

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE  
FAKULTA DOPRAVNÍ



Diplomová práce

ANALÝZA MOZKOVÝCH AKTIVIT PŘI  
POKLESECH ÚROVNĚ BDĚLOSTI

Praha 2014

Adam Vejrych

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o etické přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

Nemám závažný důvod proti užívání tohoto školního díla v smyslu § 60 Zákona č. 121/2000 Sb. o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Praze dne .....

podpis

## **Poděkování**

Na tomto místě bych rád poděkoval všem lidem, kteří mi poskytli podklady a rady pro vypracování této diplomové práce. Především pak prof. Ing. Mirko Novákovi, DrSc. za odborné vedení a věcné připomínky a prof. MuDr. Josefu Faberovi, DrSc. za velmi důležité rady a konzultace při zpracovávání signálu, které byly pro sepsání této práce stěžejní. Také poděkování Ing. Martinu Růžkovi za pomoc v začátcích.

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta dopravní

## **Analýza mozkových aktivit při poklesech úrovně bdělosti**

Diplomová práce

94 stran

Listopad - 2014

Adam Vejrych

### **ABSTRAKT**

Předmětem diplomové práce „**Analýza mozkových aktivit při poklesech úrovně bdělosti**“ je především příspěvek k řešení jednoho z hlavních problémů bezpečnosti silniční dopravy a to činností lidského činitele, resp. její nedostatečnou spolehlivostí. Autor v první části klasifikuje pozornost spolu s popisem únavy a mikrospánku. Dále je statisticky popsána nehodovost v České Republice a v Evropské unii a vysvětlen způsob měření poklesu bdělosti pomocí EEG. V druhé části je popsáno praktické měření, analýza naměřených hodnot a stanovení závěrů vycházejících z výsledků měření. Na závěr autor zhodnocuje možné budoucí využití měření poklesu bdělosti v asistenčních systémech.

### **KLÍČOVÁ SLOVA**

Bdělost, pokles bdělosti, pozornost, pokles pozornosti, únava, mikrospánek, EEG, elektro-encefalograf, frekvenční pásma, artefakty.

CZECH TECHNICAL UNIVERSITY IN PRAGUE

Faculty of Transportation Sciences

**Brain activity analysis in cases of decrease in the level  
of vigilance**

Diploma thesis

94 pages

November - 2014

Adam Vejrych

**ABSTRACT**

The subject of the Diploma thesis “**Brain activity analysis in cases of decrease in the level of vigilance**” is mainly an introduction to one of the main transportation safety problems, that is operation of the human factor or its insufficient reliability. In the first part, the author classifies attention along with the description of fatigue and micro sleep. Then the accident rate in the Czech Republic and the European Union is described statistically and the way of measuring the decrease of vigilance using EEG is illustrated. In the second part of the thesis the practical measurement is described, the measured values are analysed and the findings from the measured values are established. In the end the author evaluates the future options of use of these measurements in application with assistance systems.

**KEYWORDS**

Vigilance, attention, fatigue, micro sleep, EEG, frequency bands, artifacts.

# Obsah

Seznam zkratek .....	8
1 Úvod.....	9
1.1 Předmluva .....	9
1.2 Cíl práce .....	10
2 Klasifikace úrovní bdělosti a pozornosti .....	11
2.1 Pozornost, bdělost, vigilita .....	11
2.2 Pokles pozornosti - rozptýlení.....	12
2.3 Únava .....	13
2.3.1 Způsoby měření únavy.....	15
3 Nehodovost způsobená poklesem pozornosti .....	16
3.1 Statistický přehled nehodovosti v ČR.....	17
3.2 Statistický přehled nehodovosti ve světě .....	19
4 Elektroencefalografie.....	20
4.1 Fyziologie EEG .....	20
4.2 Systém 10/20 .....	21
4.3 Vlastnosti EEG.....	22
4.3.1 Frekvenční pásma .....	23
4.3.2 Artefakty .....	24
4.4 Zpracování a vyhodnocení .....	26
4.4.1 Fourierova transformace, DFT, FFT.....	26
4.4.2 T-test .....	27
5 Použitá technologie a měřená data.....	28
6 Metodika měření .....	29
6.1 Jednotlivé fáze experimentu.....	29
6.2 Testovaná skupina řidičů.....	32
7 Analýza naměřených dat.....	32
7.1 Analýza jednotlivců .....	32
7.1.1 Proband 1 .....	34
7.1.2 Proband 2 .....	40

7.1.3	Proband 3 .....	46
7.1.4	Proband 4 .....	52
7.1.5	Proband 5 .....	57
7.1.6	Proband 6 .....	63
7.1.7	Proband 7 .....	68
7.1.8	Proband 8 .....	74
7.2	Srovnání napříč skupinami .....	79
8	Možnosti uplatnění EEG v dopravě a vytvoření asistenčního systému .....	84
9	Závěr .....	87
10	Seznam obrázků .....	90
11	Seznam tabulek .....	90
12	Seznam grafů .....	92
13	Zdroje .....	92

## Seznam zkratek

ADD	Attention deficit disorder
CAN	Coltrolled Area Network
CNS	Centrální nervová soustava
ČR	Česká republika
DFT	diskrétní Fourierova transformace (Descrete Fourier Transfomation)
EEG	Elektroencefalograf
ETSC	European Transport Safety Council
EU	Evropská Unie
FFT	rychlá Fourierova transformace (Fast Fourier Transformation)
ICA	Independent Component Analysis
IFSECN	Mezinárodní federace společností pro elektroencefalografii a klinickou neurofyziologii (International Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology)
OSN	Organizace spojených národů
SOSA	Syndromem obstrukční spánkové apnoe



# 1 Úvod

## 1.1 Předmluva

Způsobem dopravy se lidstvo zaobírá již několik tisíciletí. Jakožto nejstarší způsob dopravy se považuje chůze, ovšem lidé velmi rychle pochopili, že tento způsob není zdaleka tak výhodný a rychlý jak pro přepravu osob, tak pro přepravu nákladů. S vynálezem kola šlo vše podstatně rychleji a proto další otázkou byl pouze druh pohonu. Proto se doprava postupem času propracovávala přes tažná zvířata až po parní stroje z konce 18. století. Zlom v dopravě z hlediska druhu pohonu se připisuje letem 1862 až 1866, kdy německý strojař, konstruktér a vynálezce Nicolaus Otto vyvinul první čtyřdobý spalovací motor.

Automobil se již od svého zrodu stal nedílnou součástí každodenní přepravy. Celosvětově je dnes v provozu přes 600 miliónů automobilů a toto číslo každým dnem stoupá. Doprava jako taková patří mezi nejrychleji se rozvíjející sektory národního hospodářství a velký nárůst probíhá i v osobním motorismu.

Rozvoj v sektoru osobního motorismu je ovšem neodmyslitelně spjat s nehodami, jelikož je ještě stále hlavním řídicím prvkem v systému člověk – vozidlo řidič, jehož činnost není dostatečně spolehlivá. Tyto nehody pak doprovázejí ztráty, ať už materiální, či ztráty na životech. Jen v České republice zahynulo za rok 2012 na silnicích 681 osob a odhad hmotné škody byl necelých 5 miliard korun. [1]

Ve státech Evropské Unie zemřelo následkem nehod na silnicích v průměru 60 osob na 1 mil. obyvatel, což dělá zhruba okolo 30 000 ztracených životů za rok [2] a materiální ztráty se v tomto případě vyšplhaly na necelých 160 miliard Euro. [3] Čísla to nejsou rozhodně zanedbatelná a proto je pochopitelné, že snahou mnoha výzkumných týmů z oblasti interakce člověk – vozidlo, zabývajících se vlivem lidského činitele na bezpečnost a spolehlivost dopravy, je tyto negativní ukazatele snížit.

Nebezpečí plynoucí z únavy řidiče je nezpochybnitelné a proto je žádoucí se tomuto stavu vyvarovat. Toho lze docílit pouze důkladným prostudováním tohoto stavu, a jelikož zjišťování kondice při poklesu úrovně bdělosti pod kritickou mez je z hlediska

bezpečnosti již pozdě, je důležité sledovat především děje předcházející tomuto stavu. A právě těmto dějům se v mé práci budu věnovat.

## **1.2 Cíl práce**

Cílem této diplomové práce je přispět k řešení jednoho z hlavních problémů bezpečnosti a silniční dopravy a to činnosti lidského činitele, resp. její nedostatečné spolehlivosti. Analyzovat potíže spojené se snižováním úrovně bdělosti, klasifikovat pozornost jako takovou spolu s popisem únavy, ospalosti i krajním případem snížené bdělosti – mikrosnávkem. Dále statisticky shrnout stav nehodovosti v České Republice a v EU způsobený únavou a poklesem pozornosti. Poté se zaměřím na jeden ze způsobů monitorování poklesu bdělosti a to sice na měření mozkových aktivit pomocí EEG (elektroencefalografu). V této části popíši způsob měření mozkových aktivit, rozdělení do frekvenčních pásem a všudypřítomné, nevyhnutelné artefakty měření. V druhé fázi uvedu metodu měření na probandech, následovat bude analýza naměřených hodnot a stanovení závěrů vycházejících z výsledků měření. Na závěr zhodnotím myšlenku vytvoření asistenčního systému napomáhajícího upozorňovat řidiče na pokles pozornosti při řízení.

## 2 Klasifikace úrovně bdělosti a pozornosti

Jak již bylo řečeno v úvodu této práce, každodenní provoz na komunikacích s sebou neodmyslitelně přináší dopravní nehody. Nehody mají různé druhy příčin, jako nevěnování se plně řízení vozidla, nedodržení bezpečné vzdálenosti, nesprávné otáčení nebo couvání, nedání přednosti v jízdě a další. Již z těchto kategorií nejčastějších příčin nehod řidičů motorových vozidel si můžeme všimnout, že v naprosté většině se jedná o selhání lidského činitele. To potvrzuje i statistika nehodovosti v České republice [1] a v Evropě [3]. V nich se můžeme dočíst, že selhání činnosti řidiče tvoří 80% až 90% nehod. Téměř polovina těchto nehod je pak zapříčiněna poklesem pozornosti řidiče pod danou kritickou úroveň. Dalším strašákem z hlediska příčiny nehod je řízení pod vlivem alkoholu, kdy v 70% má řidič naměřeno více jak 1,51‰ alkoholu v krvi, či požití jiných drog ovlivňujících jízdu řidiče. A v neposlední řadě je to pak agresivní, či jinak psychicky ovlivněné řízení vozidla. [3][4][5] Podrobný statistický popis nehod bude popsán v dalších kapitolách.

### 2.1 Pozornost, bdělost, vigilita

Pozornost je jednou z nejstudovanějších oblastí v psychologii a kognitivních neurovědních výzkumech. Předmětem aktivního výzkumu je jednak určení zdroje signálu, který vyvolává pozornost u lidí, tedy efekt vnějších signálů na smyslové neurony, ale také vztah mezi pozorností a dalšími kognitivními procesy, jako je paměť a bdělost. Pozornost je děj velmi složitý a pojem sám je dosti vágní.

Jednou z definic pozornosti dle Psychologického slovníku je: „*zaměřenost a soustředěnost duševní činnosti na určitý objekt nebo děj.*“ [6] Někdy bývá popisována jako alokace zpracovávaných zdrojů.

V každém případě na ni můžeme nahlížet jako na určitou formu bdělosti, zaměřenou na vnější podnět. S pojmy bdělost a pozornost úzce souvisí i pojem *vigilita*, jež můžeme chápat jako schopnost pohotově měnit zacílení pozornosti. Tento pojem je velice důležitý především v oblasti dopravy, jelikož právě při procesu řízení je žádoucí pozornost pohotově měnit mezi několika objekty (dopravní značení, stav povrchu

vozovky, dopravní situace, okolní vozidla atd.) a tuto bdělost udržet nad nějakou kritickou mezí. V některých literaturách jsou pojmy bdělost a vigilita brány jako synonyma. Úzká spjatost všech těchto pojmů je zřejmá a nemá proto smysl je násilnou formou distingovat a v dalších částech této práce si vystačíme s pojmem pozornost.

## **2.2 Pokles pozornosti - rozptýlení**

Při řízení vozidla na řidiče působí mnoho vnějších stimulů, kterým se musí věnovat. Bohužel je ale řidič vystaven i vlivům nežádoucím, které ho rozptylují a tedy zapříčiňují pokles jeho pozornosti. Rozptýlení je komplexní fenomén a mnozí tvrdí, že k pochopení poklesu pozornosti rozptýlením je zapotřebí rozsáhlé teorie o způsobu chování řidiče.

Rozptýlení, jinak také nepozornost, znepokojuje profesionály pro silniční bezpečnost již řadu let. Vzrůstající zájem o nepozornost doprovází mnoho definic toho pojmu. Tyto definice se liší v posouzení závažnosti a příčině rozptýlení. Autoři ji všeobecně definují jako nepozornost vůči jízdě, únavu a požadavek na provádění druhotných činností. Nepozornost se objevuje v široké škále situací, ve kterých řidič selže při uspokojování požadavků na řízení, jako např. když spánek přemůže ospalého řidiče.

Jedním ze způsobů jak rozlišit nepozornost a rozptýlení je, že rozptýlení zahrnuje zřetelnou aktivitu (např. věnování se mobilnímu telefonu, navigaci aj.), která odvádí řidičovu pozornost, kdežto nepozornost bereme jako všeobecný kognitivní stav (ospalost, únava), který vede ke snížení kapacity pozornosti vůči jízdě. [7]

Rozptýlení tedy můžeme popsat buďto ve smyslu výsledku chování řidiče, kde můžeme nalézt poměrně konkrétní definice, ovšem mnohé z nich vycházejí z poněkud náhodného párování situací při řízení a proměnných působících na řidiče, nebo ve smyslu zpoždění při reakci na nějakou kritickou situaci (např. při brzdění v reakci na vedoucí vozidlo aj.). Tyto popisy jsou ale dosti restriktivní a postrádají určitou všeobecnost. Alternativou je popsat rozptýlení ve smyslu snížení míry bezpečnosti související s rozdílem pozornosti vyžadované jízdou a pozornosti jízdě skutečně věnované. [7] Tento více abstraktní popis vede k širšímu zvážení všech faktorů, ovlivňujících rozptýlení.

## 2.3 Únava

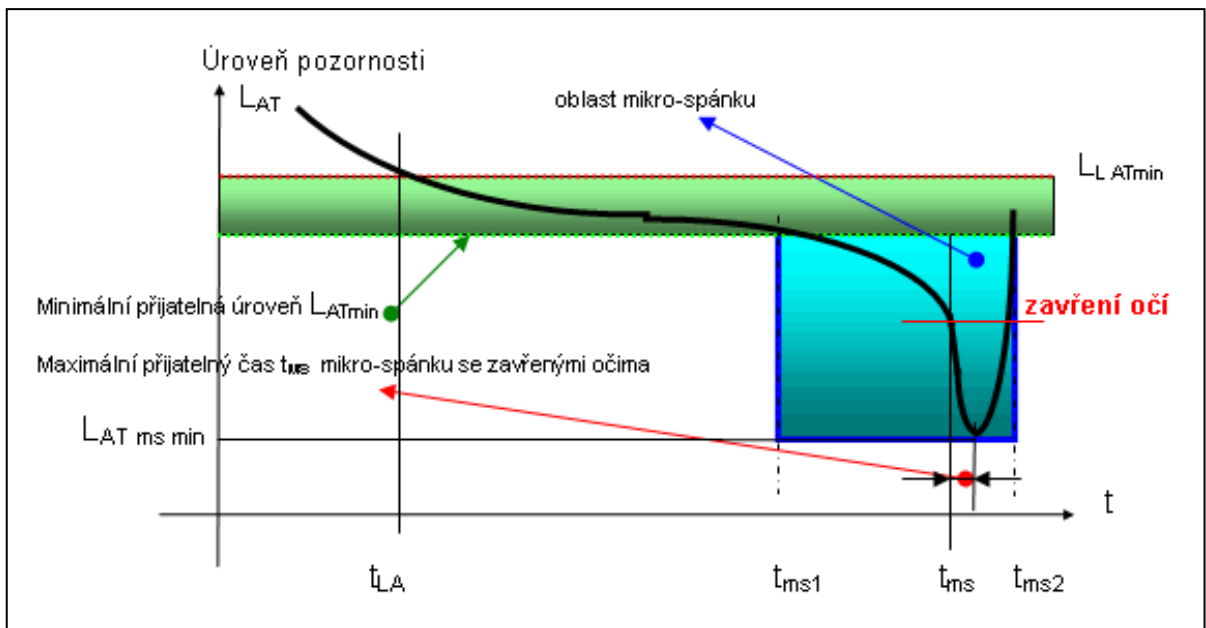
Dalším pojmem velice úzce souvisejícím s úrovní pozornosti je únava. Únava se projevuje jako přirozený důsledek fyzické, psychické a emocionální zátěže a její důsledky vedou ke snižování výkonnosti a přibývání chyb ve výkonu.

Z psychického hlediska je únava výsledkem např. dlouhých pracovních dob, nedostatku spánku, či práce v denní době, kdy je pro organismus přirozené spát. Únava může ovšem nastat i z fyzické činnosti mající monotónní charakter, jako dlouhého sezení a řízení vozidla.

Únava je velmi známý fenomén, ale je velmi obtížné ho přesně definovat. Někteří psychologové definují únavu jako averzi k úsilí, jiní ji popisují ve smyslu jejího vlivu na výkon řidiče. [8]

Fyziologové popisují duševní únavu ve smyslu nedostatečné fyziologické vzrušivosti, či jinak aktivační úrovně mysli. Nedostatek externích stimulů, laicky někdy popisováno jako nuda, vede ke snížené mozkové aktivitě a tedy ke zhoršení výkonnosti. Na druhé straně neustálý přísun komplexních požadavků řidičovu mysl přetěžuje a opět vede ke snížení výkonu. Řízení obsahuje celou škálu aktivační úrovně mysli i s oběma extrémy, kdy řidič buďto jede několik hodin po dálnici s minimální změnou okolí, či minimální potřeby manévrování, anebo když je naopak vystaven vysokému provozu a složitým křížovatkám ve městech.

Průběh poklesu pozornosti lze znázornit následujícím obrázkem z publikace prof. Nováka (Novák, 2002) [8].



Obr.1 – Pokles úrovně pozornosti [8]

Předpoklad tohoto znázornění je, že lze úroveň pozornosti vyjádřit reálným číslem. Pak je úroveň pozornosti  $L_{AT}$  (Level of attention) znázorněna černou křivkou. Na osách je vyjádřen čas a jemu odpovídající průběh úrovně pozornosti. Pokud je řidič vystaven dlouhodobé monotónní scéně, např. na dálnici, jeho pozornost postupně klesá, až do oblasti vymezené  $L_{LATmin}$  a  $L_{ATmin}$ . Tato oblast je vyznačená zeleně a jedná se o oblast tzv. relaxace, někdy také lehká forma mikro-spánku, či mikro-spánek s otevřenými očima. V této oblasti je již řidič natolik uvolněn, že se začínají projevovat negativní důsledky jeho únavy. Jeho reakční doba na různé druhy stimulů se prodlužuje a zužuje se i zorný úhel, ve kterém je schopen dobře reagovat. Již tato oblast je z hlediska řízení automobilu dosti nebezpečná a můžeme si všimnout, že její trvání (od  $t_{LA}$  do  $t_{ms1}$ ) může být poměrně dlouhé. Po této situaci se může řidič začít opět plně koncentrovat a jeho pozornost může opět stoupnout nad její minimální úroveň. Druhým případem, znázorněným na obrázku je naopak další klesání pozornosti pod kritickou úroveň, jež nazýváme mikro-spánek. Tato oblast je vyznačena modře a povšimněme si, že v této oblasti se nachází i stav zavření očí. V tomto stavu řidič přichází naprosto o kontrolu nad vozem a hrozí velké riziko nehody. Mikro-spánek je krajním případem únavy za volantem a jak bylo zmíněno, nemusí vždy nutně následovat po lehké formě mikro-

spánku. Pokud se ale při řízení vyskytnou lehké formy mikro-spánku a nedojde-li k nehodě, riziko výskytu mikro-spánku se zavřenými očima se stále zvyšuje.

### **2.3.1 Způsoby měření únavy**

#### **1. Subjektivní ratingové stupnice**

Ratingové stupnice jsou běžně používané k posouzení ospalosti v daném momentě. Ve Spojených Státech používaná, 7úrovňová Standfordská stupnice ospalosti využívá kotevní body s extrémní „pocit aktivity a vitality, ostražitosti a bdělosti“ na jedné straně a „brzké usnutí, skoro snění a prohraný boj s neusnutím“ na straně druhé. V Evropě je používána 9-ti úrovňová Karolinská stupnice ospalosti, kde jsou kotevní body od 1 – extrémně ostražitý, až po 9 – velmi ospalý. Tyto stupnice jsou používány k subjektivnímu měření únavy, kdy se měřená osoba sama „známkuje“ v průběhu dne, kdy se její ospalost mění. [9]

#### **2. Fyziologické měření**

K měření bdělosti, která je úzce spojena s duševní zátěží, únavou a ospalostí, lze použít několika fyziologických proměnných. Jelikož v současné době neexistuje samostatný přístroj, který by měřil míru únavy, či pozornosti, měříme proto několik indikátorů s pozorností spojených a relativně snadno měřitelných. Mezi takové indikátory patří tepová frekvence, proměnlivost tepové frekvence, galvanická reakce pokožky, elektro-encefalogram (EEG) a další.

Bylo dokázáno, že tepová frekvence od začátku jízdy, jak se řidič přizpůsobuje řízení, klesá, bez ohledu na zátěž danou úlohou řízení. Proměnlivost tepové frekvence se v tomto ohledu jeví jako lepší indikátor pozornosti, z důvodu zvýšení této proměnlivosti spojeném s poklesem pozornosti a snížením ostražitosti. [9]

Galvanická reakce pokožky měří elektrický odpor pokožky na velmi malé proudy. Se zvýšenou zátěží na řidiče se řidič více potí a pot průběžně mění elektrický odpor pokožky. Nevýhodou této měřicí metody je její velká individuálnost. Někteří řidiči totiž při stejných podmínkách vykazují velkou reakci a někteří velmi malou. Z toho důvodu je měření odporu pokožky, jakožto indikátor ospalosti, stále méně používáno. [9][10]

EEG je v současné době nejpoužívanější metodou měření pozornosti při řízení. Jak pozornost klesá, povaha elektrických signálů v mozku se mění. V obecném měřítku je pokles pozornosti charakterizován nižšími frekvencemi EEG aktivity. Tento průběh ovšem nelze tak jednoduše generalizovat a budeme se jím zabývat v této práci později.

### **3. Měření řidičského výkonu**

Řízení zahrnuje jak proces kontroly vozidla, tak proces monitorování okolního prostředí, co se týče změny vozovky, provozu, dopravního značení, ostatních spoluúčastníků provozu a jiných nepředvídatelných událostí. Pod měření řidičského výkonu, které je běžně používáno jako indikátor pozornosti, patří velikost a frekvence otáčení volantu, rychlost, vzdálenost od vodičského pruhu, a reakční doba na audiovizuální stimuly. Tyto stimuly jsou na sobě nezávislé a mají nepravidelnou frekvenci, aby nehrozilo řidičovo navyknutí si na jejich pravidelnost. [9][10]

Bylo by vhodné a praktické, kdyby různé druhy měření navzájem korelovaly. Bohužel tomu vždy tak není. Změny v subjektivní únavě někdy předchází fyziologickým změnám a někdy je následují. Proto je při studiu únavy důležité použít všechny typy měření, aby bylo zajištěno včasné rozpoznání únavy.

## **3 Nehodovost způsobená poklesem pozornosti**

Jak již bylo v úvodu této práce řečeno, řidič se při řízení vozidla musí soustředit jednak na ovládání vozidla samotné, ale i na řadu vnějších vlivů jako jsou okolní vozidla a další účastníci dopravního provozu, dopravní značení, stav vozovky a další. Ve spoustě případů je velice těžké posoudit, co bylo konkrétně příčinou dopravní nehody, ovšem většina z nich se odvíjí od nedostatečného se věnování jízdě, kdy úroveň pozornosti řidiče klesne pod určitou mez. Na tuto oblast jsem se zaměřil při vyhledávání statistik nehodovosti.



### 3.1 Statistický přehled nehodovosti v ČR

Rok 2013 byl z hlediska nehodovosti poměrně pozitivním rokem, alespoň co se týče počtu usmrčených osob. Číslo 583 bylo totiž nejmenším počtem od roku 1955. Lidský život je nevyčísitelný (ačkoliv některým zdrojům se ho podařilo vyčíslit na zhruba 16 miliónů korun), a proto je žádoucí tento počet neustále snižovat. Na území České republiky se v roce 2013 odehrálo 84 398 dopravních nehod a odhadnutá hmotná škoda činila necelých 5 miliard korun (4 938,17 mil. Kč). Statistiky Policie České republiky přímo neuvádějí pokles pozornosti jako příčinu dopravních nehod, nahlédneme-li ale do této tabulky, všimneme si, že jedny z nejčastějších příčin nehod s poklesem pozornosti přímo souvisí. – viz Tabulka 1

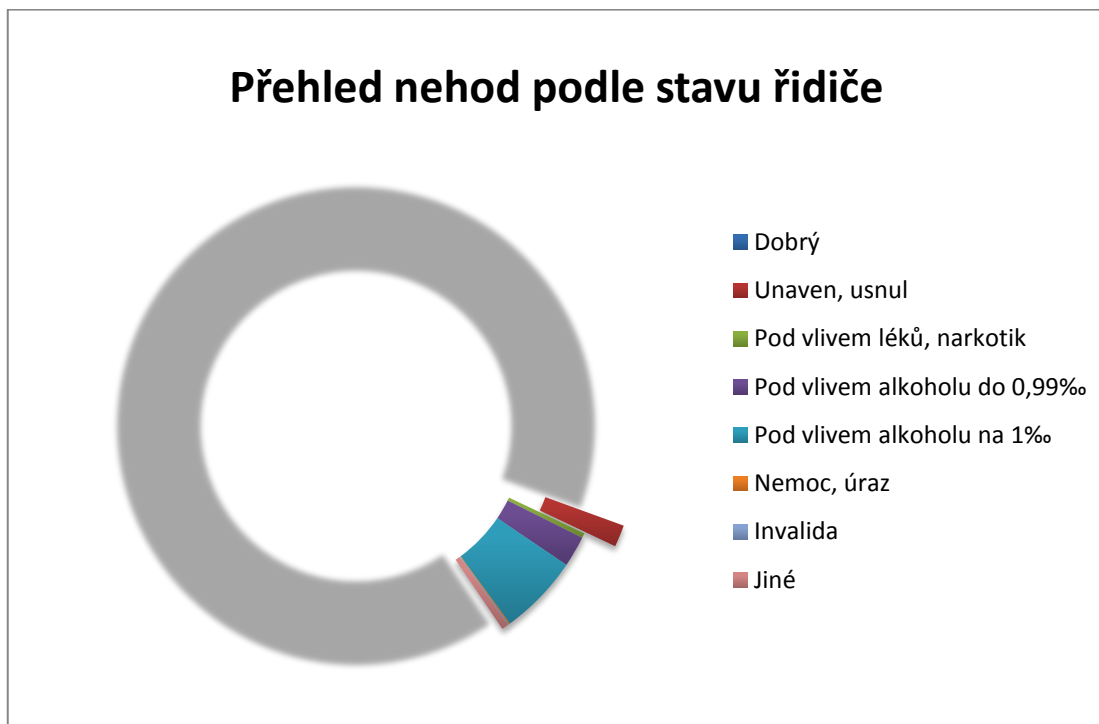
Deset nejčastějších příčin nehod řidičů motorových vozidel	počet nehod	tj. %
Řidič se plně nevěnoval řízení vozidla	14151	16,8%
Nepřízpůsobení rychlosti stavu vozovky	7701	9,1%
Jiný druh nesprávného způsobu jízdy	6318	7,5%
Nedodržení bezpečné vzdálenosti za vozidlem	6253	7,4%
Nesprávné otáčení nebo couvání	6048	7,2%
Nepřízpůsobení rychlosti dopravně technickému stavu vozovky	4042	4,8%
Nezvládnutí řízení vozidla	4023	4,8%
Nedání přednosti proti příkazu dopravní značky "Dej přednost v jízdě"	3554	4,2%
Jízda po nesprávné straně vozovky, jízda v protisměru	2501	3,0%
Vyhýbání se bez dostatečné boční vůle	2396	2,8%

*Tabulka 1 – Přehled nejčastějších příčin nehod v České republice za rok 2013 [11]*

Nehody, při nichž se řidič plně nevěnoval řízení vozidla, tvoří plných 17% všech nehod na území ČR. Do této kategorie spadá jak nepozornost řidiče např. rozptýlením, tak únava

až mikro-spánek. Také nedodržení bezpečné vzdálenosti za vozidlem v jistém smyslu souvisí nedostatečnou pozorností řidiče.

Policie ČR uvádí ve svém přehledu nehodovosti ještě jednu zajímavou statistiku a to přehled nehod podle stavu řidiče (viníka). V tomto přehledu je již plně zmíněn stav „Unaven, usnul“, podle kterého si můžeme udělat bližší obrázek.



*Graf 1 – Přehled nehod podle stavu řidiče (viníka) [1]*

Z grafu se může jevit, že poměr usnutí za volantem ke všem nehodám je poměrně malý. Problémem je, že vyšetřovatel nehody nemá možnost určit, zda řidič usnul, nebo zda se jednalo o jiný způsob nepozornosti. Kategorie tedy závisí na přiznání se řidiče k usnutí a to se ne vždy stává. Spousta řidičů se totiž za usnutí často stydí pod myšlenkou, že právě oni jsou zkušenými řidiči a že jim se to stát nemůže.

Velkou část modré části grafu, tedy části odpovídající stavu „Dobrý“ tvoří nehody spojené s jiným důvodem poklesu pozornosti, jako např. rozptýlení ze stran mobilních telefonů, navigací a jiných podnětů.

### 3.2 Statistický přehled nehodovosti ve světě

Podobné statistiky lze nalézt i u ostatních zemí světa. Některé se čísla liší nepatrně, jako je tomu třeba u ekonomicky rozvinutých zemí, jiné se liší výrazněji. V obecném měřítku zemře na silnicích každý rok kolem 1,3 milionu lidí a více než 50 milionů je jich zraněno. Dle prognózy pro rok 2020 mají evropské a jiné ekonomicky rozvinuté země snížit tento počet o 27%, kdežto u zemí rozvojových se má tento počet zvýšit až o 80%. Cílem Organizace Spojených Národů (OSN) je počet obětí do roku 2020 snížit na polovinu. [12]

Co se únavy a poklesu pozornosti týče, opět se nesetkáváme s tabulkami, které by tyto příčiny přímo uvažovaly. Publikace se pouze zmiňují, že je velmi složité určit, zda byla nehoda spojená s únavou, jelikož samotnou nehodou příznaky únavy přirozeně odezní. Nicméně je problém usínání brán jako velice relevantní. European Transport Safety Council (ETSC) například odhaduje, že únava je faktorem ve zhruba 20% nehod v komerční dopravě. Podle ní je také únava relativně větší bezpečnostní problém u řidičů nákladních automobilů, než u řidičů automobilů osobních. [3][13]

Belgický výzkum spánkových poruch řidičů nákladních automobilů zjistil, že častá příčina únavy je spojena se Syndromem obstrukční spánkové apnoe (SOSA), které je charakterizováno poruchou dýchání projevující se zástavou dechu. [14] Mezi další příčiny únavy zařadili také část dne (především řízení v noci), neadekvátní spánek, prodlužování pracovní doby a ostatní spánkové poruchy. [15]

Typické nehody spojené s únavou se často projevují podobnými identifikačními znaky. Často zahrnují pouze jedno vozidlo, které mohlo např. sjet ze silnice, nehody se objevují zejména v noci, kdy je přirozená ostražitost nízká a typicky se také stávají na monotónních úsecích komunikace.

Ve Spojených státech 25% řidičů nákladních automobilů jezdících na dlouhé vzdálenosti potvrdilo, že za poslední rok usnulo za volantem a 47% potvrdilo usnutí během své kariéry. Většina z nich opět uvedla, že příčinou byl nedostatečný spánek a dlouhé pracovní doby, kvůli splnění kvót nařízených vedením. [15]

## 4 Elektroencefalografie

Nervová aktivita lidského mozku se u lidí objevuje mezi 17. a 23. týdnem prenatalního vývoje. Od této prvotní fáze po celý průběh života představují elektrické signály generované mozkem nejenom funkci mozku, ale i stav celého těla. Tento předpoklad poskytuje motivaci pro měření těchto signálů a jejich následné zpracování pomocí pokročilých digitálních metod na zpracování signálu jdoucích z elektroencefalogramu (EEG).

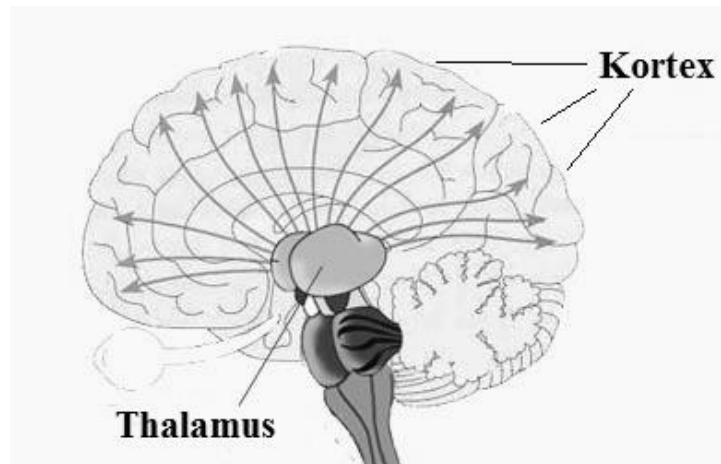
Pochopení nervových funkcí a neurofyziologických vlastností mozku spolu se základními mechanismy generování signálů je stěžejní pro ty, kteří se zabývají jejich detekcí, diagnózou a léčbou mozkových chorob a dalších chorob s tím spojených. Proto bude nejdříve stručně popsána fyziologická stránka EEG.

### 4.1 Fyziologie EEG

Centrální nervová soustava (CNS) se skládá z nervových buněk a gliových buněk, které jsou umístěny mezi neurony. Každá nervová buňka je složena z těla neuronu, axonu a dendritů, které jsou v jistém smyslu prodlouženým tělem. Dendrity jsou spojeny buďto s axonem, nebo s dendrity jiných buněk a přijímají, nebo odesílají impulzy mezi nervy. V lidském mozku je každý nerv propojen se zhruba 10 000 dalších nervů zejména pomocí dendritického spojení. [17]

Aktivita CNS je především spojena se synapsí, tedy spojením axonu a dendritů, anebo dendritů dvou neuronů. Pod membránou těla neuronu lze naměřit elektrický potenciál 60-70 mV. Tento potenciál se mění s variacemi synaptických aktivit. Jak neurony mezi sebou komunikují, vytváří se tak potenciálové pole. [18]

Elektrická aktivita mozku, kterou jsme pak schopni měřit, vzniká aktivitou neuronů v kortexu (šedé kůře mozkové). Jednak kortex sám provádí složité neuronální procesy a jednak k nim přispívá Thalamo-kortikální reverberace.



*Obr.2 – Thalamokortikální reverberační systém (TKRS) [vlastní úprava 19]*

Na Obr.2 můžeme vidět zmíněný systém. Ten anatomicky odpovídá svému pojmenování, tedy součinností kortexu s thalamem, kdy pomocí vláken mezi thalamickými jádry a korovými sloupečky jsou vedeny impulsy z thalamu do kortexu. Kortex tyto informace zpracuje a posílá impulsy zpět do thalamu. Tento děj se neustále opakuje (reverberuje).

V thalamu se vyskytuje velké množství jader, z nichž každé slouží k různým účelům. Jádra zde dělíme na specifická, která přijímají impulsy ze smyslových orgánů (oka, ucha, nosu, jazyka a pokožky) a tyto impulsy posílají dále do kortexu a nespecifická, jež spolupracují s nespecifickými jádry v mozkovém kmeni. [20]

Na povrchu hlavy jsme poté schopni měřit sumární elektrickou aktivitu všech těchto jevů. Elektrické impulsy jsou ale velmi malé a proto je zapotřebí určitého zesílení. [20]

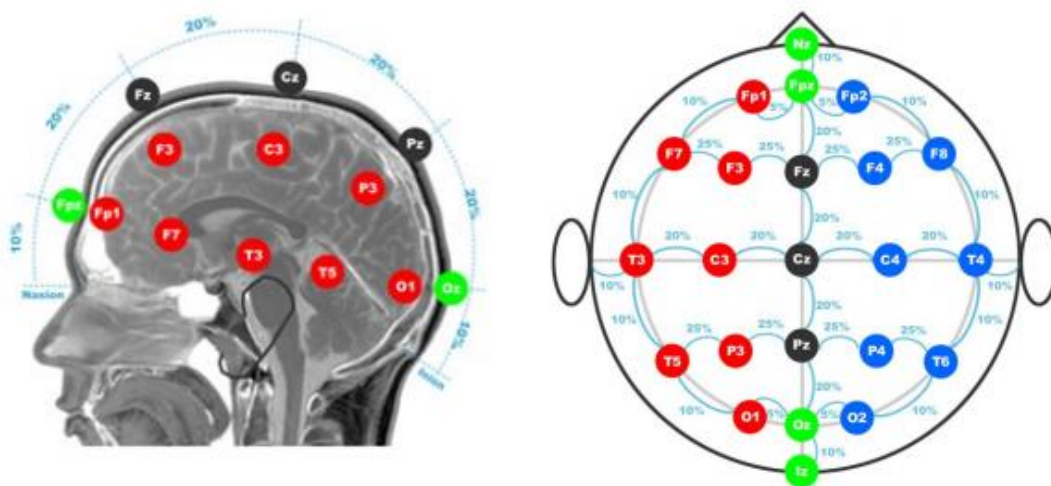
## **4.2 Systém 10/20**

Mezinárodní federace společností pro elektroencefalografii a klinickou neurofyziologii (IFSECN) doporučila konvenční rozložení elektrod, také známe jako systém 10/20. Zpravidla se jedná o 21 elektrod (může být i více), které jsou pojmenovány podle toho, kde se na skalpu nachází. Čísla 10 a 20 odkazují na fakt, že vzdálenosti mezi sousedícími elektrodami jsou buďto 10% nebo 20% celkového obvodu hlavy. Každá

elektroda začíná písmenem identifikujícím lalok a pokračuje číslem, které udává hemisféru. Sudá čísla pro hemisféru pravou a lichá čísla pro levou.

Písmeno	Lalok
F	Frontální
T	Temporální
C	Centrální*
P	Parietální
O	Okcipitální

\*Žádný centrální lalok není, písmeno C je zde použito pouze pro identifikační účely.



Obr. 3 – Systém rozložení elektrod 10/20 [vlastní úprava 21]

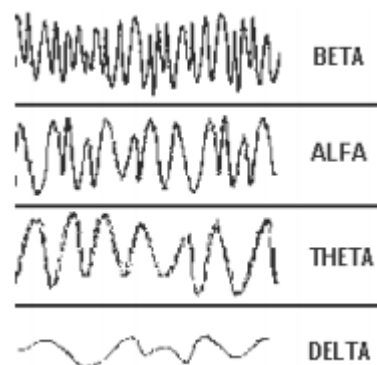
### 4.3 Vlastnosti EEG

Mnoho mozkových poruch je běžně diagnostikováno z vizuální inspekce EEG signálu. V normálním případě nás zajímá především frekvence a amplituda, které se mění u zdravého dospělého člověka se změnami jeho stavů, tedy např. od stavu bdělosti až po spánek. EEG signál má rozsah frekvencí mezi 0,5 až 40 Hz a amplitudy s výchyly až do 200  $\mu$ V. Hrubý EEG signál může být poté rozdělen na několik frekvenčních pásem. Jsou to pásma delta, theta, alfa, beta a gama.

Je také důležité, aby lékař znal pacientův věk, protože projevy v signálu u dospělého člověka nemusí znamenat to samé jako u dítěte. Příkladem budiž stav dokonalé habituace, což znamená, že si pacient zvykl na přechod mezi zavřenými a otevřenými očima, který se projevuje u dospělého člověka tak, že není rozdíl v alfa vlnách. Stejný projev bude mít ale 14ti-letý pacient s poruchou pozornosti (ADD).

### 4.3.1 Frekvenční pásma

Jak bylo řečeno, EEG signál můžeme rozdělit na několik frekvenčních pásem. Tyto pásma nazýváme vzestupně podle frekvence aktivitami delta, théta, alfa, beta a gama.



Obr. 4 – Ukázka frekvenčních pásem s jejich dominantní frekvencí [22]

- **Delta aktivita** leží v rozmezí 0,5 až 4 Hz. Tyto vlny jsou spojovány především s hlubokým spánkem a mohou se také objevovat v průběhu probouzení, či ve stavu hlubokého přemýšlení
- **Théta aktivita** se pohybuje v rozmezí 4 až 7,5 Hz. Podle některých literatur je pojem Théta vybrána aby narážel na předpokládanou skutečnost, že má talamický původ. Tato aktivita se často objevuje s postupným přechodem z bdělosti do ospalosti. Théta vlny jsou ale nejvíce spojovány s kreativním myšlením, intuicí až hlubokou meditací. Velkou roli hrají v raném dětství, ovšem jejich vysoký výskyt v bdělém stavu dospělého člověka často naráží na patologické problémy.

- **Alfa aktivita** je jednou z nejznámějších a neprostudovanějších spolu s aktivitou beta. Její frekvence se pohybuje v rozmezí 7,5-13 Hz a vyskytuje se především v okcipitální části mozku. Tato aktivita reprezentuje osoby, které se nacházejí v relaxovaném stavu bdělosti. Je to tedy stav bez koncentrace a zvýšené pozornosti. Její přítomnost lze nejnázve vidět při zavřených očích, když je pacient v klidu. Při otevření očí alfa klesá. To samé nastává např. při poklesu vigility a usínání, nebo při jakýchkoliv budivých podnětech, spojených se zvýšenou mentální činností. Naopak zvýšení alfa aktivity můžeme sledovat při hyperventilaci.
- **Beta aktivita** se pohybuje v rozmezí 13 a 30 Hz. Vlny beta jsou především vlny aktivního rytmu mozku, tedy stavu aktivního myšlení, aktivní pozornosti, řešení problémů a soustředění se na okolní svět. Výskyt beta vln tedy můžeme sledovat po většinu času bdělého stavu člověka.

Existuje ještě několik dalších pásem s rozdílnými frekvencemi, jako např. pásmo gama s frekvencí vyšší než 30 Hz. Další pásma, jako phi, kappa, sigma, tau aj. jsou definována různými vědci pouze jako pásma pomocná k popsání konkrétních méně obecných stavů. Jako příklad uveďme pásmo phi, které má frekvenci menší než 4 Hz a které se objevuje do dvou vteřin po uzavření očí. [18][20]

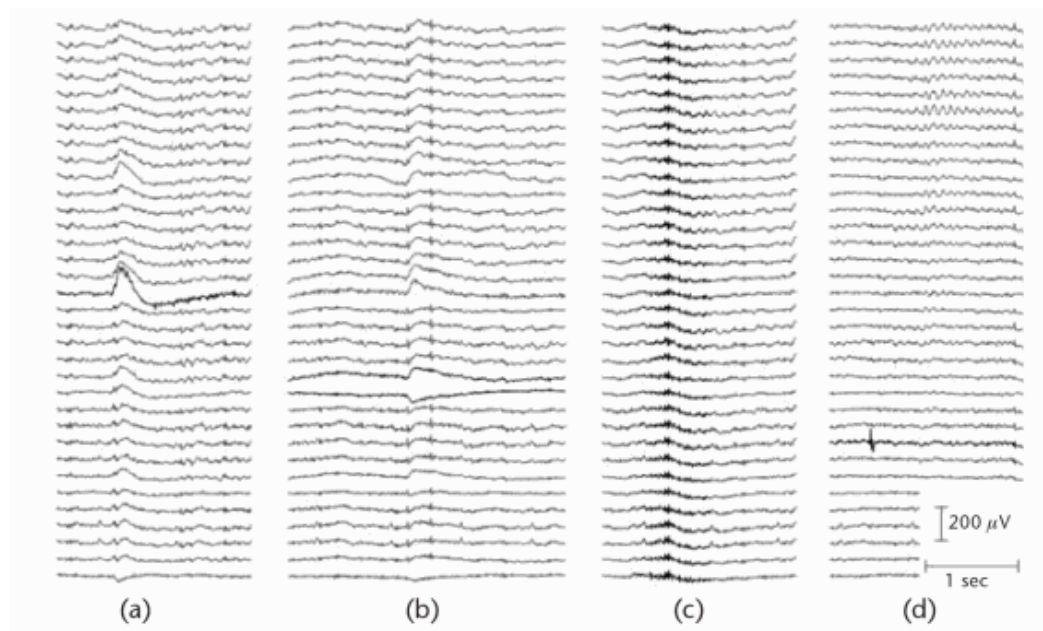
### 4.3.2 Artefakty

Otázka rozlišení mezi artefaktuální a mozkovou elektrickou aktivitou je zásadní už od prvopočátku měření EEG. Podle glosáře IFSECN je artefakt definován jako „*jakýkoliv rozdíl potenciálu zaznamenaný v signálu EEG nezpůsobený mozkovou aktivitou*“ nebo někdy také více obecně „*jakákoliv modifikace EEG způsobená mimo-mozkovými faktory, jako úprava média obklopující mozek, funkční poruchy zařízení a zkreslení a operační chyby*“. [23]

Je proto při měření důležité vytvořit takové nahrávací prostředí, které minimalizuje možnost výskytu artefaktů. V praxi se běžně setkáváme s odhlučněnými a elektricky stíněnými kabinami.



Mezi exogenní artefakty běžně se vyskytující v EEG patří šum z vedení, elektrické šumy z jiných elektrických zařízení, jako např. motory, zvonění telefonu atd. a artefakty, které mají původ v pohybu elektrody, nebo jejím krátkým odpojením od pokožky. Většinu těchto artefaktů jsme proto nuceni vyloučit z naměřených dat. Endogenní artefakty jsou naopak ty, které pocházejí z těla měřeného subjektu. Nejběžnější takový artefakt je pohyb očí a neuromuskulární výboje způsobené pohybem nebo svalovou tenzí zejména frontálních a temporálních svalů. Typickými příklady jsou mrkání, otevření a zavření očí, skousnutí čelisti a další. Mezi další vnitřní artefakty patří rušení ze srdeční aktivity, které je periodické, ale mnohem méně viditelné, než výše zmíněné. Další možný artefakt je pulzový, který se objevuje, pokud je elektroda umístěna nad tepnou, či žílou.



*Obr.5 – Ukázka artefaktů; První tři ukázky jsou příklady artefaktů biologických. Příklad (a) představuje mrknutí očí, příklad (b) pohyb očí, (c) svalová tenze, (d) pravděpodobně pohyb elektrody [24]*

Všechny jmenované artefakty jsou samozřejmě nežádoucí a ze záznamu signálu musí být před dalším zpracováním vyjmuty. Existují i metody zpracování signálu pomocí filtrů jako např. metoda ICA (Independent Component Analysis), ve většině případů je ovšem zkušený neurolog schopen odstranit tato data ručně.

## 4.4 Zpracování a vyhodnocení

Jako drtivá většina ostatních signálů, tak i signál EEG nelze zpracovávat pouhým okem. K získání dat z naměřeného záznamu používáme několik metod a to jak metody zpracování signálu (např. Fourierovy transformace), tak metody statistické. V této práci se zmíním pouze o metodách, které jsem při vypracovávání výsledků použil.

### 4.4.1 Fourierova transformace, DFT, FFT

Fourierova transformace je matematická metoda, sloužící k analyzování signálů. Často chceme jistou funkci vyjádřit v jiných proměnných a přesně toho Fourierova transformace docílí pomocí integrální transformace. Signál EEG je závislý na čase. Díky Fourierově transformaci ho ale můžeme vyjádřit pomocí harmonických signálů a tedy převést ho z časové oblasti do oblasti frekvenční.

Transformace je definována vztahem:

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt$$

Kde  $F(\omega)$  je Fourierova transformace funkce  $f(t)$ .

Jiný případ ale nastává, pokud zpracováváme signál pomocí počítače. Ten totiž zpracovává jen vzorky funkce v diskrétních časových okamžicích. V tomto případě je zaveden pojem *diskrétní Fourierova transformace DFT*, kde je integrál formálně nahrazen integrálním součtem. S její pomocí tedy získáváme spektrum ze vzorků signálu. Základní vztah pro DFT je:

$$F_k = \sum_{i=0}^{N-1} f_i e^{-j2\pi \frac{ki}{N}}$$

Kde  $N$  je počet vzorků a  $j$  je imaginární člen.

K výpočtu DFT je ale zapotřebí přibližně  $N^2$  operací a výpočet je tak časově velmi náročný. Z toho důvodu byly vynalezeny jiné algoritmy, využívající speciálních vlastností definice transformace, které výpočet značně usnadňují a tedy urychlují. Jedním z nich je i rychlá Fourierova transformace (FFT). [25]

#### 4.4.2 T-test

T-test, někdy také nazýván Studentský t-test, je velmi častou statistickou metodou využívanou k testování hypotéz. Jednou z hypotéz je, že se střední hodnota náhodného výběru s normálním rozdělením rovná určité konstantě:  $H_0: \mu = \mu_0$ .

V tomto případě se jedná o jednovýběrový t-test.

V druhém případě se testuje, zda se střední hodnota jednoho náhodného výběru s normálním rozdělením rovná střední hodnotě druhého náhodného výběru, též s normálním rozdělením:  $H_0: \mu_1 - \mu_2 = konst., ve většině případů = 0$ .

Takovýto test se nazývá dvouvýběrovým.

Dvouvýběrový test ještě dělíme na dva druhy a to sice na párový a nepárový. V mém měření jsem použil druhý zmiňovaný a tedy ten, kdy porovnáváme dvě nezávislé skupiny měření.

Zde pokud označíme  $x_1, x_2, \dots, x_n$  a  $y_1, y_2, \dots, y_n$  jako náhodné výběry z  $N(\mu_1, \sigma_1^2)$ , resp.  $N(\mu_2, \sigma_2^2)$  a k nim odpovídající výběrové průměry  $\bar{X}, \bar{Y}$  a výběrové rozptyly  $s_x^2, s_y^2$ , pak testovací statistika má tento tvar [26]:

$$t = \frac{\bar{X} - \bar{Y}}{\sqrt{\frac{s_x^2}{n_1} + \frac{s_y^2}{n_2}}}$$

Před použitím tohoto testu bylo ještě pomocí F-testu prověřeno, zda mají oba náhodné výběry stejný rozptyl. Výsledek t-testu představuje pravděpodobnost nulové hypotézy o shodě dvou průměrů.

## 5 Použitá technologie a měřená data

K experimentu byl využit simulátor nákladního automobilu, umístěný na Ústavu dopravní telematiky fakulty Dopravní. Tento simulátor zde slouží k výzkumům podobným mému, a tedy nebezpečného charakteru, které nelze v reálném provozu provádět právě z důvodu bezpečnosti řidiče. K takovýmto výzkumům patří např. měření poklesu pozornosti řidičů, vliv alkoholu na způsob jízdy řidiče, chování řidiče na železničních přejezdech, ovládání asistenčních systémů a jiné.

Tento simulátor se skládá z jednoho výkonného počítače, na kterém je uložen program pro simulaci jízdy. K tomuto PC jsou připojeny tři širokoúhlé LCD televizory promítající řidičovi okolní krajinu a zároveň se starající o zvuk motoru a jeden monitor zobrazující tachometr, otáčkoměr a kompas. Volant, plynový a brzdový pedál jsou s počítačem propojeny pomocí CAN sběrnice (Controlled Area Network).



*Obr.6 – Vlevo otevřený simulátor s testujícím řidičem a PC snímající EEG, vpravo simulátor v provozu*

Součástí použité technologie bylo i druhé PC (na Obr.6 vlevo) napojené na čepici s elektrodami a snímající řidičovo EEG. O snímání a záznam se postaraly programy TrueScan Acquisition a TrueScan Explorer.

Naměřená data byla dvojího typu:

**Fyziologická data** byla nejdůležitější součástí experimentu. Ke způsobu monitorování chování řidiče patří mnoho metod. Mimo jiné se jedná o pohyb očí, mozková a svalová aktivita, tlak a srdeční frekvence. Tyto metody jsou velmi často kombinovány a je žádoucí, aby byly pokud možno neinvazivní z důvodu ovlivňování komfortu řidiče a tedy i jeho jízdy. V našem případě šlo o záznam mozkové aktivity pomocí EEG.

**Subjektivní hodnocení** bylo doplněním k naměřeným datům a šlo o slovní popis způsobu jízdy, zhodnocení jízdního komfortu a především přiřazení stupně ospalosti během jízdy ze škály 1 – 5, kdy 1 znamená zcela svěží a 5 znamená velmi vysoký pocit únavy až spánku.

## 6 Metodika měření

Celý experiment byl rozdělen do dvou hlavních fází. V první fázi byla probandovi měřena mozková aktivita při vypnutém simulátoru, přičemž byla provedena série testů, resp. stavů, které sloužily jako referenční při následném vyhodnocování výsledků. V druhé fázi byl již simulátor zapnut a byla měřena mozková aktivita při samotné jízdě.

Pro správnost výsledků měření byla tato metodika dodržována u všech probandů a měřené subjekty s ní byly důkladně seznámeny.

### 6.1 Jednotlivé fáze experimentu

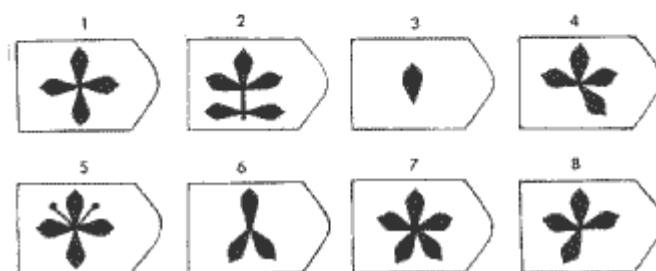
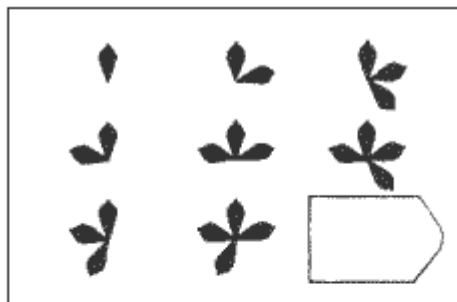
Seznámení s experimentem – V této fázi bylo velmi důležité, aby byl proband hned po příchodu seznámen s metodikou měření a aby mu byly představeny prováděné

testy. K dosažení správných výsledků a vyvarování se nežádoucích artefaktů je důležité, aby byl proband v klidu a uvolněný a k tomu měla tato fáze dopomoci.

Napojení na měřicí přístroje – kromě samotného napojení bylo především řidičovi vysvětleno, kterým úkonům se má pro správnost výsledků vyvarovat. Především se jednalo o časté mrkání očí, časté polykání a svírání čelisti, které v záznamu signálu tvoří nezpracovatelné úseky.

Testy – po úspěšném připojení na přístroj, se nejprve provedla série testů, jejichž výsledky poté sloužily k porovnání se stavem reprezentujícím pokles pozornosti. Jednalo se celkem o čtyři referenční stavy:

- 1) **Otevřené oči** (značeno OO) – při tomto stavu proband seděl nehybně v sedadle, přirozeně dýchal a snažil se koukat na jeden nehybný bod před sebou.
- 2) **Zavřené oči** (značeno ZO) – Proband v té samé poloze oči zavřel a opět přirozeně dýchal. Oba tyto stavy OO, ZO, trvaly každý jednu minutu a opakovaly se třikrát střídavě po sobě. Kratší intervaly, či vícenásobné opakování již nebylo nutné, naopak by se pravděpodobně objevil stav dokonalé habituace, tedy stav, při kterém si mozek „zvykne“ na přechod mezi otevřenými a zavřenými očima a to vede ke snížení rozdílu mozkové aktivity mezi těmito dvěma stavy.
- 3) **Počty** (značeno CALC) – řidič seděl se zavřenými očima, přičemž mu byla diktována dvouciferná čísla, která v duchu sčítal. Po sečtení deseti a poté dvanácti čísel teprve řekl výsledek. Cílem těchto počtů bylo vyvolat stav hlubokého přemýšlení se zavřenými očima.
- 4) **Ravenův test** (značeno RAV) – Ravenovy progresivní matrice jsou ve většině případů používány k měření inteligence osob. Byly vyvinuty Johnem C. Ravenem v roce 1936 a jedná se o nonverbální test v podobě doplňování geometrických obrazců do většího obrazce s jednou chybějící částí (viz. Obr. 7). Cílem tohoto testu je vyvolat stav hlubokého přemýšlení se zavřenými očima. Test se skládal z celkem osmi obrázků.



*Obr.7 – Ukázka použitého Ravenova testu*

Po provedení zmíněných testů byl zapnut simulátor a měřena samotná jízda. Následující úsek měl dvě fáze:

Adaptace – žádný ze simulátorů nelze naprogramovat tak dokonale, aby odpovídal skutečné realitě. Vždy se budou objevovat jemné rozdíly v citlivosti řízení, sešlapování pedálů, řazení atd. Na řidiče také nepůsobí žádné okolní síly jinak normálně vznikající s jízdou. Je proto důležité, aby si řidič nejprve osvojil způsob jízdy na simulátoru, aby ta co nejvíce připomínala jízdu v reálných podmínkách. Tato fáze trvala přibližně 10 minut.

Jízda – tato fáze byla v experimentu stěžejní. Jako nejvhodnější prostředí pro jízdu byla vybrána scéna s úsekem na dálnici za tmy. Scéna byla velice monotónní s co nejméně vzrušivými podněty. Scéna tak měla působit velice nezábavně a přivést řidiče co možná nejvíce ke stavu nepozornosti až únavy. Ze samotného počátku jízdy se odebraly vzorky mozkové aktivity, přičemž se předpokládalo, že se jedná o stav, kdy je řidičova pozornost stále na velmi vysoké úrovni. Tento stav byl značen jako JIZDA. Celková jízda trvala 40-50 minut. V průběhu jízdy se ovšem sledovalo chování řidiče a zejména stav, který by reprezentoval pokles pozornosti. Ve většině případů se jednalo o

pokles pod přijatelnou úroveň, kdy řidič přestal reagovat na změnu směru vozovky a výrazným způsobem vyjel ze svého pruhu. V takovém případě byla v záznamu udělána značka a vzorky byly poté odebrány ze stavu předcházejícímu tomuto stavu v trvání zhruba jedné až dvou minut. Stav byl značen jako ERROR. Bylo zajímavé pozorovat, jak tomuto stavu předcházely různé indikátory jako výrazné zívání, poposedávání v sedadle, přivření očí a jiné.

## **6.2 Testovaná skupina řidičů**

Pro dosažení homogenity naměřených dat byla k experimentu přizvána pouze jedna věková skupina. Z několikaletého měření na vozových simulátorech bylo zjištěno, že by jedna věková skupina měla mít minimálně 8 osob. V tomto experimentu se jednalo o 8 osob ve věku 22-26 let ve složení 5 mužů a 4 ženy. Jednalo se o osoby držící řidičský průkaz skupiny B a s různým počtem ujetých kilometrů za rok.

# **7 Analýza naměřených dat**

## **7.1 Analýza jednotlivců**

V následující kapitole budou vyhodnocena data naměřená během experimentu. Naměřené signály byly zpracovány statistickými a matematickými metodami popsanými výše. Hlavním cílem analýzy bylo odhalení jevů a změn v mozkové aktivitě při poklesu úrovně bdělosti jednotlivých probandů a dále porovnání těchto změn napříč celou skupinou řidičů s případným nalezením opakujícího se vzoru.

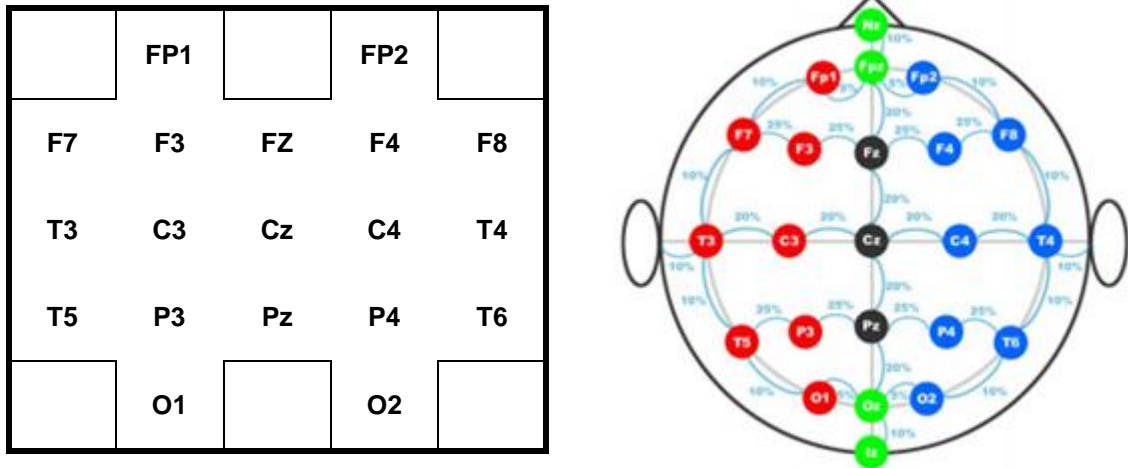
Stavy porovnávané mezi sebou jsou následující:

- OO – otevřené oči
- ZO – zavřené oči
- CALC – počty
- RAV – Ravenovy testy
- JIZDA – klidná jízda bez chyb



- ERROR – stav reprezentující pokles pozornosti

Za tímto účelem byla vytvořena mapa znázorňující jednotlivé elektrody po vzoru systému 10/20.



Obr.8 – Mapa elektrod po vzoru systému 10/20

Delta				
	2,4		0,3	
92,9	99,6	99,9	99,9	72,0
79,6	99,2	96,9	97,4	99,6
94,1	87,9	97,1	91,7	77,4
	60,7		78,9	

Obr.9 – Ukázka mapy s aktivitou Delta

Mapa na obrázku 9 ukazuje příklad delta aktivity řidiče. Vždy jsou porovnávány dva stavy, stav ERROR a druhý referenční stav. T-test byl proveden pro sady vzorků ze

signálu z obou stavů a to pro každou elektrodu zvlášť. Nulová hypotéza pro tyto testy byla:

$H_0$ : Střední hodnoty výběrů dvou stavů jsou stejné.

Čísla v jednotlivých buňkách mapy pak znamenají, na kolik procent můžeme nulovou hypotézu vyvrátit. Rozdíl je pak také v barevnosti. Pokles či nárůst jednotlivých aktivit je vždy brán ve vztahu Referenční stav => ERROR, kdy **červená** znamená nárůst a **modrá** znamená pokles.

### 7.1.1 Proband 1

Řidič č. 1 byla žena ve věku 23 let. Její EEG bylo normální, bez příznaků epilepsie ani jiných patologických jevů. V minulosti nebyla diagnostikována žádnou chorobou postihující mozkovou aktivitu. Její jízda nebyla v prvotní fázi příliš stálá. Řidičce trvalo, než si zvykla na podmínky simulátoru. Po chvíli již byla jízda jistější. V této fázi byly odebrány vzorky pro stav JÍZDA. Stav ERROR byl zaznamenán ve 42. minutě, kdy řidička nereagovala na změnu vozovky a vyjela z pruhu směrem ke krajnici. Řidička se po absolvování jízdy zhodnotila stupněm 4, tedy „spíše ospalá“. Následující mapy charakterizují její stav při jízdě:

### OO x ERROR

Delta					Theta				
	99,2		98,4			99,6		97,4	
62,8	73,3	96,3	83,0	15,5	75,4	74,9	93,9	83,8	6,3
39,2	20,6	87,2	9,6	16,6	66,6	80,5	2,4	69,5	38,5
64,3	9,2	93,4	86,3	78,6	61,4	51,8	89,4	70,0	49,7
	93,2		91,9			86,7		94,5	

Alpha					Beta				
	79,3		76,2			99,9		99,9	
87,6	99,9	99,9	99,9	95,1	95,2	93,4	99,9	92,9	60,0
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	66,4	99,5	99,9	35,3	50,2
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9	25,4	99,7	78,1	89,3	79,5
	99,9		99,9			87,5		80,3	

*Tabulka 2 – Proband 1, OOxERROR*

Přechod mezi stavem otevřených očí a jízdou s chybou je charakterizován předešlými mapami. V pásmu Delta je vidět nepatrný nárůst frontálně a pak také temporo-okcipitálně vpravo. Frontální nárůst může být způsoben pohybem očí, nebo svalovou aktivitou čela. Delta jinak téměř beze změny. Znamená to tedy, že stav mentace se nezměnil.

Tomu odpovídá pásmo Theta, které bylo v podobné frekvenční oblasti. Opět lze vidět lehký nárůst frontálně a temporo-okcipitálně vpravo. Nárůst Theta v tomto případě již může předznamenávat pokles bdělosti a nástup somnolence.

Pásmo Alpha je v této situaci nejvýznamnějším indikátorem poklesu bdělosti. Jelikož jsou oba stavy s otevřenými očima, můžeme tedy vyloučit její pokles právě otevřením očí. Velmi významný pokles Alphy nad celým povrchem hlavy tedy jasně naznačuje usínání.

V pásmu Beta došlo k veliké hemisferální asymetrii. V hlubokém spánku je toto spektrum symetrické, proto asymetrie může naznačovat počínající somnolenci.

## ZO x ERROR

Delta				
	96,7		95,8	
90,4	16,1	73,1	46,9	92,2
26,2	14,9	99,3	74,8	29,2
93,6	98,8	99,5	99,9	99,9
	84,6		99,8	

Theta				
	99,9		99,6	
99,6	71,1	95,6	88,7	79,4
40,5	67,4	99,8	97,1	66,8
99,2	99,0	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Alpha				
	40,1		81,2	
99,4	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Beta				
	99,9		99,9	
99,5	81,6	99,9	29,5	45,9
7,7	99,8	99,9	99,9	99,1
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Tabulka 3 – Proband 1, ZOxERROR

Nevýrazné změny v pásmu Delta vypovídají o relaxaci řidiče s absencí hlubokého přemýšlení. Temporo-okcipitální nárůst Theta opět poukazuje na usínání řidiče a velmi výrazný pokles Alpha v tomto případě dokazuje zdravou funkci mozku, jelikož se jedná o učebnicový příznak přechodu mezi otevřenými a zavřenými očima. V pásmu Beta lze také pozorovat příznak usínání a to v podobě značného poklesu nad celým povrchem hlavy.

## CALC x ERROR

Delta				
	98,3		94,5	
97,4	41,3	4,3	38,7	89,3
88,8	42,4	27,1	92,6	92,8
10,7	49,2	51,3	18,2	96,6
	41,0		41,6	

Theta				
	97,9		98,8	
38,5	66,0	89,7	99,6	17,8
77,8	76,8	99,6	99,8	89,3
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Alpha				
	61,4		65,0	
99,6	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Beta				
	99,9		99,9	
99,8	58,9	96,0	28,9	63,2
57,3	99,9	99,9	99,6	99,0
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Tabulka 4 – Proband 1, CALCxERROR

Velmi vysoký pokles Alphy koresponduje s otevřením očí. Pásmo Delta zůstává prakticky beze změny, pouze lehký nárůst temporálně vpravo. Malá změna Delty znamená, že řidič při vyjetí z vozovky příliš mnoho nepřemýšlel, byl relaxován, a tedy mohl jednoduše spravit chybu. Důvod poklesu v pásmech Beta a Théta je obtížné určit. V pásmu Théta se může jednat o emoční projev, Beta zase absence aktivního myšlení.

## RAV x ERROR

Delta				
	75,2		14,8	
81,2	98,4	96,8	96,7	11,5
96,0	99,0	98,4	84,3	89,6
94,3	95,8	86,0	77,7	98,0
	65,4		64,5	

Theta				
	90,0		68,9	
31,1	96,8	95,0	97,6	21,4
80,3	28,7	90,2	87,9	32,0
50,0	48,3	73,3	92,9	98,3
	73,7		82,8	

Alpha				
	99,9		99,9	
98,9	99,9	89,7	99,8	78,7
98,7	90,3	15,9	68,7	62,5
77,4	71,2	68,6	78,2	79,4
	62,8		87,7	

Beta				
	99,9		99,9	
95,2	93,4	99,9	92,9	60,0
66,4	99,5	99,9	35,3	50,2
25,4	99,7	78,1	89,3	79,5
	87,5		80,3	

Tabulka 5 – Proband 1, RAVxERROR

Na mapách můžeme pozorovat předpokládané změny. Pokles Delta na obou hemisférách a pokles pásma Alpha temporálně vlevo. Oba tyto poklesy naznačují sníženou hladinu přemýšlení, lze se ovšem pouze dohadovat, zda je umístění těchto změn na skalpu o něčem vypovídající.

## JIZDA x ERROR

Delta				
	99,3		98,5	
65,7	25,3	64,5	76,8	72,9
31,1	40,4	5,7	11,1	1,1
73,8	51,8	43,6	37,3	4,3
	81,9		66,4	

Theta				
	99,9		98,1	
78,1	49,8	50,2	19,8	81,8
39,0	34,7	39,9	31,8	72,4
52,6	38,1	49,9	53,7	48,7
	21,2		18,7	

Alpha				
	89,5		64,2	
24,8	80,9	68,6	11,6	66,2
12,2	93,3	86,8	96,4	89,5
64,7	94,7	87,6	97,1	96,9
	60,4		40,1	

Beta				
	99,5		97,0	
94,5	6,1	93,7	7,7	80,2
98,9	84,5	17,9	90,8	56,4
99,9	98,1	99,2	82,4	65,0
	99,9		32,4	

Tabulka 6 – Proband 1, JIZDAxERROR

Z předchozích map charakterizujících změny mozkových aktivit mezi referenčními stavy a chybovou jízdou vyplývá teorie o chybovosti z důvodu poklesu bdělosti pod kritickou úroveň. Toto reprezentovaly výrazné poklesy v pásmech Delta a Alpha. Při srovnání jízdy bez chyb s vyjetím z vozovky se ale tyto předpoklady zcela nepotvrdily. Pásmo Delta zůstalo téměř beze změny, což vypovídá o téměř žádné změně v úrovni mentace. V pásmu Alpha jsme naopak svědky nárůstu a to temporo-okcipitálně vpravo. A jelikož je Alpha aktivita hlavním ukazatelem relaxovaného stavu člověka bez výrazného soustředění, mohlo by to tedy poukazovat na pokles pozornosti, nikoli

bdělosti. Z uvedeného tedy vyplývá, že řidič byl při chybě sice bdělý, ovšem jeho pozornost věnovaná jízdě byla minimální, proto chyboval.

### **7.1.2 Proband 2**

Řidič č. 2 byl muž ve věku 23 let. V minulosti neprodělal žádnou chorobu ovlivňující mozkovou aktivitu. Jeho EEG bylo bez známek patologické Delta.

Řidičova jízda byla klidná, bez projevu nervozity, či nejistoty. Značka ERROR byla zaznamenána ve 35. minutě, kdy řidič samovolně vyjel ze svého pruhu, načež se ihned vrátil do svého. Jeho chybu předznamenávalo nervózní poposedávání v sedadle, které je obvykle znakem působení monotónnosti na řidiče s důsledkem poklesu jeho pozornosti. Řidič se na závěr svého testu ohodnotil stupněm 3, tedy „ani bdělý, ani ospalý“.



## OO x ERROR

Delta				
	99,8		99,5	
84,4	80,5	69,2	15,9	46,8
88,4	99,4	94,8	90,9	99,9
98,1	99,9	68,7	88,9	97,1
	99,8		99,4	

Theta				
	99,4		99,8	
82,1	84,4	87,0	66,9	95,4
91,1	95,4	20,0	82,0	99,2
95,1	77,7	3,0	95,6	94,9
	82,7		98,8	

Alpha				
	99,9		98,8	
63,4	12,4	77,3	78,7	89,5
60,0	93,2	97,5	26,4	94,8
1,2	98,9	82,8	93,4	95,4
	96,9		44,9	

Beta				
	99,9		99,6	
33,3	35,2	80,0	28,1	96,2
5,9	97,7	99,9	50,5	94,0
99,8	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,2	

Tabulka 7 – Proband 2, OOxERROR

U řidiče č. 2 je zřejmý nárůst v pásmu Delta a to parietálně a temporo-okcipitálně na obou hemisférách. To představuje aktivní rytmus mozku.

Lehký nárůst pásma Theta na pravé straně mozku je možný považovat za znak hypnagogie, neboli usínání, což by podporoval i pokles pásem Alpha a Beta. Změny všech pásem pozorujeme zejména temporo-okcipitálně vpravo.

## ZO x ERROR

Delta				
	78,9		99,5	
29,0	36,2	42,7	91,7	64,6
68,1	99,5	89,1	52,3	86,4
86,3	72,2	39,2	78,0	92,9
	78,9		87,8	

Theta				
	26,2		99,9	
23,1	9,5	84,7	94,6	37,7
36,0	31,1	69,4	99,3	64,7
20,4	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		98,9	

Alpha				
	99,9		99,5	
86,7	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Beta				
	99,9		98,0	
78,1	35,0	99,7	98,9	90,7
86,0	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Tabulka 8 – Proband 2, ZOxERROR

V pásmu Delta nelze v tomto případě konstatovat výrazné změny. Odpovídá to tedy teorii snížení bdělosti při vybočení. Nemůžeme zde ani přikládat velkou váhu vzniklé asymetrii. Ta u dětí ve věku od 10-ti do 18-ti let indikuje poruchu pozornosti.

Výrazný pokles Alpha po celém povrchu hlavy je jasným příznakem přechodu mezi zavřenými a otevřenými očima. Jedná se tedy o zdravě fungující mozek. Značný pokles v pásmu Beta v tomto případě může opět znamenat usínání řidiče.

## CALC x ERROR

Delta				
	38,7		97,6	
78,8	59,9	2,5	98,8	76,3
54,9	79,8	94,4	73,3	35,7
48,4	87,8	87,4	50,3	0,2
	71,1		84,2	

Theta				
	4,1		98,9	
76,2	44,0	43,8	96,2	44,3
57,0	74,0	4,2	72,8	20,1
79,9	5,4	7,3	0,4	52,1
	11,9		73,0	

Alpha				
	97,8		4,7	
84,0	89,7	71,9	99,9	79,0
86,0	99,8	99,9	99,9	99,5
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Beta				
	99,1		90,2	
93,0	91,9	86,0	63,3	99,9
99,3	99,9	99,9	99,9	99,4
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Tabulka 9 – Proband 2, CALCxERROR

Dle předchozích výzkumů by měly být při poklesu bdělosti známy změny v pásmu Delta, které se skutečně potvrdily a to poklesem. Lze tedy hovořit o absenci hlubokého přemýšlení. Nízká Alpha opět dokazuje otevření očí a pokles Bety potvrzuje nízkou úroveň mentace. Všechny příznaky tak poukazují na usínání řidiče.

## RAV x ERROR

Delta				
	63,4		74,4	
34,9	13,5	42,0	50,9	91,1
61,9	88,1	49,0	66,9	22,9
41,2	91,9	35,4	22,2	22,4
	83,7		96,0	

Theta				
	16,3		96,9	
41,4	73,6	39,1	56,2	24,0
69,1	98,2	35,1	56,7	36,8
51,8	0,6	81,9	80,5	43,4
	55,2		47,0	

Alpha				
	97,8		65,4	
7,3	83,1	75,4	88,0	94,9
2,0	97,8	99,8	99,2	99,2
77,8	98,4	99,2	99,5	99,0
	99,8		97,0	

Beta				
	99,9		4,9	
25,0	24,7	93,2	25,1	94,9
8,9	2,2	65,3	24,4	77,4
88,3	6,4	47,1	55,8	90,1
	96,6		86,7	

Tabulka 10 – Proband 2, RAVxERROR

Zde se potvrzuje očekávaný pokles v pásmu Delta, který je v tomto případě temporo-  
okcipitálně vlevo. Též očekávaný pokles Alpha koresponduje s vysokou relaxací řidiče.  
Zajímavý je výskyt hemisferální asymetrie v pásmu Beta. Tato asymetrie může opět  
vypovídat o somnolenci.

## JIZDA x ERROR

Delta				
	76,4		96,5	
90,8	81,7	76,9	52,3	15,6
97,6	98,3	75,5	94,8	99,6
77,8	99,8	96,6	92,5	97,1
	99,3		99,9	

Theta				
	36,4		98,0	
82,1	68,5	75,6	28,9	97,0
90,2	58,6	51,1	60,9	84,6
83,1	18,1	21,1	50,5	52,9
	29,0		89,4	

Alpha				
	30,5		54,0	
83,0	89,9	94,8	98,9	99,6
74,8	48,5	51,1	99,4	78,8
20,7	96,9	87,2	78,3	48,4
	28,1		39,1	

Beta				
	99,9		4,9	
25,0	24,7	93,2	25,1	94,9
8,9	2,2	65,3	24,4	77,4
88,3	6,4	47,1	55,8	90,1
	96,6		86,7	

Tabulka 11 – Proband 2, JIZDAxERROR

Z prvotních map porovnávajících reprezentační stavy lze opět vydedukovat chybovost řidiče z důvodu poklesu bdělosti. Teorii o usínání ovšem nelze zcela potvrdit a to z důvodu lehkého nárůstu v pásmu Delta. Úroveň aktivního myšlení byla tedy při vyjetí z vozovky o něco vyšší než při normální jízdě. Stejně jako u předešlého řidiče je ale zřetelný nárůst Alpha aktivity, což by opět znamenalo vysokou relaxaci řidiče a tedy způsobení chyby z důvodu poklesu pozornosti způsobené relaxací, nikoli přímo usínáním.

### 7.1.3 Proband 3

Řidič č.3 byla žena ve věku 25 let. V minulosti nebyla diagnostikována žádným onemocněním ovlivňujícím mozkovou činnost. V jejím EEG signálu nejsou patrné známky epileptických projevů. Její jízda byla klidná, bez větších chyb v prvotní fázi. Pověštinou udržovala konstantní rychlost, bez přejíždění mezi pruhy. Značka ERROR byla umístěna v signálu ve 37. minutě jízdy. Řidička výrazně vyjela z pruhu směrem ke krajnici. Její stav před vyjetím byl velice uvolněný, čemuž napovídalo to, že řidička nedržela volant oběma rukama, nýbrž je o něj měla pouze opřené. Řidička se po jízdě ohodnotila stupněm 4, tedy „spíše ospalá“.

## OO x ERROR

Delta				
	99,9		99,9	
60,5	99,9	99,9	99,9	10,4
95,5	99,5	99,7	99,8	99,9
99,9	99,7	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Theta				
	99,9		99,9	
99,5	99,9	99,9	99,9	90,2
99,9	99,3	94,7	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Alpha				
	99,9		99,9	
55,2	99,9	99,9	99,9	93,4
39,6	99,4	98,5	98,8	94,0
95,8	99,8	94,9	91,4	99,3
	99,1		99,9	

Beta				
	40,6		58,6	
63,0	98,0	99,9	99,9	61,5
43,1	99,9	24,4	99,9	97,7
46,6	96,6	90,7	91,9	77,0
	69,0		84,7	

Tabulka 12 – Proband 3, OOxERROR

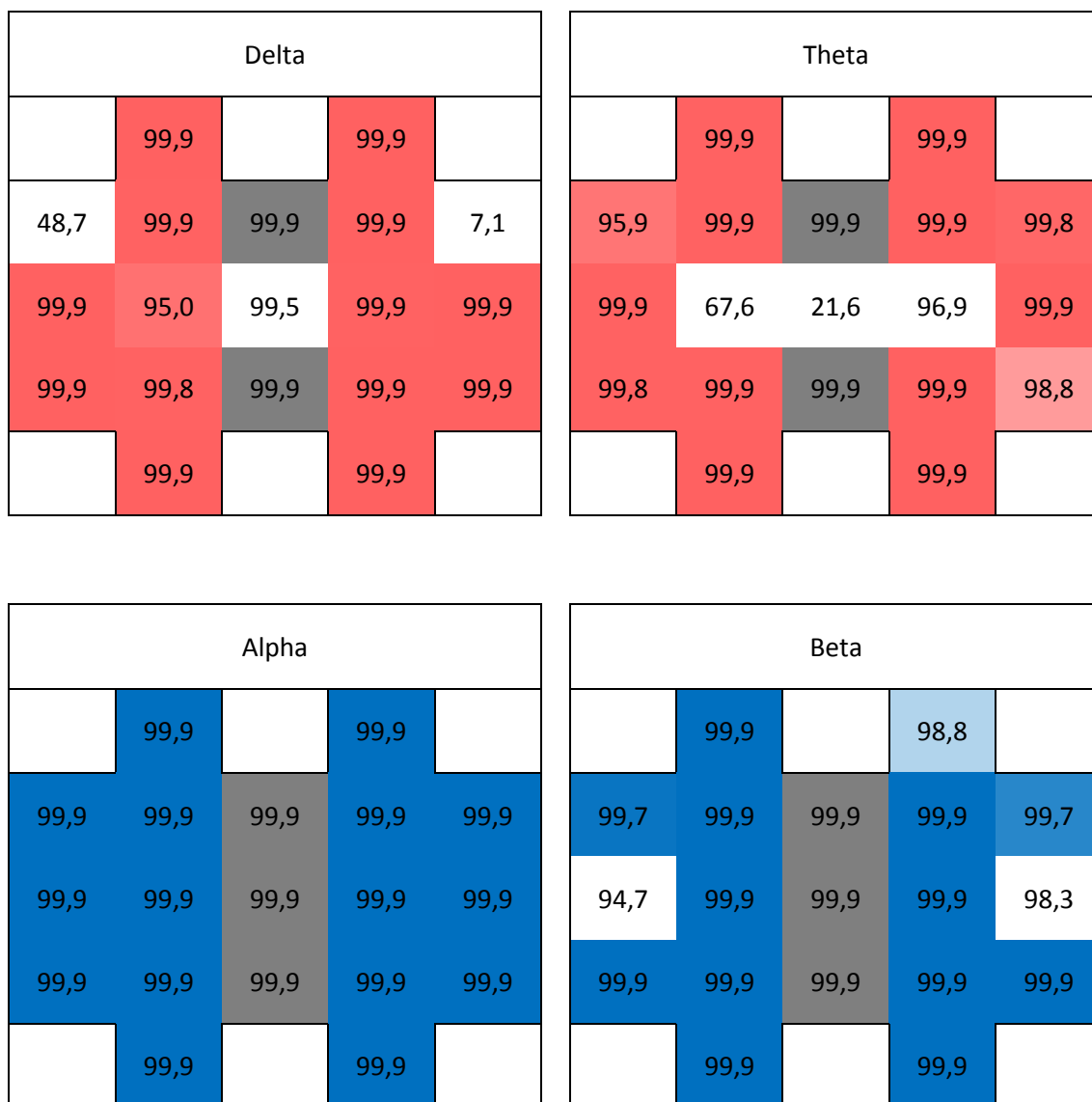
Vysoký nárůst pásma Delta téměř nad celým povrchem hlavy je v tomto případě příznakem hlubokého přemýšlení. Nabízí se tedy možnost vybočení ne z důvodu usínání, ale z důvodu zaměření pozornosti na něco jiného než jízdu.

Nárůst pásma Theta může být několikerého původu. V některých případech stoupá Theta spolu s Deltou při usínání, často je ovšem nárůst Theta projevem emočním. Emoční původ by spíše podporoval výše zmíněnou teorii o přemýšlení nad něčím

jiným. Lze to ovšem určit jen složitě, jelikož nemáme aktualizovaný údaj o emocích měřeného řidiče.

Nárůst pásma Alpha spolu s poklesem Beta by ovšem podporovaly pokles bdělosti a relaxaci. Pásmo Beta je ovšem ovlivňováno i svalovou aktivitou, proto nelze s jistotou říci o který způsob poklesu pozornosti se jedná.

## ZO x ERROR



Tabulka 13 – Proband 3, ZOxERROR

Z uvedených map je zřejmá podpora teorie o hlubokém přemýšlení při vybočení, ovšem nejspíše ne nad jízdou. Jednoznačný nárůst Delta aktivity následovaná poklesem Alphy



– to vše vypovídá o přemýšlení. Nárůst Thety je poměrně spekulativní a nejspíše způsoben emocemi. Pokles Alpha je pro upřesnění natolik významný nikoli z důvodu přemýšlení, ale opět z důvodu otevření očí.

### CALC x ERROR

Delta				
	98,0		99,5	
75,4	99,9	99,9	99,9	94,9
94,9	93,6	98,0	91,6	99,9
99,9	99,0	99,8	99,4	99,9
	99,9		99,9	

Theta				
	99,9		99,9	
89,7	99,9	99,9	99,9	71,5
99,9	74,9	41,6	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Alpha				
	99,9		99,8	
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Beta				
	99,9		98,8	
99,7	99,9	99,9	99,9	99,7
94,7	99,9	99,9	99,9	98,3
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Tabulka 14 – Proband 3, CALCxERROR

Vysoký nárůst v pásmu Delta opět poukazuje na stav hlubokého přemýšlení. Alpha pouze potvrzuje otevření očí mezi dvěma stavy. Nárůst v pásmu Theta zde může představovat jak kreativní myšlení, tak emoční projev a v pásmu Beta se nejspíše

projevu svalová aktivita. Ve většině případů totiž probandům při počítání stoupá puls, který se projevuje právě v pásnu Beta.

## RAV x ERROR

Delta				
	59,9		83,6	
99,9	99,9	99,9	99,9	98,3
5,6	48,7	94,6	89,7	99,9
99,8	80,2	90,7	89,2	98,9
	99,7		95,9	

Theta				
	12,8		50,7	
99,9	99,9	99,9	99,9	56,0
97,9	69,2	51,9	97,8	99,9
99,7	93,8	99,6	98,9	98,2
	95,0		83,9	

Alpha				
	99,9		99,9	
99,9	99,9	99,9	99,9	99,4
98,1	99,9	99,9	99,9	18,6
90,4	99,9	99,9	99,6	79,3
	93,7		86,8	

Beta				
	99,9		98,8	
99,7	99,9	99,9	99,9	99,7
94,7	99,9	99,9	99,9	98,3
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Tabulka 15 – Proband 3, RAVxERROR

V těchto mapách je velmi dobře vidět hluboké přemýšlení při vyjetí z vozovky. Nárůst Delta ve frontální a temporální oblasti spolu s významným poklesem Alpha po celém povrchu hlavy toto potvrzují. Původ změn v pásmech Theta a Beta není v tomto případě zcela jasný. Nejspíše je ale spojen s emocemi resp. svalovou aktivitou.

## JIZDA x ERROR

Delta				
	2,4		0,3	
92,9	99,6	99,9	99,9	72,0
79,6	99,2	96,9	97,4	99,6
94,1	87,9	97,1	91,7	77,4
	60,7		78,9	

Theta				
	84,7		62,8	
96,9	99,8	99,9	99,9	77,5
86,4	77,0	20,1	99,9	97,0
97,0	95,6	99,8	99,9	99,6
	95,1		98,3	

Alpha				
	97,8		95,0	
95,6	99,4	99,9	99,9	53,6
99,4	94,3	90,0	10,8	78,4
40,5	95,5	86,4	96,2	2,7
	90,1		16,9	

Beta				
	99,1		90,9	
99,8	99,8	99,9	99,9	86,4
99,8	97,2	91,6	46,7	99,7
6,2	18,8	68,0	67,8	92,1
	54,2		16,3	

Tabulka 16 – Proband 3, JIZDAxERROR

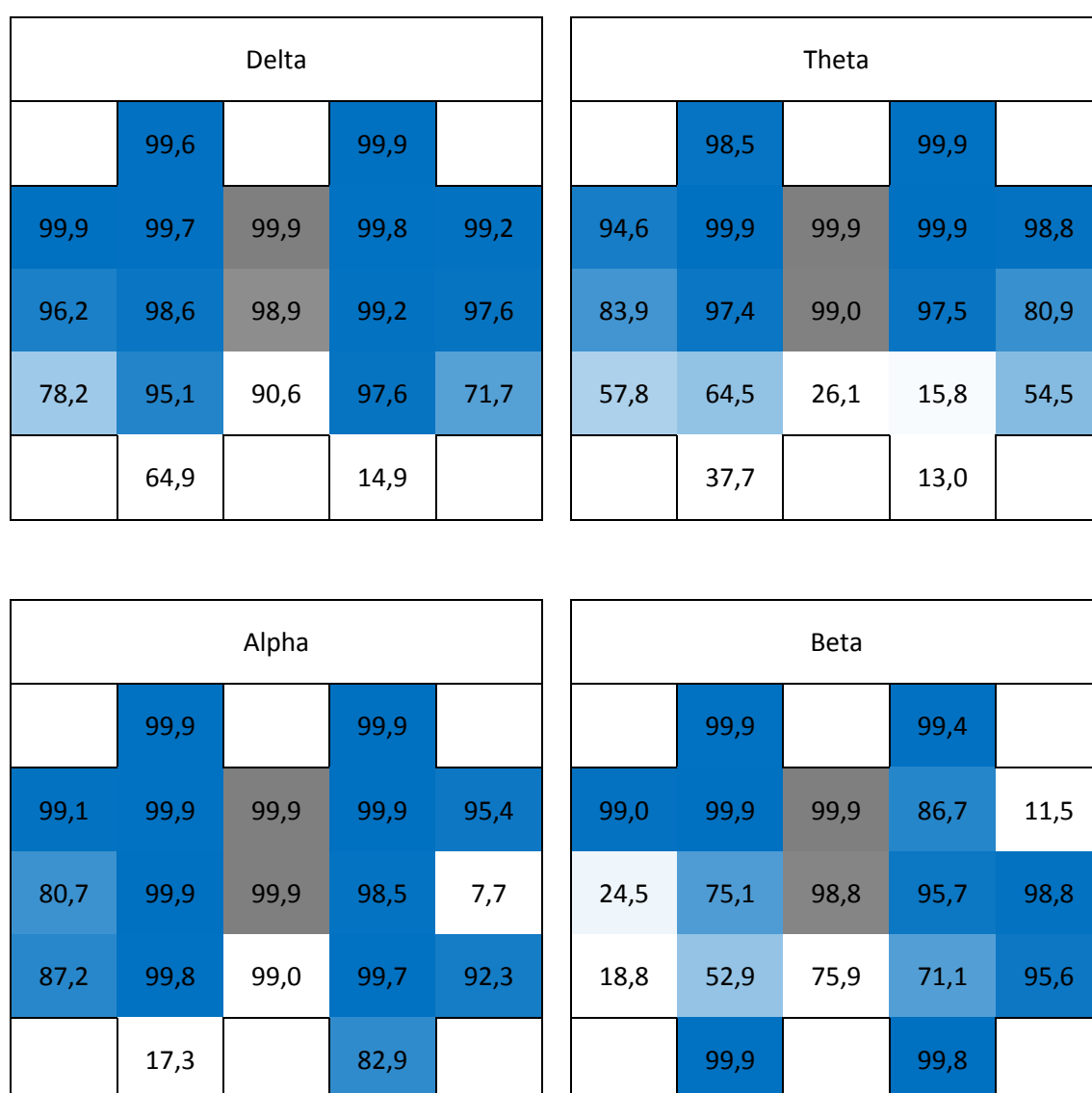
Předešlé mapy naznačovaly vyjetí z pruhu z důvodu nedostatečného věnování se jízdě a hlubokého přemýšlení nad něčím jiným než nad jízdou. Mapy porovnávající jízdu s chybou toto tvrzení potvrzují. Vysoký nárůst v pásmu Delta téměř nad celým povrchem hlavy spolu se značným poklesem Alpha (v tomto případě spíše nad levou stranou skalpu) vypovídají o vysoké mentální činnosti. Pásmo Beta, které reprezentuje aktivní pozornost, ovšem pokleslo. Nejednalo se tedy o přemýšlení spojeném s řešením problému, ale spíše zamyšlením se. Taktéž nárůst v pásmu Théta by v tomto případě mohl znamenat emoční rozruch při zamyšlení se.

### 7.1.4 Proband 4

Řidič číslo 4 byl muž ve věku 23 let. V minulosti nebyl diagnostikován žádnou chorobou ovlivňující mozkovou aktivitu, očekáváme tedy typické chování mozku.

Jízda byla jistá již od začátku, řidič se nebál jet vysokou rychlostí. Chyba nastala až ve 45. minutě jízdy, kdy řidič nestihl zareagovat na změnu vozovky a vyjel z pruhu. Řidič se následně ohodnotil stupněm 2, tedy „spíše bdělý“. Následující mapy zachycují jeho změny mozkové aktivity:

#### OO x ERROR



Tabulka 17 – Proband 4, OOxERROR

V záznamu si můžeme povšimnout koherenci všech pásem. Záznam se tzv. zplošťuje, tedy aktivita všech frekvencí klesá. Vysoký pokles Delta aktivity znamená snížení hloubky přemýšlení, podporováno snížením pásma Alpha nad celým povrchem hlavy. To jsou znaky upozorňující na pokles vigility a usínání. Pokles Beta aktivity by v tomto případě podporovat teorii o absenci aktivního myšlení.

## ZO x ERROR

Delta				
	24,9		88,1	
64,6	1,9	96,0	72,0	95,1
86,2	84,4	86,4	9,1	70,8
49,4	25,9	73,4	9,9	91,3
	95,4		99,9	

Theta				
	66,6		96,5	
84,0	83,1	95,7	65,3	98,4
82,1	92,0	56,5	93,1	97,6
23,3	18,7	62,3	7,7	61,8
	93,6		95,2	

Alpha				
	99,9		99,9	
99,9	99,9	99,9	99,9	99,7
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Beta				
	99,9		85,5	
43,9	99,9	99,9	97,2	86,1
72,4	99,8	99,9	99,9	36,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,1		99,4	

Tabulka 18 – Proband 4, ZOxERROR

Nepatrné změny Delta aktivity naznačují neměnnost aktivního myšlení. Nárůst Théta ve frontální oblasti a pokles Beta po celém povrchu hlavy vypovídají o poklesu bdělosti až

somnolenci. A v neposlední řadě můžeme vidět typicky významný pokles pásma Alpha způsobený otevřením očí. Tyto mapy tedy potvrzují nízkou pozornost řidiče.

## CALC x ERROR

Delta				
	97,0		99,6	
99,4	88,2	99,8	99,9	63,2
46,3	88,4	17,0	73,4	77,5
11,7	55,5	39,8	46,7	61,8
	40,7		87,1	

Theta				
	20,3		55,5	
73,3	98,1	99,9	75,3	71,0
2,5	24,8	68,8	85,7	69,1
41,2	4,3	85,8	87,3	42,6
	93,1		89,0	

Alpha				
	99,9		99,6	
99,1	99,9	99,9	99,9	32,9
99,7	99,9	99,9	95,7	71,1
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,5		99,9	

Beta				
	99,9		96,4	
3,9	98,8	99,9	49,9	55,2
28,0	90,6	91,2	99,8	97,0
96,5	99,9	99,8	99,9	99,9
	99,8		55,3	

Tabulka 19 – Proband 4, CALCxERROR

V první řadě můžeme vidět typický znak otevření očí a to poklesem pásma Alpha. Dále si můžeme všimnout lehkého poklesu Delta aktivity frontálně vlevo. To naznačuje snížení aktivního myšlení. Spolu s poklesem v pásmu Beta se tedy dá hovořit o snížení bdělosti řidiče. Zajímavá je ovšem disociace Theta, pro kterou nemáme přímého vysvětlení. Může se zde jednat o příznak emocí.

## RAV x ERROR

Delta				
	59,5		99,7	
98,7	99,9	99,9	99,9	92,5
25,2	98,4	99,0	99,8	49,6
23,2	87,4	94,4	68,9	9,4
	10,7		45,2	

Theta				
	15,1		98,4	
79,0	99,9	99,9	99,9	94,4
42,7	30,3	83,7	44,3	38,6
84,3	84,5	45,0	78,2	44,2
	98,1		97,5	

Alpha				
	99,9		99,8	
80,0	95,0	99,9	99,9	66,6
25,9	62,1	57,0	95,5	97,3
16,8	70,6	98,5	99,4	99,6
	91,9		88,4	

Beta				
	99,9		84,8	
98,9	98,1	99,9	47,7	9,1
76,0	84,0	56,0	0,9	99,9
62,5	85,2	25,8	34,0	34,5
	99,9		4,6	

Tabulka 20 – Proband 4, RAVxERROR

Z teorie o ospalosti řidiče bychom v tabulce č.20 očekávali pokles pásma Delta. Tento pokles se potvrzuje a s ním v koherenci klesá Théta. Obě pásma klesají převážně frontálně. V pásmu Alpha si ale můžeme povšimnout celkem výrazného nárůstu především frontálně a pak okcipitálně vpravo. Tato skutečnost tedy vylučuje možnost somnolence, a tedy přidružuje se k případu řidiče č. 1 a 2, kdy chyba byla způsobena poklesem pozornosti relaxací řidiče, nikoli však usínáním.

## JIZDA x ERROR

Delta				
	99,9		99,9	
99,7	77,6	59,6	48,7	33,6
21,2	67,5	80,5	90,9	61,1
93,2	97,7	99,7	97,8	75,3
	99,3		89,7	

Theta				
	99,9		99,9	
92,6	91,2	79,2	83,6	68,1
43,2	8,5	52,8	41,6	42,0
92,7	95,9	89,1	42,8	87,4
	93,6		92,7	

Alpha				
	96,3		99,9	
89,1	99,4	90,0	8,6	14,3
62,5	60,4	99,6	71,5	60,5
36,4	11,2	45,5	8,6	24,8
	99,9		97,8	

Beta				
	99,9		4,9	
25,0	24,7	93,2	25,1	94,9
8,9	2,2	65,3	24,4	77,4
88,3	6,4	47,1	55,8	90,1
	96,6		86,7	

Tabulka 21 – Proband 4, JIZDAxERROR

Z posledního porovnání normální jízdy a chybné jízdy se nám potvrzuje stav relaxace řidiče. Záznam je velmi podobný předchozímu, tedy pokles pásma Delta v koherenci s poklesem Théta (zajímavé je, že pokles Théty se projevovat spíše na levé straně). Dále pak nárůst pásma Alpha, které v kombinaci s Deltou vyvrací somnolenci. Řidič č. 4 se tedy řadí do stejné kategorie jako č. 1 a 2.



### 7.1.5 Proband 5

Řidič číslo 5 byl muž ve věku 26 let. V dětství byl diagnostikován ADHD. Většina projevů ADHD ze záznamu EEG v dospělosti mizí. Mohou se ale objevovat i u dospělého člověka, a pokud ne v jejich typickém vyjádření (jako např. zvýšenou Deltou při klidových otevřených očích), tak alespoň v atypických projevech mozkové aktivity. Jízda tohoto řidiče byla velice neklidná. Již po několika minutách nervózně poposedával v sedadle a neustále přejížděl z pruhu do pruhu, nejspíše pro zvýšení rozruchu během monotónní jízdy. Chyba nastala ve 33. minutě, kdy řidič ztratil kontrolu nad vozidlem a vyjel z vozovky. Řidič se ohodnotil stupněm 2, tedy „spíše bdělý“.

## OO x ERROR

Delta				
	97,2		98,5	
99,4	98,7	99,9	99,9	12,9
90,6	39,1	32,7	78,4	97,0
59,1	82,5	28,1	97,1	13,5
	91,8		33,6	

Theta				
	88,9		84,3	
95,9	45,0	99,4	63,8	92,6
61,2	66,1	80,4	40,9	13,1
69,1	77,7	95,2	86,7	98,4
	98,4		99,7	

Alpha				
	88,5		78,3	
99,8	100,0	99,9	87,3	88,9
80,3	17,1	43,7	89,2	87,4
24,7	59,8	86,3	40,8	42,7
	84,8		91,6	

Beta				
	78,4		99,9	
99,9	99,9	99,9	43,7	11,4
99,9	54,8	78,5	18,1	98,8
22,2	99,7	56,9	99,9	32,3
	99,9		83,5	

Tabulka 22 – Proband 5, OOxERROR

Zde na první pohled zaujímá vysoká hemisferální asymetrii v pásmu Alpha, což je jev u dospělého člověka atypický. Nárůst pásma Théta spolu s poklesem Beta by mohl znamenat prvotní fázi somnolence. V takovém případě bychom tedy předpokládali pokles Delta aktivity. V našem případě ovšem narostla. Mozek tohoto řidiče se ovšem stále chová poněkud netypicky a proto se v normálním uvolněném stavu může objevovat Delta, která má patologický původ.

## ZO x ERROR

Delta				
	37,5		92,5	
98,9	99,5	99,9	98,7	89,0
95,9	1,2	24,5	86,2	99,2
26,2	98,8	73,8	99,8	59,7
	9,2		56,4	

Theta				
	99,5		73,9	
92,0	91,6	96,9	66,5	25,9
41,0	56,6	90,0	75,8	22,8
96,6	52,5	91,9	93,8	99,8
	99,7		99,8	

Alpha				
	98,1		99,3	
73,3	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Beta				
	11,0		99,9	
99,9	99,9	99,9	72,3	89,8
99,9	99,9	14,1	95,9	99,7
90,4	99,9	99,9	99,9	99,9
	39,8		99,9	

Tabulka 23 – Proband 5, ZOxERROR

Běžná reakce mozku při otevření očí se projevuje význačným poklesem v pásmu Alpha. Ostatní pásma ukazují typické znaky ospalosti – pokles pásma Delta (v tomto případě spíše ve frontální oblasti) a nárůst Théta aktivity společně s poklesem aktivity Beta. V tomto porovnání se neprojevily žádné anomálie a mapy naznačují pokles bdělosti.

## CALC x ERROR

Delta				
	17,5		86,8	
96,8	97,8	99,6	85,0	12,6
66,7	68,0	69,2	60,6	80,4
12,7	94,5	22,8	71,5	6,5
	4,2		46,1	

Theta				
	77,9		20,5	
89,8	79,6	99,7	55,5	32,5
16,2	47,2	82,3	71,8	0,4
53,4	25,6	91,5	96,8	98,1
	99,0		99,9	

Alpha				
	47,7		96,6	
98,8	99,9	99,9	87,1	99,0
98,2	8,1	21,8	90,1	99,4
34,9	89,4	81,0	97,8	99,4
	37,3		88,3	

Beta				
	42,9		97,5	
99,9	99,9	99,9	76,4	88,7
99,9	99,5	99,9	99,9	96,3
99,3	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,6		99,9	

Tabulka 24 – Proband 5, CALCxERROR

Z těchto map je nejdůležitější pásmo Delta, které svým poklesem naznačuje, že úroveň mentace při chybě byla nižší, než při počtech. To tedy potvrzuje snížení pozornosti při vyjetí z pruhu. Pokles pásma Beta taktéž vylučuje aktivní myšlení při vyjetí. A nakonec je přítomný typický pokles Alpha při otevření očí.

## RAV x ERROR

Delta				
	80,7		1,1	
51,4	15,2	99,5	99,9	82,5
98,1	5,0	27,2	99,7	98,3
41,3	95,4	43,9	99,6	90,0
	43,9		96,9	

Theta				
	74,0		17,8	
20,2	53,4	55,5	92,1	26,8
23,2	91,2	85,4	31,4	17,8
69,4	7,2	20,7	32,2	55,1
	41,2		24,4	

Alpha				
	32,0		99,9	
24,7	96,7	95,4	98,2	97,5
89,0	7,2	93,3	68,6	29,1
50,1	28,1	51,9	59,3	57,0
	42,7		32,2	

Beta				
	78,1		99,9	
64,5	94,4	90,8	96,4	37,5
99,9	75,0	99,9	75,6	98,0
76,4	76,4	46,9	48,5	18,4
	99,5		15,9	

Tabulka 25 – Proband 5, RAVxERROR

V porovnání Ravenova testu s chybnou jízdou si u tohoto řidiče můžeme všimnout celkem výrazného poklesu Delta na pravé části. To samo o sobě znamená pouze sníženou hladinu aktivního myšlení. V kombinaci s poklesem pásma Alpha to již ale může znamenat ospalost. To by také potvrzovaly aktivity Beta, resp. její pokles a Théta, resp. její nárůst, i když ne zcela výrazný. Všechny čtyři aktivity v kombinaci by naznačovaly na nástup somnolence.

## JIZDA x ERROR

Delta				
	72,7		52,0	
6,0	18,1	53,2	81,0	11,6
44,5	30,7	4,2	57,5	45,8
31,8	21,9	16,6	33,6	3,7
	86,1		30,1	

Theta				
	39,7		45,6	
10,6	8,5	69,3	43,6	50,5
19,4	44,4	65,2	34,8	25,1
45,0	32,7	52,5	71,2	86,2
	77,5		77,6	

Alpha				
	5,7		25,3	
80,4	66,4	92,4	88,1	77,6
27,0	67,4	20,4	16,4	29,5
83,2	71,4	83,9	81,3	94,2
	95,9		94,3	

Beta				
	40,2		30,1	
95,3	10,8	69,0	89,3	36,2
98,8	77,1	15,4	17,4	90,4
5,1	13,4	70,7	72,1	74,6
	64,4		48,8	

Tabulka 26 – Proband 5, JIZDAxERROR

Z posledního srovnání nemůžeme vyvozovat stoprocentní důsledky. Jak totiž můžeme vidět na mapách, změny ve všech pásmech jsou minimální. Kombinace poklesu Delta aktivity spolu s nárůstem Theta a poklesem Beta by spíše potvrzovaly předešlé srovnání a tedy nástup somnolence. Pásmo Alpha v tomto případě ale mluví naopak. Při prvním srovnání tohoto řidiče jsme si však mohli všimnout, že se jeho Alpha aktivita chová občas abnormálně. Můžeme v tomto případě tedy pouze spekulovat, zda se jednalo o nástup somnolence a toho řidiče brát jako atypického.

### 7.1.6 Proband 6

Řidič č. 6 byl muž ve věku 24 let. V jeho anamnéze není žádné onemocnění postihující mozkovou aktivitu, předpokládáme tedy typický průběh změn.

Jízda tohoto řidiče byla klidná, bez výrazných chyb na počátku. Řidič se držel ve svém pruhu a udržoval konstantní rychlost. Chyba nastala ve 46. minutě, kdy řidič vyjel ze svého pruhu téměř celým vozidlem. Řidič se následně ohodnotil stupněm 3, tedy „ani bdělý, ani ospalý“.

#### OO x ERROR

Delta					Theta				
	99,8		99,5			99,8		98,6	
59,9	90,1	98,8	92,9	27,1	58,9	95,3	99,5	98,9	6,0
98,8	96,2	99,9	98,8	97,1	93,3	95,8	99,9	98,3	94,1
98,2	98,3	96,8	94,8	93,5	98,1	97,9	96,4	96,4	98,2
	98,1		94,5			96,6		96,9	

Alpha					Beta				
	99,9		99,6			92,4		51,2	
43,8	41,4	99,7	87,1	91,1	99,8	39,6	99,9	99,8	97,3
23,0	58,5	99,3	5,2	27,2	18,1	31,4	99,9	18,3	97,9
34,0	1,4	29,8	45,9	42,1	29,9	34,5	19,7	76,5	99,2
	19,2		49,5			23,3		99,7	

Tabulka 27 – Proband 6, OOxERROR

Velmi výrazný nárůst Delta aktivity představuje vysokou hladinu mentace při chybování. Vlny Théta a jejich nárůst v koherenci s Delta by mohly být spojeny s kreativním myšlením, či s projevy pocitů. To nelze v tomto případě snadno určit. Pásmo Alpha je prakticky beze změny a posledním indikátorem je pásmo Beta, s jehož nárůstem můžeme opět spojovat aktivní rytmus mozku. Celkově se tedy tento případ podobá řidiči č. 3, kde se v době chyby jednalo o hluboké přemýšlení nevěnované jízdě.

## ZO x ERROR

Delta				
	99,5		99,5	
88,2	83,9	61,6	98,0	42,1
87,9	88,6	99,3	97,6	77,8
74,6	88,7	88,6	78,4	32,5
	52,1		40,2	

Theta				
	99,9		99,6	
94,1	94,5	49,8	99,7	15,7
94,7	95,4	99,9	98,8	95,1
75,3	96,1	97,1	92,5	43,4
	53,8		49,5	

Alpha				
	98,9		97,4	
33,1	84,6	79,2	5,8	35,9
99,9	99,9	98,3	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Beta				
	98,6		99,9	
99,9	97,9	79,7	99,9	98,7
99,1	99,9	12,9	57,1	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Tabulka 28 – Proband 6, ZOxERROR



Opět vidíme významný nárůst v pásmu Delta, tedy stav hlubokého přemýšlení. Pásmo Theta v koherenci také stoupá, což může opět indikovat kreativní myšlení, či projev emocí. A nakonec pokles v pásmu Alpha je samozřejmý, jelikož se jedná o jev otevření očí zdravého mozku.

### CALC x ERROR

Delta				
	87,6		90,3	
56,4	76,3	75,1	90,0	89,4
62,0	67,3	97,7	88,5	84,9
67,0	72,9	77,8	72,3	65,8
	75,4		72,4	

Theta				
	72,6		63,9	
77,1	48,1	35,5	86,2	70,0
4,0	11,7	77,6	21,8	7,1
8,8	38,1	21,7	5,2	7,8
	26,7		8,1	

Alpha				
	99,9		99,6	
43,8	41,4	99,7	87,1	91,1
23,0	58,5	99,3	5,2	27,2
34,0	1,4	29,8	45,9	42,1
	19,2		49,5	

Beta				
	82,4		59,6	
46,9	97,7	99,9	99,7	95,5
93,1	99,1	99,3	55,3	84,6
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Tabulka 29 – Proband 6, CALCxERROR

Zařazení do skupiny řidičů s hlubokým přemýšlením při chybě by měl v tuto chvíli podpořit nárůst Delta aktivity, který se potvrzuje, i když ne zcela výrazně a spíše ve frontální oblasti napravo. V pásmu Theta v tomto případě nemůžeme hovořit o

výrazných změnách. Pokles Alpha aktivity byl předpokládáný z důvodu otevření očí mezi oběma stavy. Zajímavý je pokles pásma Beta, jež spojujeme s rytmem aktivního soustředění se. Je tedy možné, že spolu s Deltou poukazuje na mentaci, leč ne na aktivní řešení nějakého problému, tedy jakési zamyšlení se nad něčím.

## RAV x ERROR

Delta				
	58,7		15,0	
90,2	91,6	47,3	74,3	76,2
96,5	81,6	43,2	47,2	88,5
81,4	74,2	61,3	64,5	80,1
	84,2		81,6	

Theta				
	74,5		38,4	
55,3	54,3	80,6	61,4	76,4
62,7	11,2	84,8	2,8	69,9
60,2	10,5	32,3	63,0	85,2
	69,2		85,2	

Alpha				
	65,7		13,4	
51,5	97,6	89,7	36,8	24,0
77,7	85,6	99,1	32,7	11,8
44,2	65,4	89,3	78,4	3,2
	60,1		3,8	

Beta				
	85,5		99,2	
22,4	98,1	15,4	99,8	93,5
92,8	95,8	94,4	96,7	79,2
78,9	18,2	42,2	40,3	99,1
	59,3		99,2	

Tabulka 30 – Proband 6, RAVxERROR

Mapy č. 30 nám příliš nezapadají do souvislosti s předchozí teorií o vysoké mentální činnosti při vyjetí z vozovky. V takovém případě bychom totiž očekávali nárůst Delta aktivity. Možností by ovšem mohlo být, že Ravenovy testy působily na řidiče velmi

obtížně a pak tedy byla hladina jeho mentace při testech vyšší než při chybě. Pokles Alpha už je v tomto případě v pořádku, jelikož jej spojujeme s budivými podněty mentální činnosti.

### JIZDA x ERROR

Delta				
	99,7		99,5	
60,8	99,4	99,5	98,4	84,0
96,3	97,6	99,0	99,6	98,3
97,6	97,8	96,6	97,8	97,6
	97,4		96,5	

Theta				
	99,9		99,3	
93,0	99,6	99,8	99,9	95,2
99,8	99,1	99,8	99,3	99,4
99,7	99,3	98,8	98,8	99,7
	99,7		99,5	

Alpha				
	98,9		97,4	
33,1	84,6	79,2	5,8	35,9
99,9	99,9	98,3	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Beta				
	98,3		90,6	
99,6	89,2	99,9	99,0	99,9
81,0	65,0	99,9	99,9	99,9
89,1	95,9	88,5	97,4	85,8
	94,6		70,7	

Tabulka 31 – Proband 6, JIZDAxERROR

Při porovnání jízdy s chybou nás zajímá, zda můžeme tvrzení vycházející z předchozích porovnání stavů potvrdit, či vyvrátit. V tomto případě se potvrzuje zařazení do skupiny řidičů, kteří při chybě vykazovali známky hlubokého přemýšlení, nevěnované však jízdě. Jednoznačně to v tomto případě potvrzuje výrazný nárůst pásma Delta spolu

s poklesem pásma Alpha nad celým povrchem hlavy. Doplnit to tak mohou pouze nárůsty v pásmech Theta i Beta, které také vypovídají cosi aktivním myšlení. Řidiče tedy můžeme zařadit do stejné skupiny s řidičem č. 3.

### **7.1.7 Proband 7**

Jako sedmý byl do simulátoru posazen muž ve věku 25 let. Tento muž neprodělal v minulosti žádnou chorobu ovlivňující mozkovou činnost.

Jízda tohoto řidiče byla velice klidná téměř po celou dobu. Řidič udržoval konstantní rychlost a odstup od svodidel. Chyba nastala až v 54. minutě, kdy řidič lehce vyjel ze svého pruhu. Na závěr měření se řidič ohodnotil stupněm 3, tedy „ani bdělý, ani ospalý“, k tomu též dodal, že se spíše jednalo o jízdu nezáživnou, než ospalou. Na následujících mapách zjistíme do které skupiny řidičů patří.

## OO x ERROR

Delta				
	99,9		98,7	
99,9	98,4	96,6	99,9	99,9
99,9	99,7	98,3	99,9	99,9
95,9	99,8	99,7	99,7	96,6
	99,0		93,6	

Theta				
	21,2		43,6	
96,9	99,9	99,8	34,5	86,6
14,6	99,9	99,8	88,5	57,9
6,5	89,9	33,8	66,2	5,2
	26,2		2,5	

Alpha				
	99,9		99,6	
43,8	41,4	99,7	87,1	91,1
23,0	58,5	99,3	5,2	27,2
34,0	1,4	29,8	45,9	42,1
	19,2		49,5	

Beta				
	99,9		99,9	
95,5	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,7
79,4	80,3	53,3	80,3	64,5
	63,2		71,2	

Tabulka 32 – Proband 7, OOxERROR

Na první pohled významný pokles pásma Delta ukazuje na nižší mentální činnost při chybě. To může znamenat buďto usínání, (což by podporoval pokles Alpha, který je ale v tuto chvíli nepatrný), nebo relaxaci řidiče, což se dozvíme z dalších map. Zajímavá je ovšem disociace pásma Théta, které jsme si mohli všimnout u řidiče č. 4. Tehdy se ale jednalo o srovnání s počty, proto nevidíme v těchto jevech přílišnou souvislost.

## ZO x ERROR

Delta				
	99,9		99,8	
99,9	98,4	90,8	99,9	99,9
99,9	99,9	99,7	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Theta				
	28,9		40,4	
84,2	99,9	99,9	44,1	61,8
25,6	99,3	96,5	66,3	29,2
99,9	79,6	84,7	89,6	99,0
	98,3		63,7	

Alpha				
	97,7		94,4	
97,5	99,9	99,7	99,5	99,7
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Beta				
	99,9		99,9	
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	89,0	99,7	99,9	96,9
99,9	99,7	99,9	98,7	99,9
	99,3		99,6	

Tabulka 33 – Proband 7, ZOxERROR

Typický pokles pásma Alpha charakterizující otevření očí potvrzuje zdravou funkčnost mozku. Velmi významný pokles Delta aktivity opět poukazuje na snížení mentální aktivity při chybné jízdě. Provinění ospalosti by se nejspíše ukázalo nárůstem pásma Théta, které ale v našem případě kleslo a to zejména na levé straně. A nakonec významný nárůst Beta aktivity můžeme nejspíše vysvětlit svalovou tenzí.

## CALC x ERROR

Delta				
	99,9		99,9	
99,9	99,8	96,9	99,9	99,9
99,9	99,9	99,2	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Theta				
	99,0		99,5	
94,7	44,1	96,4	98,9	44,9
76,2	98,6	99,9	72,3	80,9
99,9	58,9	41,5	53,6	99,1
	94,4		95,3	

Alpha				
	99,9		99,9	
68,7	99,9	99,9	99,8	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Beta				
	99,9		99,9	
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,3	99,9	99,9	99,9
91,7	29,6	88,2	91,1	99,9
	69,7		99,1	

Tabulka 34 – Proband 7, CALCxERROR

Porovnání početních úkonů s vybočením nám v tomto případě pouze potvrzuje nízkou úroveň mentální činnosti při vybočení a to konkrétně velmi významným poklesem v pásmu Delta nad celým povrchem hlavy. Pokles Théta je celkem nekonzistentní a pokles Alpha jasně poukazuje na otevření očí. Nárůst Beta opět nelze snadno vysvětlit, ale je nejspíše způsoben svalovou aktivitou.

## RAV x ERROR

Delta				
	99,8		99,7	
99,9	99,8	98,2	99,9	99,9
99,9	99,8	99,2	99,9	97,6
99,5	99,3	99,5	99,4	99,9
	99,9		99,6	

Theta				
	60,8		89,7	
97,3	43,5	40,7	86,9	86,6
2,4	55,1	11,9	11,2	91,2
65,2	20,3	26,2	28,0	40,3
	63,6		37,4	

Alpha				
	79,5		98,2	
86,3	23,3	99,9	75,1	93,3
99,8	95,6	38,3	98,4	93,5
99,6	93,6	24,5	55,3	98,5
	95,1		93,9	

Beta				
	98,3		99,9	
17,7	99,9	99,9	99,9	99,9
52,9	99,9	99,9	99,9	97,1
67,0	80,4	67,9	92,3	9,6
	88,3		72,4	

Tabulka 35 – Proband 7, RAVxERROR

V tomto srovnání jsou velice důležité změny v pásmech Alpha a Delta. Pokles Delta aktivity opět poukazuje na sníženou mentální aktivitu a v kombinaci s poklesem Alpha by mohlo jít spíše o sníženou vigilitu až usínání. Vyvracela by to pouze aktivita Théta, která s ospalostí obecně stoupá, v našem případě ale vidíme pokles. Poslední slovo tak tedy budou mít mapy srovnávající jízdu s chybou.



## JIZDA x ERROR

Delta				
	97,3		73,8	
99,5	87,5	39,6	77,4	99,3
99,9	98,1	88,0	94,1	99,9
98,6	99,2	96,8	97,4	87,0
	93,1		97,8	

Theta				
	96,5		85,1	
60,6	99,9	99,9	99,9	81,2
99,6	99,9	92,6	97,4	16,2
21,6	99,7	99,1	98,3	93,2
	92,5		91,4	

Alpha				
	99,9		99,9	
98,2	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,8	97,8	98,8	98,6
28,1	94,7	94,9	98,0	98,4
	26,6		95,3	

Beta				
	99,9		99,9	
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	97,9
62,5	99,3	89,6	37,7	24,5
	50,3		36,7	

Tabulka 36 – Proband 7, JIZDAxERROR

Ze závěrečných map se celkem jasně potvrdila relaxace řidiče. Pokles Delta znamenající absenci hlubokého přemýšlení v kombinaci s významným nárůstem v pásmu Alpha, které samo o sobě reprezentuje stav bez koncentrace a zvýšené pozornosti. Změny v pásmech Beta a Théta nejsou ovšem snadno vysvětlitelné. Velký nárůst pásma Beta jsme si ale mohli všimnout při všech srovnáních tohoto řidiče. Znamenalo by to tedy svalovou tenzi, jež se objevila v čase, kdy byly odebrány vzorky pro chybnou jízdu. Celkově se tento řidič ale svými výsledky zařazuje do stejné skupiny jako řidiči 1, 2 a 4, tedy chyba způsobená relaxací.

### 7.1.8 Proband 8

Řidič č. 8 byla žena ve věku 22 let. V minulosti nebyla diagnostikována žádnou chorobou postihující funkci mozku. Její EEG je bez známek epilepsie. Její jízda byla zpočátku klidná bez výraznějších chyb. Řidička působila klidně až do doby kdy se na ni začala projevovat únava zejména zíváním a častým mnutím si obličeje ve snaze probrat se. Poté se na její jízdě začaly vykazovat lehké chyby. Největší chybu vyjetím z pruhu způsobila řidička ve 45. minutě. Po jízdě se ohodnotila stupněm 4, tedy „spíše ospalá“.

#### OO x ERROR

Delta				
	99,3		95,2	
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
95,6	98,6	99,0	51,7	2,0
99,2	9,4	60,7	95,1	57,0
	46,4		31,2	

Theta				
	98,2		77,2	
99,9	99,9	99,9	99,2	99,9
82,7	97,4	88,6	35,9	30,5
96,8	17,1	47,8	96,4	82,3
	50,2		63,7	

Alpha				
	99,9		99,9	
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
97,3	99,9	99,9	99,9	98,7
98,8	98,6	81,5	99,9	99,9
	98,0		99,9	

Beta				
	99,9		99,9	
33,0	99,9	99,9	51,2	92,6
48,6	99,9	99,9	81,8	82,7
99,9	99,9	10,4	99,9	99,9
	99,5		99,9	

Tabulka 37 – Proband 8, OOxERROR

Hned z první sady map můžeme usoudit, že byla řidička skutečně ospalá. Značný pokles v pásmu Delta téměř nad celým povrchem hlavy ve srovnání s pouze otevřenými očima jasně naznačuje velmi nízkou úroveň mentace při vybočení. Pokles pásma Alpha ovšem vylučuje bdělý stav relaxace řidičky, proto se kloníme spíše k usínání. Také nízká hladina Beta aktivity při chybě vylučuje aktivní myšlení, což teorii potvrzuje.

## ZO x ERROR

Delta				
	99,5		93,9	
99,9	99,9	99,9	99,0	99,9
99,8	99,9	97,8	3,2	33,2
98,7	80,2	45,8	94,7	63,3
	79,6		85,6	

Theta				
	85,1		19,3	
99,9	99,9	99,9	99,7	99,9
70,6	94,1	63,0	89,6	33,6
85,7	75,5	97,4	81,2	71,5
	49,9		32,3	

Alpha				
	99,9		99,9	
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Beta				
	99,9		99,9	
36,5	99,9	99,9	43,3	42,3
59,3	99,9	99,9	7,7	87,3
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Tabulka 38 – Proband 8, ZOxERROR

Opět významný pokles pásma Delta potvrzuje stav bez hlubokého přemýšlení, při vyjetí z pruhu. Naprosto jednoznačný pokles Alpha je způsoben otevřením očí a pokles Beta

by mohl být opět spojen s absencí aktivního myšlení. Změny v pásmu Theta nejsme schopni zcela vysvětlit, víme jen, že její vysoký výskyt u dospělého člověka je patologický.

### CALC x ERROR

Delta				
	96,9		97,5	
99,7	99,9	99,9	88,0	99,9
33,5	73,2	93,9	86,9	58,6
91,5	35,4	22,1	85,9	67,5
	16,3		69,6	

Theta				
	99,0		98,1	
99,9	99,9	99,9	86,5	98,7
43,2	40,8	28,0	12,7	40,7
84,9	24,5	28,0	95,4	96,0
	43,8		42,7	

Alpha				
	99,9		99,9	
99,9	99,9	99,9	95,5	99,9
98,6	99,9	99,9	99,9	99,9
99,9	99,9	99,9	99,9	99,9
	99,9		99,9	

Beta				
	99,9		99,9	
99,8	96,2	99,9	99,9	99,9
99,7	25,5	91,9	3,7	99,7
98,1	99,6	99,4	99,9	99,9
	94,3		97,7	

Tabulka 39 – Proband 8, CALCxERROR

Při porovnání chyby s počty si můžeme lehce potvrdit známé jevy, které tento přechod charakterizují. A to sice pokles pásma Delta, v tomto případě spíše na pravé části hlavy, značí hluboké přemýšlení při počtech a dále význačný pokles Alpha způsobený otevřením očí. Nárůst v pásmu Beta v tomto případě mohla způsobit svalová aktivita.

## RAVEN x ERROR

Delta				
	91,8		92,8	
99,4	98,7	98,2	87,1	99,9
95,4	98,2	96,4	86,8	91,1
99,9	94,5	90,9	97,7	93,1
	94,7		91,5	

Theta				
	89,0		93,2	
99,9	98,5	98,1	82,1	99,8
96,8	92,5	90,6	81,9	95,6
99,4	82,6	95,4	96,0	95,6
	95,4		86,5	

Alpha				
	99,4		98,7	
99,3	98,9	98,7	89,7	99,9
95,5	94,9	89,7	85,3	99,7
99,8	97,9	96,8	98,5	99,4
	99,8		99,9	

Beta				
	99,0		97,9	
63,9	2,5	98,9	53,0	89,7
99,8	91,1	99,6	47,6	99,3
99,9	99,9	99,5	99,5	99,9
	99,9		99,9	

Tabulka 40 – Proband 8, RAVxERROR

Srovnáním Ravenova testu s chybnou jízdou bychom očekávali pokles Delta aktivity, který vypovídá o snížené mentální činnosti a který se potvrzuje. Při pohledu na pásmo Alpha, kde můžeme vidět také celkem významný pokles prakticky nad celým povrchem hlavy, se potvrzuje teorie o ospalosti, jelikož pokles Alpha značí stav vigility a usínání. V neposlední řadě pokles aktivity Beta podporuje tvrzení o sníženém stavu aktivního myšlení.

## JIZDA x ERROR

Delta				
	44,3		38,5	
98,3	99,2	98,7	87,5	90,4
65,2	74,2	55,7	73,5	25,4
92,8	24,1	0,3	73,0	43,3
	16,9		18,0	

Theta				
	60,8		62,4	
99,9	93,3	99,9	41,7	20,0
71,6	70,0	79,9	79,5	33,4
75,5	47,7	79,5	95,2	80,5
	51,1		56,9	

Alpha				
	99,8		98,1	
88,5	92,9	99,9	46,2	98,0
23,3	53,9	47,6	62,2	79,7
68,6	16,6	36,4	46,4	45,9
	24,6		13,5	

Beta				
	99,5		82,4	
42,5	32,7	99,9	87,5	63,6
20,0	4,4	60,8	89,4	99,9
99,1	26,4	40,2	83,3	81,1
	10,1		43,5	

Tabulka 41 – Proband 8, JIZDAxERROR

V závěrečném srovnání normální jízdy s chybovou jízdou vycházíme z předpokladu, že řidička v průběhu jízdy usínala. Toto tvrzení se potvrzuje hned několika znaky. Nejprve pásmo Delta naznačuje snížení mentální aktivity svým poklesem a to především ve frontální oblasti. Dále pokles Alpha aktivity ve frontální oblasti vylučuje relaxaci řidiče a potvrzuje nástup somnolence. A nakonec pokles pásma Beta, jenž také naznačuje snížené aktivní myšlení. Tyto tři úkazy vypovídají o poklesu pozornosti z důvodu nástupu somnolence.

## 7.2 Srovnání napříč skupinami

Z předchozích map a jejich podobností u jednotlivých řidičů jsme dokázali rozřadit řidiče do pomyslných skupin, podle zdánlivé příčiny způsobení chyby neboli příčiny poklesu pozornosti. Jednalo se o skupinu, kde za řidičovu chybu mohl jeho stav relaxace, tedy stav kdy je řidič sice bdělý, ale nevěnoval se okolnímu prostředí. Do této skupiny byli zařazeni řidiči č. 1, 2, 4 a 7. V následující tabulce jsou znázorněny změny jejich mozkových aktivit u všech stavů. Jednotlivá frekvenční pásma jsou seřazena vzestupně, tak jak byla řazena ve srovnáních v předešlé kapitole a tedy:

DELTA – THETA – ALPHA – BETA.

Barevné rozlišení je též shodné – modrá značí pokles, červená nárůst. Pokud aktivita zůstala na stejné úrovni, je pole vyznačeno šedě.

	OOxERROR				ZOxERROR				CALCxERROR				RAVxERROR				JIZDAxERROR			
Řidič 1	↑ C	↑ C	↓ C	Asymetrie	↑ P	↑ C	↓ C	↓ C	↔	↓ P	↓ C	↓ C	↓ C	↓ P	↓ L	↓ C	↔	↔	↑ C	↑ C
Řidič 2	↑ C	↑ C	↓ C	↓ C	Asymetrie	↓ P	↓ C	↓ C	↓ C	↔	↓ C	↓ C	↓ L	↔	↓ C	Asymetrie	↑ P	↔	↑ C	↔
Řidič 4	↓ C	↓ C	↓ C	↓ P	↔	↑ P	↓ C	↓ C	↓ L	Asymetrie	↓ C	↓ C	↓ C	↓ L	↑ P	↑ L	↓ C	↓ L	↑ L	↔
Řidič 7	↓ C	Asymetrie	↔	↑ C	↓ C	↓ L	↓ C	↑ C	↓ C	↓ C	↓ C	↑ C	↓ C	↔	↓ C	↑ C	↓ C	↑ C	↑ C	↑ C

Tabulka 42 – Srovnání napříč skupinou řidičů s relaxací

Z tabulky číslo 42 je na první pohled vidět různorodost každého jedince a jejich mozkové aktivity. I v takto zdánlivě nejednotných výsledcích ale můžeme nalézt opakující se vzor, který je důvodem pro zařazení všech čtyř řidičů do jedné skupiny. Jedná se zejména o pásma Delta a Alpha. Tyto pásma jsou snadno čitelná a jednoznačně nám vypovídají o stavu myšlení člověka.

Pásma Théta bohužel tak jednoznačné není. Z předchozích průzkumů víme, že může lehce stoupat při přechodu člověka z bdělosti do ospalosti. Víme ale také, že může někdy stoupat v koherenci s Deltou, nebo že za jejím nárůstem mohou stát emoční projevy. Při pohledu na tabulku číslo 42 uvidíme, že v Théta aktivitě příliš opakujících se vzorů nenajdeme. Jedinou podobností je při srovnání zátěžových testů (CALC a RAVEN) s chybou, kdy vidíme, že pásmo Théta buďto klesá, nebo zůstává stejné. V obou případech ale klesá i pásmo Delta, proto je velice pravděpodobné, že se jedná právě o koherenci mezi těmito dvěma pásmy. Při důkladném pohledu na tabulku zjistíme, že Théta prakticky téměř vždy kopíruje aktivitu Delta, kromě těch případů, kdy je nejspíše generována emocemi.

Velmi podobně je na tom aktivita Beta. Z hlediska aktivního přemýšlení velmi obtížně čitelné pásmo. U tohoto pásma víme, že charakterizuje aktivní myšlení člověka a soustředění se na okolní svět. Víme ale také, že se v tomto pásmu často projevuje svalová aktivita. Už i při pouhém zrychlení pulsu můžeme zpozorovat změny v tomto pásmu. Z tabulky vidíme, že stejně jako Théta kopíruje Deltu v rámci pomalých pásem, tak i Beta v rámci rychlých pásem kopíruje Alphu. Děje se tak téměř ve všech případech, kromě řidiče č. 7, kde se nejspíše projevovala zmíněná svalová aktivita.

Zaměříme-li se tedy na pásma přímo korespondující s hladinou aktivního myšlení, budeme pozorovat především pásmo Delta a Alpha. Pásma Delta je známo jako přímý ukazatel hlubokého přemýšlení. Jeho přítomnost je znatelná též v hlubokém spánku, to se ale netýká našeho měření. Opakující se vzor můžeme nalézt zejména při zátěžových testech, kdy byl u všech řidičů znatelný pokles pásma Delta a to jak při počtech, tak při Ravenových testech. V obou případech to znamená, že úroveň hlubokého přemýšlení při chybě poklesla. Podobný pokles můžeme spatřit i při ZO a OO. Pouze řidiči č. 1 a 2 měli při otevřených očích lehce zvýšenou Delta aktivitu. V některých případech toto může znamenat náznaky epilepsie. Zvýšená Delta se ale u těchto řidičů neprojevovala stále, proto jsme ji jako patologickou vyloučili.



Aktivita Alpha je druhým velice důležitým indikátorem. Jedná se totiž o pásmo charakterizující relaxovaný stav bdělosti. Pokles nastává při otevření očí, jež můžeme vidět jednoznačně u všech řidičů ve sloupci ZO a CALC. Alpha ale klesá i při usínání, nebo při jakýchkoliv budivých podnětech. Proto je velice důležité pozorovat její změny spolu s pásmem Delta. U všech řidičů vidíme téměř vždy pokles pásma Alpha s poklesem Delta, jež by naznačovalo usínání. Nejdůležitější je tak srovnání jízd s chybou a bez chyby, kde vidíme u všech řidičů vysoký nárůst Alpha. Spolu se sníženou hladinou Delta aktivity to tedy znamená stav bez koncentrace a zvýšené pozornosti.

Pokud bychom tedy měli chybu způsobenou touto skupinou řidičů charakterizovat, jednalo by se o snížení hladiny Delta přinejmenším oproti zátěžovým testům, lépe i oproti klidovým stavům OO a ZO. A dále pak jednoznačné zvýšení aktivity Alpha oproti prvotním úsekům jízdy, kdy se dá předpokládat, že je řidič ve zcela bdělém stavu.

	OOxERROR				ZOxERROR				CALCxERROR				RAVxERROR				JIZDaxERROR			
Řidič 3	↑	↑	↑	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓	↑	↑	↓	↓
	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C
Řidič 6	↑	↑	↔	↑	↑	↑	↓	↓	↑	↔	↓	↓	↓	↔	↔	↓	↑	↑	↓	↑
	C	C		P	C	C	C	C	P		P	C	C			P	C	C	C	P

*Tabulka 43 – Srovnání napříč skupinou řidičů se zvýšenou mentální činností při chybě*

Další skupinou řidičů byli řidiči č. 3 a 6, kteří se vyznačovali velmi podobnými znaky v téměř všech srovnáních. U této skupiny řidičů byl teoreticky určen důvod pro způsobení chyby při jízdě takový, že oba řidiči úporně přemýšleli nad něčím jiným než nad jízdou. Určujícími prvky při zařazení do skupiny byla opět pásma Delta a Alpha. Nicméně i pásma Beta a Theta nejenže vykazovala jisté podobnosti u obou řidičů, ale také podporovala zmíněný důvod pro chybování.

Podíváme-li se tedy na podobnosti, vidíme téměř ve všech případech zvýšení Delta aktivity. To samo o sobě znamená přítomnost hlubokého přemýšlení při chybě. Ve srovnání s OO a ZO, kdy je pacient v klidu je toto přijatelné, jelikož předpokládáme, že na řidiče při jízdě působí nespočet rušivých vlivů, které ho nutí přemýšlet. Vidíme ale nárůst i ve srovnání se zátěžovými testy CALC a RAVEN, což ukazuje na fakt, že byla úroveň mentace při chybě velmi vysoká. Jedinou výjimkou je pokles u řidiče č. 6 při srovnání s Ravenovými testy, což nejspíše znamená, že řidič musel těmto vizuálním testům věnovat velké úsilí.

U Théta aktivity jsme se již několikrát zmínili, že je spojována s kreativním myšlením, ale i emocemi. V tabulce číslo 43 vidíme, že ve všech případech buďto stoupá, nebo se nemění. Zdali má tento nárůst původ emoční, či jiný, nejsme bohužel schopni určit. Museli bychom sbírat od řidičů aktuální informace na co v danou chvíli myslí a to v reálném čase, což prakticky není možné. Také si můžeme povšimnout, že pásmo Théta se mění vždy v koherenci s Delta.

Téměř ve všech případech si též můžeme všimnout poklesu Beta aktivity. Jak jsme již několikrát zmiňovali, Beta aktivita je často spojována se soustředěním se na okolní svět. Její pokles při porovnání s chybou spolu s nárůstem Delta nám tedy říká, že řidič usilovně přemýšlel, ale soustředění na okolní svět měl mizivé, což je v podstatě přesným popisem této skupiny.

A v neposlední řadě hledáme podobnost v pásmu Alpha, které vidíme také ve všech případech. Nejdůležitější změnou je pokles Alpha aktivity při srovnání jízdy s chybou. Z předchozích výzkumů totiž víme, že Alpha charakterizuje stav bez koncentrace a tedy s jakýmkoliv budivým podnětem klesá. Pokles při chybě tedy potvrzuje fakt, že řidič v tu chvíli vykazoval zvýšenou mentální činnost.

Poslední dva řidiči tvořili dvě samostatné skupiny, protože se jejich záznamy buďto podstatně lišily od ostatních, nebo byla jejich aktivita abnormální, a tudíž nevykazovaly žádnou, nebo malou podobnost. Jejich záznamy již byly detailně popsány výše.

	OOxERROR				ZOxERROR				CALCxERROR				RAVxERROR				JIZDAxERROR			
Řidič 5	↑	↑	Asymetrie	↓	↓	↑	↓	↓	↓	↑	↓	↓	↓	↔	↓	↓	↔	↔	↑	↓
	C	C		L	C	C	C	C	L	P	C	C	P		P	C			C	C

Tabulka 44 – Shrnutí změn mozkových aktivit řidiče č.5

U tohoto řidiče bylo předem známo, že v minulosti byl diagnostikován onemocněním postihujícím mozkovou aktivitu. Konkrétně se jednalo o poruchu pozornosti – ADHD. Ačkoliv se některá jeho pásma aktivit chovaly abnormálně, můžeme v tabulce nalézt jisté podobnosti se skupinou vykazující relaxaci. Především se jedná o pásmo Delta, které ve všech případech kromě otevřených očí pokleslo, tudíž se jednalo o sníženou hladinu přemýšlení při chybě. Pásmo Beta také ve všech případech pokleslo, což by mohlo znamenat sníženou pozornost na okolní svět. A nakonec poslední podobnost, které si můžeme všimnout je nárůst Alpha aktivity při srovnání jízdy s chybou. Tyto znaky samy o sobě by mohly znamenat relaxaci řidiče, tak jako u skupiny ostatních řidičů s relaxací. Jelikož se ale zejména Alpha aktivita tohoto řidiče chovala abnormálně, nejsme proto schopni s jistotou říci v jaké míře je jeho záznam možno brát za vypovídající. Rozhodli jsme se proto ho do této skupiny nezařazovat.

	OOxERROR				ZOxERROR				CALCxERROR				RAVxERROR				JIZDAxERROR			
Řidič 8	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↑	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↔
	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	P	L	C	

Tabulka 45 – Shrnutí změn mozkových aktivit řidiče č.8

Poslední záznam řidičky č. 8 byl tak odlišný, že nebyl zařazen do žádné ze skupin. V tabulce číslo 45 můžeme vidět, že se celý záznam tzv. zplošťuje, tedy že všechna pásma vykazují při chybě pokles. Z pohledu Delta aktivity se tak jedná o absenci hlubokého přemýšlení při chybě. Pásmo Alpha nám oproti skupině řidičů s relaxací tuto

možnost svým poklesem vylučuje a naopak naznačuje nástup somnolence. Po vzoru usínání též klesá i pásmo Beta.

## **8 Možnosti uplatnění EEG v dopravě a vytvoření asistenčního systému**

V současné době jsou vozidla vybavována mnoha asistenčními systémy. Tyto systémy jsou implementovány do procesu jízdy zejména z důvodu usnadnění řidičovy práce a tedy minimalizace chybovosti lidského faktoru. Systémy ovlivňující brzdou dráhu, prokluz kol, sledování a řízení stavu vozidla, automatická stabilizace a samozřejmě také systémy pro sledování stavu řidiče. Řidičovi totiž pod vlivem únavy klesá pozornost a tím tedy i reakční doba a smyslem takového systému je upozornit řidiče ve chvíli, kdy jeho pozornost poklesne pod určitou mez.

Hlavní myšlenkou vytvoření asistenčního systému napomáhajícího upozorňovat řidiče na pokles pozornosti při řízení pomocí měření jeho mozkové aktivity by bylo sestavení speciální elektrody, měřící dynamicky řidičovo EEG. Na průběhu EEG by byly sledovány především aktivity Alpha a Delta, resp. jejich pokles či nárůst. Význam výkyvů Alpha a Delta vln, zjištěn z provedených výzkumů na jednotlivcích, by byl nastaven v řídicí jednotce systému. Tato jednotka by vyhodnocovala EEG a zároveň porovnávala současné hodnoty Alpha a Delta vln s kritickými hodnotami těchto vln v databázi. Po vyhodnocení a při poklesu pozornosti řidiče pod určitou mez, resp. překročení kritických hodnot v databázi, by systém řidiče akusticky, či vizuálně upozornil.

Stěžejním problémem systému především je, jaká pravidla nastavit při vyhodnocování úrovně pozornosti. Z vyhodnocení dat jsme si mohli totiž všimnout, že způsobení chyby může být několikerého původu. Objevili jsme jednu skupinu, která byla nejpočetnější a která chybovala z důvodu vysoké relaxace každého řidiče. U této skupiny byl velmi důležitý pokles Delta aktivity. Podmínkám a pravidlům by také měly být přiřazeny různé váhy, aby se předešlo časté spouštění falešných poplachů, či naopak neupozornění ve správnou dobu. Jednou z podmínek s největší vahou by např. mohl být pokles Delta aktivity v porovnání se zátěžovými testy CALC a RAV, kde je předpokládána vysoká

úroveň Delta. Další podmínkou by mohl být pokles Delta i oproti klidovým stavům OO a ZO. Ta by již musela mít váhu menší, jelikož tak výrazný pokles Delta při chybě nemusí nastat u všech řidičů. Brán v potaz by měl být i pokles Delta aktivity při srovnání s jízdou. Tato podmínka by opět byla s menší vahou, jelikož vidíme, že tento stav nemusí nastat ve všech případech. Jednou z podmínek s největší vahou by ale byl nárůst Alpha aktivity při srovnání s normální jízdou – ten totiž spolu s poklesem Delta charakterizuje relaxaci řidiče.

Další skupina byla chybná z důvodu vysokého přemýšlení, avšak nevěnovaného jízdě. I pro tuto skupinu by mohl být určen set pravidel, porovnávací především pásmo Delta. Jednou z podmínek s velkou vahou by byl určitě nárůst Delta oproti klidovým stavům OO a ZO. Nárůst Delta oproti stavům zátěžovým CALC a RAV by jistě tvořil podmínku další, tentokrát však s menší vahou a pravidlo porovnávací jízdu normální s jízdou chybovou by zkoumalo nárůst Delta spolu s poklesem Alpha. Tato pravidla by byla schopna odhalit velmi vysokou úroveň přemýšlení při jízdě. Poznat ale, zda je toto úsilí věnované jízdě, či zda se řidič zamyslel nad něčím jiným, prakticky nelze. Varování by se tedy spouštělo v obou případech.

Pro skupinu řidičů vyznačující se usínáním, by byla nastavena pravidla kontrolující pokles především pásem Delta a Alpha, do jisté míry i s nimi korespondující pokles Beta a Delta. Pokud by systém zaznamenal zploštění záznamu, jako tomu bylo u řidiče č. 8, upozornil by ho zvoleným způsobem.

Co se týče praktického provedení upozornění na pokles bdělosti pod danou úroveň, systém by mohl fungovat na podobném principu jako je tomu v železniční soustavě. Tam je zavedeno tlačítko bdělosti, které musí strojvedoucí zmáčknout poté co je k tomu vyzván zvukovým, či světelným signálem. Tyto signály jsou generovány periodicky s jistým časovým odstupem. Podobné tlačítko by mohlo být umístěno např. na multifunkčním volantu. Signál vyzývající ke stlačení by ale ve vozidle nebyl generován v závislosti na čase, ale právě vyhodnocením systému monitorujícím řidičovo EEG.

Kromě nastavení pravidel pro vyhodnocování má tento systém několik dalších stinných stránek.

Problematika detekce poklesu pozornosti u řidičů vyplývá ze skutečnosti, že měříme tak složitý systém, jako je lidský mozek a analyzujeme jeho vlastnosti. Provádíme měření

na daném člověku a tomu poté přiřazujeme a porovnáváme jednotlivé „zprůměrované“ vzory, které již byly změřeny a ověřeny na velkém počtu osob. Podle jednotlivých vzorů pak určujeme, zda příslušná osoba přemýšlí, odpočívá, spí, vnímá jednotlivé podněty z okolí apod. Abychom ale lépe a přesněji popsali jednotlivé stavy, ve kterých se měřená osoba nachází, museli bychom provádět paralelně více měření než jen elektrickou aktivitu mozku. Potřebovali bychom také např. frekvenci dechu, frekvenci tepu srdce a pohyby očí. Z těchto čtyř parametrů bychom mohli rozpoznat, o jaké stádium bdělosti se jedná. Nicméně určit a přesně matematicky popsat, jak člověk usíná a spí, je prakticky velmi složité.

Další problém by byl při samotném fyzickém sestavení senzorů, tedy elektrod. K měření průběhu EEG se pro lékařské účely používá speciální čepice s 19 elektrodami. Tato čepice je ovšem značně nepohodlná a její nošení při řízení je naprosto nemyslitelné. Pro praktické využití navíc není potřeba všech 19 elektrod, jelikož se alfa či delta vlny projevují pouze na určitých částech hlavy, resp. v určitých částech mozku. Ke správnému vyhodnocení poklesu pozornosti řidiče by teoreticky stačila pouze jedna elektroda, což by značně zredukovalo objem této čepice či čelenky a tím tedy řešilo problém s nepohodlností. Problém ovšem nastává při umístění této elektrody. Lidský mozek je totiž velmi individuální a složitou záležitostí a proto i projevy poklesu bdělosti jsou do jisté míry individuální. Každý člověk tedy „usíná“ v jiné části mozku, a tedy nelze generalizovat umístění elektrody. V praktickém důsledku by to tedy znamenalo, že pokud by tento systém chtěl řidič využívat, musel by nejprve podstoupit individuální měření a z rozboru jeho alfa a delta aktivit by bylo rozhodnuto o umístění elektrody a také o natavení pravidel pro porovnávání aktivit.

V neposlední řadě je nutné se zabývat nároky v časové dynamice. Ta závisí zejména na rychlosti jízdy. Při rychlosti jízdy 100 km/hod se pro bezpečnou jízdu všeobecně počítá se 100 m, tedy časově okolo 3 vteřin. Během těchto 3 vteřin musí proběhnout několik interakcí, tedy zjištění stavu bdělosti systémem, její vyhodnocení, upozornění řidiče zvukovým, či světelným signálem a samotná interakce člověk systém, kdy řidič musí na signál zareagovat a to i v případě relaxace, kdy je jeho reakční doba prodloužena. Pro reakci řidiče s vysokou úrovní bdělosti je třeba alespoň 300 až 400 msec. Dále pro reakci samotného monitorovacího systému je nutno počítat asi s dvojnásobkem. [4] Na zbývající části interakce zbývá tedy asi 1,5 sec. Takový čas by měl být dostatečný i

v případě, že bude řidič ve stavu relaxace. S provozem ve městě jsou nároky na dynamiku prakticky neměnné. Vzdálenosti pro bezpečnou jízdu jsou sice kratší, rychlosti jsou ovšem ve městech také poměrově sníženy.

## 9 Závěr

Hlavním cílem této práce bylo zjištění, zda lze v mozkové aktivitě řidiče při poklesu jeho bdělosti nalézt opakující se jevy, či jinak, zda se v záznamech řidičova EEG nenalézá vzor, který by pokles bdělosti charakterizoval.

Tomuto zhodnocení předcházelo v práci několik dílčích úkonů. Nejprve jsem charakterizoval a vzájemně od sebe oddělil pojmy pozornost, bdělost, vigilita a únava. Zvláště první tři pojmy jsou totiž úzce provázány a leckdy se jejich popis vzájemně překrývá. Zatímco pozornost bereme jako určitou soustředěnost na jistý děj, či objekt, bdělost je pojem více obecný a spolu s vigilitou reprezentují schopnost pohotově měnit zacílení pozornosti. Poté jsem se zaměřil na při řízení nevídané stavy, a tedy situace, které zapříčiňují pokles výše uvedených pojmů. V první řadě se jednalo o rozptýlení, tedy nepozornost vůči jízdě a v druhém případě šlo o únavu. V případě únavy jsem se zmínil o jejich příčinách a popsal úroveň pozornosti s oblastmi somnolence a mikrosnánku. Na závěr této kapitoly jsem vyčetl způsoby měření únavy.

Ke zjištění všeobecného dopadu zkoumání poklesu pozornosti na nehodovost bylo zapotřebí zmínit i statistický přehled nehodovosti u nás a ve světě. Nebylo pak žádným překvapením zjištění, že nejčastější příčinou nehod řidičů motorových vozidel bylo, že se řidič plně nevěnoval řízení vozidla. Statistiky Policie České republiky pak také uvádějí přehled nehod podle stavu řidiče, kde je jednou z kategorií přímo „Unaven, Usnul“. Ač je tato kategorie poměrně malá, její čísla nejsou rozhodně zanedbatelná.

Další část mé práce je věnovaná elektroencefalografii. V ní se nejprve zmiňuji o centrální mozkové soustavě a její aktivitě. Popisují jak s pomocí thalamo-kortikálního reverberačního systému vznikají v mozku elektrické impulzy, které jsme schopni na povrchu hlavy změřit. Důležitou podkapitolou EEG jsou pak jeho všeobecné vlastnosti, zejména frekvenční pásma. Jelikož jsem s pásmy pracoval a zejména jejich názvy

zmiňoval v průběhu celé mé práce, důkladně jsem je proto v této části práce popsal. Svoje místo si našla i zmínka o artefaktech, tedy o jakýchkoliv potenciálových rozdílech nezpůsobených mozkovou aktivitou. Takovými artefaktům jsem se totiž musel vyvarovat při snímání řidičova EEG, jelikož by do značné míry ovlivnily výsledky. V poslední části věnované EEG jsem zmínil matematické a statistické metody použité k následnému zpracování a vyhodnocování dat. V následující části jsem popsal veškeré použité technologie a způsob jakým jsem měřil. Jsou zde popsány jednotlivé fáze experimentu a také testy, které byly při měření použity.

Následné analýze jednotlivců věnuji podstatný díl práce. Každému řidiči věnuji odstavec základního popisu, kde se zmiňuji s věku, výskytu chorob v minulosti ovlivňujících mozkovou aktivitu a především způsobu jízdy. Dále je ke každému řidiči přiřazeno pět sad map pro každý referenční stav (otevřené oči – OO, zavřené oči – ZO, jednoduché počty – CALC, Ravenovy testy – RAV a jízda bez chyb - JIZDA) porovnávací chybovou jízdu ERROR. Každá sada se skládá ze čtyř map pro čtyři frekvenční pásma (Delta, Theta, Alpha, Beta) a každá mapa frekvenčního pásma se skládá z devatenácti polí, každé představující jednu elektrodu na měřicí čepici. Tento systém znázornění nám tak umožňuje ukázat nejenom jak moc se změnila mozková aktivita, ale i v jaké části mozku se tato aktivita nejvíce projevila. Analýzu jsem provedl pro každé srovnání referenčního stavu s chybou zvlášť a dle změn jednotlivých frekvenčních pásem jsem uvedl možnou příčinu této změny. Z počátku jsem počítal se dvěma nejtypičtějším příčinami a to relaxací a usínáním. V průběhu analýzy jednotlivců se ale ukázalo být příčinou i nadměrné a hluboké přemýšlení nevěnované jízdě. Na závěr každého jednotlivce jsem všechny jeho typické změny shrnul a zařadil ho do jedné ze skupin.

Již v průběhu analýzy jednotlivců se tedy projevovaly podobné znaky u různých skupin řidičů. Pro větší názornost jsem tedy následující kapitolu věnoval srovnáním napříč skupinami. První a nejpočetnější skupinou byli řidiči s projevy relaxace. V této skupině byli čtyři probandi. Jejich společnými znaky byly především pokles pásma Delta oproti zátěžovým testům (CALC, RAV), v některých případech i oproti testům klidovým (OO,ZO) a zcela jednoznačný nárůst Alpha aktivity spolu s poklesem Delta při srovnání normální jízdy s chybovou.



Další skupina ve které byli dva řidiči byla utvořena až v průběhu analýzy jednotlivců. Její společné znaky byly totiž nepředvídané, leč naprosto evidentní. Byl to především nárůst Delta aktivity téměř ve všech případech. To samo o sobě znamenalo vysokou hladinu mentace, podporované ještě poklesem pásma Alpha. Tato skupina tedy usilovně přemýšlela, nikoli však nad řízením vozidla.

Poslední dvě samostatné skupinky tvořil jednak řidič, který byl v minulosti diagnostikován poruchou pozornosti (ADHD) a jednak řidič s projevy usínání. U prvního řidiče se objevovaly atypické znaky zejména v pásmu Alpha a přímo nezapadal do žádné ze skupin. Velmi zajímavé tak bylo srovnání tohoto řidiče s jedním z řidičů s projevy relaxace. Jsou to totiž bratři s věkovým rozdílem tří let. Ač se totiž některé jejich znaky podobaly, při důkladném srovnání v programu TrueScan měly jejich vlny odlišný charakter. Bylo tedy zřejmé, že řidič s poruchou pozornosti byl touto chorobou poznamenán. U druhého řidiče bylo typické zploštění celého záznamu, tzn. pokles ve všech pásmech. V takovém případě se nejspíše jednalo o nástupu somnolence.

V poslední kapitole se zmiňují o možnosti vytvoření asistenčního systému, který by pro svoji funkci využíval snímání řidičova EEG. Představu, jak by takový systém asi mohl pracovat si není složité udělat. Veliký problém by ale byl zejména v nastavení pravidel pro vyhodnocování změn mozkové aktivity. Vše totiž komplikuje přílišná individualita mozku každého jedince. Jsme schopni, a konec konců v této práci to bylo ukázáno, generalizovat určité jevy ukazující na přemýšlení, či uvolněnost a v jistých případech i nalézt podobnost u více lidí. Co se ale týče určení v jaké části mozku se tyto změny projevují, podobnost bychom hledali velmi složitě. Použití takového systému by se tak zatím neobešlo bez individuálního měření, které by muselo předcházet jeho samotnému nastavení.

## 10 Seznam obrázků

Obr.1 – Pokles úrovně pozornosti [8] .....	14
Obr.2 – Thalamokortikální reverberační systém (TKRS) [vlastní úprava 19] .....	21
Obr. 3 – Systém rozložení elektrod 10/20 [vlastní úprava 21] .....	22
Obr. 4 – Ukázka frekvenčních pásem s jejich dominantní frekvencí [22] .....	23
Obr.5 – Ukázka artefaktů [24] .....	25
Obr.6 – Vlevo otevřený simulátor s testujícím řidičem a PC snímající EEG, vpravo simulátor v provozu .....	28
Obr.7 – Ukázka použitého Ravenova testu.....	31
Obr.8 – Mapa elektrod po vzoru systému 10/20.....	33
Obr.9 – Ukázka mapy s aktivitou Delta.....	33

## 11 Seznam tabulek

Tabulka 1 – Přehled nejčtenějších příčin nehod v České republice za rok 2013 [11].....	17
Tabulka 2 – Proband 1, OOxERROR.....	35
Tabulka 3 – Proband 1, ZOxERROR .....	36
Tabulka 4 – Proband 1, CALCxERROR.....	37
Tabulka 5 – Proband 1, RAVxERROR .....	38
Tabulka 6 – Proband 1, JIZDAxERROR.....	39
Tabulka 7 – Proband 2, OOxERROR.....	41
Tabulka 8 – Proband 2, ZOxERROR .....	42
Tabulka 9 – Proband 2, CALCxERROR.....	43
Tabulka 10 – Proband 2, RAVxERROR .....	44
Tabulka 11 – Proband 2, JIZDAxERROR.....	45

Tabulka 12 – Proband 3, OOXERROR.....	47
Tabulka 13 – Proband 3, ZOxERROR .....	48
Tabulka 14 – Proband 3, CALCxERROR.....	49
Tabulka 15 – Proband 3, RAVxERROR .....	50
Tabulka 16 – Proband 3, JIZDAxERROR.....	51
Tabulka 17 – Proband 4, OOXERROR.....	52
Tabulka 18 – Proband 4, ZOxERROR .....	53
Tabulka 19 – Proband 4, CALCxERROR.....	54
Tabulka 20 – Proband 4, RAVxERROR .....	55
Tabulka 21 – Proband 4, JIZDAxERROR.....	56
Tabulka 22 – Proband 5, OOXERROR.....	58
Tabulka 23 – Proband 5, ZOxERROR .....	59
Tabulka 24 – Proband 5, CALCxERROR.....	60
Tabulka 25 – Proband 5, RAVxERROR .....	61
Tabulka 26 – Proband 5, JIZDAxERROR.....	62
Tabulka 27 – Proband 6, OOXERROR.....	63
Tabulka 28 – Proband 6, ZOxERROR .....	64
Tabulka 29 – Proband 6, CALCxERROR.....	65
Tabulka 30 – Proband 6, RAVxERROR .....	66
Tabulka 31 – Proband 6, JIZDAxERROR.....	67
Tabulka 32 – Proband 7, OOXERROR.....	69
Tabulka 33 – Proband 7, ZOxERROR .....	70
Tabulka 34 – Proband 7, CALCxERROR.....	71
Tabulka 35 – Proband 7, RAVxERROR .....	72
Tabulka 36 – Proband 7, JIZDAxERROR.....	73

Tabulka 37 – Proband 8, OOxERROR.....	74
Tabulka 38 – Proband 8, ZOxERROR .....	75
Tabulka 39 – Proband 8, CALCxERROR.....	76
Tabulka 40 – Proband 8, RAVxERROR .....	77
Tabulka 41 – Proband 8, JIZDAxERROR.....	78
Tabulka 42 – Srovnání napříč skupinou řidičů s relaxací.....	79
Tabulka 43 – Srovnání napříč skupinou řidičů se zvýšenou mentální činností při chybě.....	81
Tabulka 44 – Shrnutí změn mozkových aktivit řidiče č.5 .....	83
Tabulka 45 – Shrnutí změn mozkových aktivit řidiče č.8 .....	83

## 12 Seznam grafů

Graf 1 – Přehled nehod podle stavu řidiče (viníka) [1] .....	18
--	----

## 13 Zdroje

- [1] TESAŘÍK J., SOBOTKA P., *Přehled o nehodovosti na pozemních komunikacích za rok 2012*, Ředitelství služby dopravní policie policejního prezidia české republiky, Praha, 2013
- [2] WORLD HEALTH ORGANIZATION, *Global status rekord on road safety*, WHO Library, Lucembursko, 2013, ISBN: 978 92 4 156456 4
- [3] BRANDSTAETTER, C., et al., *Annual Statistical Report 2012, Deliverable D3.9 of the EC FP7 project DaCoTA*, European Road Safety Observaroty, 2013, Dostupné z World Wide Web:  
<[http://ec.europa.eu/transport/road\\_safety/pdf/statistics/dacota/dacota-3.5-asr-2012.pdf](http://ec.europa.eu/transport/road_safety/pdf/statistics/dacota/dacota-3.5-asr-2012.pdf)>
- [4] NOVÁK M., *Možnosti vytvoření asistenčního systému pro stimulování aliančního chování řidičů*, Výzkumná zpráva č. V – 1053/2009, ČVUT, Ústav dopravní telematiky, Praha, 2009
- [5] CHMELÍK J., et al., *Dopravní nehody*, Nakladatelství Aleš Čeněk, Plzeň, 2009, ISBN: 978 80 7380 211 0

- [6] HARTL P.; HARTLOVÁ H., *Psychologický slovník*, Portál, Praha, 2000. ISBN 80-7178-303-X
- [7] REGAN M., LEE J., YOUNG K., *Driver distraction, Theory, Effects and Mitigation*, CRC Press, Taylor & Francis Group, NY, USA, 2009, ISBN: 978 0 8493 7426 5
- [8] NOVÁK M., *Interakce s lidským subjektem*, Výzkumná zpráva č. LSS 133/02, ČVUT, Ústav dopravní telematiky, Praha, 2002
- [9] DEWAR R., OLSON P., *Human Factors in Traffic Safety*, Lawyer & Judges Publishing Company, Tucson, AZ, USA, 2007
- [10] NOVÁK M., *Problems of Drivers Faults Influence on Losses on Roads*, Výzkumná zpráva č. LSS 418-2012, ČVUT, Ústav dopravní telematiky, Praha, 2009
- [11] LERCH T., *Statistika dopravních nehod za rok 2013 v České republice*, Dopravně informační portál, Praha, 2014, Dostupné z World Wide Web: <<http://www.doipo.cz/aktuality/statistika-dopravnich-nehod-za-rok-2013-ceske-republice/>>
- [12] OLARTE O., *Human error accounts for 90% of road accidents*, AlertDriving Magazine, FleetAlert, Duben 2011, Dostupné z World Wide Web: <<http://www.alertdriving.com/home/fleet-alert-magazine/international/human-error-accounts-90-road-accidents>>
- [13] GRAZIELLA J., et. al., *Back on track to reach the EU 2020 Road Safety Target?*, 7th Road Safety PIN Report, European Transport Safety Council, Brusel, 2012, Dostupné z World Wide Web: <[http://etsc.eu/documents/PIN\\_Annual\\_report\\_2013\\_web.pdf](http://etsc.eu/documents/PIN_Annual_report_2013_web.pdf)>
- [14] VYSKOČILOVÁ J., et. al. *Syndrom spánkové apnoe*, Česká pneumologická a ftizeologická společnost ČLS JEP, Praha, 2001
- [15] COPSEY S., et. al., *A review of accidents and injuries to road transport drivers*, European agency for safety and health at work (eu-osha), Lucembursko, 2010, ISBN: 978-92-9191-355-8
- [16] CLARKE D., et. al., *An In-depth Study of Work-related Road Traffic Accidents*, Road Safety Research Report No. 58, University of Nottingham, Fakulta psychologie, Londýn, 2005

- [17] HALL R., *The Neuron*, Missouri University of Science and Technology, USA, 1998 Dostupné z World Wide Web:  
<[http://web.mst.edu/~rhall/neuroscience/01\\_fundamentals/neuron.pdf](http://web.mst.edu/~rhall/neuroscience/01_fundamentals/neuron.pdf)>
- [18] CHAMBERS A., SAEID S., *EEG signal processing*, John Wiley & Sons, Chichester, Anglie, 2013, ISBN: 9781118691236
- [19] MCGILL, *The brain from top to bottom*, Dostupné z World Wide Web:  
<[http://thebrain.mcgill.ca/flash/i/i\\_11/i\\_11\\_cr/i\\_11\\_cr\\_cyc/i\\_11\\_cr\\_cyc.html](http://thebrain.mcgill.ca/flash/i/i_11/i_11_cr/i_11_cr_cyc/i_11_cr_cyc.html)>
- [20] FABER J., *Malý EEG atlas*, České vysoké učení technické, Praha, 2010
- [21] TRANS CRANIAL TECHNOLOGIES, *10/20 System Positioning Manual*, Wanchai, Honk Kong, 2012, Dostupné z World Wide Web:  
<[http://www.trans-cranial.com/local/manuals/10\\_20\\_pos\\_man\\_v1\\_0\\_pdf.pdf](http://www.trans-cranial.com/local/manuals/10_20_pos_man_v1_0_pdf.pdf)>
- [22] TEPLAN M., *Fundamentals of EEG measurement*, Institute of Measurement Science, Slovak Academy of Sciences, Bratislava, 2002
- [23] KLASS D., *The Continuing Challenge of Artifacts in the EEG*, výzkumná zpráva oddělení neurologie Mayo Clinic, Rochester, Minnesota, USA, 1995
- [24] THAKOR N., *Quantitative EEG Analysis Methods and Clinical Applications*, Artech House, Boston, 2009, ISBN: 9781596932050
- [25] TŮMA J., *Zpracování signálů získaných z mechanických systémů užitím FFT*, Štramberk, 1997, ISBN: 80-901936-1-7
- [26] NEBAUER J., SEDLÁČIK M., KŘÍŽ O., *Základy statistiky – Aplikace v technických a ekonomických oborech*, Praha, 2012, ISBN: 978-80-247-4273-1