

Západočeská univerzita
Fakulta aplikovaných věd
Katedra informatiky a výpočetní techniky

Bakalářská práce

Detekce únavy z elektrofyzilogických dat

Prohlášení

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

V Plzni dne 15. června 2016

Radek Vais

Poděkování

Je moji milou povinností poděkovat panu Ing. Romanu Moučkovi, Ph.D. za odborné vedení, ochotu, se kterou se mnou problematiku konzultoval, ale hlavně za čas, který mi při tom všem věnoval.

Abstrakt

Práce se zabývá metodami pro detekci únavy na základě elektrofyziologických dat z elektroencefalogramu (EEG) a komponent evokovaných potenciálů (ERP). V práci je navržena a nástroji systému Presentation[®] implementována kombinovaná kognitivní úloha, v níž měřený subjekt současně řeší tři zobrazované úkoly. Měřený subjekt reaguje na náhodný stav úkolů stisknutím odpovídajícího tlačítka nebo sešlápnutím pedálu.

Měření bylo realizováno na 10 subjektech. Zaznamenané EEG signály s vloženými synchronizačními značkami jsou analyzovány v časové i frekvenční oblasti, což umožňuje kromě určení reakční doby na daný podnět také analyzovat průběh mozkových vln. Formou dotazníku jsou zkoumány i subjektivní pocity měřených osob.

Z analýzy naměřených dat se jako vhodné indikátory únavy jeví energie nízkých alfa vln a parametry pozdního pozitivního potenciálu v ERP záznamu.

Abstract

This thesis deals with mental fatigue detection methods using electrophysiological data from the electroencefalogram (EEG) and event-related potential (ERP) components. The combined cognitive task is designed and implemented using Presentation[®] control software. Subject responds to a random task state by pressing the corresponding button or by actuating the pedal.

The measurements were carried out on 10 subjects. EEG signals recorded with the embedded synch marks are analyzed in the time and frequency domain, which enables to estimate the response time and to analyze the brain waves form, too. There is a brief questionnaire used for the quantifying subjective feelings of measured persons.

It was concluded that enlarging energy of low alpha waves and parameters of the late ERP positive potential, seem to be hopeful mental fatigue indicators.

Obsah

1	Úvod	1
2	State of the art	2
2.1	Testované subjekty	2
2.2	Průběh pokusu	3
2.3	Typ kognitivní úlohy	3
2.4	EEG	5
2.5	ERP	6
2.5.1	Zkoumané ERP komponenty	7
2.6	Shrnutí	9
2.6.1	Výsledky měření EEG	9
2.6.2	Výsledky analýzy ERP komponent	10
3	Návrh měření	11
3.1	Dotazník	11
3.2	Úloha	12
3.3	Harmonogram měření	13
4	Implementace	15
5	Schéma přípravy úlohy, měření, zpracování a analýzy dat	17
6	Analýza získaných dat	18
6.1	Subjekty	18
6.2	Nálada subjektu	18
6.3	Reakce subjektů	20
6.3.1	Chybovost	21
6.3.2	Reakční doba	22
6.4	EEG	26
6.5	ERP	28
6.5.1	Stimul S12 - nádoba	30

6.5.2	Stimul S13 - tvar	30
6.5.3	Stimul S11 - šipka	31
7	Závěr	32
8	Přílohy	35
8.1	Rozsáhlé grafy	35
8.2	Další přílohy	35

1 Úvod

Cílem této práce je prozkoumat používané metody pro detekci únavy na základě elektrofyziologických dat. Ze získaných informací o používaných metodách a přístupech bude navržen scénář získání dat a bude ověřeno, zda je tento scénář pro zjišťování únavy vhodně sestaven. Následně budou dle vytvořeného scénáře získána data a bude provedena jejich analýza.

Prvotním východiskem práce je vymezení stavu únavy. Obecně za v dané chvíli unaveného člověka považujeme takového, jemuž provedení rutinního jednoduchého úkolu trvá déle, než je u něho obvyklé, a který má objektivně nepřijatelně dlouhou reakční dobu. Reakční dobu lze v různých experimentech přesně změřit, nelze ale obecně stanovit, jakou reakční dobu již budeme považovat za indikátor stavu únavy. Pro každou úlohu může být reakční doba z principu odlišná, zřejmě bude odlišná i pro různé jedince.

Výsledky této práce by měly směřovat ke zjištění existence vztahu mezi změnou reakční doby a změnou odezvy mozku na dané podněty.

2 State of the art

Jako hlavní inspiraci pro tuto práci jsem zvolil články EEG-based Estimation of Cognitive Fatigue od L. J. Treja (Trejo, 2007), Effects of mental fatigue on attention od M. A. S. Boksema (Boksem, 2005), Measurment of 3D visual fatigue using event-related potential od Hyung-Chul O. Liho (Li, 2008) a Mental fatigue measurment using EEG od Shyh-Yueh Chenga (Cheng – Hsu, 2008). Hlavním cílem těchto prací je detekce a případně i určení míry únavy měřením elektroencefalografie (EEG) a zkoumání vlastností komponent evokovaných potenciálů (ERP) v souvislosti s délkou nebo složitostí pokusu. Všechny pokusy a jejich součásti lze rozdělit do pěti oblastí, které popisují různé přístupy k měření a jeho součástem.

2.1 Testované subjekty

Tato část shrnuje, jakým způsobem autoři pracovali s osobami (subjekty), které se účastnily měření.

Práce se subjekty měla různou úroveň. Od prostého poučení subjektu o chování několik dní před pokusem, kdy subjekt neměl užívat alkohol nebo výrobky obsahující kofein, po komplexní analýzu založenou na psychologických studiích.

Nejdůkladnější analýzu subjektů před pokusem používal L. J. Trejo (Trejo, 2007), který použil hned dvě metody zaznamenávající stav subjektu. Obě metody byly podloženy psychologickými studiemi. Konkrétně to byly metody AD ACL (Activation-Deactivation Adjective Check List)¹ a VAMS (Visual Analogue Mood Scales)².

Pozornost náročnosti úlohy věnoval také Hyung-Chul (Li, 2008), který zjišťoval data, jakým způsobem byl subjekt pokusem ovlivněn, pouze po pokusu. Zjišťování stavu probíhalo vyplněním dotazníku.

¹Jde o jednoduchou subjektivní metodu, která obsahuje 20 přídavných jmen, jež subjekt hodnotí jednou ze čtyř možností (jistě se tak cítím, trochu se tak cítím, nejsem si jist, rozhodně se tak necítím).

²VAMS měří osm specifických nálad pomocí hodnocení 1-100 bodů. Tázaný vždy posuzuje, nakolik ho daná nálada vystihuje.

Ve zbylých dvou experimentech M. A.S. Boksema (Boksem, 2005) a Shyh-Yueh Chenga (Cheng – Hsu, 2008) psychický stav subjektu nezjišťovali a spoléhali se jen na výsledky měření mozkové aktivity.

2.2 Průběh pokusu

Tato část shrnuje, jakým způsobem byly výše zmiňované pokusy organizovány.

Průběh pokusů ve zkoumaných článcích měl dva různé typy scénářů. První přístup spočíval v kontinuálním získávání dat v průběhu celého pokusu. Tento přístup kladl vyšší nároky na zkoumaný subjekt. Po subjektu vyžadujeme nehybnost, aby kvalita získaného záznamu byla maximální³. Na druhou stranu ale i při velkém výskytu nežádoucích jevů v naměřeném signálu (artefaktů) lze použít jiný časový úsek z dlouhého záznamu.

Metodiku druhého scénáře lze jednoduše shrnout jako „měření před a po“. Subjekt se na začátku seznámil s krátkou testovací úlohou, následně proběhlo kontrolní měření ERP trvající 15 min. Poté následovala druhá část scénáře, která měla za cíl subjekt unavit. Během této části neprobíhal záznam EEG ani ERP. Posledním krokem bylo opět měření ERP, tentokrát „v unaveném“ stavu. Výsledkem zkoumání byly rozdíly v záznamech ERP a EEG před a po části způsobující únavu subjektu. Tuto metodu použil Shyn-Yueh Cheng (Cheng – Hsu, 2008).

Všechny sledované pokusy byly ukončeny po maximálně třech hodinách vykonávání činnosti. V každém sledovaném pokusu měl subjekt možnost kdykoli měření ukončit. Na rozdíl od zkušeností z laboratoře autoři nezmiňují problémy s nepohodlím při dlouhodobě nasazené čepici s elektrodami.

2.3 Typ kognitivní úlohy

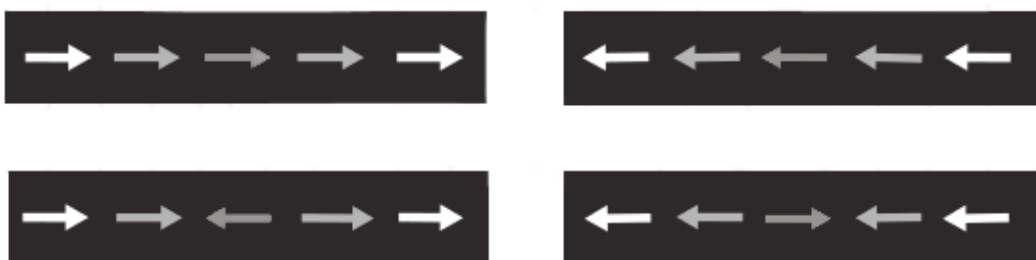
Tato část shrnuje typy úloh, které subjekty řešily během měření EEG.

S ohledem na různé směry bádání autorů se úlohy pro měření EEG výrazně lišily. Hyung-Chul O. Li a jeho tým se například zabývali efektem

³EEG záznam ovlivňují i takové jevy, jako je mrkání nebo pohyby hlavy.

sledování 3D objektů na monitoru na mozkovou aktivitu. Proto jako kognitivní úlohu použili sledování obrazů a určování, zda jsou objekty na plátně zobrazeny v popředí scény nebo naopak. (Li, 2008)

Dalším způsobem pro vyvolání únavy subjektu bylo řešení jednoduchých aritmetických úloh. Sčítání a odčítání čtyř čísel použil L. J. Trejo (Trejo, 2007). Zde bylo úkolem určit, zda je výsledek větší, menší, nebo rovný zobrazenému číslu. Sčítání trojčiferných čísel použil také Shyh-Yueh Cheng. Řešení těchto úloh nespojoval se zkoumáním ERP komponent. Cílem těchto úloh bylo pouze subjekt unavit. Pro měření ERP Cheng použil úlohu odhalení šipky v opačném směru než všechny ostatní (viz obrázek 2.1).



Obrázek 2.1: Možné stavy úlohy pro měření ERP v Chengově experimentu. (Cheng – Hsu, 2008)

Posledním blíže zkoumaným pokusem bylo zobrazování písmen z určené množiny na určené diagonále (z levého dolního rohu do pravého horního a naopak). Subjekt měl reagovat, pokud uvidí zadané písmeno na správné diagonále. Tento pokus byl cílen pouze na pozornost subjektu, proto je nezávislý na znalostech a zkušenostech subjektu podobně jako zkoumání únavy z pozorování „umělého“ 3D obrazu. Únava během tohoto pokusu se projevovala ztrátou pozornosti, respektive zhoršením reakční doby. Tato úloha pochází z práce M. A.S. Boksema (Boksem, 2005)

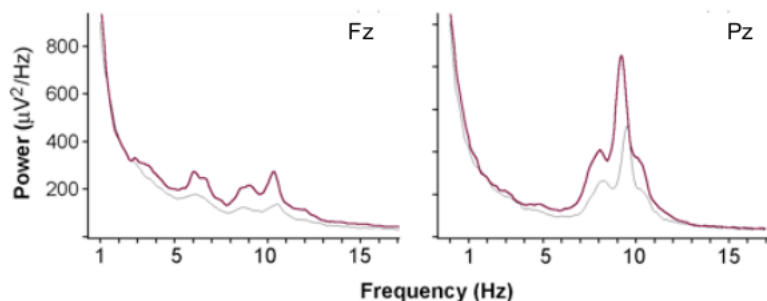
Můžeme konstatovat, že šlo o jednoduché úkoly. Subjekt měl provádět stále jednu činnost během celého pokusu. Náročnost těchto úloh byla v jejich intenzitě a počtu. Pokud uvažujeme plnou délku pokusu $3h = 10800s$, kde byla průměrná délka jednoho úkolu $15s$ (nejdelší interval při řešení rovnic), je počet vykonaných úkolů cca 780. Ve všech popsanych pokusech se autoři spolehli na únavu vyvolanou dlouhodobou monotónní činností (snažili se subjekt „unudit“).

2.4 EEG

Za běžnou praxi při zkoumání únavy či pozornosti lze označit zaznamenávání kompletního EEG. Tento záznam bývá pročištěn od nežádoucích artefaktů (např. mrkání subjektu) a podroben spektrální analýze. Pro spektrální analýzu jsou určena významná místa záznamu (na časové ose měření), mezi kterými očekáváme změnu rozložení frekvenčního spektra. Při zkoumání psychické únavy jsou za význačná místa považovány začátek a konec měření.

Ve spektru signálu se obecně rozlišují oblasti nazývané delta, theta, alfa a beta vlny. Jejich přítomnost je spojena se specifickou činností mozku. Například beta vlny jsou spojeny s bdělým stavem, vyšší frekvence se stresem. Výskyt beta vln se tedy neslučuje s psychickou únavou. Autoři článků spektrum vyhodnocují dvěma způsoby. Pro jedny je důležité, v jaké části mozku jsou vlny dané frekvence nejsilnější, a k tomuto místu vztahují své úvahy. Druzí během prvotní analýzy vybrali jednu konkrétní elektrodu, ke které vztahovali veškerá měření a úvahy. Vybírali elektrodu, na které zaznamenali nejvýznamnější změnu potenciálů.

Při zkoumaných měřeních bylo zaznamenáno, že s délkou pokusu se zvyšovala energie theta a nižších alfa vln (frekvence 5-10 Hz) viz obrázek 2.2 (Trejo, 2007). Nárůst této energie byl přímo spojován s únavou subjektu, a to prodloužením reakčních časů. Obecně se jedná o frekvence spojené s meditací či spánkem (dlouhá reakční doba je na místě). Toto zvýšení se promítalo i do analýzy subjektů po měření, kdy se zvýšení energie na těchto frekvencích pojilo s nechtím pokračovat v experimentu.



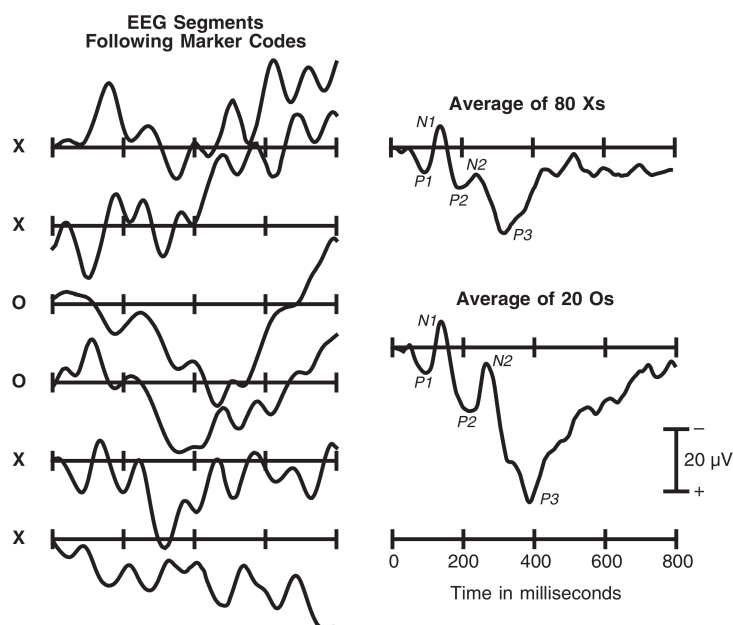
Obrázek 2.2: Průměr EEG spektra všech subjektů pro první (černá čára) a poslední (červená a silná čára) blok pokusu. Levý: na elektrodě Fz pozorujeme nárůst energie theta vln (6-7 Hz) a alfa vln (8-11 Hz). Pravý: na elektrodě Pz pozorujeme pouze nárůst energie alfa vln (8-11 Hz). (Trejo, 2007)

2.5 ERP

Evokované potenciály jsou konkrétní a velmi přesnou informací o mozkové aktivitě. Reakce mozku na zobrazené podněty lze zakrýt jen velmi obtížně. Na podnět reagujeme vždy, zpravidla tyto reakce mají různou intenzitu. Právě proto, že reagujeme vždy, je přesné určení, na co mozek právě reaguje, obtížné a vyžaduje minimální počet všech podnětů, které subjekt vnímá. Zároveň je třeba dokonalá časová synchronizace záznamu EEG se zobrazováním stimulů, protože reakce mozku na obrazový podnět není delší než 1s.

Zkoumané práce a jejich kognitivní úlohy byly založeny na klasickém *oddball paradigmatu*. To znamená, že subjekt je stimulován různými stimuly (obrázky, zvuky, ...), které jsou rozděleny do dvou skupin - cílů (*targets*) a necílů (*non-targets*). Jedním z důvodů tohoto dělení je samotná definice kognitivního úkolu, kdy má subjekt reagovat určitým způsobem na cílový stimul. Druhý a podstatnější je fakt, že na podobný opakovaný stimul reaguje mozek stále méně výrazně. K zaručení výrazné reakce se během stimulace používá poměr 20 cílových stimulů ku 80 necílovým stimulům. Následně se vyhodnocují pouze reakce na cílové stimuly, které způsobí výraznější reakci, viz obrázek 2.3.

ERP komponenty jsou části EEG vlny měřené na konkrétní elektrodě. Jsou nízkourovňovou informací o tom, že mozek zpracovává informace, a na jaké úrovni. Ke zvýraznění komponent se používá průměrování reakcí na



Obrázek 2.3: Ukázka porovnání reakcí na četný stimul (X) a méně četný stimul (O). Průměry měření s popisem ERP komponent jsou v pravé části obrázku. Šlo o klasickou úlohu *oddball paradigm*u podrobně popsanou v Úvodu do ERP technik. (Luck, 2008)

cílový podnět (viz obrázek 2.3). K porovnání komponent se používá jejich amplituda nebo časový posun (latence). Porovnávání amplitudy je vhodné použít pouze u jednoho subjektu a ideálně pouze u jednoho měření, protože amplituda je ovlivněna mnoha faktory⁴. Pro obecné hypotézy je vhodné popsat změny ERP komponent pomocí latence, tedy pomocí jejich časového posunu.

2.5.1 Zkoumané ERP komponenty

ERP komponenty popisují vlastnosti EEG vlny bezprostředně po stimulaci. Komponenty jsou spojeny s pozicí lokálních maxim a minim v časovém průběhu EEG. Dle typu stimulace se mění vlastnosti těchto komponent (časový posun, amplituda).

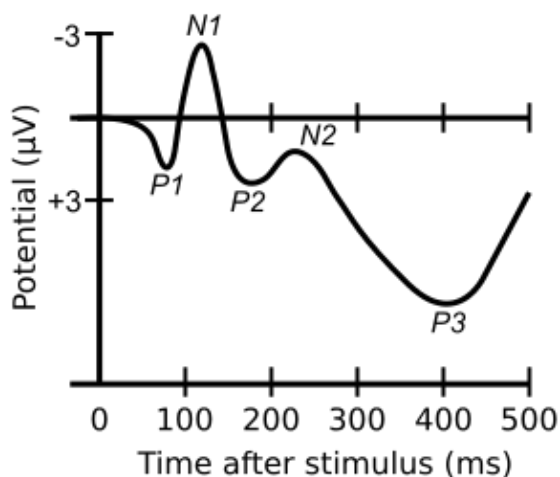
⁴např. poloha EEG čepice, odpory na elektrodách, odlišný tvar lebky...

Komponenta P1

Jde o komponentu, která signalizuje zpracování vizuálního podnětu. Tato komponenta je první pozitivní maximum EEG vlny, které se objevuje cca 100 *ms* po stimulaci subjektu.

Komponenta P200

Jde o komponentu, která je obvykle vyvolána jako součást reakce na vizuální podnět. Byla zkoumána ve vztahu k vizuálnímu vyhledávání a pozornosti. Jde o druhé maximum, které se vyskytuje cca 200 *ms* po stimulaci.



Obrázek 2.4: Pozice ERP komponent. Na vodorovné ose je vynesena čas od počátku stimulace [*ms*]. Na svislé ose je vynesena elektrický potenciál [μV]. (Luck, 2008)

Komponenta P300

Jde o komponentu, která je spojována s rozhodováním subjektu. Často se označuje jen P3, protože se jedná o třetí maximum EEG vlny. Tato komponenta se vyskytuje 250 - 400 *ms* po stimulaci v závislosti na náročnosti úkolu.

Komponenta P700

Jde o komponentu, která se vyskytuje cca 700 *ms* po stimulaci. Je velmi výrazná při náročných mentálních úkolech, například při konstrukci „umělého“ 3D obrazu (Li, 2008).

Komponenta N1

Jde o komponentu spojenou se smyslovým vjemem. Amplituda této komponenty výrazně reaguje na četnost podobných stimulů. Pokud je podobných stimulů mnoho, klesá její amplituda a stává se nevýraznou. Jde o první minimum EEG vlny, které se vyskytuje cca 100 *ms* po stimulaci a následuje za komponentou P1. Tato komponenta bývá také označována jako N100.

Komponenta N2

Jde o komponentu spojovanou s učením a plněním kognitivních úkolů. Následuje za komponentou P2 cca 200 *ms* po stimulaci.

2.6 Shrnutí

Tabulka 2.1 ukazuje shrnutí zkoumaných prací. Zaznamenává, jakým způsobem bylo nakládáno se subjektem, jakým způsobem bylo zpracováváno EEG a které ERP komponenty byly zkoumány.

2.6.1 Výsledky měření EEG

Ve dvou případech autoři popisují výrazný nárůst energie v oblasti theta vln. Tento nárůst byl vždy spojován s délkou pokusu. Ve studii Hyung-Chula o vlivu 3D zobrazení na únavu spojovali energii EEG se zatížením mozku, tedy se sledováním 2D nebo 3D ukázky. Proto tento výsledek nemůžeme interpretovat ve spojitosti s únavou.

autor	práce se subjektem	EEG	ERP
Trejo	AD ACL, VAMS	spektrální analýza	N100 P200 P300
Boksem	poučení	spektrální analýza	P1 N1 N2b
Hyung-Chul	poučení, dotazník po pokusu	spektrální analýza	P300 P700
Cheng	poučení	spektrální analýza	P300

Tabulka 2.1: Použité metody u zkoumaných experimentů.

2.6.2 Výsledky analýzy ERP komponent

Tabulka 2.2 zachycuje zjednodušenou interpretaci výsledků měření ERP komponent v jednotlivých pracích. Je patrné, že nelze spojit výsledky z různých studií, protože chování ERP komponent je úzce spojeno s typem stimulace.

	N1/N100	N2	P1
Trejo	bez změny	-	bez změny
Boksem	bez změny	vzestup amplitudy	bez změny
Hyung-Chul	-	-	-

	P200	P300	P700
Trejo	zpoždění	-	-
Boksem	-	-	-
Hyung-Chul	-	bez změny	zpoždění

Tabulka 2.2: Vliv časového průběhu pokusu na ERP komponenty při jednotlivých pokusech, respektive rozdíl mezi stavem na začátku a konci pokusu.

3 Návrh měření

Hlavním principem měření je systematické unavování subjektu plněním rutinního úkolu během měření EEG a zjišťování psychického stavu subjektu pomocí dotazníku.

Na základě poznatků z výše uvedených článků jsem se rozhodl scénář pokusu sestavit následujícím způsobem: první činností předcházející vlastnímu měření bude seznámení měřené osoby s úlohou, jehož cílem je naučit subjekt plnit úlohu dle zadání ještě před započítím měření. Druhým krokem bude zachycení subjektivního psychického stavu měřené osoby. K tomuto účelu použiji jednoduchý dotazník, který zachytí aktuální subjektivní stav osoby z hlediska únavy a nálady. Dalším krokem je příprava subjektu na měření a samotné měření a záznam EEG během plnění připravené úlohy, jež by mělo subjekt unavit. Konec pokusu je spojený s vyplněním stejného dotazníku ohledně nálady, jako před začátkem pokusu.

Při návrhu měření jsem zohlednil fakt, že ve výše uvedených pracích autoři nezaznamenali výraznou změnu v ERP komponentách, proto jsem se snažil vytvořit náročnější úlohu, která zároveň nepotřebuje žádné předchozí vzdělání ani ji nebudou ovlivňovat praktické zkušenosti z nějakého konkrétního oboru.

3.1 Dotazník

Za důležitý prvek při vyhodnocování únavy považuji sledování subjektivních pocitů měřené osoby. Proto jsem se rozhodl použít obdobu dříve zmíněné metody AD-ACL (Thayer, 1997). Tento dotazník obdrží každá měřená osoba bezprostředně před a po absolvování experimentu. Za hlavní ukazatel únavy budu považovat změnu hodnot „k horšímu“.

Subjekt bude v seznamu přídavných jmen označovat, jak výstižně ho dané slovo popisuje v tuto chvíli (jistě se tak cítím, trochu se tak cítím, nevím, necítím se tak). Je zásadní, aby odpovědi byly rychlé a nebyla možnost se nad nimi dlouze zamýšlet, protože to negativně ovlivní získaná data. Každé přídavné jméno patří do jedné ze čtyř množin. Čtyři množiny jsou: energický, klidný, unavený a napjatý. (viz Tabulka 3.1)

energický	klidný	unavený	napjatý
čilý plný energie prudký – agresivní živý v dobré náladě	klidný uvolněný umírněný	ospalý unavený otupělý ostrážitý * bdělý *	roztřesený prudký – energický nervózní pod tlakem napjatý

Tabulka 3.1: AD-ACL - Rozřazení přídavných jmen do kategorií. * Tato slova jsou hodnocena opačně.

Každému přídavnému jménu a jeho stavům jsou předem přiřazeny hodnoty (body) 1 až 4, kde 4 body odpovídají odpovědi „jistě“ a 1 bod odpovědi „ne“ (Výjimku tvoří přídavná jména bdělý a ostrážitý, která jsou hodnocena inverzně). Suma získaných hodnot popisuje výsledný stav subjektu. Jak již bylo zmíněno, psychický stav nelze nebo lze jen velmi obtížně normovat. Proto k hodnocení pokusu bude použit rozdíl z bodových ohodnocení na začátku a na konci pokusu.

3.2 Úloha

Inspiraci pro kognitivní úlohu jsem objevil v pokusu nazvaném *dual-task* publikovaném v Úvodu do ERP technik (Luck, 2008). Úkolem měřeného subjektu bylo reagovat v případě, kdy obraz dosáhl jednoho ze dvou různých stavů.¹ Z této úlohy jsem převzal námět zadat subjektu více než jeden úkol, které bude řešit současně.

V mnou navržené a implementované úloze je obraz symbolicky rozdělen na tři části (vlevo nahoře, vpravo nahoře a dole). Každá část je vyhrazena jednomu úkolu (viz obrázek 3.1). V případě, že některý z úkolů dosáhne cílového stavu, má subjekt stisknout konkrétní tlačítko nebo pedál. V levé části má subjekt za úkol reagovat v případě, kdy je tvar korektně uzavřen (viz obrázek 3.2a). Tento úkol si lze představit jako nádobu, kterou je třeba vyprázdnit v okamžiku, kdy se zcela zaplní. V pravé části má subjekt reagovat, pokud se objeví tvar, který má ostré hrany (viz obrázek 3.2b). V této části obrazu se mění i barvy jednotlivých tvarů. Posledním úkolem je odhalit šipku směřující opačným směrem než všechny ostatní (viz obrázek 3.2c). Tento úkol

¹Konkrétně šlo o reakci v případě, že se na obrazovce objeví jedna ze dvou různých číslic 3 a 7 nebo písmeno ze známé sady (A-Z s výjimkami).



Obrázek 3.1: Ukázka snímku z úlohy. Jde o necílový snímek.

je zobrazován ve spodní části obrazu.

Na splnění úkolu se šipkami bude subjekt reagovat stiskem tlačítka u levé ruky. Požadovanou reakcí na splnění úkolu s nádobou bude sešlápnutí pedálu. Konečně reakce na splnění úkolu s tvarem bude stisk tlačítka u pravé ruky.

S ohledem na neznámé prostředí laboratoře a neznámou úlohu bude do scénáře pokusu zařazena výuková doba, během které se subjekt naučí ovládat úlohu. Tato doba nebude striktně omezena časem. Bude ukončena na žádost subjektu ve chvíli, kdy je subjekt přesvědčen o tom, že je schopen ovládat úlohu bez obtíží.

3.3 Harmonogram měření

Harmonogram měření (scénář) je shrnut v následujících 7 bodech:

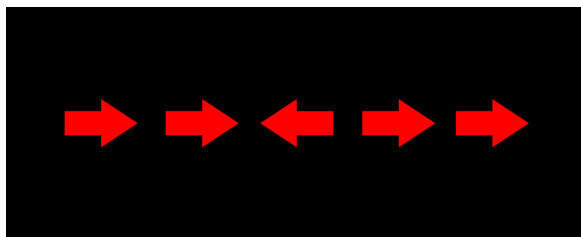
1. Administrativa (10 - 20 minut) - Seznámení s detailním průběhem pokusu a získání informací o subjektu.
2. AD-ACL (5 minut) - Vyplnění dotazníku zachycující náladu subjektu před pokusem.

3. Nácvič úlohy (10 - 20 minut) - Představení ovládání úlohy a praktický nácvič.
4. Příprava na měření EEG (20 - 30 minut) - Nasazení EEG čepice a potřebných elektrod.
5. Řešení úlohy (dle výdrže subjektu) - Vykonávání úlohy a zaznamenávání dat.
6. AD-ACL (5 minut) - Vyplnění dotazníku zachycující náladu subjektu po pokusu.
7. Zakončení (10 minut) - Získání zpětné vazby od subjektu.



(a) Ukázka cílového stavu oblasti s nádobou.

(b) Ukázka cílového stavu oblasti s tvarem.



(c) Ukázka cílového stavu oblasti s šípkami.

Obrázek 3.2: Ukázka cílových stavů úloh.

4 Implementace

Úloha je zpracována pomocí jazyků SDL a PCL ze systému Presentation[®] od firmy Neurobehavioral Systems (Presentation, 2010). Tento systém umožňuje přesnou časovou synchronizaci zobrazování stimulů, vkládání značek do EEG signálu a klasifikaci odpovědí testovaného subjektu.

Stylem a syntaxí programovací jazyk SDL připomíná deklaraci struktur v jazyce C a slouží ke snadnému vytvoření stimulů. Dalším prvkem systému Presentation je jazyk PCL, který slouží k algoritmické práci s vytvořenými strukturami, případně k jejich dynamické úpravě. Syntaxe jazyka PCL připomíná syntaxi jazyka C nebo Matlabu. Následující příklad ukazuje deklaraci jedné stimulační sekvence (`trial`) s jednou stimulační událostí (`stimulus_event`) zapsanou v jazyce SDL.

```
trial {
    trial_duration = 5000;
    trial_type = fixed;
    all_responses = false;

    stimulus_event {
        picture {
            box placeholder; # left top box
            x = -250; y = 200;

            box placeholder; # right top box
            x = 250; y = 150;

            box placeholder; # bottom box
            x = 0; y = -200;
        } pic;
        duration = 5000;
    } ev;
} test_trial;
```

Prezentace stimulů probíhá následujícím způsobem: během inicializace je vytvořeno pole o 300 prvcích. V tomto poli je náhodně označeno 20% snímků, které budou interpretovány jako cílové. Pomocí posunu malého intervalu, ze kterého volíme snímek, je zabráněno kumulaci cílových snímků v krátkých časových intervalech. Je zachován náhodný charakter výskytů cílových snímků.

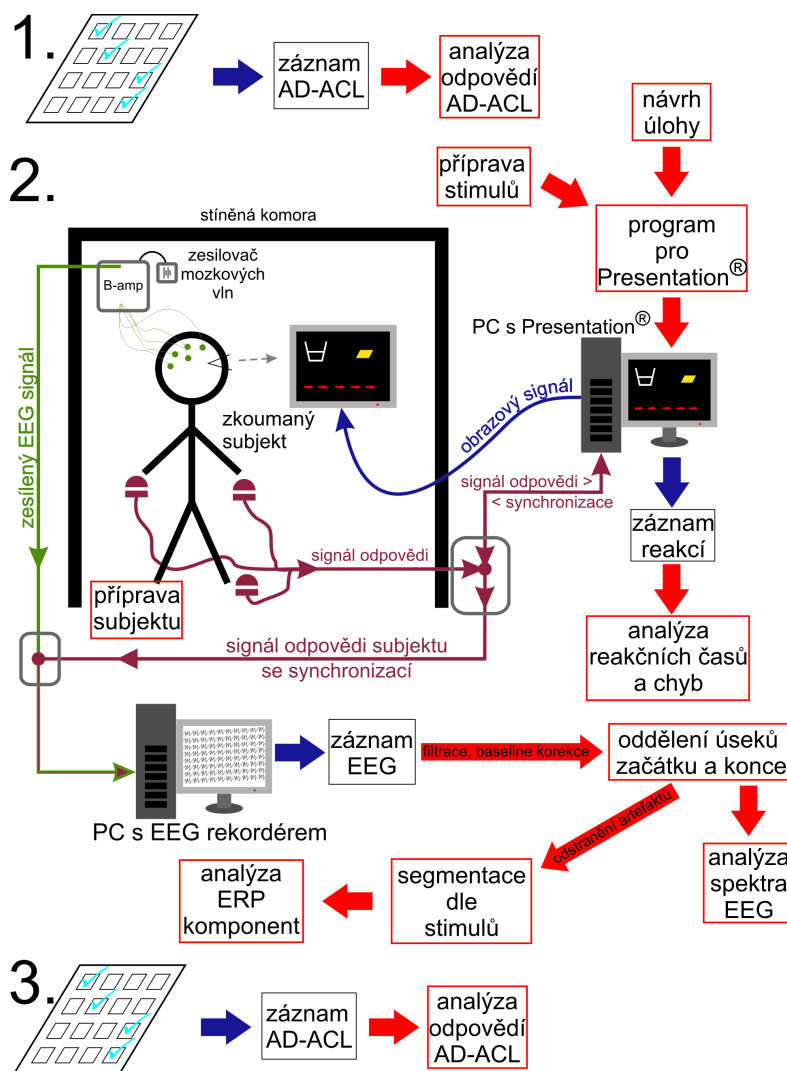
Samotná prezentace stimulů probíhá vykonáváním nekonečné hlavní smyčky. Nekonečnost této smyčky zaručuje předem neomezenou délku pokusu nezávislou na parametrech spuštění programu. Ukázkový `trial` je použit jako základ této smyčky. V každé iteraci smyčky jsou prvky `box placeholder` nahrazeny konkrétními obrázky stimulů. Výsledek je zobrazen na obrazovku a systém automaticky zpracuje odpověď subjektu.

Zpracování odpovědi probíhá na základě nepřetržitého čtení kanálu pro synchronizaci. Každý stisk tlačítka (pedálu) odešle značku na tento kanál. Systém Presentation provádí klasifikaci těchto značek na základě nastavení úlohy. Rozlišují se čtyři kategorie vyhodnocení:

1. `miss` - neproběhla očekávaná reakce
2. `hit` - správná reakce
3. `false alarm` - proběhla neočekávaná reakce
4. `incorrect` - špatná reakce

Během vykonávání hlavní smyčky se provede zamíchání polí s obrázky stimulů (cílových i necílových). Zamíchání zajišťuje, že nebudou promítány v totožném pořadí, které by si subjekt mohl zapamatovat. Následně se prochází připravené pole 300 položek. Když program narazí na označený snímek, vygeneruje náhodné číslo z intervalu 1 až 3. Toto číslo určuje, ve které úloze má být zobrazen cílový obrázek. Náhodnost je založena na implementaci funkce `rand()` z jazyka C, která poskytuje rovnoměrně rozdělené pseudonáhodné hodnoty. To zajišťuje, že během úlohy bude zobrazen podobný počet (blížící se 1/3) cílových snímků všech úloh.

5 Schéma přípravy úlohy, měření, zpracování a analýzy dat



Obrázek 5.1: Schéma přípravy úlohy, měření, zpracování a analýzy dat.

První a třetí fáze znázorňuje zpracování AD-ACL dotazníků. Druhá fáze představuje všechny činnosti související s návrhem a implementací kognitivní úlohy, zapojením experimentu, toky dat mezi jednotlivými komponentami a postupem zpracování dat. Bloky znázorněné červeně označují vlastní přínos této bakalářské práce.

6 Analýza získaných dat

Pro potřeby této práce bylo provedeno deset kompletních scénářů skládajících se ze záznamu nálady, nácviku úlohy, přípravy na měření EEG, měření EEG během vykonávání úlohy a záznamu nálady po měření. Délka měření byla stanovena po prvních třech pokusech na 1h. První tři měření byla ukončena na žádost subjektů v časech 65 minut, 35 minut a 70 minut.

K analýze výsledků dotazníků a reakčních časů byl použit tabulkový editor Calc z balíku LibreOffice. Záznam EEG pořízený pomocí programu BrainVision Recorder (Recorder, 2016), byl analyzován programem BrainVision Analyzer (Analyzer, 2016).

6.1 Subjekty

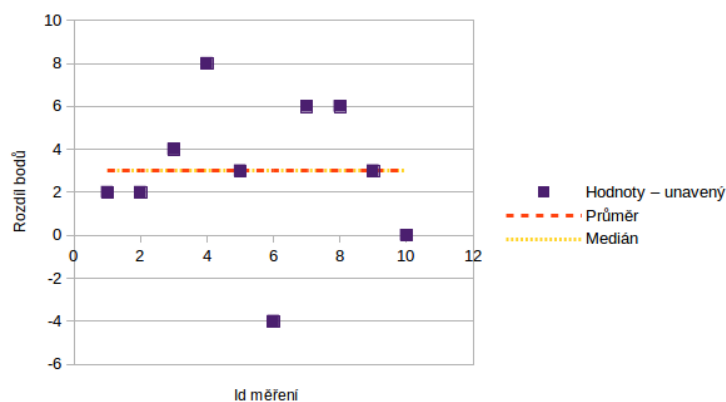
Scénářů se účastnilo 7 mužů a 3 ženy ve věku 21 - 25 let. Jako preferovanou ruku uvedly dva subjekty levou. Všechny subjekty uvedly zdravotní stav bez omezení. Tři měli oční vadu kompenzovanou na normální stav použitím dioptrických brýlí.

6.2 Nálada subjektu

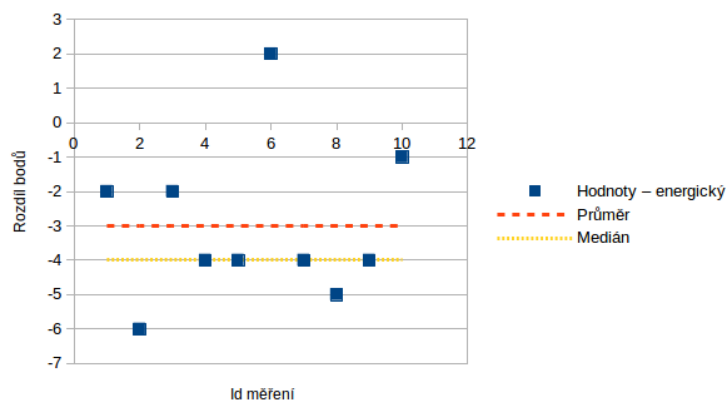
Před začátkem přípravy na měření a po skončení měření byl zjišťován psychický stav subjektu pomocí metody AD-ACL (viz kapitola Návrh měření).

Za nejdůležitější pro vyhodnocení tohoto pokusu považují kategorii „unavený“. Tato kategorie hodnotí, do jaké míry se naplnil cíl unavit zkoumaný subjekt. V této kategorii byl průměrný rozdíl bodových stavů +3. Taková změna znamená, že pozorované subjekty se s přídavnými jmény popisujícími únavu ztotožňovaly více. V této kategorii byly dva subjekty, jejichž výsledek neodpovídal předpokladům zvýšení únavy, tedy kladné diference (viz Graf 6.1).

Další zkoumanou kategorií byla kategorie „energický“. Tato kategorie hodnotí do jaké míry subjekt „překypuje energií“. U této kategorie šest ze sedmi



Graf 6.1: Graf zobrazující rozdíly bodových hodnot před pokusem a po pokuse u přídavných jmen kategorie unavený.

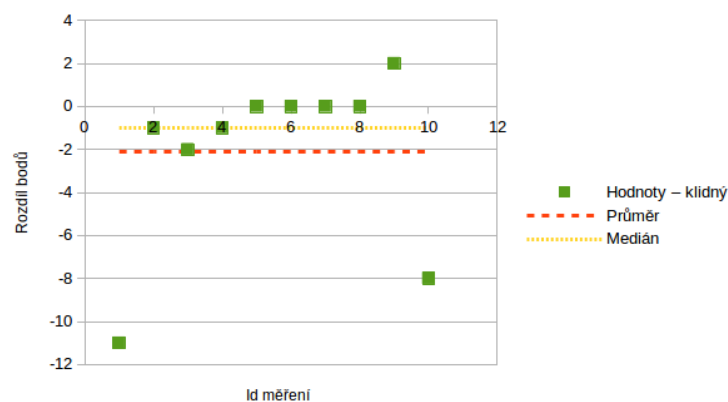


Graf 6.2: Graf zobrazující rozdíly bodových hodnot před pokusem a po pokuse u přídavných jmen kategorie energický.

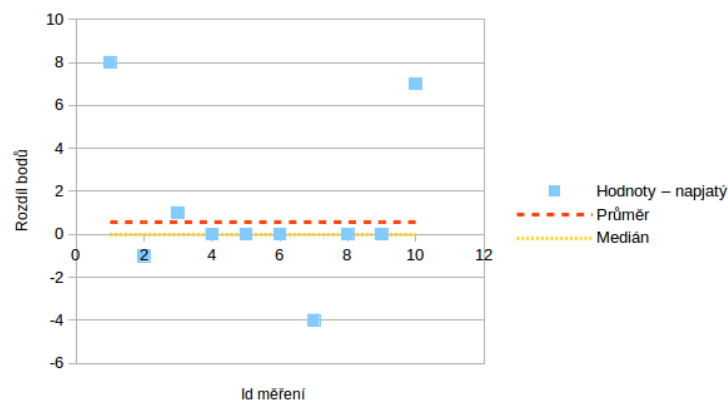
subjektů vyhodnotilo pokles, průměrná hodnota tohoto poklesu bodů byla -3. (viz Graf 6.2)

Již před započítáním pokusů jsem očekával, že bodové ohodnocení u kategorií „klidný“ a „napjatý“ by se nemělo měnit, protože tyto kategorie popisují psychický stav z hlediska stresu a nervozity. Získané výsledky tento předpoklad potvrdily. V kategorii klidný byla průměrná změna -2,1 a medián hodnot byl -1. Jednalo se tedy o malý pokles, subjekty končily pokus v mírně zvýšeném „neklidu“ (viz Graf 6.3).

Poslední zkoumanou kategorií byla kategorie „napjatý“. Průměrný bo-



Graf 6.3: Graf zobrazující rozdíly bodových hodnot před pokusem a po pokusu u přídavných jmen kategorie klidný.



Graf 6.4: Graf zobrazující rozdíly bodových hodnot před pokusem a po pokusu u přídavných jmen kategorie napjatý.

dový rozdíl byl +1,1 (medián 0). Opět můžeme pozorovat mírný nárůst, spojený s větším psychickým napětím po skončení pokusu. Tento malý nárůst připisují nepohodlí spojeném s nasazenou EEG čepicí. Velký nárůst by korespondoval s úkolem zaměřeným na stres (viz Graf 6.4).

6.3 Reakce subjektů

Součástí měření bylo zaznamenávání všech prezentovaných stimulů (cílových i necílových) a všech odpovědí subjektu. Tato data byla zkoumána dle dvou

parametrů - počtu chyb a reakčního času. Pro účely analýzy bylo celé měření rozděleno do disjunktních intervalů s délkou 10 minut.

6.3.1 Chybovost

Pro potřeby analýzy chybovosti je vhodné rozlišit různé typy chyb. Prvním typem chyby je absence reakce na cílový snímek (`missed`¹). Druhým typem chyby je špatná reakce na cílový snímek (`incorrect`¹) a třetím druhem je reakce na necílový snímek (`false_alarm`¹).

Během analýzy chybovosti bylo zjištěno, že subjekty vykonávaly činnost velice spolehlivě. I v nejhorším případě se celkový počet chyb vešel pod hranici 3,5% všech úkolů v jednom časovém segmentu pokusu. Hodnota 3,5% odpovídá 7 chybám jednoho subjektu v 10 minutovém segmentu, který obsahuje 200 snímků. Průměrná chybovost byla 1,53%.

V tabulce 6.1 jsou uvedeny kumulované chyby všech subjektů během všech měření. Můžeme říci, že v získaných datech není patrná žádná závislost chybovosti na délce provádění pokusu. Délka pokusu do 60 minut nemá vliv na počet chyb ve vykonávané činnosti.

Segment	<code>incorrect</code> %	<code>missed</code> %	<code>false_alarm</code> %	Celkem snímků
1	10 0,50	11 0,55	2 0,10	2001
2	2 0,10	11 0,55	2 0,10	2002
3	15 0,75	40 2,00	7 0,35	2003
4	13 0,72	10 0,55	3 0,17	1809
5	1 0,06	8 0,44	1 0,06	1805
6	6 0,34	19 1,09	5 0,29	1742

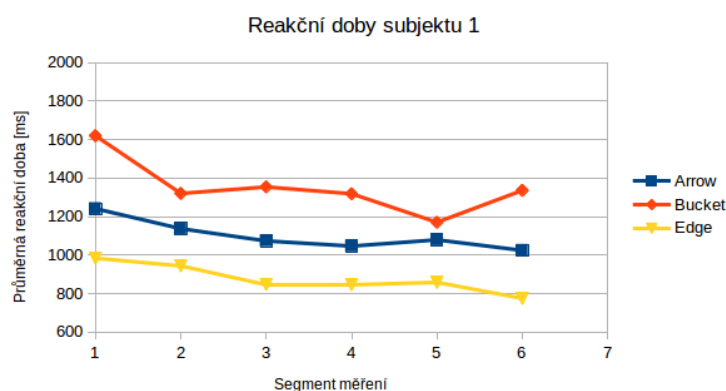
Tabulka 6.1: Ukazuje celkový počet chyb v jednotlivých kategoriích a segmentech měření zaznamenané ve všech deseti měřeních. Sloupec `incorrect` popisuje případ, kdy subjekt reagoval na cílový snímek špatným tlačítkem. Sloupec `missed` popisuje případ, kdy subjekt nereagoval na zobrazení cílového snímku. Sloupec `false_alarm` popisuje případ, kdy subjekt reagoval na necílový snímek. V posledním sloupci je uvedený počet všech zobrazených snímků během daného segmentu.

¹Označení v souborech se záznamem měření.

6.3.2 Reakční doba

Je nutné připomenout, že na snímcích jsou zobrazovány 3 rozdílné úlohy, z toho plyne, že rozlišujeme tři odlišné reakční doby. Reakční doba na splnění úkolu šipka (**arrow**), nádoba (**bucket**) a tvar (**edge**).

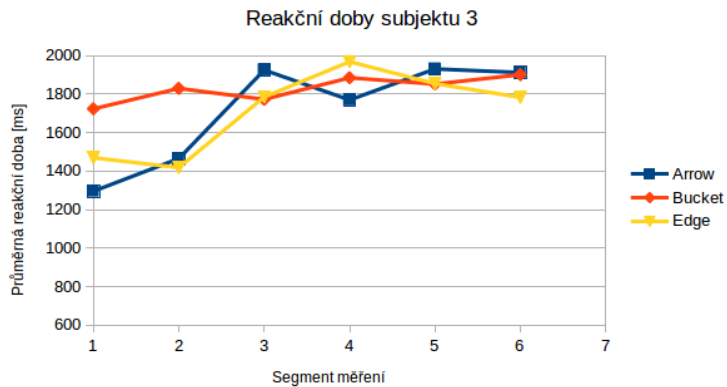
Prvotní zkoumání reakční doby vedlo ke zjištění, že průměrný reakční čas během prvních 15 minut byl větší, než průměrný reakční čas během posledních 15 minut pokusu, tento rozdíl byl řádově ve stovkách *ms*. Takový výsledek naznačoval, že se subjekt během pokusu naučil vyhodnocovat snímky lépe, precizněji, než na začátku po relativně krátkém cvičení (viz kapitola Návrh měření). Průměrné reakční časy v jednotlivých segmentech by tedy měly zvolna klesat. Tuto ideu data nepotvrdila, viz grafy 6.5 až 6.13. Pro analýzu závislosti reakční doby na délce vykonávání úlohy byl vyřazen subjekt 2, jehož měření obsahovalo pouze 3 kompletní segmenty.



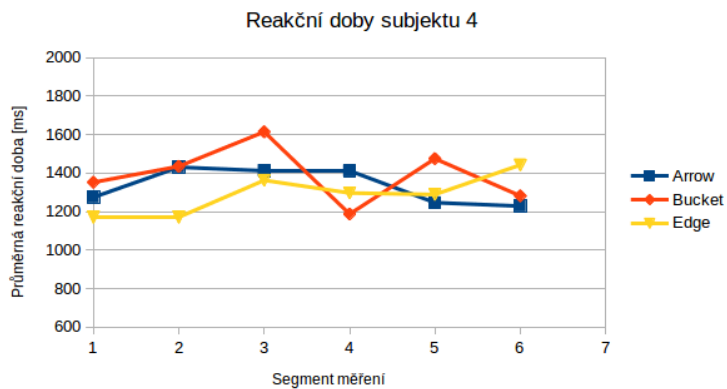
Graf 6.5: Reakce 1. subjektu

Získaná data ve třech případech kopírují scénář „osvojení úlohy s následným nástupem únavy“. Tyto změny pozorujeme u subjektů 5 (graf 6.8), 6 (graf 6.9) a 7 (graf 6.10). U všech subjektů alespoň jedna sada reakčních časů dodržuje průběh „zlepšení a poté zhoršení reakčních časů“, které lze interpretovat jako nástup únavy. Takový výsledek ovšem nelze označit za průkazný.

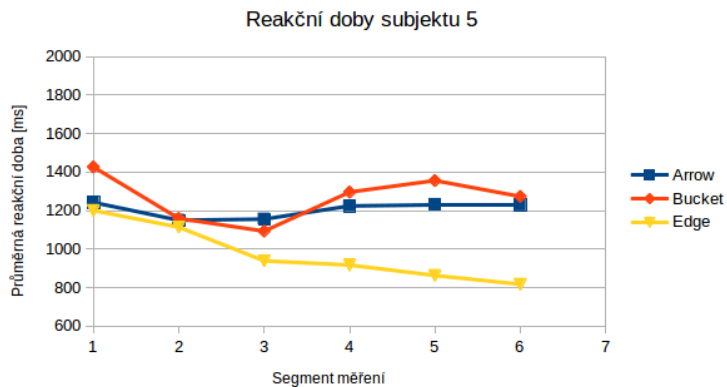
Odlíšnost získaných dat pravděpodobně ukazuje na změny v koncentraci jednotlivých subjektů, nikoliv na nástup únavy. Při závěrečném hodnocení subjekty připouštěly, že během měření v některých fázích nebyly plně zaměřeny na vykonávanou činnost.



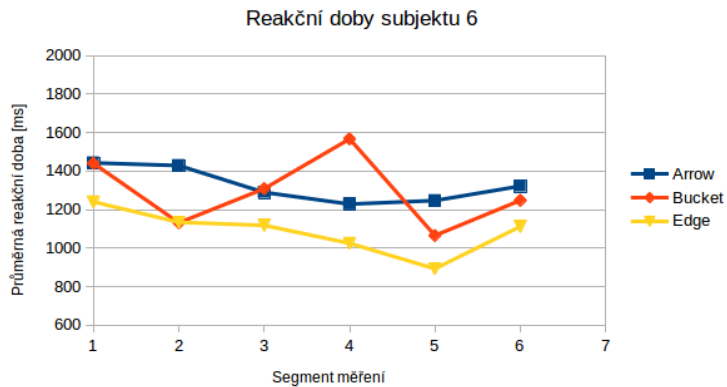
Graf 6.6: Reakce 3. subjektu



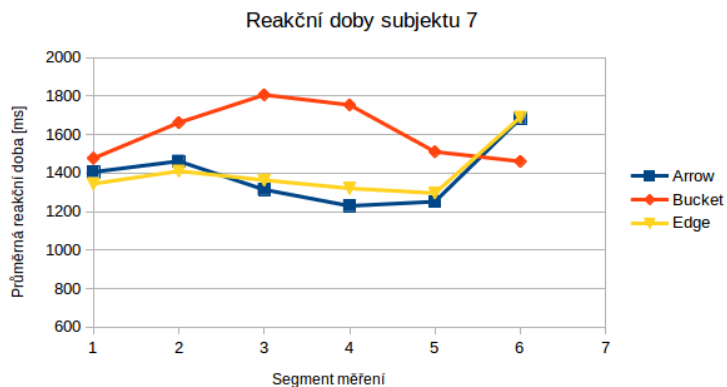
Graf 6.7: Reakce 4. subjektu



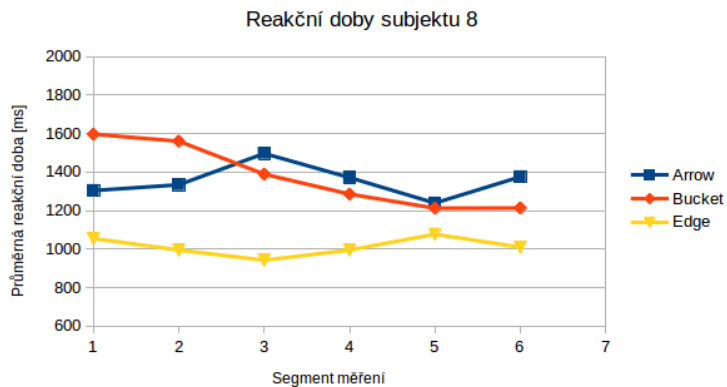
Graf 6.8: Reakce 5. subjektu



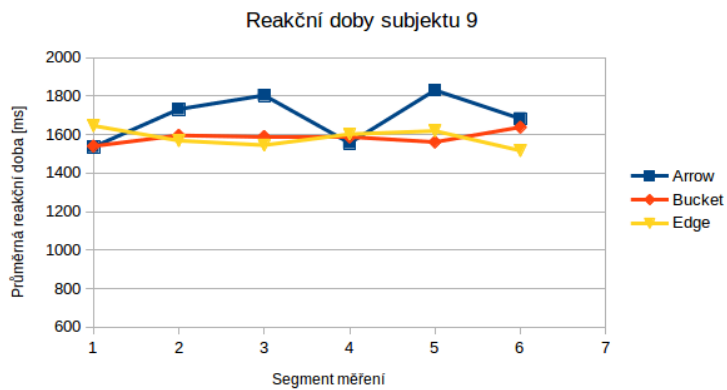
Graf 6.9: Reakce 6. subjektu



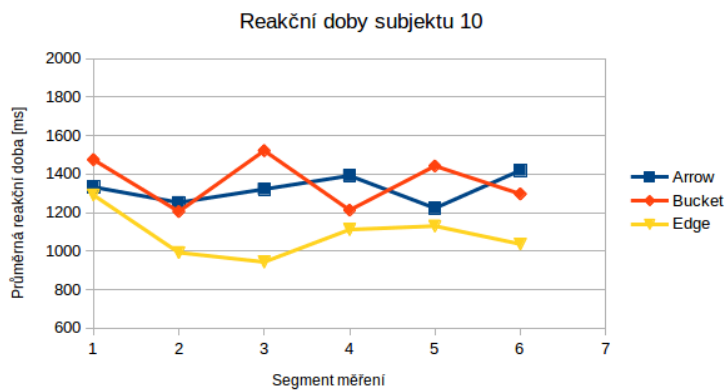
Graf 6.10: Reakce 7. subjektu



Graf 6.11: Reakce 8. subjektu



Graf 6.12: Reakce 9. subjektu

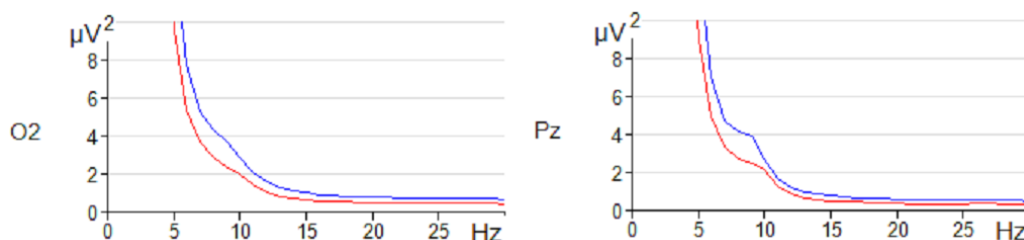


Graf 6.13: Reakce 10. subjektu

6.4 EEG

Pro potřeby zkoumání EEG byl záznam oříznut, filtrován a byly vymezeny dva úseky. Oříznutí odstranilo přesahy záznamu, které nezaznamenávaly vykonávání úlohy, nýbrž její přípravu a spuštění, konkrétně šlo o přibližně 5 minut na začátku a na konci. Záznam byl filtrován ve frekvenčním spektru. Byly odstraňovány frekvence nižší než $0,1\text{Hz}$ a vyšší než 30Hz . Toto nastavení filtru odstraní frekvence, které nejsou spojeny s mozkovou aktivitou (např. 50Hz potenciální rušení z elektrické sítě). První vymezený úsek délky 15 minut představuje EEG měřeného subjektu na začátku plnění úlohy. Druhý vymezený úsek reprezentuje EEG z konce plnění úlohy, tedy EEG „unaveného“ člověka.²

Na jednotlivé úseky záznamu byla aplikována Fourierova transformace pro zjištění rozložení frekvenčního spektra mozkových vln. Výsledky připomínají stav popsany v (Boksem, 2005), kde s délkou vykonávání úlohy rostla energie vln v určitých frekvenčních spektrech. Graf 6.14 ukazuje rozdíl průměrných hodnot amplitudových spektrálních funkcí všech subjektů na začátku a na konci experimentu. Jsou vybrány pouze elektrody O2 a Pz, protože na nich byla pozorována největší změna energie vln. Grafy všech spektrálních funkcí průběhů naměřených na jednotlivých elektrodách a jednotlivých úsecích jsou uvedeny v příloze (viz grafy 8.1 a 8.2). Výrazné zvýšení energie vln se týkalo především occipitální a parietální části hlavy. To může být způsobeno tím, že šlo o vizuální úlohu a v occipitální části je uloženo zrakové centrum.



Graf 6.14: Rozdíl průměrných hodnot amplitudových spektrálních funkcí na začátku (červená) a konci pokusu (modrá). Pozorujeme nárůst energie vln v oblasti $6-10\text{Hz}$

Nárůst energie byl pozorován v oblasti nízkých alfa vln ($6-10\text{Hz}$), konkrétně šlo o průměrný nárůst o $2\mu\text{V}^2$. Popsaný nárůst energie vln se objevil

²Pro označení těchto úseků je v dokumentaci a zpracování dat používáno označení *first* - první a *last* - poslední

ID	Změna EEG	Unavený	Energický	Klidný	Napjatý
1	bez změny	2	-2	-11	8
2	bez změny	2	-6	-1	-1
3	pokles	4	-2	-2	1
4	nárůst	8	-4	-1	0
5	nárůst	3	-4	0	0
6	nárůst	-4	2	0	0
7	bez změny	6	-4	0	-4
8	nárůst	6	-5	0	0
9	bez změny	3	-4	2	0
10	nárůst	0	-1	-8	7
	koeficient korelace	-0,14	0,14	0,05	0.07

Tabulka 6.2: Změny amplitudy frekvenčního spektra EEG a výsledky jednotlivých kategorií AD-ACL v závislosti na subjektu. Poslední řádek obsahuje koeficient korelace mezi změnou amplitudy a jednotlivými kategoriemi AD-ACL.

u 5 subjektů. U čtyř subjektů nedošlo k výrazné změně a u jednoho subjektu naopak došlo k poklesu amplitud.

V souvislosti s výsledky dříve zmíněné práce (Boksem, 2005) bylo třeba ověřit, zda se změna frekvenčního spektra projeví i na AD-ACL. Subjekty, u kterých došlo k nárůstu energie vln, by podle (Boksem, 2005) měly projevovat „větší odpor“ k vykonávání úlohy. Tuto hypotézu moje experimenty nepotvrdily, protože výsledné rozdíly všech kategorií AD-ACL se změnami amplitudových spektrálních funkcí zjevně nekorelují (viz tabulka 6.2). Protože AD-ACL je jiná metoda ke zjištění psychického stavu než byla použita ve zmíněné práci, nelze hypotézu z článku ani vyvrátit.

Změnu amplitudového spektra EEG přisuzují dlouhé kontinuální činnosti měřených subjektů. U každého subjektu je zapotřebí pro vyvolání shodného stavu únavy jiná zátěž, pokud je vůbec možné shodný stav únavy vyvolat. Je vhodné připomenout, že subjekty byli dobrovolníci, proto nebylo možné zajistit, že všechny budou do projektu vstupovat se stejnou denní zátěží³. Absence těchto informací je patrná až při analýze výsledků. Zároveň se ukázalo, že metoda AD-ACL není dostatečnou náhradou informací o denní zátěži.

³Zajisté je rozdíl, pokud se měření účastnil subjekt s volným dnem nebo subjekt po pracovní době.

6.5 ERP

Pro potřeby zkoumání ERP byly využity shodně vymezené úseky záznamu jako pro zkoumání EEG (úvodních 15 minut a závěrečných 15 minut). Záznamy byly filtrovány ve frekvenčním spektru. Byly odfiltrovány frekvence nižší než $0,1 \text{ Hz}$ a vyšší než 30 Hz . Následně byl záznam rozdělen do segmentů dle příslušných stimulů⁴. Každý segment obsahuje úsek záznamu 100 ms před zobrazením a 1000 ms po zobrazení stimulu. Poslední částí přípravy dat bylo vyřazení segmentů s nežádoucími artefakty.

Segmenty s artefakty byly vyřazovány na základě kritéria rozdílu maxima a minima časového průběhu potenciálu v daném intervalu:

$$MAX - MIN < 120\mu V \text{ na všech inervalech délky } 150\text{ms} \text{ v segmentu}$$

V případě nesplnění této podmínky byl celý segment vyřazen z dalšího zpracování. Po provedení pročištění zbývalo v množině od 17 do 22 segmentů pro každý cílový stimul. Jedinou výjimku počtu segmentů na jeden stimul tvoří subjekt 3, u kterého byly pomocí kritéria vyřazeny všechny segmenty v první části záznamu pro stimul S13 (cíl tvar). Proto byl z následného průměrování vyřazen i druhý úsek měření subjektu 3 pro stimul S13 (cíl tvar).

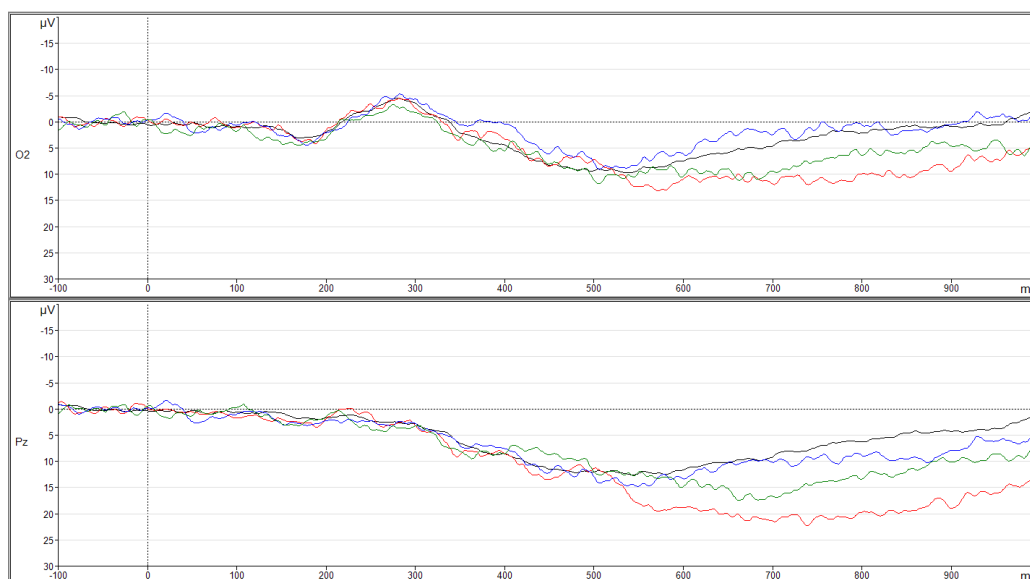
Při analýze dat byl použit grand average pro každý úsek a stimul, aby bylo možné porovnat cílové stimuly oproti necílovým a začátek úkolu s koncem úkolu. Podobně jako u EEG i ERP komponenty byly výraznější v temenní a týlní části hlavy, což znamená elektrody P3, P4, O1, O2, T3, T4, T5, T6 a Pz.⁵

Jasně zaznamenanou komponentou je N2, která je nejvýraznější na elektrodách O1 a O2 (viz graf 6.15). Komponenta se vyskytuje u všech zpracovávaných stimulů (cílových i necílových), u obou typů má shodné i hodnoty parametrů (amplituda a latence). V celkovém průměru je vrchol této komponenty pozorován v čase okolo 270 ms od stimulace. Vrcholy u jednotlivých subjektů jsou v rozmezí $\pm 10 \text{ ms}$ od průměru. Komponenta N2 je pozorována v obou zkoumaných úsecích bez změny (latence i amplitudy).

Komponenta N2 úzce souvisí se zpracováním vizuální scény, obvykle je spojována s řešením kognitivních úloh a učením. Proto předpokládám, že

⁴V technické dokumentaci a datech označeny jako S11 - cíl šipka, S12 - cíl nádoba, S13 - cíl tvar a S10 - necílový snímek.

⁵Pořadí je určeno výskytem v grafu všech elektrod.



Graf 6.15: Překrytí křivek průměrů odpovídající reakcím v úvodní části. Černá křivka odpovídá necílovým stimulům. Červená křivka odpovídá cílovému stimulu S11 - šipka. Modrá křivka odpovídá stimulu S12 - nádoba. Zelená křivka odpovídá stimulu S13 - tvar.

výskyt této komponenty popisuje počátek zpracování obrazu a rozhodovacího procesu, zda jde o cílový snímek. Komponenta se s délkou vykonávání pokusu nemění. Z toho můžeme usuzovat, že v mozku subjektu nedošlo k oddálení začátku zpracovávání scény a případná změna bude souviset až s její analýzou. Komponenta je mírně zpožděná oproti standardnímu výskytu 200-250 ms od stimulace, toto mírné zpoždění přisuzují složitější scéně, než je obvyklé pro běžné ERP studie.

Další výraznou pozorovanou částí ERP záznamu je pozdní výskyt pozitivního potenciálu, jehož vrchol se pohybuje od 500 ms do 750 ms v závislosti na pozorovaném stimulu. U necílových stimulů tento potenciál dosahuje vrcholu kolem 500 ms. Během úvodních 15 minut odpovídá necílovým snímkům i nejmenší amplituda vrcholu. Tento pozdní potenciál si vysvětlují velkou náročností úlohy, kdy mozek scénu analyzuje delší dobu.

Průběhy jednotlivých stimulů na elektrodách O2 a Pz lze porovnat v grafech 6.15 a 6.16, kde jsou komponenty nejvýraznější. Grafy zobrazují překrytí ERP dle jednotlivých stimulů pro jednotlivé úseky měření. Grafy pro všechny elektrody jsou umístěny v příloze (grafy 8.8 a 8.9). Grafy zachycující rozdíly mezi počátečním a závěrečným úsekem jsou taktéž umístěny v příloze

(grafy 8.4 - 8.7).

6.5.1 Stimul S12 - nádoba

V případě cílových stimulů nádoby (S12) byl velký rozdíl v průběhu evokovaného potenciálu během úvodního a závěrečného úseku. Během úvodního úseku je patrný pozdní potenciál s vrcholem okolo 500 *ms*. Průběh tohoto potenciálu je shodný s necílovými snímky. Během závěrečného úseku je patrný průběh pozdního potenciálu pouze na elektrodách v parietální části (P3, Pz, P4). Vrchol tohoto potenciálu se pohybuje kolem 700 *ms* a amplitudou je shodný s amplitudou u necílových snímků.

Stimul nádoby má pouze jednu variantu cílového stavu (ostatní stimuly mají více provedení cílových stavů) a z množiny necílových stavů se s cílovým stavem dá zaměnit pouze několik variant⁶. Proto si tuto „ztrátu“ potenciálu vysvětlují tím, že se úloha s delší dobou vykonávání stala jednoduchou, mozek se jí naučil lépe rozpoznat. Proti tomuto tvrzení hovoří fakt, že na tento stimul byla průměrně nejdelší reakční doba. Tento fakt si vysvětlují tím, že „základní reakční doba“ u dolních končetin je delší než u horních⁷.

Časový posun vrcholu komponenty lze interpretovat jako další potenciální indikátor únavy.

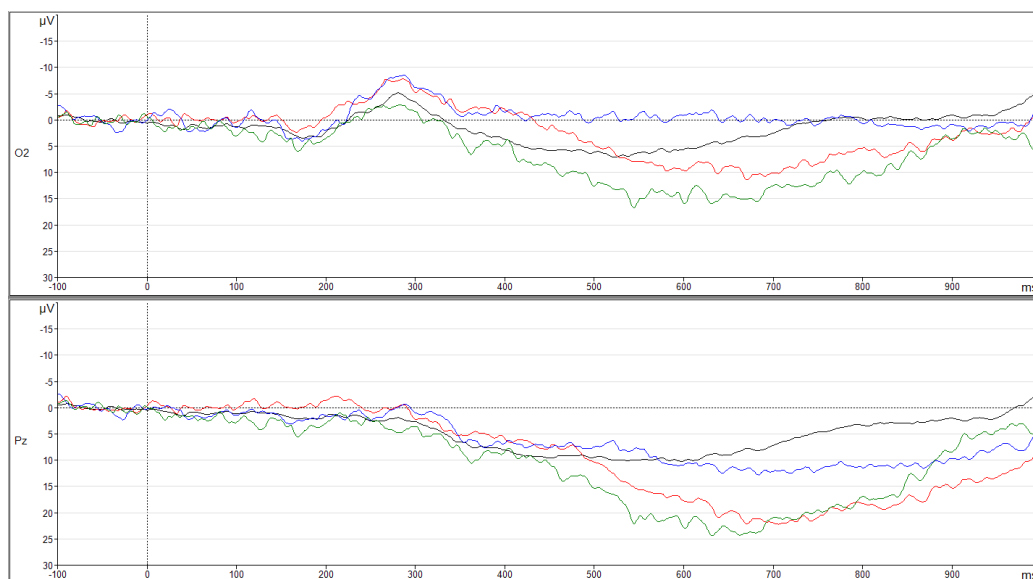
6.5.2 Stimul S13 - tvar

V případě cílových stimulů tvaru (S13) byl vrchol pozdního potenciálu pozorován v oblasti 550-700 *ms*. Během obou úseků měření byl vrchol pozorován na stejném místě. Rozdíl mezi úseky byl ve změně amplitudy potenciálu. Největší změna byla zaznamenána na elektrodě Pz a činila 7 μV .

Původ této změny amplitudy mohly způsobit dvě skutečnosti. Buď se jedná o další potenciální ukazatel doby vykonávání úlohy, tedy indikátor únavy, nebo jde o jiný důsledek rutinního zvládnutí úlohy, než jsme pozorovali u stimulu S12.

⁶V dané chvíli má subjekt obtížnější rozhodování

⁷Trvá déle sešlápnout pedál než stisknout tlačítko



Graf 6.16: Překrytí křivek průměrů odpovídající reakcím v závěrečné části. Černá křivka odpovídá necílovým stimulům. Červená křivka odpovídá cílovému stimulu S11 - šipka. Modrá křivka odpovídá stimulu S12 - nádoba. Zelená křivka odpovídá stimulu S13 - tvar.

6.5.3 Stimul S11 - šipka

V případě cílových stimulů šipky (S11) se vrchol pozdního potenciálu pohybuje v rozmezí 700-750 *ms*. Reakce na tento stimul se s délkou vykonávání úlohy nemění. To znamená, že potenciál má stejné umístění i amplitudu během úvodního a závěrečného úseku.

U předchozích stimulů jsem spekoval o možnosti, že se subjekt postupně naučí promítané sady snímků, což se následně projeví ve vyhodnocování úlohy. U tohoto stimulu měl každý cílový snímek svůj necílový opak⁸, proto tato úloha nemůže být ovlivněna naučením sady stimulů. Na rozdíl od vyhodnocování předchozích stimulů si u stimulu šipka nelze zapamatovat specifické vlastnosti objektu, jako jsou barva nebo pozice. U každého snímku musí subjekt analyzovat jeho obsah. Tímto si zdůvodňuji, že průběh ERP byl shodný v počátečním i koncovém úseku.

⁸Šipky stejné velikosti orientované jedním směrem, kde prostřední buď ukazuje nebo neukazuje směrem opačným.

7 Závěr

V práci navržená a implementovaná úloha byla použita pro získání dat k následné analýze. Experiment absolvovalo 10 unikátních subjektů.

Výsledkem analýzy dotazníků AD-ACL je zjištění, že většina subjektů po skončení vykonávání úlohy měla subjektivní pocit únavy větší než před jejím vykonáváním. V tomto ohledu se zdá, že úloha byla vhodně navržena. Subjekty byly po vykonávání úlohy unaveny.

Výsledkem analýzy naměřených reakčních časů je zjištění, že se neprojevila jednoznačná závislost délky reakčních časů na délce vykonávání úlohy. Jedním důvodem může být krátká doba vykonávání úlohy. Dříve než u subjektu analýzou dat indikujeme únavu, přestává se na úlohu soustředit („měření ho přestane bavit“). Druhým možným důvodem je různá úroveň osvojení vykonávané úlohy. Tento důvod by v dalším zkoumání tohoto problému mohl být eliminován opakovaným sledováním jednoho subjektu nebo použitím jednodušší úlohy po výrazně delší dobu.

Výsledek analýzy EEG naznačil spojení mezi průběhem spektrální funkce a délkou vykonávání činnosti. Zvýšení energie nízkých alfa vln nelze prokazatelně spojit se subjektivní únavou zjištěnou pomocí AD-ACL. I přes tento fakt je spektrální funkce EEG potenciálním kandidátem pro detekci únavy.

Analýza ERP lokalizovala komponentu N2 pro všechny stimuly i oba pozorované úseky bez změny amplitudy i latence. Dále se v ERP objevil pozdní pozitivní potenciál v rozmezí 500 - 750 *ms* v závislosti na stimulu. Nebyla prokázána jednoznačná změna evokovaného potenciálu v závislosti na čase.

Byly zjištěny dvě změny pozdního potenciálu. Pro stimul nádoby se posunul vrchol potenciálu o přibližně 200 *ms* od původního vrcholu. Pro stimul tvaru se zvětšila amplituda pozdního potenciálu. Nelze vyloučit, že tyto změny ERP jsou spojené s naučením množiny stimulů. U úkolu, který subjekt nemůže vyhodnocovat na základě prostého zapamatování sady snímků, se evokovaný potenciál s časem nezměnil.

Získané výsledky naznačují, že se jako vhodný indikátor únavy jeví amplitudová spektrální funkce EEG záznamu a změny vlastností pozdního pozitivního potenciálu v ERP záznamu (amplituda a latence). Pro silnější potvrzení této hypotézy by bylo vhodné vytvářet úlohy takovým způsobem, aby cílové

snímky nebyly jednoduše zapamatovatelné. Jako vhodná úloha se ukázala úloha šípka (stimul S11). Dále se jeví jako vhodné prodloužit dobu řešení úlohy, ale zejména získat výrazně větší počet testovaných subjektů. Ovšem lze jen těžko očekávat, že by subjekty měření absolvovaly pouze na bázi dobrovolnosti.

Použité zkratky

AD-ACL - *Activation-deactivation adjective checklist* - technika pro zjištění psychického stavu člověka.

EEG - Elektroencefalogram - záznam časové změny elektrického potenciálu způsobeného mozkovou aktivitou.

ERP - *Event related potencial* - evokovaný potenciál, změna EEG v závislosti na stimulaci subjektu.

PCL - interpretovaný programovací jazyk, který se používá pro vývoj experimentů pro Presentation.

grand average - průměr získaných dat přes všechny subjekty.

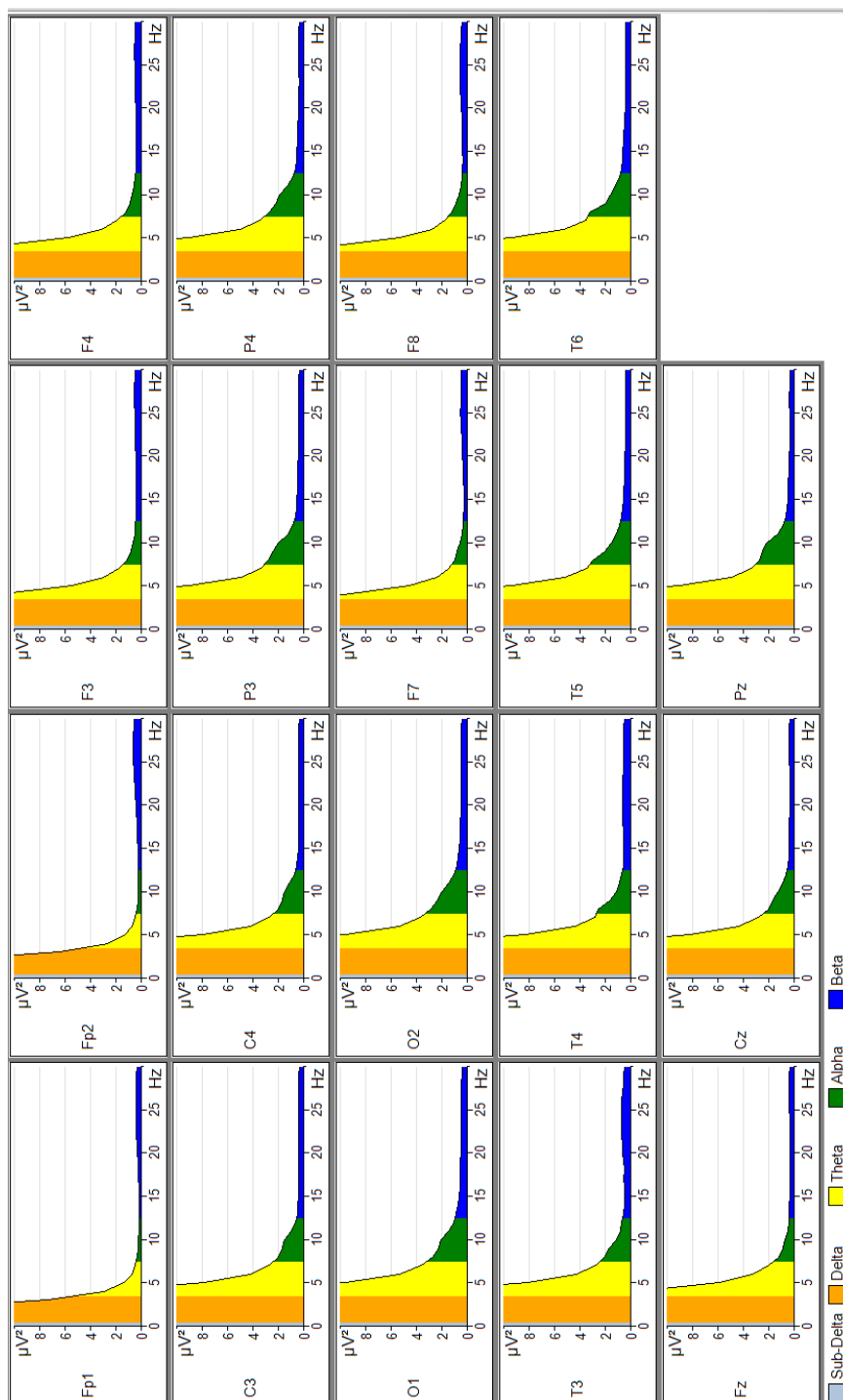
8 Přílohy

8.1 Rozsáhlé grafy

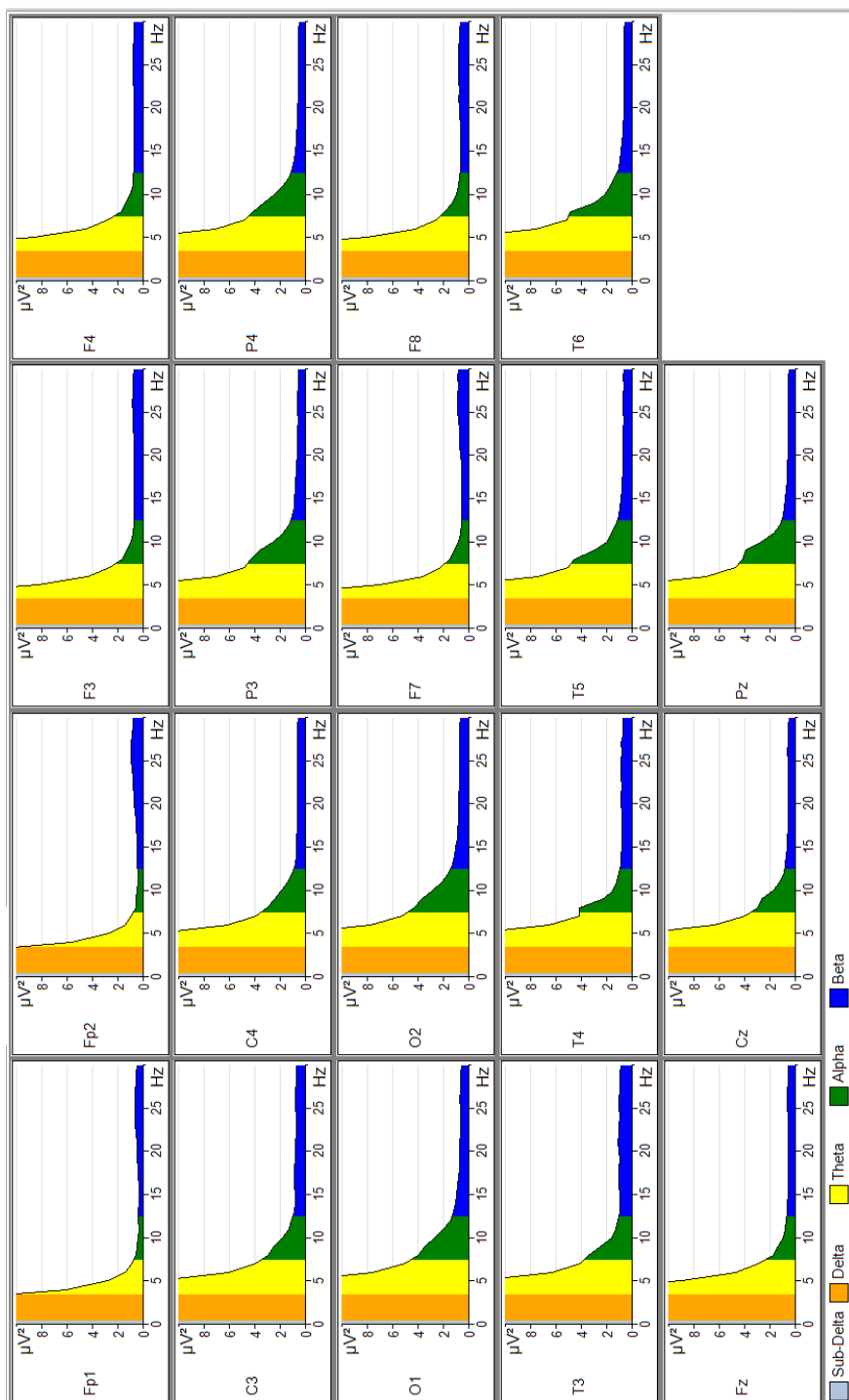
1. Spektrální funkce záznamu EEG úvodních 15 minut - graf 8.1
2. Spektrální funkce záznamu EEG závěrečných 15 minut - graf 8.2
3. Překrytí spektrálních funkcí záznamu EEG z úvodního a závěrečného úseku 8.3
4. Překrytí průběhů napětí po stimulaci subjektu (ERP záznam)
 - pro necílové snímky - graf 8.4
 - pro cílové snímky šipky - graf 8.5
 - pro cílové snímky nádoby - graf 8.6
 - pro cílové snímky tvaru - graf 8.7
5. Překrytí průběhů napětí po stimulaci subjektu (ERP záznam)
 - pro úvodní úsek a všechny stimuly 8.8
 - pro závěrečný úsek a všechny stimuly 8.9

8.2 Další přílohy

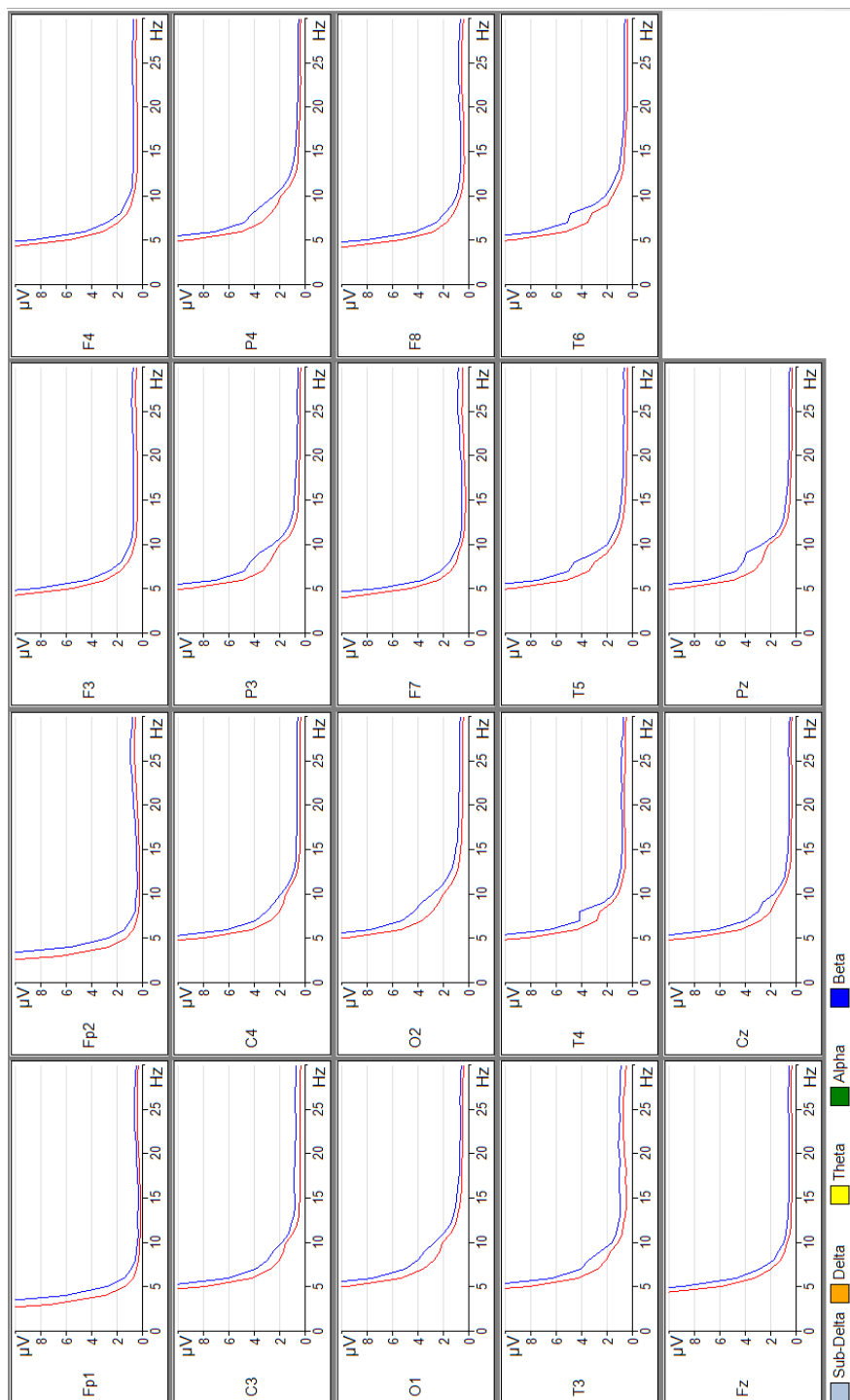
1. DVD které obsahuje:
 - elektronickou formu této práce
 - program pro Presentation s pokyny k použití
 - soubory s výsledky analýzy
 - popis zaznamenaných dat
 - naměřená data



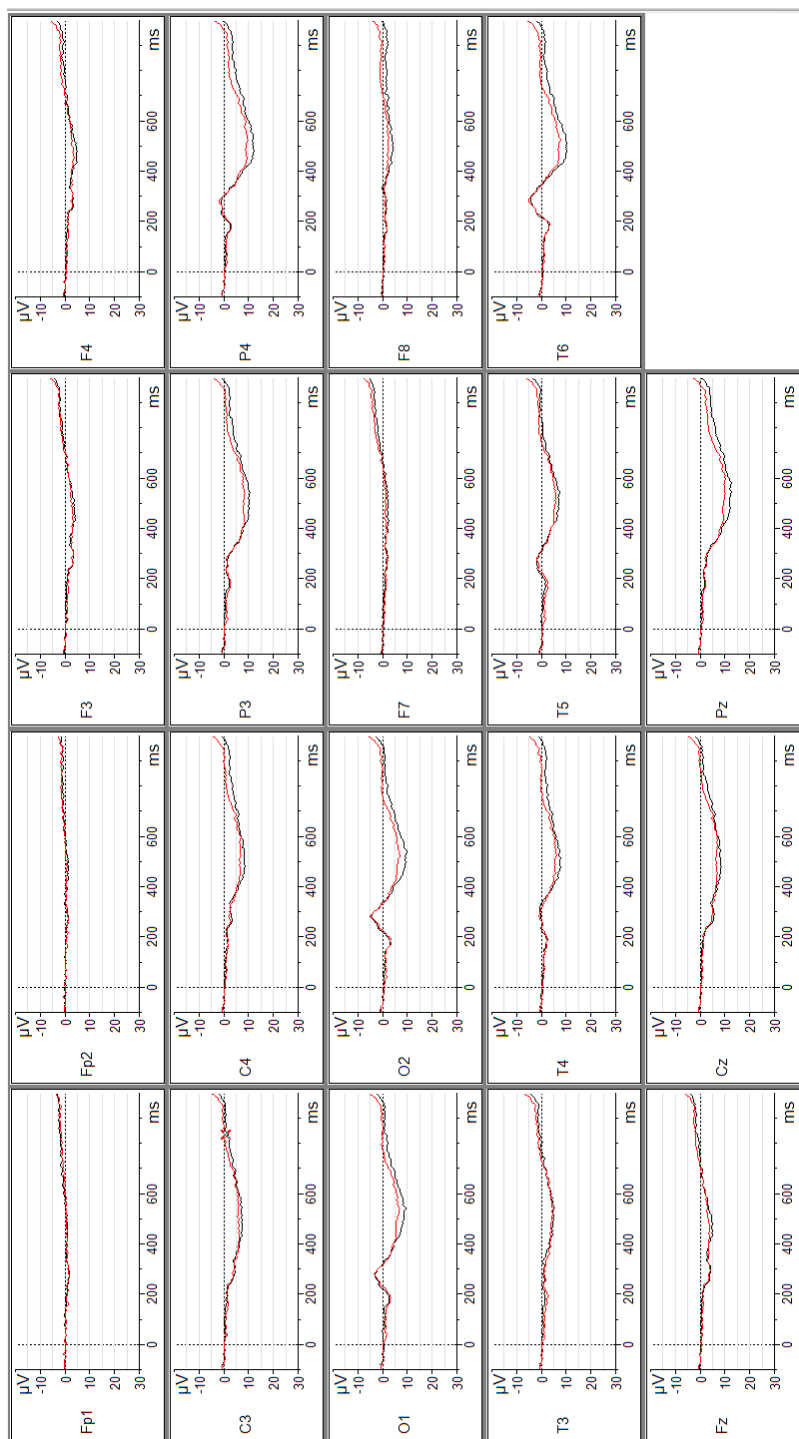
Graf 8.1: Grand average spektrální funkce záznamu EEG úvodních 15 minut během vykonávání úlohy.



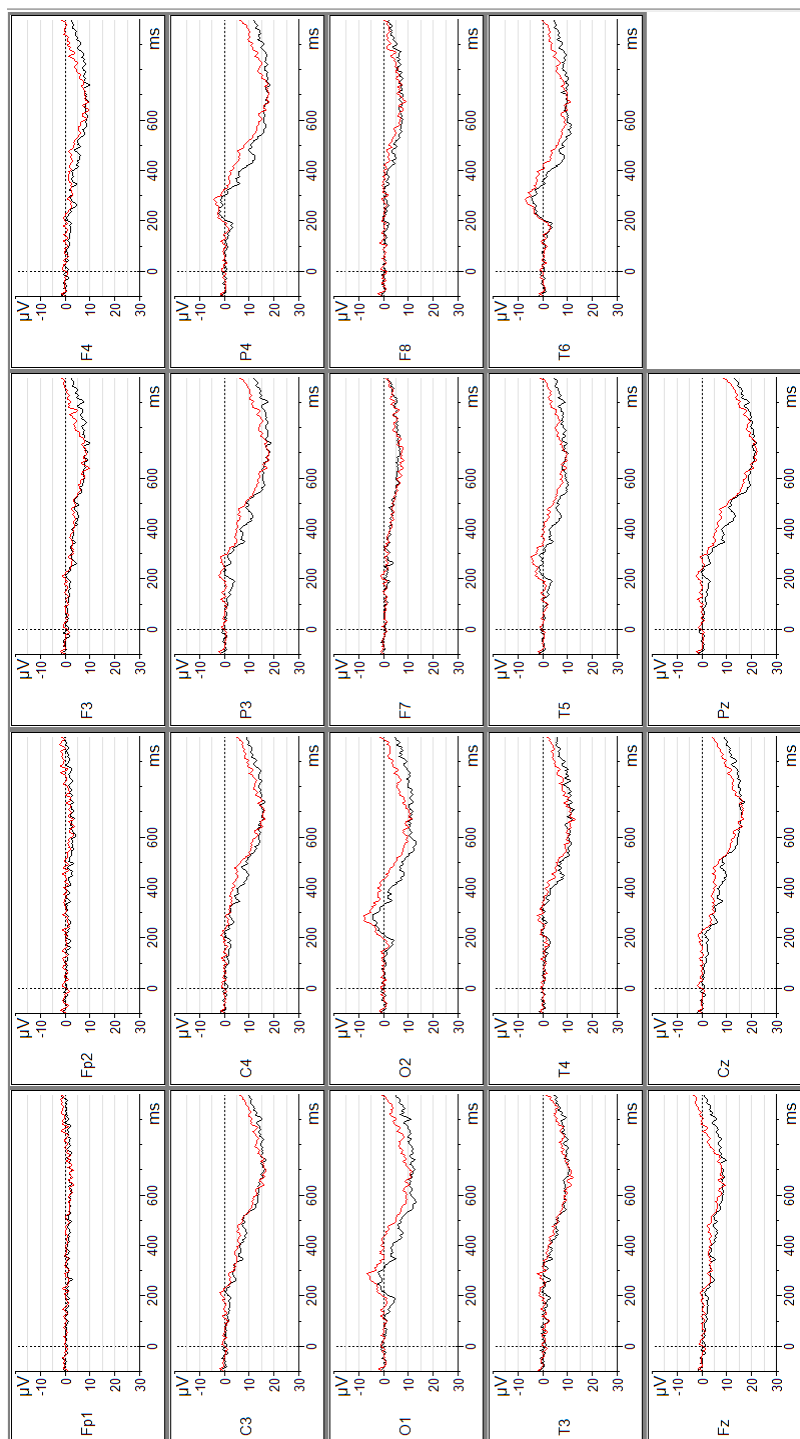
Graf 8.2: Grand average spektrální funkce záznamu závěrečných 15 minut během vykonávání úlohy.



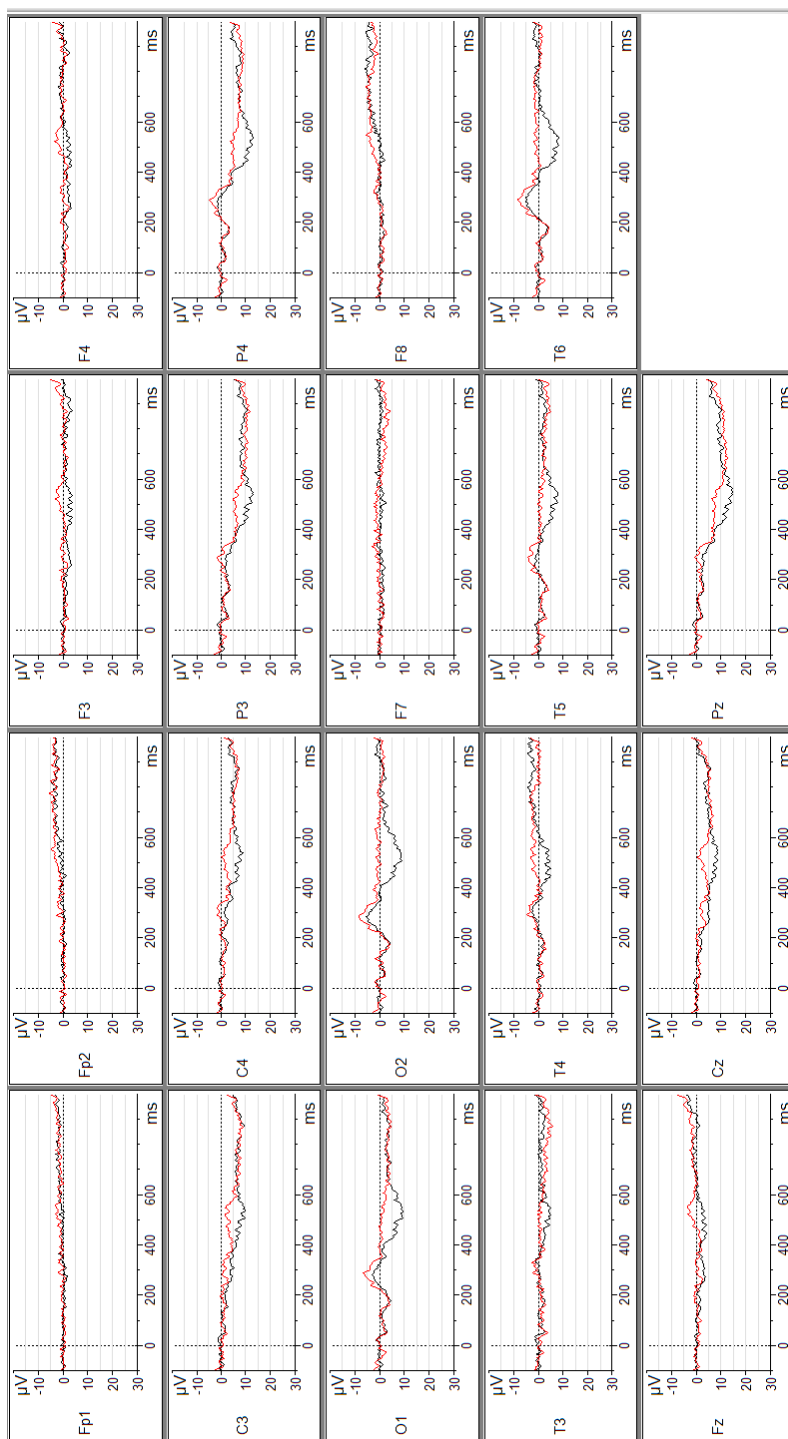
Graf 8.3: Překrytí průběhů spektrálních funkcí úvodních 15 minut (modrá) a závěrečných 15 minut (červená)



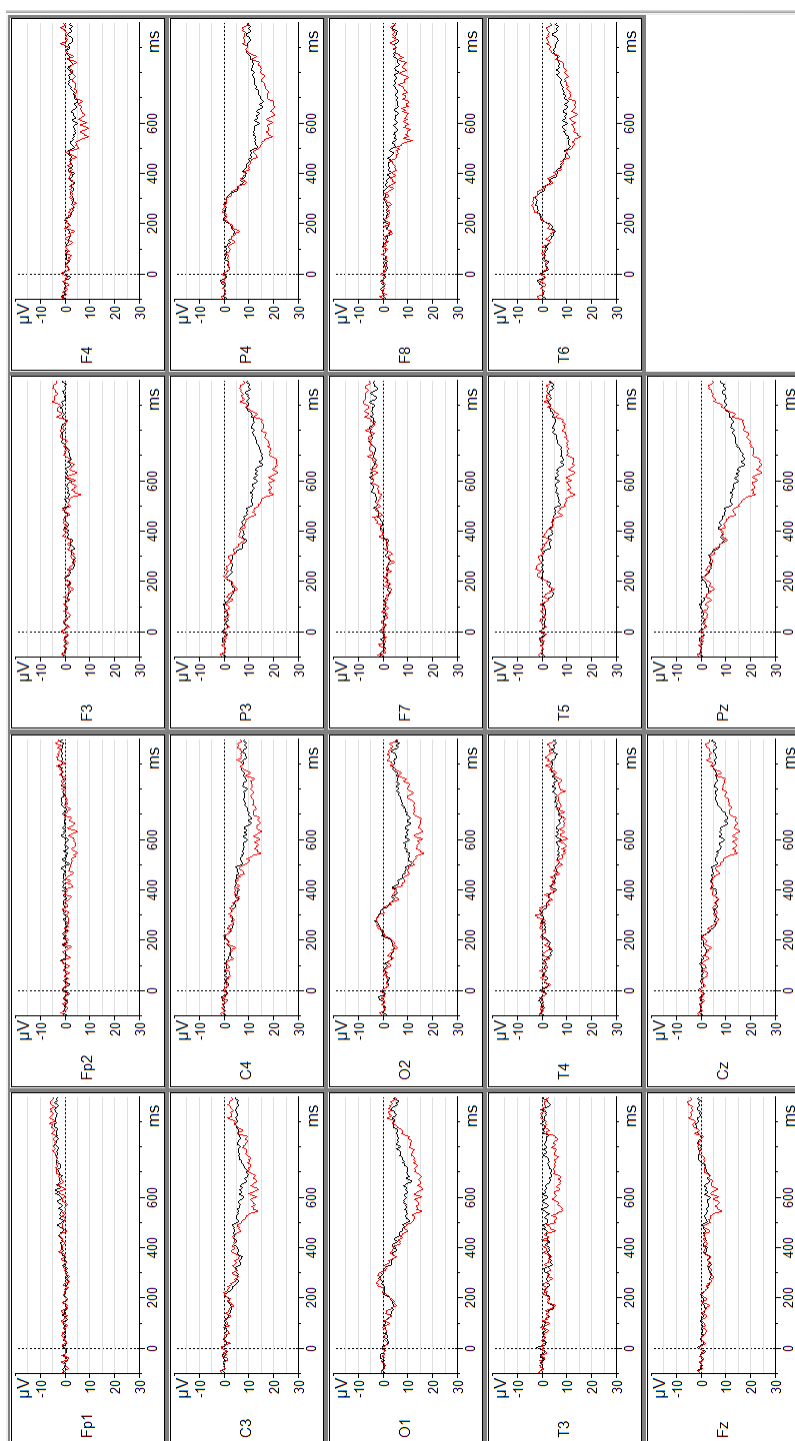
Graf 8.4: Překrytí průběhů grand average segmentů, které odpovídají necílovým stimulům. Úvodní úsek je černě, závěrečný červeně.



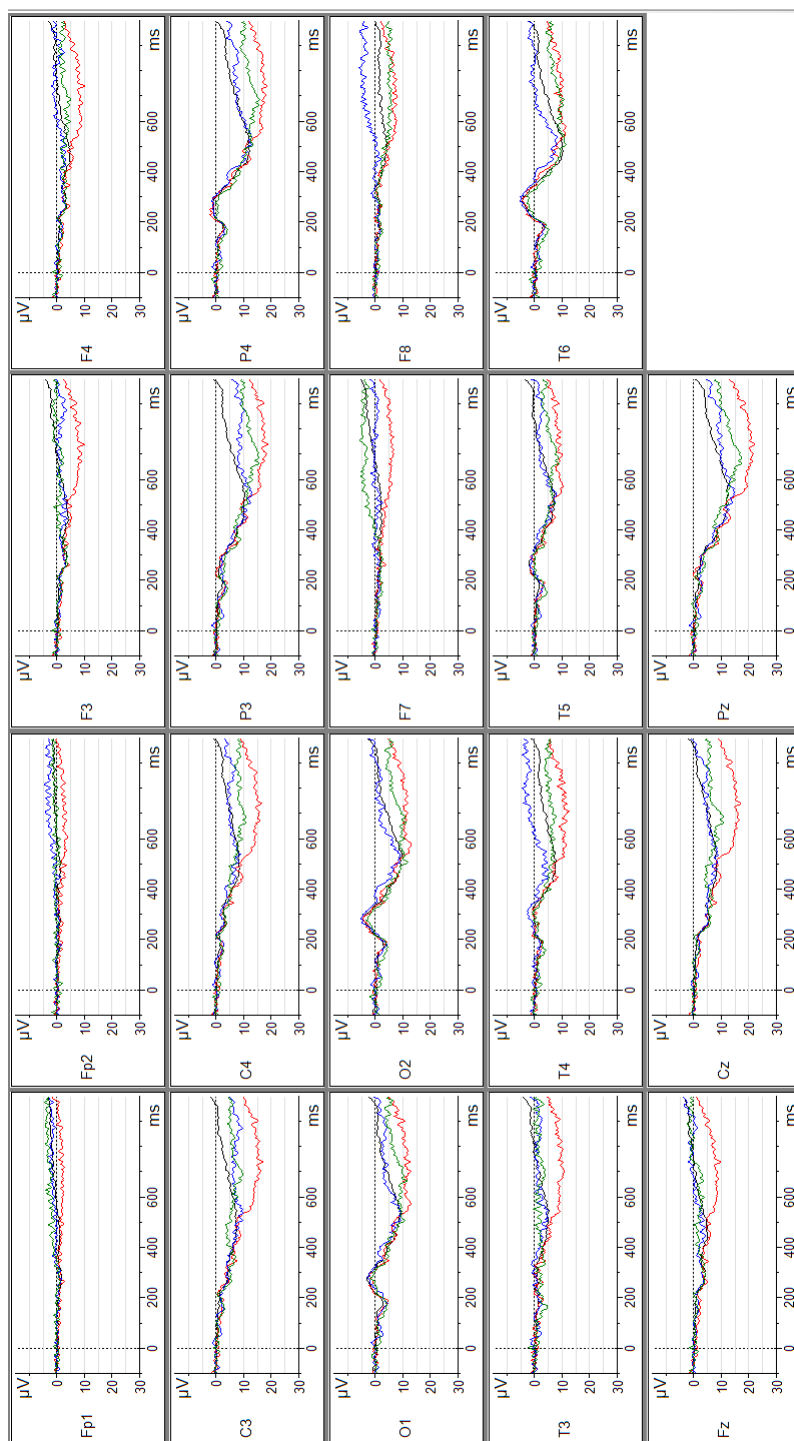
Graf 8.5: Překrytí průběhů grand average segmentů, které odpovídají cílovým stimulům šipky (S11). Úvodní úsek je černě, závěrečný červeně.



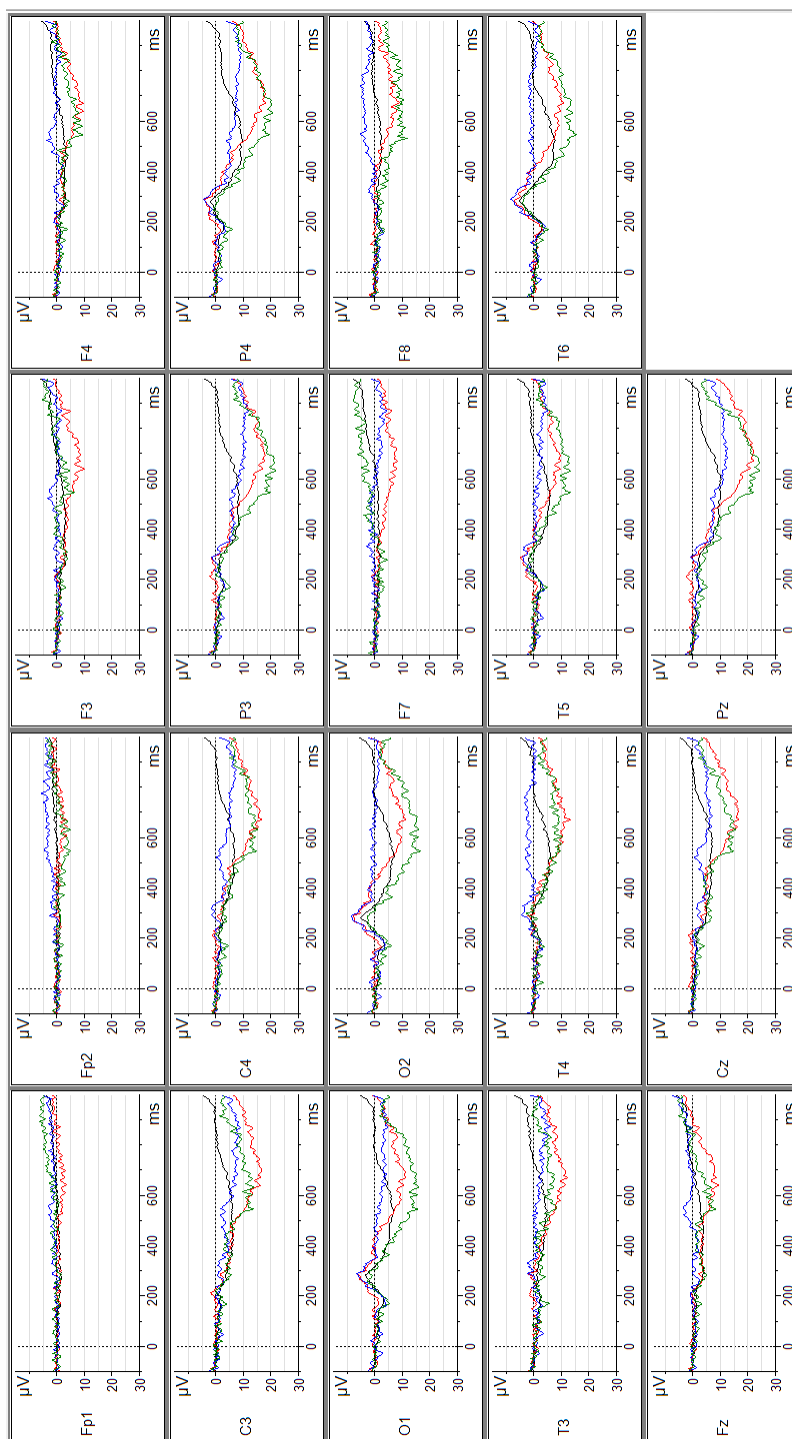
Graf 8.6: Překrytí průběhů grand average segmentů, které odpovídají cílovým stimulům nádoby (S12). Úvodní úsek je černě, závěrečný červeně.



Graf 8.7: Překrytí průběhů grand average segmentů, které odpovídají cílovým stimulům tvaru (S13). Úvodní úsek je černě, závěrečný červeně.



Graf 8.8: Překrytí křivek průměrů odpovídající reakcím v úvodní části. Černá křivka odpovídá necílovým stimulům. Červená křivka odpovídá cílovému stimulu S11 - šipka. Modrá křivka odpovídá stimulu S12 - nádoba. Zelená křivka odpovídá stimulu S13 - tvar.



Graf 8.9: Překrytí křivek průměrů odpovídající reakcím v závěrečné části. Černá křivka odpovídá necílovým stimulům. Červená křivka odpovídá cílovému stimulu S11 - šipka. Modrá křivka odpovídá stimulu S12 - nádoba. Zelená křivka odpovídá stimulu S13 - tvar.

Literatura

- BrainVision Analyzer* [online]. 2016. [cit. 15.5.2016]. Dostupné z: <http://www.brainproducts.com/downloads.php?kid=9>.
- BrainVision Recorder* [online]. 2016. [cit. 15.5.2016]. Dostupné z: <http://www.brainproducts.com/downloads.php?kid=2>.
- Presentation documentation* [online]. 2010. [cit. 19.12.2015]. Dostupné z: http://www.neurobs.com/presentation/docs/index_html.
- BOKSEM, M. Effects of mental fatigue on attention: An ERP study. 2005.
- CHENG, S.-Y. – HSU, H.-T. Fatigue using event-related potential (ERP). 2008.
- LI, H.-C. O. Measurement of 3D visual fatigue using event-related potential (ERP): 3D oddball paradigm. 2008.
- LUCK, S. J. *An Introduction to the Event-Related Potential Technique*. 2008. ISBN 9780262621960.
- THAYER, R. E. *The Activation-Deactivation Adjective Check List (AD - ACL)* [online]. 1997. [cit. 19.12.2015]. Dostupné z: <http://web.csulb.edu/psych/deptinfo/faculty/thayer/adacl.htm>.
- TREJO, L. J. EEG-based Estimation of Cognitive Fatigue. 2007.