

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

Diplomová práce

**Softwarový nástroj pro vzájemnou
komunikaci prostředků
v neuroinformatické laboratoři**

Plzeň, 2013

Michal Karfiol

Originální zadání

Poděkování

Především chci poděkovat Ing. Romanovi Moučkovi, Ph.D. za odborné vedení mé diplomové práce. Poděkování také patří Ing. Pavlovi Mautnerovi, Ph.D. a Ing. Lukášovi Vařekovi, se kterými jsem během psaní této práce konzultoval. V neposlední řadě děkuji všem svým přátelům, kteří obětovali svůj drahocenný čas a zúčastnili se měření.

Prohlášení

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

V Plzni dne 15. 5. 2013

.....

Michal Karfiol

Abstract

The first objective of this diploma thesis is to discover if it is possible to predict a driver's attention by measurement of his/her brain activity. It tends to decrease during monotonous driving. The drop of attention due to fatigue might have a serious impact on the driver and other traffic participants. One of the methods to measure human brain activity is the electroencephalography (EEG). Together with the EEG signal it is possible to observe specific neuronal responses related to cognitive stimulation of the subject. These responses are known as event-related potentials (ERPs). There is a theory claiming that fatigue causes the shift in latency of the defined ERP component. The driver's fatigue may also be monitored by measuring his/her heart rate. The main goal is to design and carry out an experiment which verifies both theories. To confirm both hypotheses won't be used any statistical methods. The next objective of the thesis is to design and develop an application for a remote control of two applications which are used during the measurement in the neuroinformatics laboratory.

Obsah

1	Úvod	9
2	Lidský mozek	10
2.1	Části mozku	10
2.2	Mozkové laloky	11
3	Encefalografie (EEG)	12
3.1	Frekvenční pásma	12
3.2	Rozdělení frekvenčních pásem v praxi	14
3.3	Artefakty	14
3.4	Použití EEG v praxi.....	15
3.4.1	Elektrody	16
3.4.2	Pravidla	16
4	Evokované potenciály (ERP)	19
4.1	ERP záznam	19
4.1.1	Metoda průměrování epoch.....	19
4.2	ERP komponenty.....	20
4.3	Návrh ERP experimentu	22
4.3.1	Pravidla	22
4.3.2	Strategie	23
5	Srdeční tep	24
5.1	Tepová frekvence	25
6	Experimenty zjišťující pozornost řidiče	26
6.1	Experiment 1 – Zkoumání únavy a ospalosti řidiče.....	26
6.2	Experiment 2 – Zkoumání únavy a reakční doby	26
6.3	Experiment 3 – Stimulace řidiče.....	27
6.4	Experiment 4 – Zkoumání počtu chyb řidiče	27
6.5	Experiment 5 – Posouzení únavy řidiče pomocí tepové frekvence	27

7	Neuroinformatická laboratoř ZČU	29
7.1	Technické vybavení.....	29
7.2	Softwarové vybavení	31
7.3	Příklady experimentů	33
7.3.1	Sledování pozornosti řidiče	33
7.3.2	Určení čísel.....	34
7.3.3	Děti s vývojovou poruchou koordinace	34
8	EEG/ERP experiment.....	35
8.1	Návrh scénáře	35
8.2	Realizace scénáře	36
8.2.1	Použitý software a hardware	36
8.2.2	Tvorba scénáře v Presentationu.....	36
8.2.3	Tvorba workspace v Recorderu.....	38
8.3	Průběh měření	39
8.4	Vyhodnocení výsledků.....	40
8.4.1	Princip zpracování	40
8.4.2	Vyhodnocení naměřených dat.....	43
9	Komunikační nástroj.....	50
9.1	Analýza	50
9.1.1	Síťová komunikace v neuroinformatické laboratoři	50
9.1.2	Měření EEG/ERP	51
9.1.3	Vzdálené ovládání – BrainVision Recorder	52
9.1.4	Vzdálené ovládání – Presentation	55
9.1.5	Nalezení vhodného způsobu ovládání.....	56
9.2	Implementace.....	57
9.2.1	Síťová komunikace	57

9.2.2	Klientská aplikace	58
9.2.3	Serverová aplikace	60
9.3	Testování	62
9.4	Zhodnocení	63
10	Závěr	64
	Přehled zkratk	65
	Literatura	66
	Příloha A – Diagramy	69
	Příloha B – Uživatelský manuál	71
	Příloha C – Obsah přiloženého DVD	73

1 Úvod

Dlouhodobé a monotónní řízení motorového vozidla je jednou z nejčastějších příčin dopravních nehod na silnicích. Únava vzniklá v důsledku dlouhodobé jízdy může zásadně ohrozit bdělost a výkonnost řidiče. Po celém světě proto vzniká řada výzkumů, které se dopravní bezpečností zabývají.

Tato diplomová práce je proto zaměřena na problematiku pozornosti řidiče, přičemž je třeba zmínit, že v této oblasti bylo na katedře informatiky a výpočetní techniky již provedeno mnoho experimentů. Vzhledem k tomu, že pozornost řidiče během řízení může klesat, stává se tato skutečnost nejen pro něho, ale i pro ostatní účastníky silničního provozu hrozbou. Kdyby existoval způsob, díky kterému by se této hrozbě dalo předcházet, napomohlo by to nepochybně záchraně mnoha lidských životů. Jednou z metod měření mozkové aktivity během řízení automobilu je encefalografie (EEG). Samotný EEG signál však není dostačující, a proto je třeba vycházet ještě ze specifických neuronálních odpovědí, nazývaných evokované potenciály (ERP). Mezi další metody zjištění únavy během řízení lze pak zařadit měření tepové frekvence.

Dříve, než se práce bude zabývat samotným návrhem a realizací experimentu, bude zmíněno několik teoretických informací týkajících se měření EEG/ERP a tepové frekvence, a rovněž budou popsány podobné experimenty zabývající se zkoumáním pozornosti řidiče.

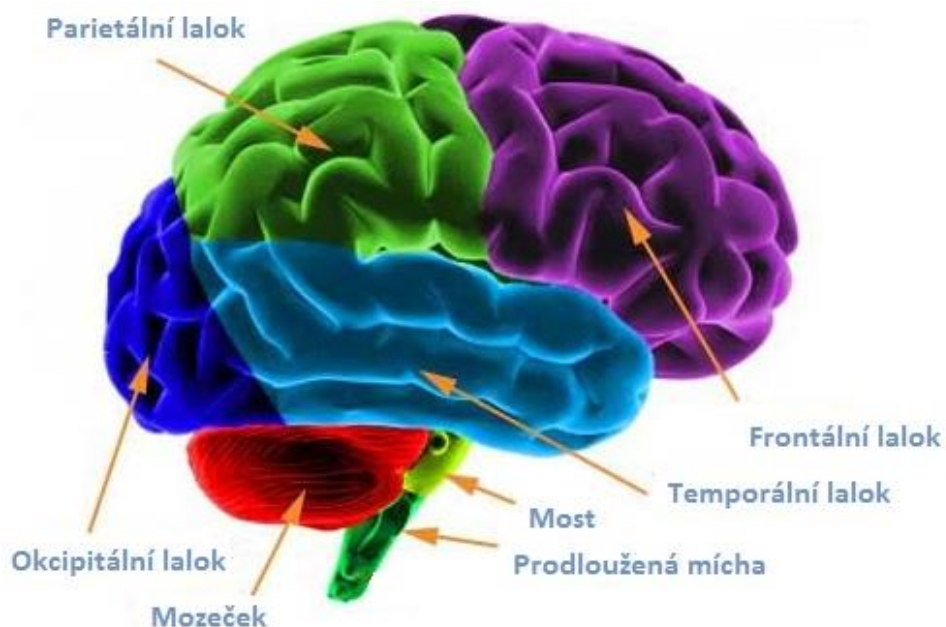
V druhé části se práce bude detailněji zabývat popisem neuroinformatické laboratoře a experimenty, které jsou v ní prováděny. Poté již bude přikročeno k jádru diplomové práce, tedy k návrhu, realizaci a vyhodnocení samotného experimentu zabývajícího se pozorností řidiče při monotónní jízdě. V návaznosti na to se pak práce bude zabývat návrhem a implementací komunikačního nástroje, který usnadní řízení EEG/ERP experimentů v neuroinformatické laboratoři ZČU.

2 Lidský mozek

Mozek slouží jako organizační a řídicí centrum nervové soustavy člověka. Řídí a kontroluje veškeré tělesné funkce, jako je činnost srdce, trávení, pohyb, řeč, samotné myšlení, paměť či vnímání emocí. Mozek je z buněčného hlediska složen především z nervových a gliových buněk. Místa s nahromaděnými těly neuronů představují tzv. šedou hmotu. Naopak místa bohatá na nervová vlákna jsou známa pod názvem bílá hmotu. Zatímco nervové buňky jsou schopné aktivní nervové činnosti spojené se vznikem a přenosem nervových impulsů, nepostradatelné jsou i gliové buňky, které vyživují, chrání a jinak podporují nervovou tkáň [1].

2.1 Části mozku

Lidský mozek lze zjednodušeně rozdělit na mozkový kmen, mezimozek a koncový mozek. Z anatomického hlediska ho lze rozdělit na části, které jsou vidět na Obr. 1. Pro měření EEG signálu je nejdůležitější koncový mozek, který je rozdělen do dvou hemisfér, z nichž každá obsahuje čtyři laloky [2].



Obr. 1 Části lidského mozku (převzato z [1]).

2.2 Mozkové laloky

Frontální (čelní) lalok

Nachází se v oblasti čela. Je v něm soustředěno centrum emocí, logického myšlení, plánování, pohybu, a částečně i řeči. Tato část je zapojena i v případě akcí jako je kreativita, úsudek, řešení úloh a plánování [2].

Parietální (temenní) lalok

Nachází se za čelními laloky, nad temporálním lalokem (horní zadní část mozku). Tato část souvisí se zpracováním nervových impulsů týkajících se hmatu, bolesti, chuti, tlaku a teploty (smyslové vnímání). Také je zde uloženo centrum pro jazyk [2].

Temporální (spánkový) lalok

Nachází se na stranách mozku nad ušima. Tato část je zodpovědná za sluch, paměť, význam (sémantiky), jazyk. Hraje také důležitou roli při učení, a při emocích. Temporální laloky interpretují a zpracovávají sluchové podněty [2].

Okcipitální (týlní) lalok

Nachází se v týlní části mozku. Je v něm soustředěna schopnost rozpoznávat objekt. Také zpracovává vizuální podněty (centrum vidění) [2].

3 Encefalografie (EEG)

EEG je neinvazivní vyšetření elektrické aktivity lidského mozku. Vzniká součinností thalamu a kortexu (mozkové kůry). Hlavním zdrojem EEG je elektrická aktivita synapto-dendrických membrán v povrchových vrstvách kortexu [3].

Mozek pro svoji činnost využívá elektrochemické děje, jejichž potenciál a distribuci v celém organismu ovládá. Je tedy generátorem i regenerátorem bioelektrického proudu, jehož rozkmit hodnot na úrovni membrán buněk je v mozku přibližně 5 až 210 mV a 0,5 až 40 Hz [3].

3.1 Frekvenční pásma

Elektrické charakteristiky mozkových vln rozdělují stavy vědomí do čtyř základních hladin.

Pásmo delta

Pásmo delta je stavem velmi výrazného útlumu všech funkcí. Člověk se v něm nachází během bezesného spánku, případně během bezvědomí způsobeného nemocí či úrazem [3].

V tomto stavu také dochází k hluboké regeneraci všech životních funkcí a k hromadění energetických rezerv. Proces látkové přeměny probíhá pomaleji, ale zato velmi důkladně [3].

- Frekvenční pásmo: pod 4 Hz
- Amplituda: 75 – 210 μ V

Pásmo théta

Pásmo théta je stavem výrazného útlumu všech funkcí. Mysl ani tělo nereagují samy o sobě na žádné smyslové podněty. Je charakteristické pro ospalost, usínání, hluboké uvolnění, ale i při poruchách pozornosti a lehké mozkové dysfunkci [3].

- Frekvenční pásmo: 4 – 8 Hz
- Amplituda: 5 – 100 μV

Pásmo alfa

Pásmo alfa je stavem prostým jakéhokoli napětí a mysl není rozptylována podněty z vnějšího prostředí, ani se nezabývá soustředěným myšlením. Je to tedy stav odpočinku těla při plné bdělosti, který je doprovázen i podmíněn příjemnými až slastnými pocity v návaznosti na zvýšenou tvorbu a vylučování přirozených opiátů [3].

Lidský mozek produkuje proud této frekvence během bdění se zavřenýma očima, při tělesné a duševní relaxaci. Mizí při otevření očí a zaměření pozornosti. V tomto pásmu se aktivují regenerační procesy a zlepšuje se schopnost učení [3].

- Frekvenční pásmo: 8 – 13 Hz
- Amplituda: 30 – 50 μV

Pásmo beta

Pásmo beta charakterizuje vědomé smyslové soustředění na naše okolí, připravenost reagovat, akceschopnost, menší či větší míra napětí a stav náladových změn a podrážděnost. V tomto pásmu se člověk vyskytuje většinu dne, kdy používá motorické schopnosti [3].

V nižších pásmech (do 18 Hz) se člověk objevuje, když je v bdělém stavu. Naopak do nejvyšších hodnot pásma beta se dostane v souvislosti se značným úsilím soustředěním se na náročný úkol, ve vypjatých stresových situacích psychické i fyzické povahy, při psychoneurotických poruchách a chorobách [3].

Setrvávání v pásmu beta v rozmezí od 22 do 24 Hz (individuální pro každého člověka) představuje pro celý organismus energetickou zátěž, a způsobuje tak zhoršující se schopnost a kvalitu přeměny a regenerace tkání [3].

Pásma dosahující hodnot kole 30 Hz se objevují v případě podráždění, trémy, úzkosti, nebo ve vysoce náročných životních situacích [3].

- Frekvenční pásmo: nad 13 Hz
- Amplituda: do 20 μV

3.2 Rozdělení frekvenčních pásem v praxi

Výše uvedené charakteristiky je třeba lépe objasnit v kontextu s reálný stavem věcí. Tak, jak byly podány, platí v případě, kdy je určitá hladina v celém mozku dominantní, tj. kdy všechna mozková centra vysílají frekvence v rozpětí pásma alfa. Zdaleka ne vždy taková situace nastane, a pokud ano, může trvat velmi krátce, řádově několik málo minut. S narůstajícím psychickým vypětím v rámci cyklické aktivity soustředění myslí se mozek stále více rozlaďuje. Mozková centra vysílají rozdílné vlnové délky v rozpětí od 10 do 40 Hz. Naopak s narůstajícím útlumem dochází ke zjevnému sladění vysílání všech těchto center na hodnotu pohybující se v rozmezí od 10 až 12 Hz [3].

Když mozek pracuje a řeší rozmanité úlohy, např. píšeme, čteme, počítáme, vznikají díky této jeho činnosti tzv. elektrické potenciály. Jinými slovy, činností jednotlivých neuronů, z nichž se mozek skládá, vzniká elektrický proud. Každému takovému stavu náleží jiná frekvence a amplituda tohoto elektrického proudu [3].

3.3 Artefakty

V EEG záznamu se kromě zmiňovaných vln objevují i tzv. artefakty, které nesouvisejí s činností mozku. Nejčastěji se dělí podle původu [3]:

- Od subjektu
 - svalové a pohybové artefakty (např. pohyby očí)
 - artefakty ze srdeční činnosti, tepové a z pocení
 - artefakty z pohybů jazyka
 - artefakty dentální

- Interferenční artefakty
 - Vliv elektromagnetického pole od okolních přístrojů, např. zvonění mobilního telefonu, vypnutí/zapnutí klimatizace

3.4 Použití EEG v praxi

EEG se používá především v neurologii pro odhalení různých mozkových poruch, např. epilepsie. Dalšími oblastmi použití jsou psychiatrie a psychologie [3].

Při elektroencefalografickém vyšetření jsou na povrchu skalpu (kůže a ostatní měkké tkáně přiléhající k lebečním kostem) umístěny elektrody. Ty snímají rozdíly elektrických potenciálů (kolem 10 μV), které jsou následně zpracovávány elektroencefalografem. Potenciály vznikají na základě synchronizovaných výbojů velkých skupin nervových buněk. Naměřené hodnoty elektrických potenciálů jsou příliš nízké, proto se zesilují, aby je bylo možné hodnotit. Tyto naměřené a zesílené hodnoty (vzestup a pokles hodnot) vytváří v záznamu vlny. Potenciály ve skutečnosti představují záznam velikostí rozdílů potenciálů mezi dvěma místy (mezi dvěma elektrodami) [3].

Typický vzorec vln EEG vzniká činností množin neuronů, kdy se skupiny navzájem střídavě excitují a inhibují. Když dorazí k určité skupině neuronů impuls, který excituje, skupina odpoví synchronizovaným elektrickým výbojem. Při tom podráždí sousední skupinu nervových buněk. Jakmile podnět odezní, skupina tlumivých neuronů je potlačena. Skupina excitatorních neuronů může reagovat na nový impuls výbojem. Celý proces se opakuje. Velikost EEG vln závisí na tom, jaké množství neuronů odpovídá synchronizovaným výbojem. Čím větší množství odpovídá, tím vyšší vlny jsou registrovány [3].

3.4.1 Elektrody

Elektroda slouží k propojení mezi vodivou tekutinou ve tkáních, v nichž je generován elektrický proud, a vstupním zesilovačem EEG přístroje. Elektrody mohou mít různá technická uspořádání, nicméně vždy je přítomno rozhraní tekutina – kov. Ideální elektroda by neměla zkreslovat snímáný signál. Úplné potlačení zkreslení však není možné z technických důvodů [3].

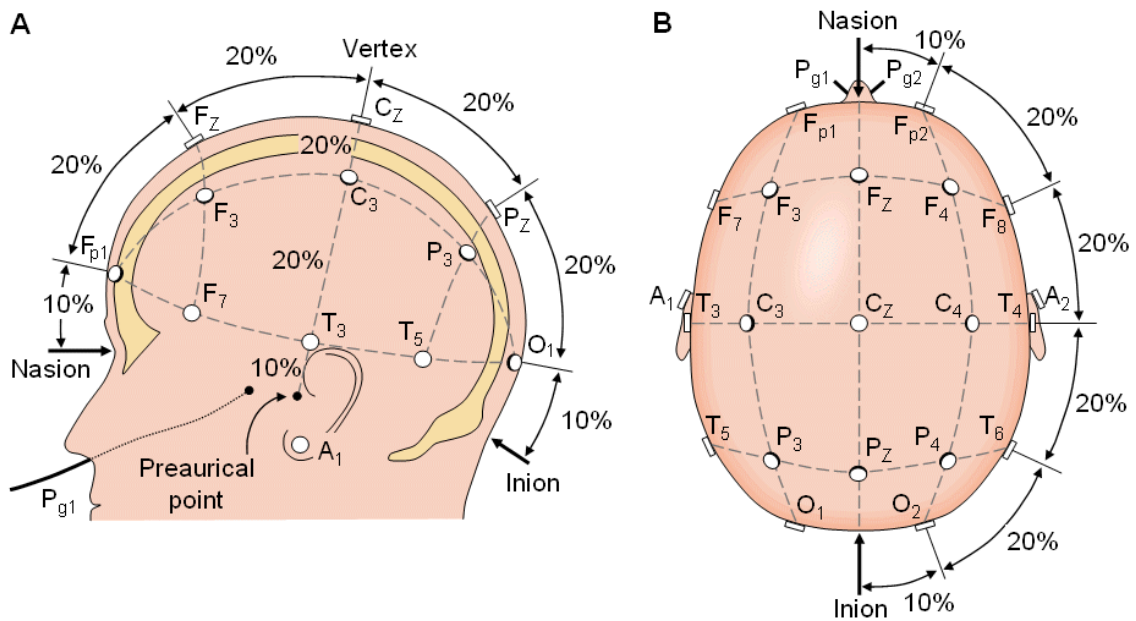
Kov v prostředí elektrolytu (roztok vedoucí elektrický proud) uvolňuje kladně nabitě ionty do roztoku a sám se tak nabíjí záporně. Vzniká elektrická dvojvrstva, která brání přechodu záporného náboje do elektrody, a podobá se svými vlastnostmi kondenzátoru a ovlivňuje tak impedanci elektrody. Z tohoto důvodu se elektrody preparují a vznikne tak nepolarizující elektroda [3].

3.4.2 Pravidla

System 10/20

Bioelektrický signál se získává z elektrod. Jejich umístění je vidět na Obr. 2 (standardní elektrody) a označení je dáno mezinárodní normou [3].

Elektroencefalografické záznamy jsou obvykle snímány s větším počtem elektrod, většinou 19 až 64. Záznam je pak tvořen souborem o 19 až 64 kanálech snímáných současně [3].



Obr. 2 Elektrody systému 10/20 (převzato z [4]).

Označení elektrod

Elektrody začínající písmenem:

- „P“ se nachází na parietálním (temenním) laloku
- „F“ se nachází na frontálním (čelním) laloku
- „T“ se nachází na temporálním (spánkovém) laloku
- „O“ se nachází na okcipitálním (týlním) laloku
- „A“ značí elektrody na ušních lalůčkách.

Kromě písmenného označení jsou elektrody ještě číslovány tak, že lichá čísla popisují levou hemisféru a sudá pravou. Písmena „z“ označují centrální osu.

Pro přehledová zařízení se často používají pružné čepice s našitými elektrodami. Prostor v plastových nášivkách mezi vlastní elektrodou a povrchem hlavy je nutné vyplnit vodivým nedráždivým gelem. Na Obr. 3 je ukázka aplikace čepice [3].



Obr. 3 Aplikace čepice s elektrodami (převzato z [5]).

Hlavice EEG přístrojů jsou opatřeny zdíčkami, kam se připojují jednotlivé elektrody, nebo je možné připojení pomocí konektoru. Je také nezbytné připojit kabel pro uzemnění.

4 Evokované potenciály (ERP)

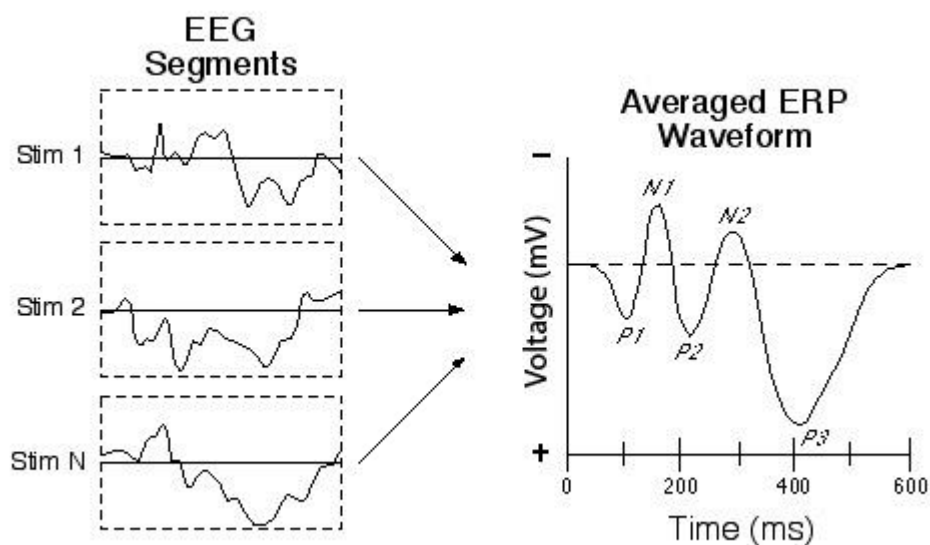
Elektrická odezva mozku nebo mozkového kmene má rozdílné typy stimulací (vizuální, zvukové, sensorické). Jsou zaznamenávány podobným způsobem jako EEG, tj. elektrodami umístěnými na hlavě. Mají tvar krátkodobých vln velmi nízké amplitudy, jejichž morfologie (tvar, latence, doba trvání) závisí na intenzitě stimulu a na mentálním stavu měřeného subjektu (např. na únavě, soustředěnosti). V porovnání s EEG jsou to vlny relativně nízké, které vznikají na pozadí běžné EEG aktivity, kde se EEG v tomto případě chová jako šum a je potřeba ho vhodným způsobem odstranit. K určení ERP je nutné subjekt opakovaně stimulovat stejným podnětem a přesně synchronizovat okamžik výskytu stimulu s EEG záznamem [3].

4.1 ERP záznam

ERP záznam se skládá ze standardního EEG záznamu a synchronizačních značek odpovídající výskytům jednotlivých stimulů (Obr. 6). ERP vlny jsou v porovnání vůči EEG v pozadí nízké. U zvukových stimulů se pohybují kolem $5 \mu\text{V}$ a u vizuálních do $20 \mu\text{V}$. K zobrazení zaznamenané ERP vlny je za potřebí potlačit základní EEG aktivitu, která se obvykle skládá z alfa, beta a gama vln [3].

4.1.1 Metoda průměrování epoch

EEG signál je nejprve segmentován do tzv. epoch, což je oblast v okolí synchronizační značky odpovídající danému stimulu. Před samotným průměrováním je nejdříve potřeba potlačit základní EEG aktivitu skládající se z alfa, beta a gama vln, která se v jednotlivých epochách chová jako náhodný signál. Na Obr. 5 je vidět průměrování jednotlivých stimulů [6].



Obr. 4 Průměrování stimulů (převzato z [6]).

4.2 ERP komponenty

ERP komponenty začínají písmenem P nebo N, které určuje polaritu a pozici uvnitř ERP vlny. Komponenta začínající písmenem C má nejednotnou polaritu. Dále označení komponent obsahuje číselný údaj, který označuje buď latenci amplitudy, nebo její pořadí. Tudiž vlny značíme jako $P1 = P100$, $P2 = P200$, $N1 = N100$, $N2 = N200$ a $P3 = P300$. Konvence značení ERP signálu má záporné napětí směrem nahoru a kladné směrem dolů [7].

Komponenta C1

První významná vizuální ERP komponenta, kterou je možno nejlépe měřit na zadní části skalpu. Jelikož se její polarita může měnit a je závislá na pozici pozorovaného stimulu v zorném poli, nemůže být značena jako P nebo N. Pokud je stimul pod osou pohledu, komponenta se zobrazí jako pozitivní a naopak. Obvyklý nástup této komponenty se pohybuje od 40 až 60 ms a vrcholu dosahuje 80 až 100 ms po výskytu stimulu. V případě pozitivní orientace může být lehce zaměnitelná s komponentou P1 [7].

Komponenta P1

Následuje po vlně C1 a je to největší vlna zaznamenávaná postranními elektrodami vyskytujícími se v okcipitální části. Její obvyklý nástup se pohybuje od 60 až 90 ms a vrcholu dosahuje 100 až 130 ms po výskytu stimulu [7].

Komponenta N1

N1 vlna následuje po P1. Skládá se ze subkomponent, které jsou měřeny v odlišných částech skalpu. První subkomponenta dosahuje na přední části vrcholu 100 až 150 ms po výskytu stimulu. Další subkomponenty dosahují vrcholu 150 – 200 ms v bočních částech a části temenní [7].

Komponenta P2

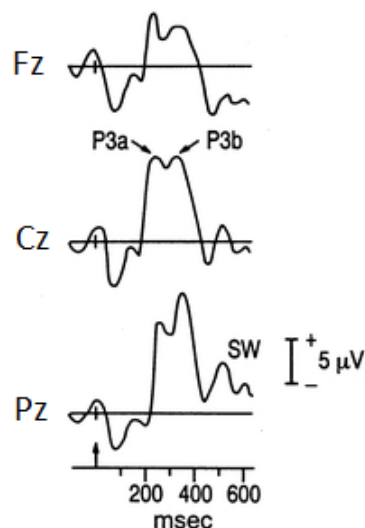
Navazuje na vlnu P1. Je měřitelná v přední a centrální části skalpu, kde může být vyššího napětí dosaženo tím, že se měřený subjekt zaměřuje na vzácně se vyskytující stimuly [7].

Komponenta N2

Skládá se z několika subkomponent. Základní N2 komponenta je dobře pozorovatelná při často se opakujících stimulech. Dosahuje maxima kolem 200 ms po výskytu stimulu [7].

Komponenta P3/P300

Třetí pozitivní vlna v ERP záznamu s latencí přibližně 300 ms po výskytu stimulu. Maximální amplitudy dosahuje P3 vlna na elektrodě Pz cca 300 ms po stimulu. Skládá se ze dvou komponent – P3a a P3b (Obr. 6). P3a vzniká převážně v čelním laloku, zatímco P3b vzniká v oblasti spánkové a temenní. Existuje několik teorií, jak tato vlna vzniká. Jednou z nich je překvapení nad výskytem méně se vyskytujícího stimulu. P3a vlna je spojována s mozkovou činností související se zapojením pozornosti [7].



Obr. 5 P3 subkomponenty na elektrodách Fz, Cz a Pz (převzato z [7]).

Komponenta N400

Projevuje se na temenní části hlavy. Nejlépe ji lze pozorovat při sémanticky špatně vyjádřené větě – při výpadku kontextu [7].

4.3 Návrh ERP experimentu

Při návrhu ERP experimentu by se měly dodržovat níže uvedená pravidla a strategie. Informace pro tuto kapitolu byly čerpány z [7].

4.3.1 Pravidla

1. Lokální maxima a komponenty nejsou to samé. Bod s napěťovým lokálním maximem nemusí být vždy důležitý.
2. Není možné odhadnout časový průběh nebo vrchol ERP komponenty jen z jednoho měření ERP křivky.
3. Není vhodné porovnávat upravená data se původními ERP křivkami.
4. Změna velikosti komponenty nemusí být vždy spojena se změnou amplitudy ERP křivky.
5. Zprůměrovanou ERP vlnu nelze považovat za přesnou reprezentaci jednotlivých ERP vln.
6. Užívání stejných fyzických stimulů i při různých psychických stavech.

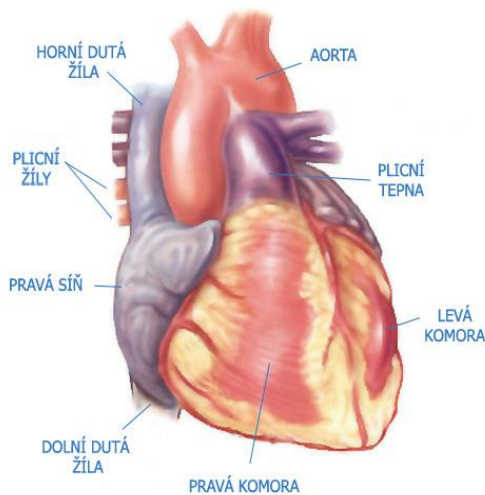
7. Pokud se nedá změně fyzického stimulu vyhnout, musí být provedeny kontrolní experimenty pro ověření správnosti. Nepodceňovat vliv sebemenšího fyzického podnětu.
8. Během porovnávání zprůměrovaných ERP křivek, které jsou založeny na různém počtu pokusů, se musí dbát zvýšené pozornosti.
9. Při různých podmínkách musí být věnována pozornost přítomnosti a změnám motorických odpovědí.
10. Podmínky experimentu by měly být měněny nejlépe uvnitř bloku než mezi bloky pokusů.
11. Nepředpokládá se, že amplituda nebo doba zpoždění ERP komponenty jsou lineární nebo dokonce závislé na kvalitě a časování kognitivního procesu. Může to být otestováno, ale ne předpokládáno.

4.3.2 Strategie

1. Zaměření na konkrétní komponentu.
2. Správné užívání prostudovaných postupů.
3. Zaměření na velké komponenty.
4. Oddělení komponenty s neobvyklými vlnami.
5. Zaměření na snadno izolovatelné komponenty.
6. Používání designu experimentu nezávislého na komponentě.
7. Vyjmutí užitečných komponent z dalších domén.

5 Srdeční tep

Nejprve je nutné zmínit základní informace o srdci a jeho funkčnosti. Srdce je dutý, vazivově-svalový orgán, tvaru obrácené pyramidy a přibližně velikosti lidské pěsti. Uloženo je z větší části za hrudní kostí. Z obou stran na něj přiléhají plíce. Za ním se nachází jícen, velké cévy a hrudní páteř, zespoda je posazeno na bránici. Průměrná hmotnost se pohybuje kolem 300g a v klidovém stavu dokáže přečerpávat 4 – 8 litrů krve. Funkčně je srdce rozděleno na pravý a levý oddíl. Oba tyto oddíly sestávají ze síně a komory. Levostranné oddíly jsou více vyvinuté - mají mohutnější svalovinu, zejména komora, protože musí krev vypuzovat pod velkým tlakem, aby protekla celým těle. Jednotlivé části lidského srdce můžeme vidět na Obr. 6. [8].



Obr. 6 Části lidského srdce (převzato z [8]).

Tep (puls) je tlaková vlna, která je vyvolaná vypuzením krve z levé srdeční komory do srdečnice (aorty), odkud se šíří dalšími tepnami do celého těla. Počet tepů za minutu odpovídá tepové frekvenci. Puls lze nahmatat na větších tepnách blízkých povrchu těla, nejčastější tepnou pro měření pulsu je krkavice, vřetenní tepna a stehenní tepna [8].

5.1 Tepová frekvence

Tepová frekvence udává počet tepů (stahů) srdce během jedné minuty. Tato frekvence se liší podle intenzity tělesné zátěže a trénovanosti jedince. Průměrný srdeční puls v lidském těle má hodnotu kolem 75 úderů za minutu u mužů a okolo 82 u žen, může být ale i nižší a nemusí to být známkou onemocnění. Nižší hodnota pulsu se obvykle vyskytuje u atletů, kteří mají silná srdce schopná přečerpávat větší množství krve – hodnota se pak může pohybovat kolem 40 úderů za minutu. Lze rozeznat následující tři typy frekvencí [8].

Klidová tepová frekvence

Pohybuje se v rozmezí 65-75 tepů za minutu, u trénovanějších jedinců klesá až k 50 tep/min. Podle klidové tepové frekvence můžeme tedy i hodnotit naši trénovanost, příp. sledovat jak se zlepšujeme během delšího období. Pokud je KTF stejná nebo když se sníží, je sportovec trénovanější nebo více odpočínutý. Naopak zvýšení tepové frekvence cca o 10% může znamenat nedostatečné zotavení po tréninku z předešlého dne, stres či nastupující nemoc [8].

Aktuální tepová frekvence

Je aktuální hodnota tepové frekvence. Je velmi ovlivňována emocemi a fyzickou zátěží. Aktuální tepová frekvence ovlivňuje spalování tuku, vytváření svalů apod. Pokud je tato frekvence příliš vysoká, dochází k trénování síly a vytrvalosti, ale nespálují se tuky. Naopak příliš nízká tepová frekvence je neefektivní a v těle se prakticky žádné změny nedějí [8].

Maximální tepová frekvence

Její hodnota odpovídá maximální intenzitě, kterou je organismus jedince schopen při zátěži dosáhnout a krátkodobě i udržet. Je to hodnota individuální a více než tréninkem je ovlivněna věkem. Její hodnota je různá i ve vztahu ke způsobu zatížení. Jiná hodnota může být při funkčním vyšetření na běhátku (zpravidla vyšší) a cyklistickém ergometru [8].

6 Experimenty zjišťující pozornost řidiče

Dlouhodobé řízení motorového vozidla je jednou z významných příčin dopravních nehod na dálnicích. Únava vzniká v důsledku dlouhodobé jízdy může zásadně ohrozit bdělost a výkonnost řidiče. Po celém světě proto vzniká řada výzkumů, které se dopravní bezpečností zabývají. Velká část z nich využívá také záznamu EEG/ERP a různých modelů trenažérů simulujících řízení automobilu. Během vyhledávání podobných experimentů zabývajících se zkoumáním pozornosti řidiče bylo nalezeno několik studií, které jsou popsány níže. Ty pak poslouží k návrhu scénáře v kapitole 8.

6.1 Experiment 1 – Zkoumání únavy a ospalosti řidiče

Tento experiment se zabýval vhodností využití simulátoru řízení automobilu při zkoumání ospalosti a únavy řidiče. Během výzkumu každý subjekt v průběhu několika dní absolvoval jednu referenční hodinovou jízdu a tři noční jízdy, které trvaly 2, 4 a 8 hodin. Dvacet zúčastněných tyto jízdy provedlo v simulátoru a zbylých čtrnáct účastníků jezdilo v reálných podmínkách. Vyhodnocován byl počet vybočení z jízdního pruhu a subjektivní pocit ospalosti a únavy samotných řidičů. K vyhodnocení byly vždy použity pouze údaje z poslední hodiny každé ze tří jízd. Výsledky experimentu neukazují zásadní rozdíly v nárůstu únavy a ospalosti při řízení simulátoru a při řízení skutečného automobilu [9].

6.2 Experiment 2 – Zkoumání únavy a reakční doby

Další z nalezených experimentů se zabýval hodnocením únavy a reakční doby řidičů během jízdy po dálnici v simulátoru řízení automobilu. K posouzení aktuální pozornosti řidiče sloužilo hodnocení únavy samotným řidičem a jeho reakční doba. Bylo prokázáno, že doba jízdy výrazně ovlivňuje pozornost, jelikož se únava i reakční doba testovaných postupně zvyšovala. Výsledky studie ukazují, že bezpečným limitem pro jízdu mimo město je přibližně 80 minut [10].

6.3 Experiment 3 – Stimulace řidiče

Šestnáct dobrovolníků absolvovalo 40-minutové měření (bez použití simulátoru řízení automobilu), během kterého byli stimulováni dvěma druhy zvukových stimulů. Interval interstimulu byl stanoven na 1,8 sekundy. Stimuly se prezentovaly v průběhu celého experimentu bez přestávek a účastníci reagovali na výskyt target stimulu stiskem tlačítka. Vyhodnocení bylo zaměřeno na změny amplitudy a latence komponent N1 a P3 během tří bloků, na které byl experiment pomyslně rozdělen. Výsledky experimentu neprokázaly změny latence žádné z uvedených komponent. U komponenty P3 bylo pozorováno snížení amplitudy během třetího bloku, což mohlo být způsobeno „návykem na daný stimul [11].

6.4 Experiment 4 – Zkoumání počtu chyb řidiče

Poslední ze zmíněných experimentů zkoumal chování řidiče během 40-minutové jízdy v simulátoru řízení automobilu. Zaznamenávanými údaji byla například poloha automobilu, jeho aktuální rychlost a akcelerace. Každý účastník provedl čtyři jízdy za odlišných podmínek (monotónní/členité prostředí, v ranních/v odpoledních hodinách). U každé z jízd bylo provedeno vyhodnocení počtu chyb řidiče (rozdíly oproti optimální jízdě). Ze závěrů tohoto experimentu vyplývá, že pozornost řidiče nejvíce ovlivňuje doba trvání jízdy. Jako druhý nejdůležitější faktor je uváděna denní doba a nejmenší vliv má na pozornost charakter okolního prostředí [12].

6.5 Experiment 5 – Posouzení únavy řidiče pomocí tepové frekvence

Experiment využívá metodu, která dokáže u řidiče včas odhalit nástup únavy. Ta je založena na principu zkoumání proměnlivosti tepové frekvence lidského srdce během řízení. Všichni účastníci byli posazeni do automobilového simulátoru se senzory zaznamenávajícími tepovou frekvenci. Před samotnou jízdou nesměli konzumovat 4 hodiny jakékoliv nápoje obsahující kofein a 24 hodin nesměli požit alkohol. Dále byli vyzváni, aby v den před řízením spali o 2

hodiny méně, než je jejich denní doba spánku, která by mohla oddálit nástup únavy řidiče během dlouhodobého řízení po monotónní silnici. Posuzování únavy bylo realizováno pomocí sady dat získaných z elektrokardiografu, která byla zaznamenána v laboratorních podmínkách. Touto metodou se dosáhlo velké přesnosti v detekci únavy, kde se snižováním tepové frekvence docházelo k nárůstu únavy [13].

7 Neuroinformatická laboratoř ZČU

Výzkumná laboratoř zabývající se výzkumem v oblasti neuroinformatiky se nachází na půdě Západočeské univerzity v Plzni na Katedře informatiky a výpočetní techniky. V laboratoři se mimo jiného nachází zvukotěsná komora a simulátor automobilu. Zvukotěsná komora u prováděných experimentů minimalizuje vnější vlivy. Automobilový simulátor je primárně určen pro experimenty týkající se sledování aktuální pozornosti řidiče. Tento typ experimentů bude podrobněji popsán v kapitole 6. Jak jsou spolu propojeny jednotlivá zařízení, je dobře vidět na Obr. 7.

Výzkum v oblasti ERP a BCI ve spolupráci s neurochirurgií Fakultní nemocnice Plzeň, Katedrou tělesné výchovy fakulty pedagogické na ZČU v Plzni, Dopravní fakultou ČVUT v Praze je zaměřen na:

- Návrh jednoduchého BCI pro komunikaci s komatózními pacienty
- Podprahové vnímání
- Motorické testy u dětí a souvislost s mozkovou aktivitou
- Monitorování pozornosti řidičů, reakce na náhlé změny v zorném poli
- Využití ERP v kriminalistice (detektor lži)

7.1 Technické vybavení

Automobilový simulátor

Jako simulátor slouží Škoda Octavia, do které byl přidán herní volant s pedály a řadicí pákou od společnosti Logitech (konkrétně G27 Racing Wheel). Dále jsou v něm umístěny dvě webové kamery, které jsou umístěny v horní části čelního skla.

Projektor

Projektor je umístěn na stropu laboratoře a promítá obraz na stěnu před čelní sklo automobilového simulátoru.

Počítače

V laboratoři se nalézají celkem čtyři počítače, na kterých jsou nainstalovány programy BrainVision Recorder a Analyzer, Presentation a Matlab se zásuvným modulem EEGLAB. Jednotlivé programy budou popsány v následující kapitole. Na dvou z těchto počítačů se nachází také hra World Racing 2. Ta využívá již zmíněný volant s pedály a řadicí pákou. Hra se projektorem promítá na stěnu před automobilový simulátor.

EEG čepice

Používají se k experimentům prováděným v laboratoři a obsahují elektrody rozmístěné dle systému 10-20.

Sluchátka

Slouží k přehrávání stimulů, který měřený subjekt slyší během měření. Ty jsou posílány z počítače, kde je nainstalovaný software Presentation.

Sada senzorů

Sada obsahuje senzory:

- Akcelerometr – měří vibrace nebo zrychlení pohybu zařízení.
- GSR senzor – měření galvanického kožního odporu fungujícího na principu detektoru lži
- Pro měření tělesné teploty
- Respirační pás – zaznamenává frekvenci dýchání
- Pro měření tepové frekvence

Měřicí zařízení BrainAmp DC

Obsahuje 32 EEG kanálů, na které mohou být připojeny elektrody z EEG čepice. Toto zařízení je poháněno BrainAmp Battery. Je spojen s počítačem pomocí USB portu s USB2 adaptérem.

Měřicí zařízení V-Amp

Toto zařízení je kompaktní a mobilní verzi výše zmíněného BrainAmp DC zařízení. Na rozdíl od něj obsahuje pouze 16 EEG kanálů, je napájeno a připojeno k počítači USB kabelem.

7.2 Softwarové vybavení

Presentation 16.3

Software Presentation obstarává zasilání stimulů do koncových zařízení, kterými mohou být sluchátka nebo monitor, a také zasílá výstup na paralelní port. Mimo jiné se používá při experimentech v oblasti neurologie. Presentation je primárně určen pro behaviorální a fyziologické experimenty, které zaznamenávají následující údaje - fMRI, ERP, MEG, reakční dobu a elektrofyziologické údaje. Je navržen tak, aby co nejlépe poskytoval časovou odezvu při výskytu události na běžném hardwaru. Je také plně programovatelný za použití PLC jazyka.

BrainVision Recorder 1.2

Jedná se o software pro nahrávání EEG. Je navržen tak, aby byl univerzální pro různé typy zesilovačů a bylo ho snadné používat pro záznam dat, nastavení a měření signálů. Obsahuje jednoduchého průvodce pro nastavení hardwaru a softwaru. Získaná data mohou být zobrazena mnoha způsoby a lze během měření přepínat mezi jednotlivými kanály. Jednou z funkcí je zobrazení správné vodivosti na jednotlivých kanálech s různou citlivostí. Každá elektroda je umístěna v předem dané poloze a její hodnota impedance je zobrazena s plně volitelně barevným označením. Získávané parametry stejně tak jako kontrola impedance jsou automaticky ukládány a opětovně zpracovávány analyzačním programem. Příchozí data mohou být během měření posílána do sítě pomocí protokolu TCP/IP za použití Remote Data Access modulu [13].

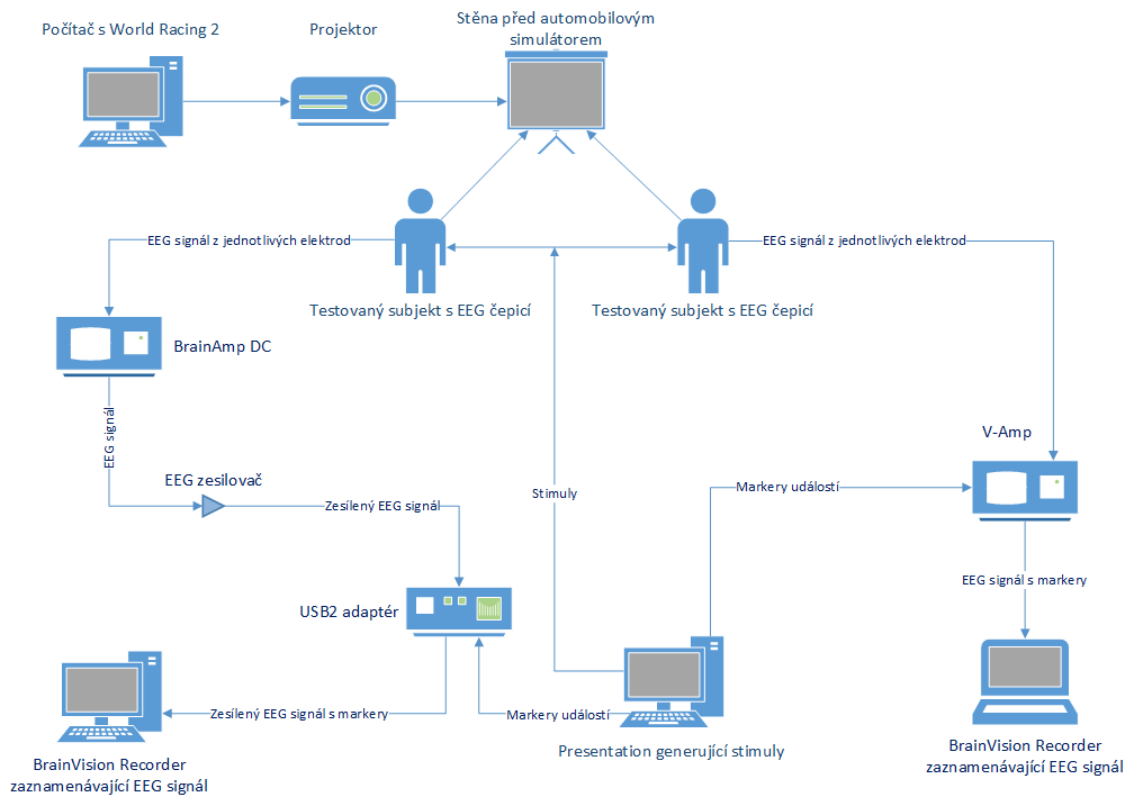
BrainVision Analyzer 2.0

Tento software obsahuje moduly a výpočetní metody pro analýzu EEG dat. Analyzer je schopen vykonávat předzpracované funkce, časově-frekvenční analýzu dat, ICA, Loreta, MRI korekci a přímé rozhraní pro MATLAB. Je schopen číst a zpracovávat EEG data z EEG zesilovačů od různých výrobců. Segmentace založená na událostech (stimulech) umožňuje snížit paměťový prostor pro požadované EEG soubory tím, že vyřadí nepotřebná data k analýze. Průměrování funguje na základě událostí, které během měření nastaly. Tyto události jsou zvukové nebo sluchové stimuly - evokované potenciály [13].

Moduly EEGLAB a ERPLAB

EEGLAB je modul do Matlabu, který slouží pro zpracování EEG/ERP, MEG a dalších elektrofyziologických dat, které dále slouží k analýze nezávislých komponent, časové a frekvenční analýze, vyloučení artefaktů ze záznamu, s dalšími užitečnými funkcemi, jako je například průměrování [14].

ERPLAB je další modul do Matlabu, konkrétně se jedná o doplněk EEGLABu. ERPLAB poskytuje více funkcí pro zpracování, vizualizaci a analýzu ERP záznamů [15].



Obr. 7 Schéma EEG laboratoře.

7.3 Příklady experimentů

V následujících dvou kapitolách budou uvedeny příklady experimentů, které se v současné době provádějí v neuroinformatické laboratoři nebo ve spolupráci s Lékařskou fakultou Univerzity Karlovy v Plzni.

7.3.1 Sledování pozornosti řidiče

Měřená osoba je umístěna v automobilovém simulátoru a jede po monotónní trase, která je projektorem promítána před čelní sklo simulátoru. Osoba je opakovaně stimulována zvukovými signály, přičemž každý z nich má jiný charakter. Jeden z těchto zvukových signálů je sledován a při každém jeho výskytu se evokuje sluchový potenciál. K detekci pozornosti se sleduje latence komponenty P300 vzniklé po výskytu sledovaného zvukového signálu. Na základě zjištění latencí v jednotlivých časových intervalech je možné určit, jak se měnila pozornost řidiče během řízení automobilu. Ve většině případů se

nepodařilo jednoznačně určit vliv únavy během déle trvajících řízení (přibližně jedna hodina).

7.3.2 Určení čísel

Měřená osoba je umístěna ve zvukotěsné komoře a sleduje monitor, na kterém jsou opakovaně a náhodně zobrazována čísla od 1 do 9. Osoba si vybere jedno z nich a na to se zaměří. Při každém opětovném zobrazení tohoto čísla se evokuje vizuální potenciál. Poté se vyhodnotí ERP záznam, z něhož je možné zjistit, na které číslo se subjekt zaměřil.

7.3.3 Děti s vývojovou poruchou koordinace

Mnoho dětí má problémy s vytvářením motorických dovedností. To může být způsobeno přítomností nervové poruchy známé jako vývojová porucha koordinace. Ta je popisována jako porucha motorických dovedností a vyznačuje se výrazným poškozením ve vývoji koordinační schopností, které významně ovlivňují plnění každodenních činností [16].

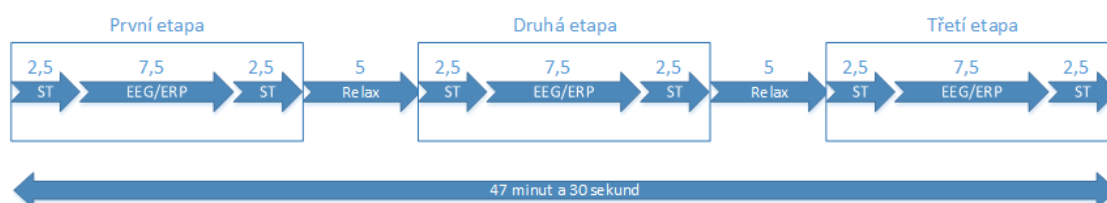
Experimentální protokol zahrnoval celkem 24 dětí ve věku mezi 6 – 7 lety. Všem dětem byly postupně přehrávány tři zvukové stimuly. EEG/ERP aktivita byla zaznamenána pomocí standardních elektrod umístěných na EEG čepici podle schématu systému 10-20. Zaznamenané údaje byly dále zpracovány a analyzovány. Získaný ERP záznam byl poté zprůměrován [16].

8 EEG/ERP experiment

8.1 Návrh scénáře

Cílem experimentu bylo dokázat, že během dlouhodobé monotónní jízdy se snižuje pozornost řidiče. Použitými metodami, které měly tuto hypotézu potvrdit, byly měření reakční doby na požadovaný zvukový stimul (target stimul) a proměnlivost srdečního tepu během řízení.

Celý experiment byl rozdělen do tří etap, ve kterých je měřena latence komponenty P300 a tepová frekvence. Mezi nimi se nachází pětiminutové pauzy pro odpočínutí (bez řízení). Každá z těchto etap obsahovala na svém začátku a konci 2,5-minutové úseky, ve kterých bylo měření soustředěno na srdeční tep subjektu. Uprostřed etapy se pak nachází 7,5-minutový úsek pro měření EEG/ERP. V něm se zkoumání zaměřilo na komponentu P300 vyskytující se po target stimulu, což sledovaný stimul. Časový plán experimentu je k vidění na Obr. 8.



Obr. 8 Časový plán experimentu.

Pro účely experimentu byl připraven model automobilu, jednoduchá mapa obsahující trasu s mírnými zatáčkami a zamračená obloha. Jako hra byla zvolena World Racing 2. Dále byly použity non-target a vzácné stimuly, které nejsou předmětem soustředění. Ty mají společně s použitou mapou vytvářet dojem jízdy za neustálého deště. Sledovaným (target) stimulem byl zvuk podobající se lidskému křiku. Ten byl zvolen se záměrem, aby u subjektu upoutal pozornost.

Stimuly

- *Non-target stimul S1* – déšť
- *Rare (vzácný) stimul S2* – zvuk hromu
- *Target stimul S3* – lidský křik

8.2 Realizace scénáře

8.2.1 Použitý software a hardware

Záměrem celého experimentu bylo vytvořit co nejreálnější podmínky pro testovaný subjekt. Nejdůležitějším aspektem je pak prostředí, ve kterém se řidič pohybuje. Pro tento účel byla zvolena simulační hra World Racing 2, kde byla použita mapa s názvem Dálnice1, jejímž tvůrcem je Jan Rada [18]. Ten ji vytvořil společně s modelem automobilu Škoda Octavia v rámci své bakalářské práce pro studijní účely. Jedná se o jednoduchou dvou proudou silnici s mírným zatáčkami. Oblačnost společně se zvukovými stimuly vytváří dojem jízdy za deště. Zmíněný model automobilu může jet maximální rychlostí 140 km/h. Důvodem omezení rychlosti je svádění k rychlé jízdě, která by mohla být v průběhu experimentu příčinou kolize. To by pak mělo negativní dopad na zaznamenávaný EEG/ERP signál.

Dalším použitým softwarem byl BrainVision Recorder 1.2, který slouží pro záznam EEG (viz Kapitola 7.2). Pro vysílání zvukových stimulů byla použita verze Presentationu 16.3 (viz Kapitola 7.2). Pro upravení jednotlivých zvuků byl použit volně dostupný zvukový editor a rekordér Audacity 2.0.3. Poslední aplikací, které byla v rámci experimentu použita, je komunikační nástroj pro vzdálené řízení programů BrainVision Recorder a Presentation. Ten bude detailněji popsán v Kapitole 9.

8.2.2 Tvorba scénáře v Presentationu

Software Presentation posílá pomocí paralelního portu značky stimulů do počítače, na kterém běží BrainVision Recorder. Nejdříve musel být vytvořen samotný scénář, který bude v daných časových intervalech vysílat zvukové

stimuly. Presentation používá SDL jazyk k popsání jednotlivých zvukových stimulů. Ukázka na Obr. 9 ukazuje plnění pole jednotlivými typy stimulů. Celé takto naplněné pole je potom přehráno. Vyslané synchronizační značky (markery) zvukových stimulů jsou obsaženy v EEG záznamu v Recorderu.

```
# naplneni pole non-target stimuly
loop int j = 1 until j > pole.count()
begin
    pole[j] = 1;
    out_code[j]=6;
    j = j + 1;
end;

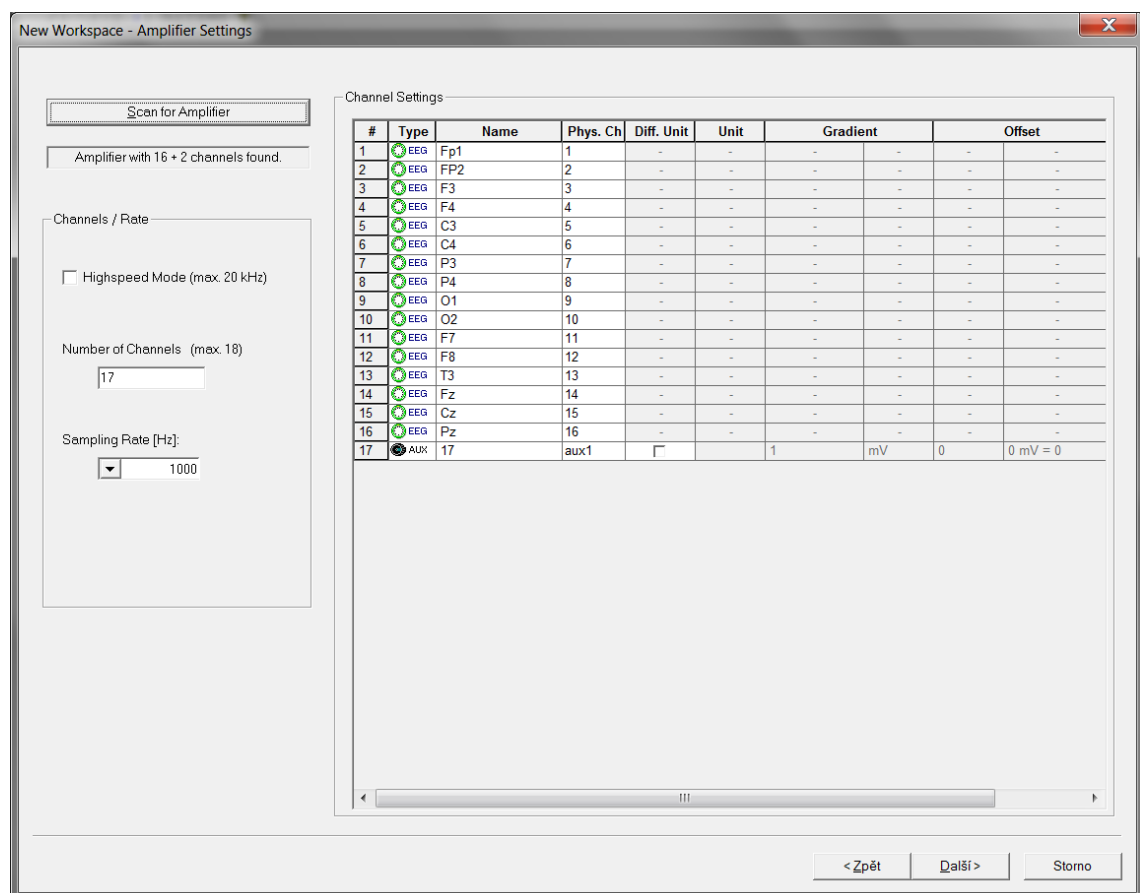
# naplneni pole target stimuly
# zacatek nastaven na 4, aby minimalne prvni 3 stimuly byly
# non-target
dolni_mez = 3;
horni_mez = 6;
loop int k = 1 until k > pocet_targetu
begin
    # nahodna pozice pro target stimul
    int pozice_targetu = random(dolni_mez, horni_mez);
    if (pole[pozice_targetu] != 2) then
        pole[pozice_targetu] = 2;
        out_code[pozice_targetu] = 4;
        dolni_mez = dolni_mez + 4;
        horni_mez = horni_mez + 4;
        k = k + 1;
    end;
end;

# naplneni pole vzacnymi stimuly
dolni_mez = 1;
horni_mez = 9;
loop int b = 1 until b > pocet_vzacnych
begin
    # nahodna pozice pro vzacny stimul
    int pozice_vzacneho = random(dolni_mez, horni_mez);
    if (pole[pozice_vzacneho] != 2) then
        pole[pozice_vzacneho] = 3;
        out_code[pozice_vzacneho] = 5;
        dolni_mez = dolni_mez + 9;
        horni_mez = horni_mez + 10;
        b = b + 1;
    end;
end;
```

Obr. 9 Plnění pole jednotlivými typy stimulů.

8.2.3 Tvorba workspace v Recorderu

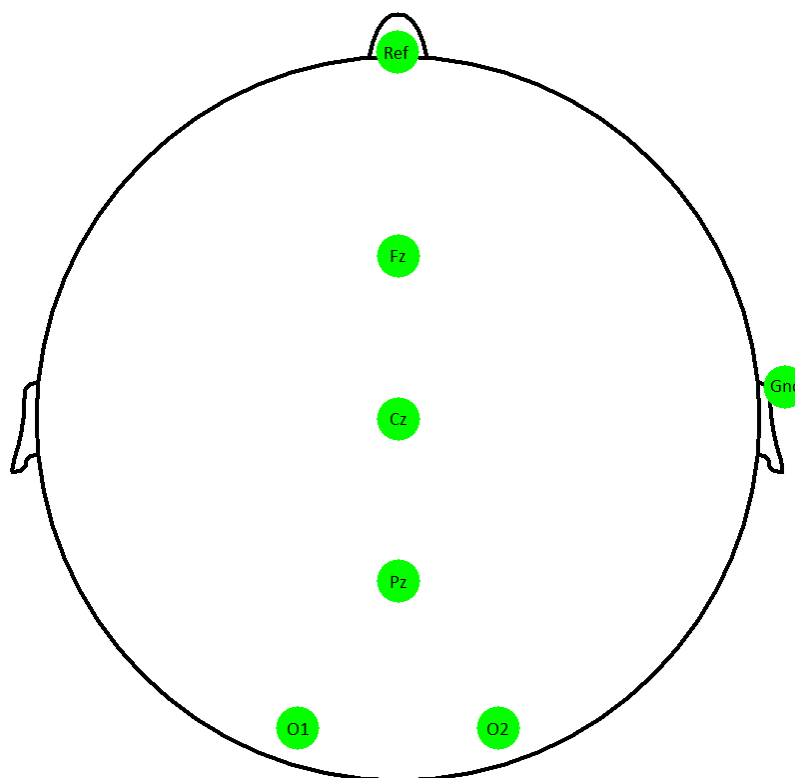
K záznamu signálů přicházejících z elektrod EEG čepice je potřeba vytvořit workspace v programu BrainVision Recorder. Pro tu bylo použito 17 kanálů, kde každý kanál odpovídá dané elektrodě. Poslední kanál je pak spojen s portem AUX1, ve kterém je zapojen senzor pro měření srdečního tepu. Pokud bude přepnuto do módu monitorování použité workspace, lze na obrazovce vidět příchozí signály z jednotlivých kanálů, a průměrování jednotlivých vln podle stejných stimulů (tzv. markerů). Kompletní EEG záznam včetně markerů je uložen do souboru na disk.



Obr. 10 Vytvoření workspace v Recorderu.

8.3 Průběh měření

Všichni účastníci experimentu byli před samotným měřením dobře obeznámeni s průběhem experimentu a požadavky, které jsou na ně kladeny (soustředěnost, omezení mrkání a jiných nevhodných pohybů). Poté byl subjekt posazen na židli a na jeho hlavu byla nasazena EEG čepice včetně připevnění reference na nos a uzemnění na ušní lalůček. Obě místa předtím byla důkladně očištěna. Po nasazení čepice bylo nutné zajistit, aby vodivost mezi elektrodami a kůží byla co nejlepší. Toho bylo docíleno aplikací vodivého gelu do elektrod. Pokud vodivost byla postačující pro průběh měření, subjekt byl usazen do automobilového simulátoru, ve kterém mu byl navíc ještě připevněn na levý prst ruky senzor pro snímání srdečního tepu. Dále se šetrně umístila sluchátka přes nasazenou EEG čepici připojenou k zařízení V-Amp. Subjektu bylo posléze vysvětleno ovládání simulátoru a spuštění hry World Racing 2 s vybranou mapou. Ten si před zahájením experimentu vyzkoušel řízení automobilového simulátoru. V rámci experimentu byly sledovány signály z elektrod Fz, Cz, Pz, O1 a O2 (Obr. 11).



Obr. 11 Umístění kanálů měřených elektrod.

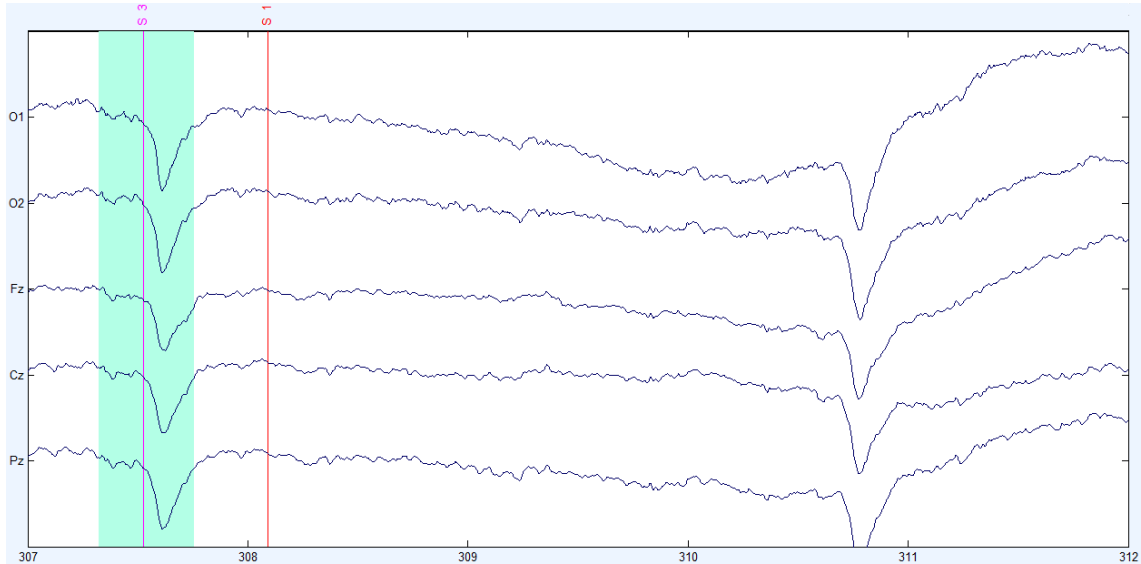
Když byl subjekt připraven k měření, spustil se komunikační nástroj pro vzdálené řízení celého experimentu. V něm byl vybrán požadovaný scénář pro vysílání zvukových stimulů, workspace pro měření EEG a srdečního tepu. Během experimentu nebylo potřeba jakkoli se subjektem komunikovat, protože všechny úkony, které měl vykonávat, byly obsaženy ve zvukové podobě ve scénáři Presentationu. Celý experiment trval necelých 50 minut a časový průběh jednotlivých měření je uveden v kapitole 8.1.

8.4 Vyhodnocení výsledků

8.4.1 Princip zpracování

BrainVision Recorder je program, který mimo jiné zaznamenává příchozí EEG signál. Ovšem celý nahraný EEG záznam obsahuje i tak zvané *artefakty*, které jsou nežádoucí během vyhodnocování výsledků. Nejčastějším artefaktem je mrknutí během blízkého výskytu target stimulu (Obr. 12). Proto je nutné všechny takové artefakty odstranit. K odstranění artefaktů může být použit

modul EEGLAB. Ten dokáže všechny nežádoucí části z EEG záznamu odstranit jednoduchým vybráním. V případě tohoto experimentu musejí být vymazány všechny takovéto artefakty, které se vyskytují v blízkém okolí stimulu S3 (od -0,5 sekundy před stimulem až 1 sekundu po stimulu).

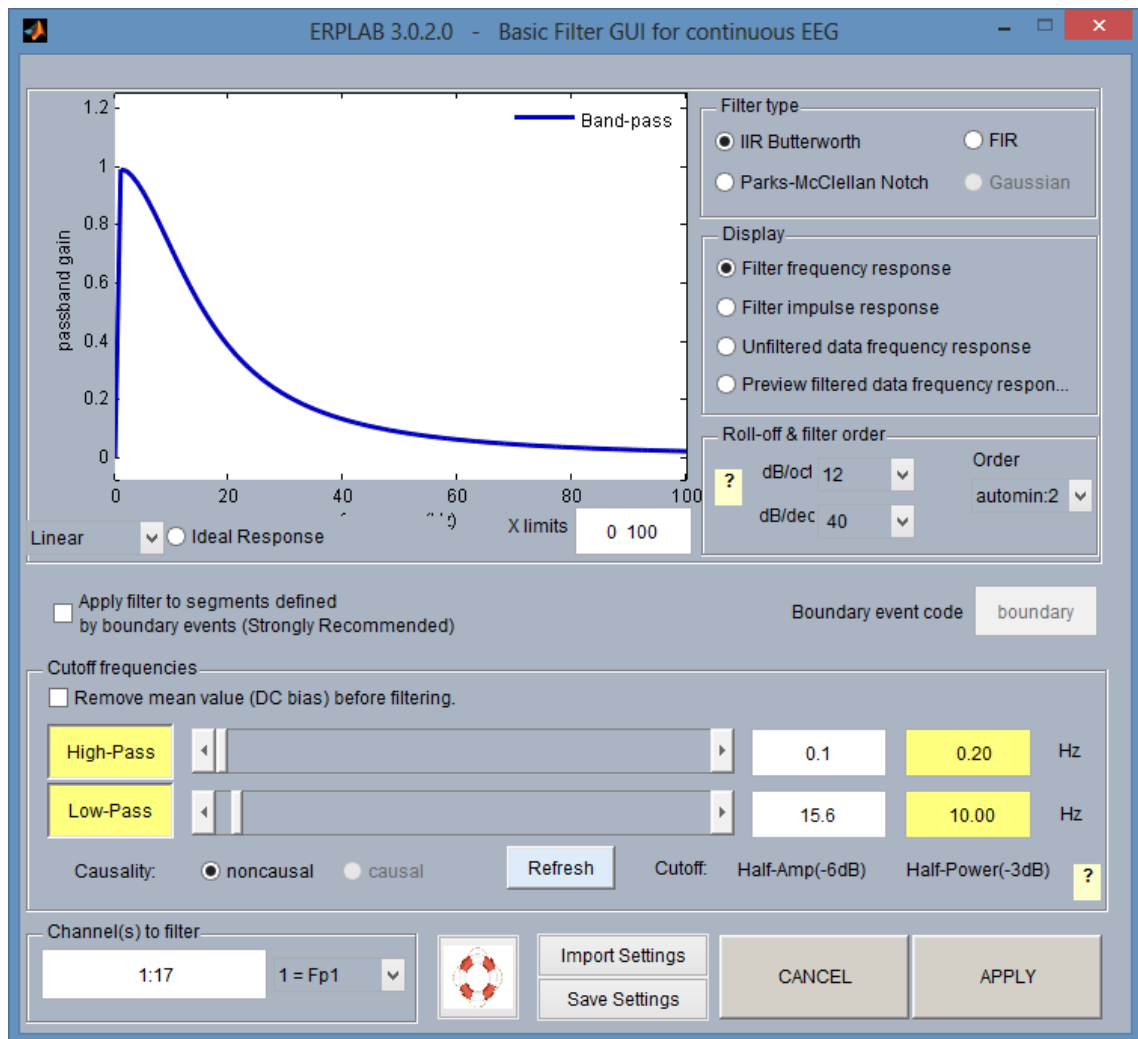


Obr. 12 Výskyt artefaktu v blízkém okolí target stimulu.

Bohužel některé artefakty jsou těžko rozpoznatelné, tudíž odstranění je velmi časově náročné. Artefakty, které nejsou vymazány, mohou více či méně znehodnotit výsledek experimentu. V tom případě bude poté obtížné určit zkoumanou komponentu P300.

Naměřená data byla zpracována a analyzována v následujících krocích:

1. Načtení dat uložených v souboru s příponou **.vhdr*
2. Použití IIR filtru
 - Spodní hranice frekvenčního pásma – 0.02 Hz
 - Horní hranice frekvenčního pásma – 10 Hz



Obr. 13 Basic Filter v ERPLABu.

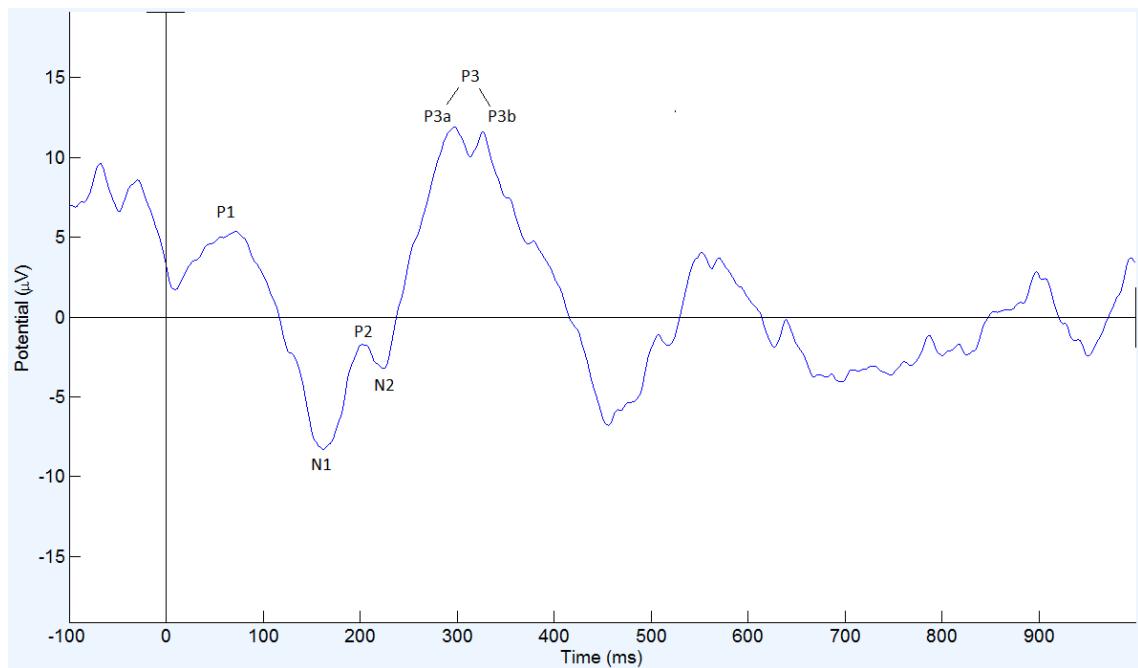
3. Rozdělení dat do tří časových úseků, které charakterizují jednotlivé etapy měření EEG/ERP. Všechny etapy obsahují časový údaj od zahájení experimentu.
 - První etapa: 150 – 450 sekund
 - Druhá etapa: 1050 – 1500 sekund
 - Třetí etapa: 2100 – 2700 sekund
4. Segmentace naměřeného EEG signálu podle jednotlivých značek (markerů) stimulů. Časové segmenty jsou vytvořeny v rozmezí 0.5 sekundy před a 1 sekundu po výskytu stimulu. Segmenty jsou voleny v menším rozmezí z důvodu minimalizace artefaktů vzniklých mrknutím.

5. Ruční odstranění segmentů obsahující artefakty v okolí target stimulu (S3)
6. Nastavení umístění kanálů
7. Extrakce jednotlivých epoch podle target stimulu v časovém rozmezí 0.1 sekundy před a 1 sekundu po výskytu stimulu
8. Průměrování epoch všech subjektů pomocí nástroje Grand Average
9. Nalezení komponenty P3 v jednotlivých etapách

8.4.2 Vyhodnocení naměřených dat

V rámci experimentu bylo změřeno 11 lidí ve věku od 18 do 25 let. Z toho bylo osm mužů a tři ženy. Všichni zúčastnění byli měřeni zařízením V-Amp. Tři pokusy nebylo možné vyhodnotit z důvodu velkého počtu artefaktů. Celkem tedy bylo použito k vyhodnocení osm EEG záznamů. Bohužel kvůli velkému zkreslení EEG signálu nebylo možné dobře určit P3 komponenty pro zvukové stimuly z elektrod O1 a O2. Dalším měřeným parametrem byla tepová frekvence, která byla zkoumána v jednotlivých etapách během řízení.

Nejlepšího výsledku při porovnání zpracovaného signálu s očekávaným vzorovým průběhem bylo dosaženo u subjektu 11. Pro demonstraci bude uvedena křivka z druhé etapy na elektrodě Pz (Obr. 14). Ve většině případů však v záznamu není komponenta P3 takto výrazná. Dále jsou na obrázku dobře vidět komponenty P1, N1, P2, N2 a subkomponenty P3a a P3b.



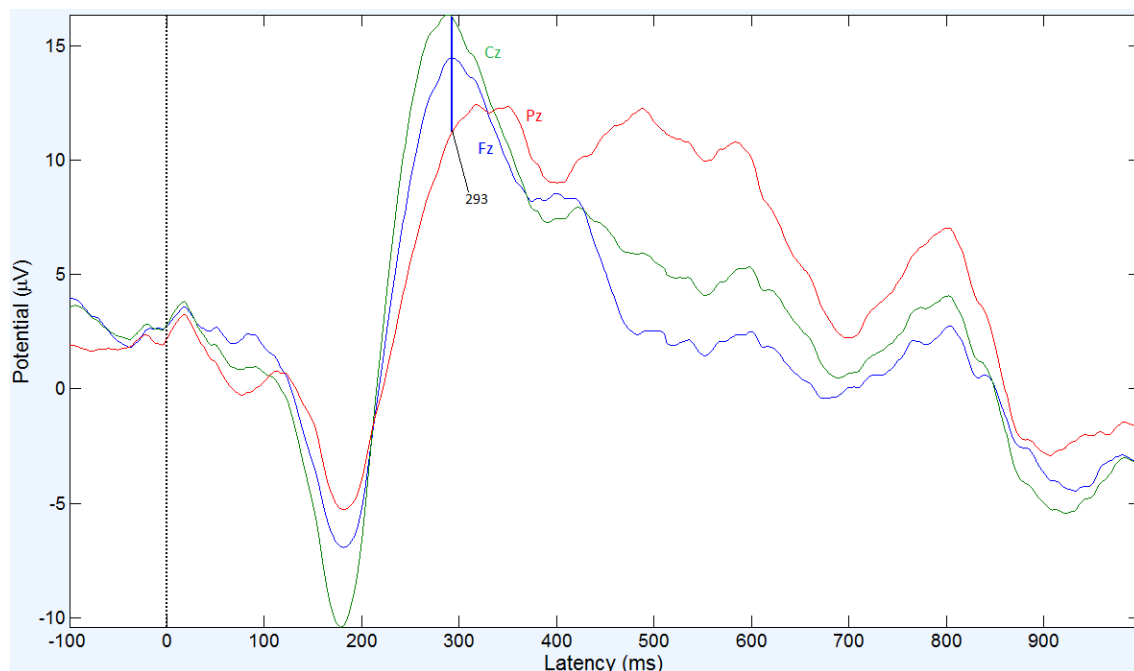
Obr. 14 Ukázka naměřené ERP vlny na elektrodě Pz u subjektu 11.

Všechny naměřené výsledky včetně řádků s vyloučenými subjekty jsou uvedeny v tabulce (Tab. 1). Lze z ní vyčíst maximální latence komponenty P300 v milisekundách na elektrodách Fz, Cz a Pz. Ty jsou udávány v jednotlivých etapách experimentu. Poslední řádek tabulky pak obsahuje průměrnou hodnotu maximální latence komponenty P300 pro všechny měřené subjekty.

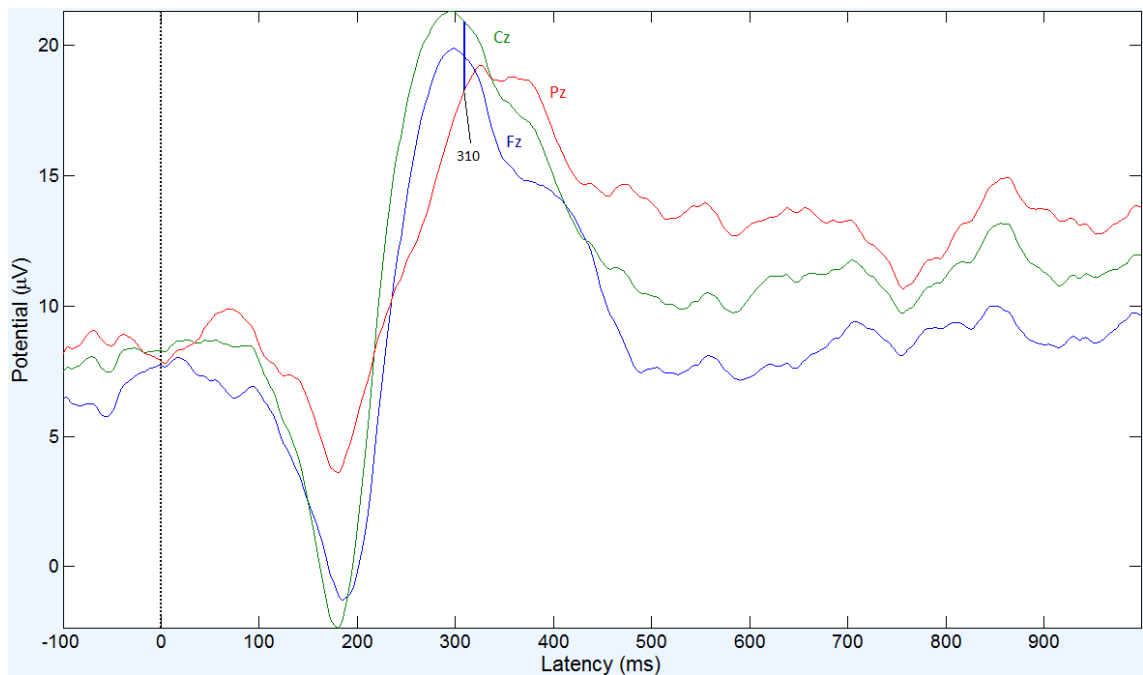
Číslo subjektu	1. etapa			2. etapa			3. etapa		
	Fz [ms]	Cz [ms]	Pz [ms]	Fz [ms]	Cz [ms]	Pz [ms]	Fz [ms]	Cz [ms]	Pz [ms]
1	Velké množství artefaktů								
2	318	317	317	405	451	406	298	289	301
3	415	413	418	315	361	365	323	326	323
4	285	275	280	290	285	249	287	279	252
5	Velké množství artefaktů								
6	291	289	291	277	275	321	440	492	494
7	274	275	301	274	272	303	276	270	341
8	287	271	355	319	317	321	394	379	376
9	Velké množství artefaktů								
10	290	270	288	319	316	320	405	397	373
11	302	311	317	294	292	296	303	315	316
Průměr	293	288	318	300	296	325	276	274	375

Tab. 1 Naměřené latence jednotlivých subjektů.

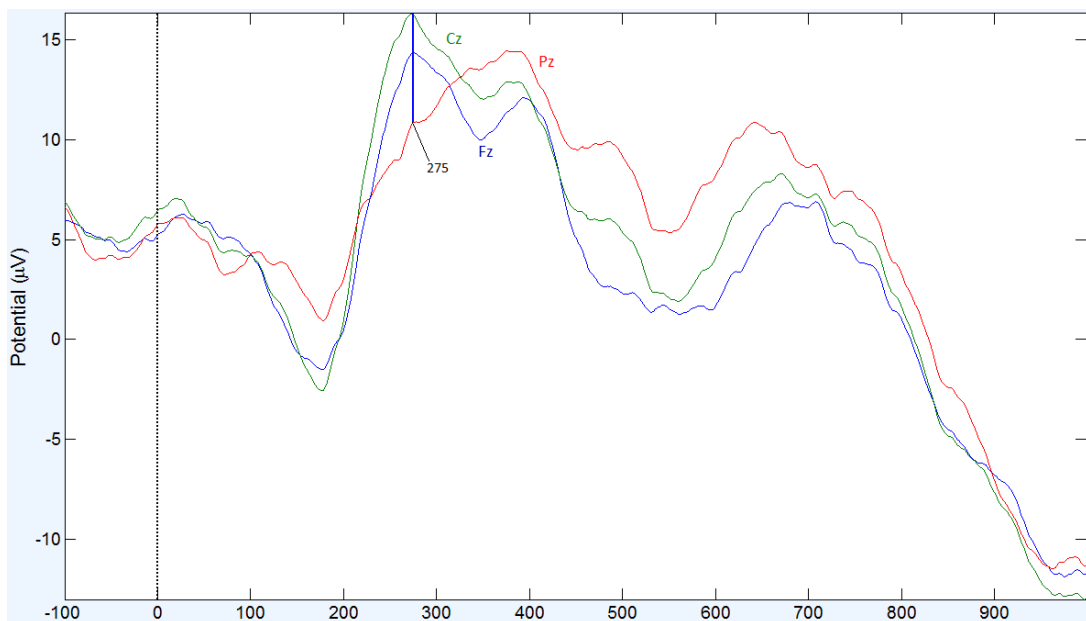
Na následujících obrázcích pořízených v EEGLABu jsou vidět zprůměrované elektrody vln P300 ze všech měřených subjektů v jednotlivých etapách.



Obr. 15 Zprůměrovaná vlna P300 v první etapě.



Obr. 16 Zprůměrovaná vlna P300 ve druhé etapě.



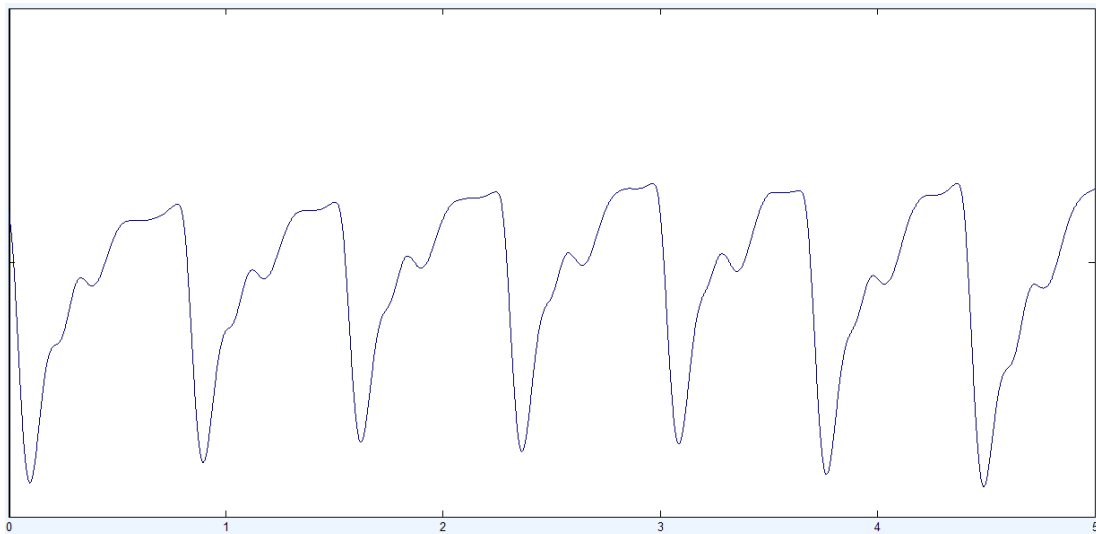
Obr. 17 Zprůměrovaná vlna P300 ve třetí etapě.

Z předešlých obrázků lze soudit, jak zvukový stimul reprezentující lidský křik dokáže vyvolat komponentu P300, která je očekávána cca po 300 milisekundách, kde podle teorie dosahuje svého maxima. Použitý zvuk vyvolával u subjektu rychlejší odezvu mozku na tento podnět, než byla očekávána. To je vidět v první a třetí etapě, kde se maxima komponenty P300

dosáhlo před 300 milisekundami. Samotná vlna P300 se však podle teoretických hodnot objevuje už po 250 milisekundách. Faktem zůstává, že ve třetí etapě došlo k výraznému poklesu průměrné latence. To může být zapříčiněno tím, že si subjekty na zvukový podnět zvykly, a tudíž odezva mozku na ně byla rychlejší než na počátku měření.

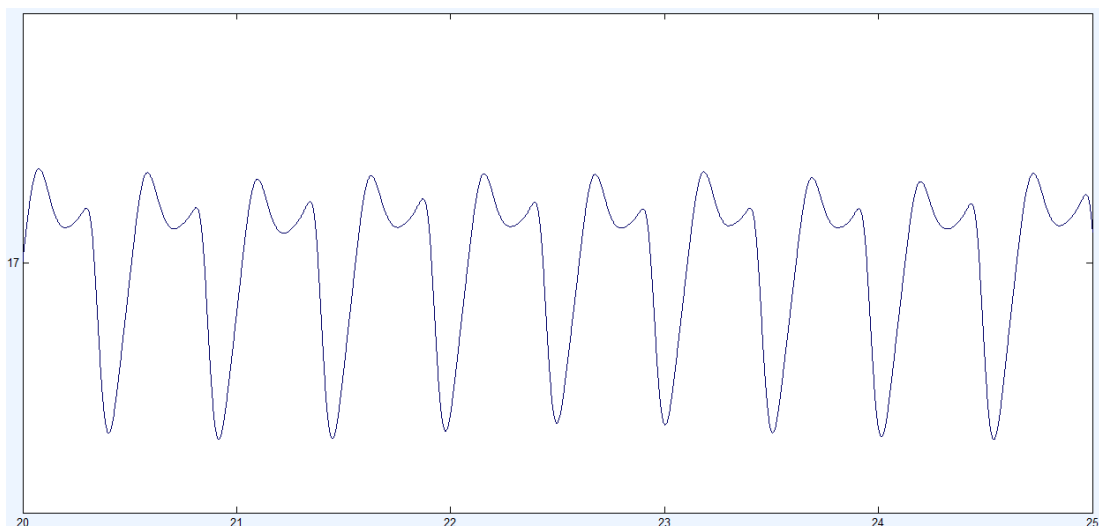
Srdeční tep

Pro vyhodnocování proměnlivosti tepové frekvence během experimentu nebylo za potřebí odstraňovat žádné artefakty, jako tomu bylo v případě EEG záznamu. Pomocí frekvenčního pásma byl zjištěn počet amplitud minutu před prvním a po posledním stimulu každé etapy. Na Obr. 17 je znázorněn pět sekundový úsek s 6,5 tepe. Po každých pěti sekundách by měl počet tepů zhruba odpovídat této hodnotě, aby bylo dosaženo běžné tepové frekvence, která se pohybuje kolem 75 tepů za minutu u muže a 80 u ženy.



Obr. 18 Normální počet tepů v pěti sekundách.

Pro demonstraci tachykardie, což je zvýšený počet tepů za minutu, je uveden srdeční tep subjektu s číslem 11. Jeho tepová frekvence se pohybovala v průměru okolo 105 tepů za minutu. Tepová frekvence na následujícím obrázku (Obr. 18) je srovnána s tou z předchozího obrázku, kde je znatelný nárůst počtu tepů v pěti sekundách.



Obr. 19 Tachykardie subjektu 11.

V následující tabulce (Tab. 2) jsou zaneseny veškeré počty tepů za minutu v jednotlivých etapách. Jsou vyloučeny ty subjekty, u kterých se nepodařilo naměřit EEG. Na posledním řádku jsou zprůměrovány tepy všech subjektů.

Číslo subjektu	1. etapa		2. etapa		3. etapa	
	ST1 [tepů]	ST2 [tepů]	ST1 [tepů]	ST2 [tepů]	ST1 [tepů]	ST2 [tepů]
1	Vyloučeno					
2	75	74	78	79	76	77
3	81	80	75	80	81	81
4	90	88	85	89	89	91
5	Vyloučeno					
6	89	92	89	88	85	84
7	75	79	74	79	76	80
8	57	62	56	59	61	65
9	Vyloučeno					
10	60	63	64	60	62	63
11	112	104	104	104	103	111
Průměr	79,875	80,25	78,125	79,75	79,125	81,5

Tab. 2 Počet tepů za minutu v jednotlivých etapách.

Z posledního řádku předchozí tabulky vyplývají dvě zajímavá fakta:

1. Zprůměrované počty srdečních tepů všech subjektů vzrůstají během řízení, kdy subjektu jsou přehrávány zvukové podněty (jedná se o části měření EEG/ERP).
2. V době, kdy subjekt relaxuje (neřídí a neslyší zvuky), dochází k poklesu počtu tepů.

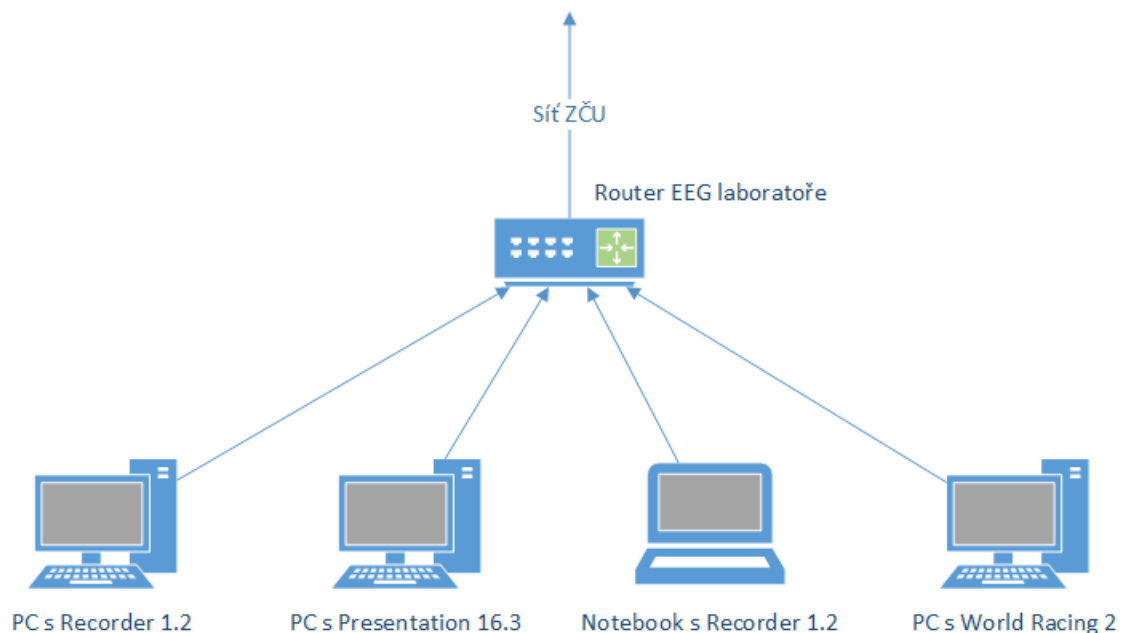
Toto platí pro většinu subjektů, ne však pro všechny. U některých byl dokonce naměřen pokles tepové frekvence po skončení měření části EEG/ERP. Právě zvukový stimul lidského křiku mohl mít do jisté míry vliv na srdeční tep, který byl měřen po ukončení řízení v jednotlivých etapách.

9 Komunikační nástroj

9.1 Analýza

9.1.1 Síťová komunikace v neuroinformatické laboratoři

Nejdříve bylo nutné zjistit, jak jsou spolu jednotlivé počítače v síti propojené. Na Obr. 8 jsou zobrazeny počítače, které jsou propojeny pomocí UDP kabelu do jednoho routeru. Ten se nachází přímo v laboratoři a vytváří podsíť, která je připojena ke školní síti ZČU. Je nutno podotknout, že všechny počítače, které se chtějí připojit k této síti (tedy routeru) musí být zařazeny do domény ZČU. Přiřazení obstarává správce sítě, jenž přidá MAC adresu počítače. Poté můžeme přistupovat vzdáleně ke všem zařízením, které v rámci této podsítě existují.



Obr. 20 Síťové propojení jednotlivých zařízení v EEG laboratoři.

Po zařazení počítače do sítě neuroinformatické laboratoře nic nebrání tomu vytvořit jednoduchou aplikaci, která ověří správnou síťovou komunikaci mezi požadovanými stroji. Bude tedy vytvořena jednoduchá síťová aplikace postavená na architektuře *klient-server*. Nabízejí se nám dvě možnosti, jak navázat spojení a přenášení dat mezi zařízeními, a to využitím UDP nebo TCP protokolu. Protokol UDP nezaručuje, zda se přenášený datagram neztratí,

nezmění pořadí doručených datagramů, nebo se některý datagram nedoručí vícekrát. Komunikační nástroj však bude vyžadovat vysokou spolehlivost v tomto směru, tudíž bude určitě vhodné použít druhý zmíněný protokol, který nám garantuje správnost doručení dat.

9.1.2 Měření EEG/ERP

V současné době se v neuroinformatické laboratoři používají pro všechny experimenty týkající se EEG/ERP měření dva následující softwarové nástroje. Prvním je BrainVision Recorder, který slouží pro měření mozkové aktivity (EEG). Druhým softwarem je Presentation od firmy Neurobehavioral Systems, který umožňuje vytvářet audiovizuální stimuly. Jak již bylo zmíněno, tak Presentation i Recorder jsou nainstalovány na různých počítačích, jelikož Presentation nedovoluje během spuštěného experimentu manipulaci s grafickým rozhraním operačního systému. Důvodem je, že Presentation potřebuje vysílat stimuly v co nejpřesnějším čase (řádově v milisekundách).

Ke každému experimentu je tedy zapotřebí dvou počítačů s nainstalovanými programy Recorder a Presentation. Uživatel se tak musí během experimentu přesouvat od jednoho počítače ke druhému, což je neefektivní způsob řízení celého experimentu. Nabízí se tedy možnost vyvinout aplikaci, která by se z jednoho místa dokázala vzdáleně připojit k oběma počítačům a ovládat Recorder a Presentation. Z předchozí kapitoly, kde bylo poukázáno na zapojení jednotlivých počítačů v síti, je možné přidat počítač do laboratorní sítě nebo aplikaci spustit na počítači, na kterém během experimentu nebude použit Presentation.

Existuje prototyp aplikace, který se dokáže v laboratorní síti vzdáleně připojit k ostatním počítačům. Na nich pak pustí Recorder nebo Presentation, kde pomocí jednotlivých příkazů zaslaných z kontrolního počítače lze řídit celý experiment z jednoho místa [19].

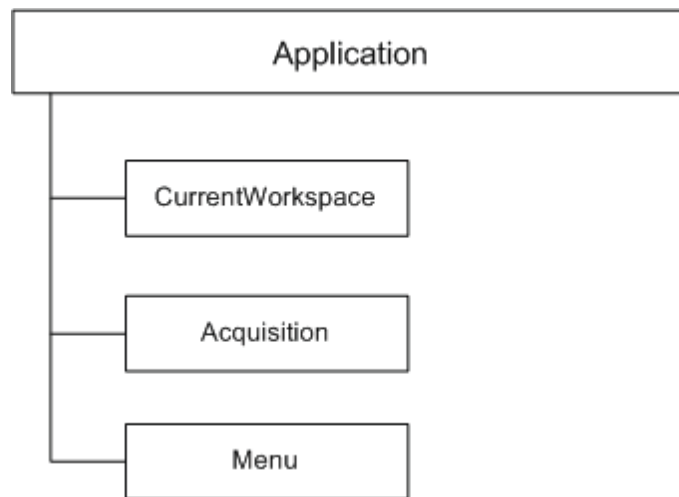
9.1.3 Vzdálené ovládání – BrainVision Recorder

OLE automatizace umožňuje Recorderu interakci s jinými aplikacemi kompatibilními s OLE. Pomocí této technologie lze spustit program Recorder v rámci jiné aplikace. Recorder k tomuto způsobu poskytuje registrované knihovny, které jsou obsaženy v jeho spouštěcím souboru „*Recorder.exe*“. Vstupním bodem celé této knihovny v registru je číslo verze Recorderu. Jednoduchý Visual Basic skript sloužící pro ovládání aplikace Recorderu, který je uveden níže, obsahuje následující základní operace pro ovládání:

- Spuštění požadované aplikace
- Zapnutí zobrazování EEG signálu
- Ukládání dat do požadovaného souboru
- Ukončení nahrávání
- Vypnutí zobrazování
- Ukončení aplikace

```
' TestRecorder
Sub Main
' Create recorder object
Set Rec = CreateObject("VisionRecorder.Application")
Rec.Acquisition.ViewData()
Rec.Acquisition.StartRecording
(Rec.CurrentWorkspace.RawFileFolder & "\\TestData.eeg")
Wait 5
Rec.Acquisition.StopRecording()
Rec.Acquisition.StopViewing()
Rec.Quit
End Sub
```

Dříve než budou popsány jednotlivé prvky knihovny pro vzdálené ovládání, je nutné získat představu, jak je tato knihovna založená na OLE automatizaci postavena. Hierarchie objektů Recorderu je znázorněna na Obr. 9. Z této hierarchie budou popsány jen ty objekty, a jejich metody a vlastnosti, které budou použity během vývoje komunikačního nástroje.



Obr. 21 Hierarchie objektu Recorderu.

Application

Objekt „Application“ představuje program jako celek. Jedná se o výchozí objekt, což znamená, že všechny jeho metody a vlastnosti mohou být použity přímo. Například získání verze aplikace pomocí „Application.Version“.

Metoda objektu:

- *Quit()* – ukončení programu

Vlastnosti objektu:

- *Acquisition* – řízení ukládání dat
- *CurrentWorkspace* – aktuální pracovní prostředí
- *Version* – verze Recorderu

Acquisition

Objekt obstarává veškeré řízení týkající se zobrazování EEG signálu a ukládání dat do požadovaného souboru.

Metody objektu:

- *Continue()* – pokračuje v nahrávání
- *Pause()* – pozastaví nahrávání
- *StartRecording(String FileName, string Comment)* – spustí nahrávání, data se ukládají do požadovaného souboru s příponou *.eeg*. Lze také přidat komentář k tomuto záznamu.
- *StopRecording()* – zastaví nahrávání
- *StopViewing()* – ukončí zobrazování EEG signálu, test signálu nebo měření impedance
- *ViewData()* – zahájí monitorování EEG signálu
- *ViewTestSignal()* – zobrazení v módu pro testování signálu
- *ViewImpedance()* - zobrazení vodivosti jednotlivých elektrod na EEG čepici

CurrentWorkspace

Tento objekt reprezentuje aktuální pracovní prostředí v Recorderu.

Metody objektu:

- *Load()* – nahraje požadované pracovní prostředí

Vlastnosti objektu:

- *FullName* – název pracovního prostředí včetně úplné cesty
- *Name* – název pracovní prostředí
- *RawFileFolder* – adresář pro ukládání naměřených dat

9.1.4 Vzdálené ovládání – Presentation

Presentation je možno vzdáleně ovládat jinými programy za použití knihovny *Interop.PresControlLib.dll*. Ta dokáže získat všechny nainstalované verze Presentationu, a spouštět experimenty a scénáře v rámci jedné z vybraných verzí. Knihovna obsahuje rozhraní *IPresControlManager*, které získá informace o všech verzích nacházejících se na počítači. Jednu z nich potom předá rozhraní *IPresControl1*, která nad ní převezme řízení. Nyní budou uvedeny vybrané metody, které budou použity v budoucí implementaci aplikace.

IPresControlManager

Metody rozhraní:

- *GetControl(uint version)* – předá řízení pro vybranou verzi
- *GetVersionCount()* – vrací počet nalezených verzí
- *GetVersionDescription(uint version)* – vrací popis verze

IPresControl1

Metody rozhraní:

- *GetScenarioCount()* – vrací počet scénářů vázaných na daný experiment
- *GetScenarioFilename(uint scenario)* – vrací název vybraného scénáře včetně jeho úplné cesty
- *OpenExperiment(string experimentPath)* – načte experiment z požadované cesty
- *RunExperiment(uint window, uint flags)* – spustí experiment
- *RunScenario(uint window, int index, string filename, string logfileFilename, string sdfOutputFilename, string arguments, uint flags)* – spustí scénář

9.1.5 Nalezení vhodného způsobu ovládání

Nyní je známo, jak jsou jednotlivé počítače zapojeny v síti neuroinformatické laboratoře. Také byly popsány způsoby vzdáleného ovládání Presentationu a Recorderu. Z předešlých kapitol byly získány veškeré předpoklady pro vývoj komunikačního nástroje, který z jednoho kontrolního místa dokáže pracovat s oběma zmíněnými programy. Vhodným způsobem bude nutné vytvořit dvě samostatné aplikace, které spolu budou komunikovat po síti. První poběží na počítačích s nainstalovanými programy Presentation nebo Recorder. Ta bude obsahovat obě výše zmíněné knihovny a využívat jejich funkce. Druhá aplikace bude kontrolní panel, ze kterého se budou posílat přes počítačovou síť jednotlivé operace, které se mají na cílových stanicích provést.

Aplikace musí splňovat následující funkční požadavky:

- Připojení ke vzdálenému počítači
- Odpojení od vzdáleného počítače
- Presentation
 - Zjištění verze aplikace
 - Načtení experimentů z adresáře aplikace
 - Načtení všech scénářů vázaných k danému experimentu
 - Spuštění experimentu nebo scénáře
 - Ukončení aplikace
- Recorder
 - Zjištění verze aplikace
 - Načtení workspace z adresáře aplikace
 - Spuštění aplikace
 - Zapnutí nahrávání
 - Pozastavení a pokračování v nahrávání
 - Vypnutí nahrávání
 - Ukládání zaznamenaného EEG signálu do souboru
 - Ukončení aplikace

9.2 Implementace

Komunikační nástroj bude vytvářen v programovacím jazyce C# ve vývojovém prostředí Microsoft Visual Studio Ultimate 2012. V Příloze A na obrázku A. 2 je diagram případu užití komunikačního nástroje, který je rozdělen do dvou částí:

- 1) Vývoj aplikace pro řízení Presentationu a Recorderu
- 2) Vývoj kontrolní panelu

9.2.1 Síťová komunikace

Nejdříve bylo nutné vytvořit jednoduchou síťovou aplikaci postavenou na architektuře *klient-server*. V případě realizace síťových aplikací, které pro komunikaci využívají protokol TCP, byly použity dvě třídy. Jedna slouží k naslouchání na příchozí připojení od klientů. Druhá aplikace je právě zmíněný klient. Ten se na otevřený port pomocí posluchače připojí. K realizaci onoho zmíněného posluchače slouží třída *TcpListener* a k vytvoření klienta zase třída *TcpClient*. Jsou i zde přípojné body určeny nejen počítačem, ale také portem určujícím službu.

Použití třídy *TcpListener*

Serverová aplikace pomocí instance třídy *TcpListener* čeká na připojení klienta. Na jakém portu bude naslouchat se určí při vytváření jeho instance. Poté je potřeba začít naslouchat zavoláním metody *Start()*. Metoda *AcceptTcpClient()* čeká na připojení klienta. Do doby, než se nějaký klient na daný port připojí, metoda blokuje provádění daného vlákna. Z tohoto důvodu je metoda *Start()* umístěna v metodě *ListenForClients()*, která běží ve vlastním vlákně. Po připojení klienta metoda pokračuje získáním datového proudu, který představuje spojení serveru s klientem (využití toho, že protokol TCP je spojový), a přečte si zasláná data. Pro ukončení naslouchání je potřeba zavolat metodu *Stop()* na instanci posluchače. Ta ukončí spojení s daným klientem.

Použití třídy TcpClient

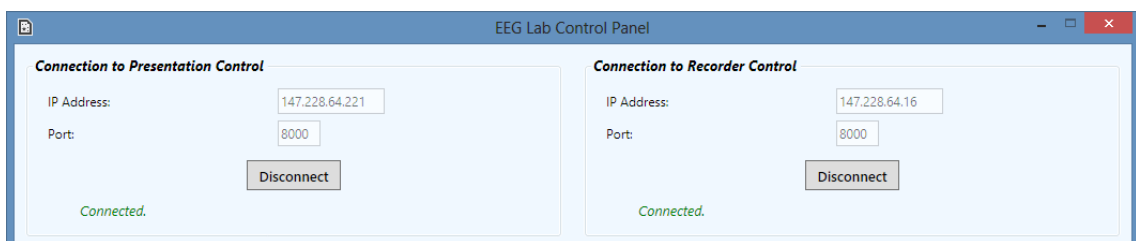
Klientská aplikace je jednodušší na implementaci než serverová. Nejdříve se vytvoří instance třídy *TcpClient* a po zavolání metody *Connect()* nad touto třídou dojde k připojení na požadovanou IP adresu a port. Potom stačí získat datový proud spojení, do kterého budou zapisována data. Pro ukončení spojení se serverem je zapotřebí zavolat metodu *Close()* na instanci klienta.

9.2.2 Klientská aplikace

Připojení k serveru

Obě části této aplikace obsahují možnost připojení/odpojení k/od serverové části pomocí akcí:

- *Connect* – připojí se k serveru pomocí jeho IP adresy a portu
- *Disconnect* – odpojí se od serveru



Obr. 22 Připojení k počítačům s nainstalovanými aplikacemi Presentation a Recorder.

Presentation

Rozhraní pro ovládání Presentationu umožňuje spouštět experimenty nebo scénáře jim přidružené. Při úspěšném připojení k počítači, kde se nachází Presentation, se klientovi nejdříve pošle verze programu a načtou se všechny nalezené experimenty nacházející se v defaultní složce instalace Presentationu. Poté co je klient úspěšně připojen, lze zasílat následující požadavky:

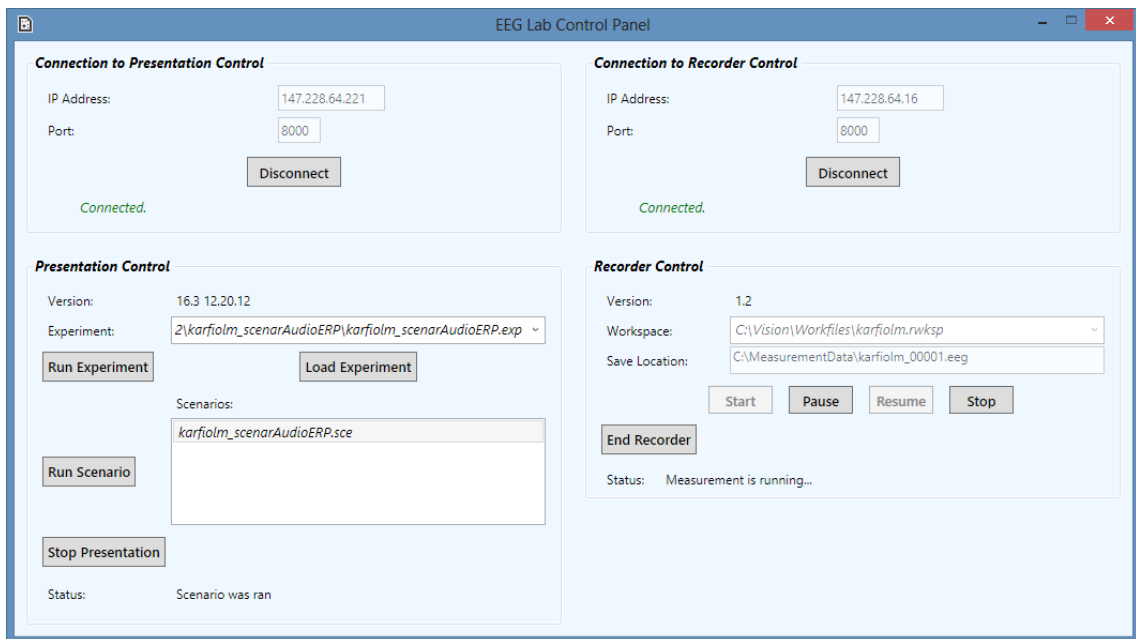
- *Load scenarios* – odešle serveru název experimentu (úplná cesta k experimentu na straně serveru) a ten mu vrátí všechny přidružené scénáře

- *Run experiment* – na straně serveru se spustí experiment dle poslaného názvu experimentu
- *Run scenario* – po načtení scénářů je možné jeden z nich vybrat a ten je na serverové části spuštěn
- *End Presentation* – pošle serveru zprávu, aby ukončil běžící experiment nebo scénář

Recorder

Ovládání Recorderu je obdobné jako u Presentationu. Po úspěšném připojení se klientovi zašle verze programu, který se navíc spustí. Také se načtou všechny workspace z adresáře Použité rozhraní poskytuje jen základní prvky pro ovládání:

- *Start* – zašle serveru požadavek, aby Recorder začal měřit. Pokud je navíc zaslán i údaj o ukládání naměřených dat, jsou data ukládána do daného souboru
- *Pause* – server po získání tohoto požadavku pozastaví ukládání naměřených dat
- *Resume* – server pokračuje v ukládání dat, pokud je ukládání pozastaveno
- *Stop* – ukončí měření a záznam naměřených dat
- *End/Start Recorder* – ukončí/spustí aplikaci



Obr. 23 Řídící panel komunikačního nástroje.

9.2.3 Serverová aplikace

Tato část projektu je jednoduchá na ovládání. Umožňuje pouze naslouchat na daném portu a zobrazuje veškeré činnosti, které server provedl.

- *Start listening* – začne naslouchat na daném portu
- *End listening* – ukončí naslouchání a pokud je připojen klient, odpojí ho

Avšak po stránce funkcionality je aplikace sofistikovanější než klientská. Klíčové třídy a jejich metody pro ovládání Presentationu a Recorderu budou popsány níže. Tyto třídy lze vidět v diagramu tříd, který se nachází v Příloze A.

Třída Control

Tato třída zpracovává přijaté operace od klienta a podle typu požadavku je vykonává pro řízení Presentationu nebo Recorderu. Metodou obsluhy požadavku je *ServeMessage(string dataFromClient)*, která dle obsahu zprávy rozpozná, zda se operace váže na ovládání Recorderu nebo Presentationu. Obsahuje také metody *GetResult()* a *GetMessageForClient()*, kde první informuje o úspěšnosti provedení požadované operace, a druhá sestaví zprávu pro klienta, který požadavek o provedení operace poslal.

Rozhraní IControl

Rozhraní pro řízení Presentationu a Recorderu. Obsahuje metody *Execute(string operation)*, *GetResult()* a *GetMessageForClient()*. Všechny tyto metody jsou obsaženy ve třídách *RecorderControl.cs* a *PresentationControl.cs*, které jsou popsány níže.

Metody rozhraní:

- *Execute(string dataFromClient)* – vykoná požadovanou operaci
- *GetResult()* – vrátí výsledek o provedení operace
- *GetMessageForClient()* – sestaví zprávu pro klienta o provedení operace

Třída PresentationControl

Třída využívá již zmíněné knihovny *Interop.PresControlLib.dll*. Od třídy *Control* převezme operaci a ta se vykoná. Přes rozhraní *IControl*, které implementuje, vrací výsledek o úspěšnosti provedení dané operace. Také sestaví zprávu, která bude poslána klientovi.

Výčet nejdůležitějších metod:

- *GetScenarios()* – získá všechny scénáře vázané na daný experiment
- *RunExperiment()* – spustí vybraný experiment
- *RunSelectedScenario()* – spustí vybraný scénář
- *SimulateQuitKey()* – ukončí běžící scénář

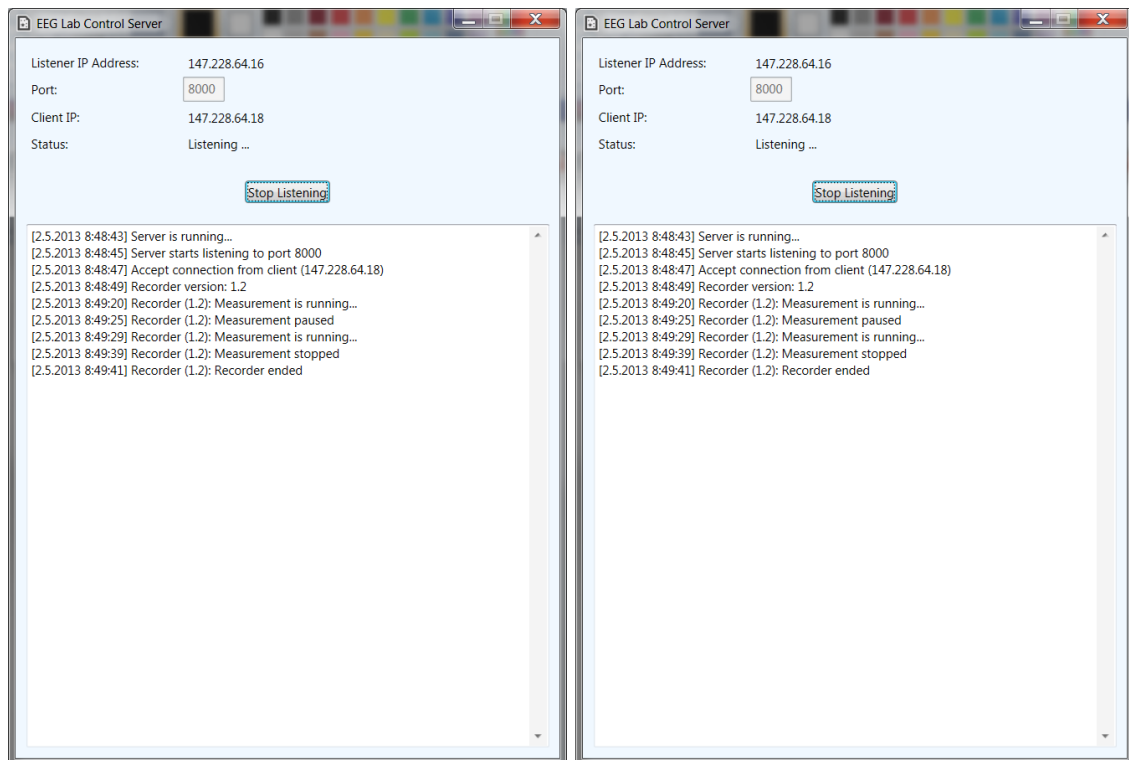
Třída RecorderControl

Třída využívá spustitelný soubor *Recorder.exe*, ve které jsou obsaženy všechny potřebné metody pro ovládání Recorderu. Od třídy *Control* převezme operaci, která se má provést. Přes rozhraní *IControl*, které implementuje, vrací výsledek o úspěšnosti provedení dané operace. Také sestaví zprávu, která bude poslána klientovi.

Výčet nejdůležitějších metod:

- *StartMeasurement(string workspace, string saveLocation)* – spustí zaznamenávání EEG signálu pro požadovaný workspace. Pokud je povoleno nahrávání, ukládá tento záznam do souboru na příslušnou adresu.
- *Pause()* – pozastaví ukládání záznamu
- *Resume()* – pokračuje v ukládání záznamu

- *Stop()* – ukončí nahrávání záznamu
- *RunRecorder()* – spustí aplikaci Recorder
- *EndRecorder()* – ukončí aplikaci Recorder



Obr. 24 Ukázka serverové části.

9.3 Testování

Testování komunikačního nástroje probíhalo v neuroinformatické laboratoři, s nejnovějšími verzemi obou programů - Presentation 16.3 12.20.12 a Recorder 1.2. Nejdříve bylo testováno ovládání každé aplikace zvlášť a poté společné ovládání. V případě Presentationu byly vytvořeny tři experimenty, z nichž každý obsahuje dva scénáře – jeden vysílal vizuální stimuly a druhý zvukové. Během dalších testů se ukázalo, že pro úspěšné spuštění scénáře nebo celého experimentu nesmí vypršet licence Presentationu. Pokud uživatel chce používat daný experiment a scénář, měl by nejdříve ověřit, zda ho lze skutečně spustit na lokálním počítači, kde se Presentation nachází. Všechny tyto předpoklady platí i v případě Recorderu, kde bylo vytvořeno pracovní prostředí (workspace), ve

kterém se otestovalo správné spuštění programu Recorder. Dále bylo otestováno, zda se skutečně data ukládají do souboru s příponou *.eeg.

9.4 Zhodnocení

Po úspěšném vytvoření aplikace založené na architektuře *klient-server* využívající protokolu TCP bylo nutné nalézt vhodné prostředky pro ovládání programů Presentation a BrainVision Recorder. Oba programy ve své instalaci nabízejí knihovny, které umožňují jejich základní ovládání. Tyto knihovny byly implementovány u serverové aplikace. Poté již stačilo vyvolat požadované metody těchto knihoven, které odpovídaly požadavku od klienta. Během testování ovládání obou aplikací se nevyskytly žádné problémy, a to ani při dlouhodobějším běhu.

10 Závěr

Prvním cílem této diplomové práce bylo se seznámit s problematikou pozornosti řidiče během dlouhodobé monotónní jízdy.

Jednou z metod, jak zjistit pozornost řidiče, je měření mozkové aktivity (EEG) s využitím evokovaných potenciálů (ERP). Zjištění míry pozornosti vychází z hledání komponenty P300 a její latence. Samotnému měření předcházela hypotéza, že latence komponenty P300 bude v průběhu experimentu narůstat, což má být způsobeno únavou řidiče. Hypotéza nebyla potvrzena, jelikož latence v poslední etapě měření klesla. To bylo pravděpodobně zapříčiněno faktem, že subjekt si na zvukový podnět zvykl. Lepšího výsledku by mohlo být dosaženo prodloužením doby trvání experimentu a zvýšením počtu zúčastněných osob.

Během tohoto experimentu byla dále zkoumána proměnlivost tepové frekvence během řízení. Z výsledků vyplynulo, že během řízení, kdy subjektu byly přehrávány zvukové podněty, se průměrný počet tepů zvýšil. Zatímco v úsecích, kdy subjekt neřídil a relaxoval, klesl. Tento případ platil pro nadpoloviční většinu subjektů (60%).

Druhým cílem této práce bylo navrhnout, implementovat a otestovat komunikační nástroj, který řídí z jednoho místa veškeré experimenty v neuroinformatické laboratoři. Nejdříve bylo nutné zjistit síťové propojení jednotlivých počítačů v laboratoři a nalézt vhodné prostředky pro ovládání programů BrainVision Recorder a Presentation. Po implementaci byl software otestován přímo v laboratoři pro různé typy experimentů.

Podařilo se efektivně navrhnout, implementovat a otestovat komunikační nástroj. Ten lze používat k realizaci experimentů, které se provádějí v neuroinformatické laboratoři.

Přehled zkratk

EEG – Eletroencefalography

ERP – Event Related Potencial

BCI – Brain Computer Interface

GSR – Galvanic Skin Resistance

TCP – Transmission Control Protocol

UDP – User Datagram Protocol

OLE – Object Linking and Embedding

SDL – Scenario Definition Language

MSDNAA – MicroSoft Developer Network Academic Alliance

Literatura

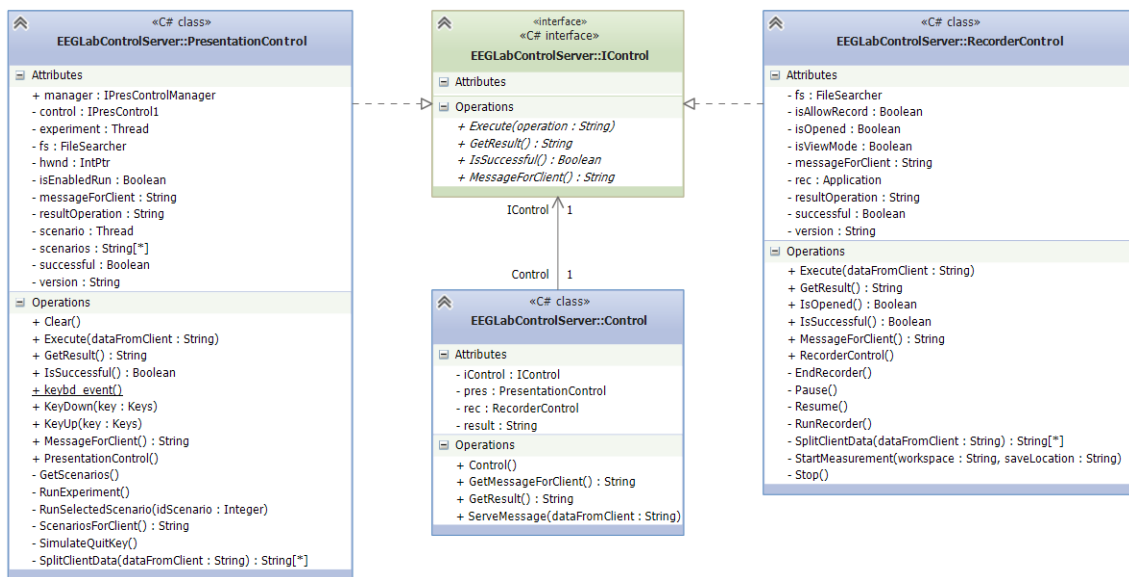
- [1] *Brain Health & Puzzles.*
<http://www.brainhealthandpuzzles.com/> [cit. 14. 4. 2013]
- [2] Čihák, Radek. *Anatomie 3.*
Grada publishing, 2004
- [3] Žalud, V. *Elektroencefalografická vyšetření*
Lékařská fakulta v Plzni: Interní materiály, 2007
- [4] *Brain and electroencephalogramme (EEG).*
<http://www.elin.ttu.ee/> [cit. 14. 4. 2013]
- [5] *Dny vědy a techniky v Plzni.*
<http://www.dnyvedy.zcu.cz> [cit. 14. 4. 2013]
- [6] *Revista Linguística.*
<http://www.lettras.ufrj.br> [cit. 14. 4. 2013]
- [7] Luck, Steven J. *An introduction to the event-related potential technique*
Cambridge : MIT Press, 2005
- [8] *Institut Klinické a Experimentální Medicíny (IKEM)*
<http://www.ikem.cz> [cit. 23. 4. 2013]
- [9] Davenne, Damien. *Reliability of simulator driving tool for evaluation of sleepiness, fatigue and driving performance. Accident Analysis & Prevention.*
<http://www.sciencedirect.com> [cit. 23. 4. 2013]
- [10] Ting, Ping-Huang. *Driver fatigue and highway driving: A simulator study. Physiology & Behavior.*
<http://www.sciencedirect.com> [cit. 23. 4. 2013]
- [11] Chunhau, P., Shimono, M. *Analysis of P3 in a continuous 40-min auditory oddball task.*
<http://www.sciencedirect.com> [cit. 23. 4. 2013]

- [12] Riccardo, Rossi. *Analysis of driver task-related fatigue using driving simulator experiments.*
<http://www.sciencedirect.com> [cit. 23. 4. 2013]
- [13] Patel, M., Lal, S.K.L., Kavanagh, D., Rossiter, P. *Applying neural network analysis on heart rate variability data to assess driver fatigue.*
<http://www.sciencedirect.com> [cit. 25. 4. 2013]
- [14] *Brain Products – Solutions for neurophysiological research.*
<http://www.brainproducts.com> [cit. 25. 4. 2013]
- [15] *Center of the Institute for Neural Computation, the University of California San Diego.*
<http://sccn.ucsd.edu/eeglab/> [cit. 25. 4. 2013]
- [16] *Provides information about the event-related potential (ERP) technique*
<http://erpinfo.org/> [cit. 25. 4. 2013]
- [17] Mautner, P., Mouček, R., Čepička L., Holečková I. *ERP experiment in children with developmental coordination disorder as use case for extending EEG/ERP domain ontology.*
[cit. 28. 4. 2013]
- [18] Rada, J. *Pozornost řidiče při monotónní jízdě a sluchová stimulace (ERP experiment)*
ZČU Plzeň : Bakalářská práce, 2012
- [19] Karfiol, M. *Prototyp softwarového nástroje pro vzájemnou komunikaci prostředků v neuroinformatické laboratoři*
ZČU Plzeň : Oborový projekt, 2013
- [20] Mautner, P., Mouček, R. *Neuroinformatika - metoda evokovaných potenciálů.*
ZČU Plzeň : Interní materiály, 2008.
- [21] *Microsoft Developer Network*
<http://msdn.microsoft.com/> [cit. 28. 4. 2013]

Přílohy

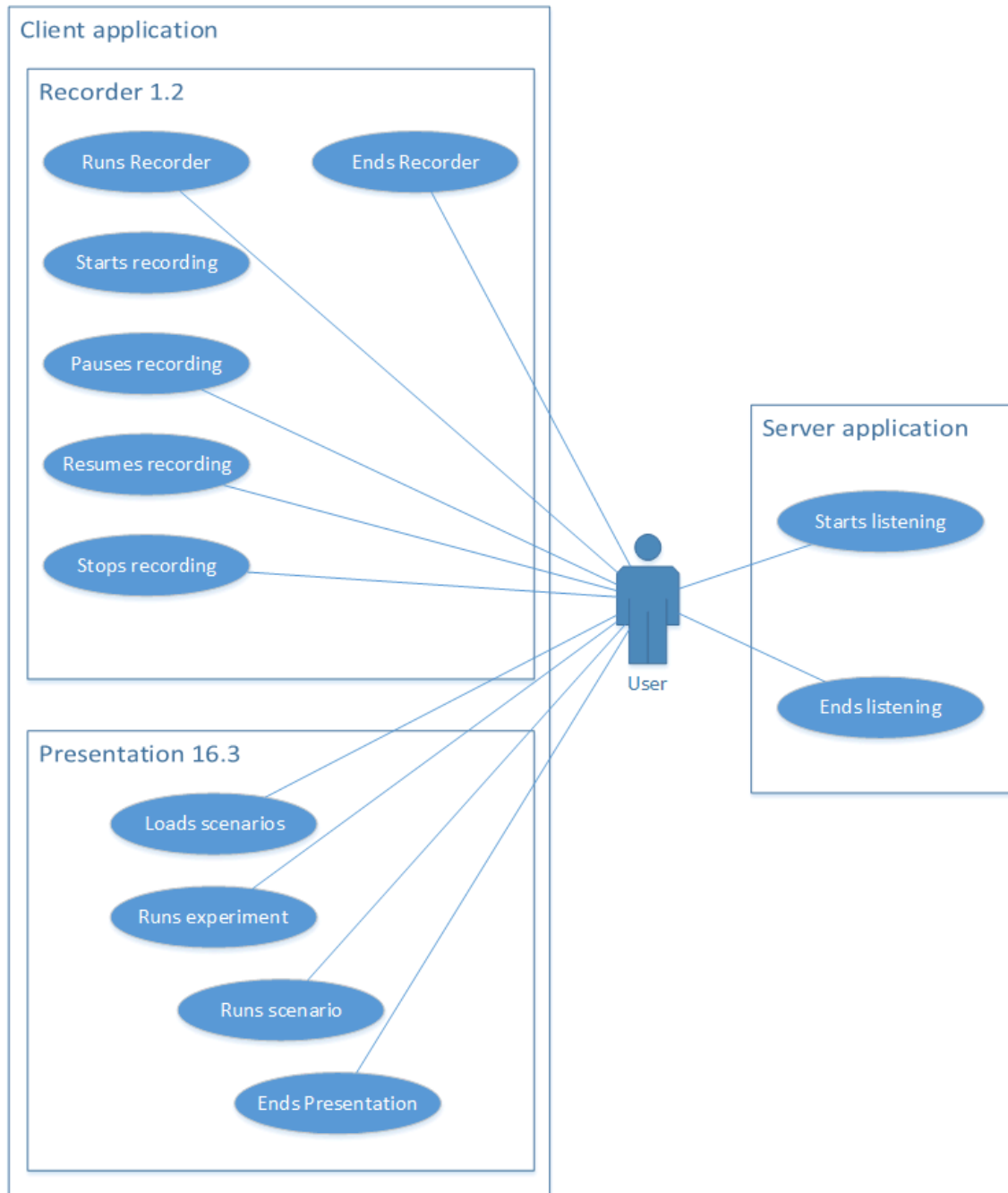
Příloha A – Diagramy

Na Obr. A. 1 je vidět diagram tříd pro řízení programů Presentation a Recorder.



A. 1 Diagram tříd – ovládání Recorderu a Presentationu.

Na nadcházejícím obrázku (A. 2) je znázorněn diagram případu užití komunikačního nástroje pro vzdálené ovládání aplikací Presentation a BrainVision Recorder.



A. 2 Diagram případu užití.

Příloha B – Uživatelský manuál

Tento manuál popisuje jednotlivé ovládací prvky komunikačního nástroje sloužícího pro vzdálené ovládání programů Presentation a BrainVision Recorder.

- Pro běh aplikace je zapotřebí Microsoft .NET 4.0
- Aplikace běží v jednoduchém grafickém uživatelském rozhraní
- Počítače využívající komunikační nástroj musejí být přidány do domény ZČU
- Verze cílových programů:
 - Presentation 16.3 12.20.12
 - Recorder 1.2

B.1 Ovládání serverové aplikace

Aplikace serveru se nachází ve složce *EEGLabControlServer*, kde se nachází spustitelný soubor *EEGLabControlServer.exe*. Zahájení naslouchání na daném portu (defaultně 8000) pomocí tlačítka „Start Listening“. Pro ukončení naslouchání se musí stisknout tlačítko „Stop Listening“.

B.2 Ovládání klientské aplikace

Připojení ke vzdáleným počítačům

Jediný spustitelný soubor *EEGLabControlPanel.exe* se nachází ve složce *EEGLabControlPanel*. Vyplněním IP adresy a portu serveru se řekne, ke kterému počítači se má aplikace připojit:

- Počítač s Presentation
- Počítač s Recorder

Presentation

- Po úspěšném připojení k serverové části lze ovládat Presentation
- Výběrem jednoho ze získaných experimentů (musí se nacházet na vzdáleném počítači v defaultním adresáři instalace Presentationu – *C:/Program Files*) se načtou všechny přidružené scénáře po stisknutí tlačítka „Load Scenarios“
- Tlačítka „Run Experiment“ a „Run Scenario“ lze spustit vybraný experiment či scénář
- Ukončení Presentationu se vykoná po stisku „End Presentation“. Ukončení běžícího scénáře je realizováno pomocí simulovaného stisknutí tlačítka „Escape“. Tudíž by se nemělo měnit defaultní nastavení klávesy pro ukončení scénáře/experimentu.

BrainVision Recorder

- Po úspěšném připojení k serverové části lze ovládat Recorder
- Výběrem jedné ze získaných workspace (nacházející se na vzdáleném počítači na adresáři *C:/Vision*) a případném ukládání naměřených dat do souboru lze spustit daný workspace pomocí tlačítka „Start“
- Poté už je možné spouštět, pozastavovat a ukončit měření pomocí tlačítek „Pause“, „Resume“ a „Stop“
- Ukončené měření je možné znovu spustit nebo ukončit program

Příloha C – Obsah přiloženého DVD

Přiložené DVD obsahuje:

- *datasets* – obsahuje datasey použité pro analýzu a vyhodnocení naměřených dat
- *solutions* – složka obsahuje projekty EEGLabControlServer a EEGLabControlPanel včetně zdrojových kódů
- *EEGLabControl* – obsahuje spustitelné soubory serverové a klientské části komunikačního nástroje
- *A11N0110P_DP.pdf* – obsahuje dokument s diplomovou prací