainVision Analyzer, podle mého navrženého workflow. Data byla zpracována na třech elektrodách (Fz, Cz, Pz). Zaměřil jsem se na hledání komponenty P3 na elektrodě Pz, kde by měla dosahovat největší amplitudy [11].

Tabulka 3.1: vybraná data z dotazníků.

Číslo subjektu	Pohlaví	Řidičské oprávnění skupina	Aktivní řidič	Spánek
1	M	B	A	8/5
2	M	B	N	7/4
3	M	B	A	8/3
4	M	B	A	8/4
5	M	B	N	7/3
6	M	B	A	8/3
7	Z	B	A	8/5.5
8	Z	B	N	8/4
9	Z	B	A	8/5
10	Z	B	A	9/5

3.4.2 Peak latence komponenty P3

Nejjednodušším určením doby kognitivního zpracování události je určení peak latence (nalezení maxima a vyznačení na časové ose) sledované komponenty. Metoda hledání maxima nebo minima komponenty se hodí pro komponenty, které mají své minimum, respektive maximum jednoznačně detekovatelné vzhledem ke svému okolí.

U komponenty P3 bylo obtížnější detekování jejího maxima, protože se skládá ze dvou subkomponent. Komponenta P3 má velmi výraznou amplitudu a v okolí svého maxima bývá téměř konstantní. P3b jsem zvolil z důvodu, že P3a je spojována se zpracováním úloh. Kdežto P3b je spojována s pozorností a souvisí s následným zpracováním paměti [23].

3.5 Interpretace dosažených výsledků

V tabulce 3.2 jsou zobrazeny výsledky P3 peak latence jednotlivých dobrovolníků v měření, bez vlivu spánkové deprivace.

Tabulka 3.2: Měření průměrné P3 peak latence všechny úseky 8 hod spánku

Číslo subjektu	1.úsek [ms]	2.úsek [ms]	3.úsek [ms]	4.úsek [ms]
1	431	332	356	383
2	350	385	342	326
3	373	361	340	319
4	328	374	350	336
5	318	339	297	358
6	376	378	399	401
7	449	300	334	329
8	450	394	278	276
9	294	281	291	278
10	308	354	322	319
Celkový průměr	367,7	349,8	330,9	332,5

Tabulka 3.3: Průměrované výsledky měření bez spánkové deprivace

Číslo subjektu	průměr	průměr
	s trénovacím úsekem [ms]	bez trénovacího úseku [ms]
1	375.5	357
2	352	351
3	348.25	340
4	347	353
5	328	331
6	388	392
7	353	321
8	349	316
9	286	283
10	328.25	331
Celkový průměr	345.5	337.5

Následně byly úseky zprůměrovány a dostali jsme průměrnou P3 peak latenci. Výsledky bez vlivu spánkové deprivace s i bez trénovacího úseku viz tabulka 3.3.

Dle získaných výsledků a dle viditelných reakcí dobrovolníků. Bylo zvoleno zařadit první úsek jako trénovací vzhledem k tomu, že většina dobrovolníků měla v prvním úseku velmi velkou latenci a všichni uváděli do protokolu snahu zvykat si na simulátor. Druhé měření, kde subjekty trpěly spánkovou deprivací probíhala v mnoha případech po měsíci nebo více, a tak docházelo ke stejnému efektu seznamování se simulátorem v prvním úseku (adaptace na řízení atd.).

U většiny subjektů po odebrání trénovacího z dosažených výsledků došlo ke stabilizaci latence. Analogicky pak vypadají výsledky druhého měření viz tabulka 3.4.

Tabulka 3.4: Měření průměrné P3 peak latence, všechny úseky, vliv spánkové deprivace

Číslo subjektu	1. úsek [ms]	2. úsek [ms]	3. úsek [ms]	4.úsek [ms]
1	523	330	388	367
2	307	360	362	405
3	351	402	285	296
4	441	348	443	445
5	328	338	327	293
6	436	449	456	450
7	389	397	385	328
8	498	369	378	471
9	301	299	360	323
10	389	334	413	329
Celkový průměr	399	362.6	379.7	370.7

Tabulka 3.5: Průměrované výsledky měření s vlivem spánkové deprivace s i bez trénovacího úseku

Číslo subjektu	průměr	průměr
	s trénovacím úsekem	bez trénovacího úseku
	[ms]	[ms]
1	402	361
2	359	375
3	334	327
4	419	412
5	322	319
6	448	452
7	375	370
8	429	406
9	286	327
10	366	359
Celkový průměr	374	370.8

Poté byly zprůměrovány všechny výsledky z jednotlivých úseků s i bez trénovacího úseku viz tabulka 3.5. U některých dobrovolníků je pozorovatelné malé zhoršení, ale u některých je možné pozorovat zlepšení oproti prvnímu měření.

Tabulka 3.6 zobrazuje srovnání průměrných peak latencí komponenty P3b se zahrnutím trénovacího úseku. A tabulka 3.7 zobrazuje srovnání bez zahrnutí trénovacího úseku.

Dle srovnání latencí v tabulce 3.8 je viditelný průměrný nárůst latence vlivem spánkové deprivace. V další tabulce 3.10 je viditelný vyšší průměrný nárůst latence u žen než u mužů.

Byl dokázán odlišný přístup při zpracování úkolů mozkiem a tím potvrzení rozdílu výsledků mužských a ženských dobrovolníků [27]. Dle tabulky 3.10

Tabulka 3.6: Srovnání průměrů, kde nebyl odebrán trénovací úsek

Číslo subjektu	1. průměr [ms]	2. průměr [ms]
1	375.5	402
2	352	359
3	348.25	334
4	347	419
5	328	322
6	388	448
7	353	375
8	349	429
9	286	286
10	328.25	366
Celkový průměr	345.5	374

Tabulka 3.7: Srovnání průměrů po odebrání trénovacího úseku

Číslo subjektu	1. průměr [ms]	2. průměr [ms]
1	357	361
2	351	375
3	340	327
4	353	412
5	331	319
6	392	452
7	321	370
8	316	406
9	283	327
10	331	359
Celkový průměr	337.5	370.8

Tabulka 3.8: Průměr všech dobrovolníků v každém měření

	průměr s trénovacím úsekem	průměr bez trénovacího úseku
	[ms]	[ms]
1.měření	345.5	337
2.měření	374	370

Tabulka 3.9: Výsledky studentova párového t-testu

	Studentův párový t-test s trénovacím úsekem	Studentův párový t-test bez trénovacího úseku
Výsledek	0,024035	0,011916

je viditelný vyšší nárůst latence u žen než u mužů a dle párového T-testu lze výsledky označit za statisticky významný.

Po provedení párového studentova t-testu viz tabulka 3.9, dle výsledků docházíme k názoru, že spánková deprivace má vliv na zvýšení latence komponenty P3 u člověka.

Také bylo pozorováno u osob s věkem větší než 25 zřetelnější navýšení latence vlivem spánkové deprivace [18] než u osob s věkem menším než 25. Lze tedy pozorovat, že vlivem narůstajícího věku se latence komponenty P3 zvyšuje u testovaných osob. U nejstaršího dobrovolníka (subjekt šest) je pozorována obecněji větší peak latence s i bez spánkové deprivace než u

Tabulka 3.10: Průměrný nárůst P3 latence dle pohlaví

	s trénovacím úsekem	bez trénovacího úseku
	[ms]	[ms]
ženy	34.94	52,75
muži	24.21	20,33
Výsledek párového T-testu		0.29652

ostatních testovaných osob.

3.6 Diskuze výsledků

P3 komponenta ERP signálu je vhodná pro analýzu pozornosti vlivem spánkové deprivace. Nevýhodou je požadavek na velké množství stimulů pro extrakci ERP.

Komponenta P3 je nejvíce detekovatelná na elektrodě Pz [11]. Latence komponenty P3 je lépe sledovatelná na subkomponentě P3b [23] .

Předpoklad, že se latence komponenty P3 vlivem spánkové deprivace prodlouží, se dle výsledků jeví jako statisticky významná viz tabulka 3.9. Srovnáním výsledků studentova párového testu lze tedy dojít k závěrům, že spánková deprivace ovlivňuje řidičovu pozornost. Dále byl pozorován nárůst latence vlivem věku testovaného dobrovolníka, také byla potvrzena její statistická významnost, a dle ostatních zdrojů [18] [12] lze toto tvrzení považovat za potvrzené.

Dalším statisticky významným výsledkem je viditelně větší nárůst latence komponenty P3 s ohledem na pohlaví [27] testované osoby viz tabulka 3.10 .

Nelze však tvrdit, že vlivem spánkové deprivace dochází k velkému nárůstu latence komponenty P3. U dobrovolníků byl pozorován pouze malý nárůst (cca 28,5 ms). Jedna z možných příčin by mohla být, že extrahované ERP obsahuje malý počet segmentů (bylo obvykle dosaženo cca 30-40 u jednoho úseku). Další příčinou by mohlo být nedodržení podmínek ze stran testovaných osob (nezaručení doby spánku).

Všechny interpretované výsledky z měření byly získány na elektrodě Pz, tyto výsledky jsou velmi podobné i z dalších dvou elektrod Fz a Cz. Souhrnná data byla uložena na EEG/ERP portál [32].

3.7 Závěr

Během bakalářské práce jsem se seznámil s problematikou detekce pozornosti řidiče a s technikami elektroencefalografie a evokovaných potenciálů. Nejdůležitější pojmy a poznatky jsem shrnul v teoretické části této práce. Dle získaných znalostí ohledně detekce pozornosti jsem navrhl a implementoval vlastní scénář experimentu. K realizaci experimentu jsem využil dostupné vybavení EEG laboratoře Západočeské univerzity v Plzni. K realizaci byl využit automobilový simulátor a hra World Racing 2. Zvolil jsem potřebné softwarové a hardwarové prostředky k zajištění integrace časových značek do EEG záznamu.

Scénář experimentu byl plně ověřen na 10 dobrovolnících. Pro vyhodnocování dat jsem využil navržené workflow s optimalizovanými metodami v programu BrainVision Analyzer. Můj předpoklad, že se latence P3 komponenty vlivem nedostatku spánku prodlouží, se projevila u 60% osob a dle studentova párového t-testu se ukázala jako statisticky významná. U ostatních docházelo ke zlepšení latence komponenty P3. Předpoklad prodloužení latence komponenty P3 vlivem spánkové deprivace po analýze studentovým párovým testem lze potvrdit.

V implementační části jsem popsal poznatky získané z uskutečněných měření a problémů, se kterými jsem se během práce setkal. Také jsem popsal některé standardní postupy užívané při extrakci ERP a jeho zpracování.

Všechna data z měření a scénář experimentu s příloženými audio stimuly jsou k dispozici na příloženém disku a také na EEG/ERP portálu [32].

Vysvětlivky zkratek

- EOG - elektrookulografie, metoda snímání pohybu očí
- EMG - elektromyografie, metoda snímání el. signálů vycházejících ze svalů
- EEG - elektroencefalografie, záznam časové změny elektrického potenciálu vyvolané mozkovou činností
- ERP - evokovaný potenciál, záznam mozkového signálu vyvolaný jasným podnětem (stimulem)
- Stimul - prvek působící na měřenou osobu
- Artefakt - nežádoucí signál v EEG záznamu vyvolaný jinou činností než mozkovou aktivitou
- Komponenta - část ERP signálu, jejíž tvar je jednoznačně detekovatelný a spojený s mozkovou aktivitou
- Latence - doba mezi výskytem stimulu a sledovaným okamžikem v ERP (odezva mozku)
- Marker - časová značka, je součástí EEG signálu a značí místa výskytu stimulu
- Peak latence - je metoda vyhodnocování latence komponenty, hledáme její maximum, respektive minimum v závislosti na polaritě
- Workflow - pracovní postup, zde pracovní postup zpracování EEG signálu

Literatura

- [1] A, M. *Effects of mental fatigue on attention: An ERP study*. 2005.
- [2] ARTHUR, D. *Attention: From Theory to Practice*. 2006.
- [3] DIVIŠ, J. *Driver's attention during monotonous driving and visual stimulation: (ERP experiment)*. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta aplikovaných věd, Katedra informatiky a výpočetní techniky., Plzeň, 2012.
- [4] SAFETY, F. *Distracted driving study* [online]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=m0shfzVsU1U>.
- [5] FOŘT, K. *Methods for detection of human attention using driving simulator*. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta aplikovaných věd, Katedra informatiky a výpočetní techniky., Plzeň, 2014.
- [6] GORSCHENEK, D. *Driver's attention : audio and visual stimulation (ERP experiment)*. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta aplikovaných věd, Katedra informatiky a výpočetní techniky., Plzeň, 2011.
- [7] HANSMAN, P. R. J. *Experimental Studies of Driver Cognitive Distraction Caused by Cell Phone Use*. Department of Aeronautics and Astronautics 33-303 MIT Cambridge, MA 02139 617-253-2271 rjhansmit.edu, 2001.
- [8] HUGO, C. *Blood pressure, attention and cognition: drivers and air traffic controllers* [online]. 2003-12. Dostupné z: <http://www.dobry-spanek.cz/elektrookulogram-eog>.
- [9] HUSSIN, S. – , R. S. *EEG Interpretation through Short Time Fourier Transform for Sensory Response Among Children*. 25 April 2014.
- [10] JEAN GOTMAN, P. Digital EEG from basics to advanced analysis.

- [11] KIV, Z. *Neuroinformatika, KIV, předmět UIR* [online]. Dostupné z: www.kiv.zcu.cz/studies/predmety/uir/predn/P6/Neuroinformatika.pps.
- [12] KUTAS, M. *Effects of aging on event-related brain potentials (ERPs) in a visual detection task*. 1993.
- [13] LEE, J. D. *Driving Attention: Cognitive Engineering in Designing Attractions and Distractions* [online]. Winter 2008. Dostupné z: <https://www.nae.edu/Publications/Bridge/FrontiersofEngineering12256/DrivingAttentionCognitiveEngineeringinDesigningAttractionsandDistractions.aspx>.
- [14] LUCK, S. J. *An introduction to the event-related potential technique*. Cambridge, Mass.: MIT Press , xii, 374 p. ISBN 02-626- 2196-7., c2005.
- [15] MANSOR, W. [online]. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/advances-in-mechatronics/integrating-neural-signal-and-embedded-system-for-controlling-small-motor>.
- [16] MASALA, G. *Real time detection of driver attention: Emerging solutions based on robust iconic classifiers and dictionary of poses* [online]. 2014. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0968090X14002976>.
- [17] ERP VLN, V. Analysis of EEG transients by means of matching pursuit. Katedra informatiky a výpočetní techniky, Západočeská univerzita v Plzni.
- [18] MORGAN, C. D. *Differential Effects of Active Attention and Age on Event-related Potentials to Visual and Olfactory Stimuli* [online]. 2010. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3086074/>.
- [19] NEUROIMAGES. [online]. Dostupné z: <http://www.neurology.org/content/53/4/669/F1.large.jpg>.
- [20] K. *Vyšetřování poruch spánku a bdění* [online]. 2007. Dostupné z: <http://www.dobry-spanek.cz/elektrookulogram-eog>.

- [21] PAI, A. *UK researchers begin study to test ECG-sensing car seats* [online]. 2014. Dostupné z: <http://mobihealthnews.com/34807/uk-researchers-begin-study-to-test-ecg-sensing-car-seats>.
- [22] PARASURAMAN, R. *Humans and Automation: Use, Misuse, Disuse, Abuse*. 1997.
- [23] POLICH, J. *Updating P300: An Integrative Theory of P3a and P3b* [online]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2715154/>.
- [24] MUDR. MARTIN BAREŠ, P. *Kognitivní evokované potenciály* [online]. 24. 8. 2011, I. neurologická klinika, LF MU a FN u sv. Anny v Brně. Dostupné z: http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/kognitivni-evokovane-potencialy-36052?confirm_rules=1.
- [25] SALVUCCI, D. iPod distraction: Effects of portable music-player use on driver performance. *Proceedings, San Jose, California*,. 2009.
- [26] SCIENCEPROG. [online]. Dostupné z: <http://www.scienceprog.com/wavelet-transform-the-basics/>.
- [27] SIMON-DACK, S. L. *Sex differences in auditory processing in peripersonal space: an event-related potential study* [online]. 2009. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3144488/>.
- [28] STRAYER, D. L. *Measuring Cognitive Distraction in the Automobile*. AAA Foundation for Traffic Safety 607 14th Street, NW, Suite 201 Washington, DC 20005, June 2013.
- [29] STRAYER, D. L. – OTHERS. *Measuring Cognitive Distraction in the Automobile*. AAA Foundation in Washington, June 2013 University of Utah.
- [30] SUTHERLAND, R. L. *Driver sleep alarm* [online]. 17. duben 2001. Dostupné z: <https://www.google.com/patents/us6218947>.
- [31] WIKIPEDIA. [online]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Event-related_potential.

- [32] ZČU. *EEG/ERP portál kiv* [online]. Dostupné z:
<http://eegdatabase.kiv.zcu.cz/>.

Přílohy

A Stimulační protokol

Podmínky účasti v projektu s názvem „Detekce pozornosti řidiče“

A. Popis projektu

Cílem projektu „Detekce pozornosti řidiče“ (dále jen „projekt“) je zjištění změn mozkové aktivity člověka v situacích, které vyžadují rychlou reakci (řízení automobilu), činnost vyžadující využití paměti (zapamatování si určitých věcí a následné odezva na tyto věci). 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 biosenzory (měření EKG, měření vodivosti kůže, měření krevního tlaku) a vyhodnocovat naměřená data v závislosti na uvedených faktorech. Měření EKG, měření tělesné teploty, měření vodivosti kůže, měření krevního tlaku jsou dobrovolná a mohou být měřena 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, vodivost kůže. Pokud osoba s měřením EKG, měření vodivosti kůže 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 se připravila na 5min úsek řízení automobilového simulátoru a zachycení target stimulů a odpovědnou reakci na ni.
- g. Poté se spustí program, který zopakuje všechny pokyny a aktivity, které má osoba vykonávat (přejetí z pruhu do pruhu) a další pokyny související se zjištěním mozkové aktivity
- 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, kryptováním a/nebo anonymizací
- i. 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 osoba, která je starší 18 let, starší 15 let vyžaduje souhlas zákonného zástupce
- 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 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 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 vodivosti kůže Souhlasím/nesouhlasím s měřením

krevního tlaku

II. Metadata

A. Informace o měřené osobě

- Jméno
- Příjmení
- Pohlaví
- Datum narození
- Zdravotní stav
- Email
- Tel. Číslo
- Řidičské oprávnění
- Komentář

B. Informace o měřící osobě

- Jméno
- Příjmení
- Email
- Tel. Číslo
- Skupiny řidičského oprávnění

C. Informace o experimentu

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

D. Informace o měření

- Začátek 1 měření :
- Konec 1 měření :
- Začátek 2 měření :
- Konec 2 měření :
- Datum :
- Komentář :

E. Informace o prostředí

- Teplota v místnosti
- Vlhkost vzduchu
- Popis

F. Elektrody

Použití (zemnicí, referenční, EEG čepice) Umístění/System elektrod Počet

G. Sensory

Název Umístění Počet

H. Stimulační protokol

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

B Stimulační scénář

Zdrojový kód stimulačního scénáře v Presentation

```
# stimulation program with audio stimul
# to detection driver's attention
# created by sakac michal

write_codes = true;
$ inter_stim=1500;
# 1300 best delay
begin;
array {
    sound {
        wavfile { filename = "..\\stimuli\\non-target.wav"; };
    } standard; # non-target stimul
    sound {
        wavfile { filename = "..\\stimuli\\target.wav"; };
    } deviant; # target stimul
        sound {
            wavfile { filename = "..\\stimuli\\end.wav"; };
        } sto; #after scenario
            sound {
                wavfile { filename = "..\\stimuli\\start.wav"; };
            } start; # start of scenario
    } sounds;

trial {
    start_delay=$inter_stim;
    stimulus_event {
```

```

        sound standard;
        port_code=1;
        code=1;
            } event1;
}main;

trial{
    stimulus_event {
        sound sto;
        port_code=1;
        code=2;
            } event2;
}main2;

trial{
    stimulus_event {
        sound start;
        port_code=0;
        code=0;
            } event3;
}main3;

begin_pcl;
array <int> out_code[100];
int st,num,en,pos;
# number_of_cycles * (start_delay*100)=time in ms
int pocet_cyklu=2;

```

```

#main word
event3.set_stimulus(sounds [4]);
event3.set_port_code(0);
event3.set_event_code(string(0));
main3.present();

# loop for number of cycles
loop int o=1 until o>pocet_cyklu
begin

# fill field non-target stimulus
loop int j=1 until j>100
begin
    out_code[j]=1;
    j=j+1;
end;

# fill field target stimulus 1:5 [80:20]
st=1; num=22;
loop int k=1 until k>num
begin
    en=st+3;
    pos=random(st , en);
    out_code[pos]=2;
    st=en+1;
    k=k+1;
end;

# play scenario

```

```

loop int i=1 until i>100
  begin
    event1.set_stimulus(sounds[out_code[i]]);
    event1.set_port_code(out_code[i]);
    event1.set_event_code(string(out_code[i]));
    main.present();
    i=i+1;
end;

o=o+1;
end;
#ending word
event2.set_stimulus(sounds[3]);
event2.set_port_code(3);
event2.set_event_code(string(3));
main2.present();

```

Obsah příloženého CD

- Data - záznamy z EEG měření
- Dokumentace
 - Vygenerovaný PDF s textem práce
 - Zdrojové tex soubory práce s obrázky
 - PDF scénáře experimentu CZ a AJ
- Stimulační scénář - zdrojový kód programu Presentation
- wav soubory - přehrávané stimuly