

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

Diplomová práce

Metody a prostředky pro záznam a zpracování stresové reakce

Plzeň, 2016

Lukáš Hnojský

Poděkování

Především bych rád poděkoval svému vedoucímu diplomové práce Ing. Romanovi Moučkovi, Ph.D. za odborné vedení diplomové práce a cenné rady. Dále bych rád poděkoval své rodině a přítelkyni za podporu, kterou mi po celou dobu poskytovaly. Mé poděkování patří též dobrovolníkům za spolupráci při získávání údajů pro výzkumnou část práce.

Prohlášení

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

V Plzni dne 9. května 2016

Lukáš Hnojský

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá měřením stresové reakce, protože stres je jedním z hlavních faktorů ovlivňujících lidské zdraví. Na začátku je popsána teorie týkající se stresu a jeho fyziologických projevů, dále teorie týkající se elektroencefalografie, evokovaných potenciálů a srdeční činnosti. V další části je popsáno vybavení laboratoře Západočeské univerzity. Následně je uveden návrh experimentu a implementace jeho scénáře. Tento experiment je zaměřen na sledování míry stresu u kuřáků cigaret pomocí elektroencefalografie (EEG). Současně s EEG signálem jsou také sledovány evokované potenciály (ERP) a tepová frekvence. V experimentu jde především o sledování míry stresu před a po vykouření cigarety. V rámci experimentu je u subjektu navozen stres prostřednictvím obrázků z mezinárodní obrázkové databáze. Po provedení experimentu jsou naměřená data zpracována a analyzována.

Klíčová slova

stres, tepová frekvence, elektroencefalografie, evokované potenciály

Abstract

This diploma thesis deals with the measurement of stress reactions, because stress is one of the factors affecting human health. At the beginning is described theory regarding the stress and its physiological manifestations, as well as theories on electroencephalography, evoked potentials and heart rate. The next section describes lab equipment of the University of west Bohemia. Subsequently is given the experimental design and implementation of its scenarios. This experiment is focused on monitoring the stress levels in cigarette smokers using electroencephalography (EEG). Together with the EEG signal are also monitored evoked potentials (ERP) and pulse rate. The experiment is primarily about monitoring stress levels before and after smoking a cigarette. In the experiment subjects were induced stress through images from the International Affective Picture System. After the experiment are measured data processed and analyzed.

Keywords

stress, heart rate, electroencephalography, event-related potentials

Obsah

1	Úvod	7
2	Stres	8
2.1	Definice stresu.....	8
2.2	Druhy stresu	10
2.2.1	Dělení stresu dle polarity	10
2.2.2	Dělení stresu dle doby působení	10
2.2.3	Dělení stresu dle intenzity působení	11
2.2.4	Dělení stresu dle místa působení	12
2.3	Stresory a salutory.....	12
2.3.1	Stresor	12
2.3.2	Salutor.....	12
2.4	Fáze stresu.....	13
2.5	Příznaky stresu	13
2.6	Zjišťování a měření stresu.....	14
2.7	Kouření a stres.....	17
3	Mozek	19
4	Vybrané biosignály	21
4.1	Elektroencefalografie (EEG).....	21
4.1.1	Elektrody.....	24
4.1.2	Artefakty	26
4.2	Evokované potenciály	26
4.3	Komponenty ERP.....	28
4.4	Tep.....	30
4.4.1	Srdce	30
4.4.2	Tepová frekvence.....	31
4.4.3	Prstová pletysmografie	32
5	EEG/ERP experimenty se zaměřením na sledování stresu	33
5.1	Průběh psychologického stresu z pohledu evokovaných potenciálů	33
5.2	Rozpoznávání duševního stresu pomocí EEG	34
5.3	Detekce stresu za použití více biosignálů	35

5.4	Eliminuje stres kouření cigaret? Zjištění pomocí ERP	36
6	Návrh experimentu.....	38
6.1	Dostupné vybavení laboratoře.....	38
6.2	Pravidla a strategie pro návrh a analýzu experimentu	43
6.3	Návrh scénáře experimentu.....	45
6.4	Implementace scénáře	48
6.5	Založení workspace v programu <i>BrainVision Recorder</i>	49
6.6	Otestování scénáře	50
6.7	Úprava scénáře a implementace.....	50
6.8	Hypotézy a předpoklady experimentu	51
7	Realizace experimentu	53
7.1	Příprava subjektu na měření.....	53
7.2	Průběh experimentu	54
8	Zpracování a analýza dat z experimentu	56
8.1	Obecný postup pro zpracování dat.....	56
8.2	Zpracování EEG/ERP	56
8.3	Zpracování dat pro zjištění tepové frekvence	58
8.4	Vyhodnocení ERP	58
8.5	Vyhodnocení tepové frekvence.....	62
8.6	Vyhodnocení EEG	64
8.7	Vyhodnocení pocitů subjektů z experimentu	68
9	Závěr.....	70
	Přehled zkratk.....	71
	Literatura	72
	Seznam obrázků.....	77
	Seznam tabulek	78
	Příloha A – Podmínky účasti v projektu s názvem „Měření mozkové aktivity“	79
	Příloha B – DVD	84

1 Úvod

Zdraví představuje pro lidi jednu z nejdůležitějších hodnot. Jeden z hlavních faktorů, který zdraví ovlivňuje, jsou stresové situace. Stres je v dnešní době hodně diskutovaným tématem. V menší míře není stres škodlivý, dokonce může být i prospěšný pro náš organismus. Pokud stresová situace trvá déle, popřípadě se objevuje opakovaně, může mít negativní vliv na fyzický i psychický stav jedince. Sledovat stres lze různými dotazníky, ale také se provádí experimenty založené na měření EEG (elektroencefalografie) a na měření dalších fyziologických signálů (dech, tep, atd.). V mnoha zemích světa se provádí řada experimentů na sledování stresu a stresové reakce.

Cílem mé diplomové práce bylo prozkoumat teorii týkající se stresové reakce a možnosti jejího měření v závislosti na dostupném vybavení laboratoře. V psychologickém výzkumu se používá mnoho různých metod na laboratorní výzkum emocí. Jedním z nejrozšířenějších souborů stimulů je IAPS (International Affective Picture System - soubor statických obrázků založen na dimenzionálním modelu emocí). Tato mezinárodní databáze obrázků bude využita pro návrh a implementaci scénáře experimentu, který bude mít za úkol navodit stres u subjektů prostřednictvím emocí. Následně budou změřena data na dostatečně velkém počtu subjektů. Při experimentu bude zaznamenávána mozková aktivita pomocí elektroencefalografie (EEG). Kromě EEG budou sledovány evokované potenciály (ERP) a tepová frekvence, která se stresem úzce souvisí. Součástí experimentu bude i sběr subjektivních pocitů měřených osob. Dále budou naměřená data zpracována, analyzována a vyhodnocena popř. interpretován jejich význam. Zpracování a analýza dat bude prováděna v programu *Matlab*, konkrétně v jeho pluginu *EEGLAB*.

2 Stres

V této kapitole je popsán stres, jeho význam, definice a dělení z různých hledisek. Dále jsou popsány možné metody k diagnostikování a měření stresu.

2.1 Definice stresu

Stres je velmi obsáhlý a široký pojem a každý z autorů příslušných odborných publikací se pokouší význam tohoto slova vysvětlit různou definicí. V historickém kontextu byl stres definován jako jeden z hlavních mechanismů pro přežití krizových situací a spouští reakci útok/útěk. Toto je alespoň původní definice funkce stresu z dob, kdy lidé byli lovci stejně jako kořist, a museli tedy bojovat o přežití. [1]

Stres ale není jev vlastní pouze člověku, týká se všech zvířat. Pro demonstraci stresu u zvířat je uveden následující příklad: Jestli-že myš uvidí kočku, vyvolá to u ní prudkou reakci. Dojde ke zvýšení tepové frekvence, tím se zvětší množství pumpované krve a přivede se tak více kyslíku a energie do svalů. Tím získá myš větší šanci na útek, a tudíž i na přežití. [4]

Slovo stres bylo přejato z anglického slova „stress“, vzniklo z latinského slovesa „strinxi, strictum, strigo, stringere“ - utahovati, stahovati a v přeneseném slova smyslu znamená tíseň, obtíž, nesnáze, nátlak [2].

Existují různé teoretické přístupy k pojetí stresu. Z biologického a zdravotnického hlediska se jedná o fyziologický děj. Existují však nejméně tři teoretické přístupy k popsání stresu [6]:

- stres jako vnější podnět pro organismus
- stres jako vnitřní reakce
- stres jako transakce mezi prostředím a organismem

Hlavní charakteristiky jednotlivých přístupů jsou shrnuty v Tab. 1

Pod pojmem stres tedy rozumíme jistý stav napětí, díky kterému je lidský organismus pod určitým tlakem. Stává se tak jedním z hlavních faktorů ovlivňujících zdraví. Jedná se vlastně o soubor reakcí člověka na změny. Tyto změny mohou být negativního i pozitivního charakteru. Například svatba bývá pozitivního charakteru, naopak rozvod negativního. Tudíž lze říci, že existují dva druhy stresu a to pozitivní (**eustres**) a negativní (**distres**). [5, 6]

Tab. 1 Stres, zvládání zátěže a důsledky stresu podle jednotlivých teorií stresu [6]

Vědecký názor a jeho představitel	Pojetí stresu v dané teorii	Pojetí zvládání zátěže v dané teorii	Zdravotní důsledky stresu podle dané teorie
Stres jako reakce organismu (Selye, 1956, 1983)	Stres jako nespecifická reakce na jakýkoliv škodlivý stimul. Fyziologická reakce na škodlivý stimul je vždy stejná.	O zvládání zátěže jako procesu se výslovně neuvažuje. Selyho pojmy "obrana" a "adaptace" jsou pojmy "zvládání zátěže" konceptuálně podobné. Selye také používá výraz "stadium rezistence"; účelem rezistence je vzorovat nebezpečí.	Každá osoba se rodí s limitovanou kapacitou energie, každé setkání se stresorem snižuje zásoby energie, které nemohou být obnoveny. Předpokládá se, že stres je příčinou "opotřebování a rozvracení organismu", což může vyústit v závislosti na genetických faktorech v různá onemocnění.
Stres jako stimulus, podnět (Holmes, Rahe, 1967)	Výraz stres je synonymem pro životní událost. Životní událost je stres, který vyžaduje adaptační úsilí.	Zvládání zátěže není definováno.	Postupné hromadění ztrát vznikajících adaptačním úsilím (pokud přesáhne určitou mez) činí jedince citlivějším a zranitelnějším vůči somatickému nebo duševnímu onemocnění. Po dosažení kritické hranice se zvyšuje pravděpodobnost, že jedinec do roka onemocní.
Stres jako transakce (Lazarus, Folkmanová, 1984)	Výraz stres je souhrnným označením pro komplexní sérii nejméně 4 subjektivních jevů: *kognitivního hodnocení, * stresových emocí, *zvládacích strategií, *přehodnocení. Jedinec prožívá stres, když požadavky určité situace výrazně zatěžují nebo přesahují zdroje daného jedince a současně jedinec očekává, že mu hrozí nebezpečí či ztráta.	Zvládání zátěže je definováno jako úsilí jedince snížit vnímané nebezpečí nebo snaha zmírnit emoce vyvolané stresem.	Adaptační důsledky bývají rozdělovány na krátkodobé a dlouhodobé. Krátkodobé důsledky zahrnují sociální fungování ve specifických situacích, morální chování během pozitivních a negativních emocí vyvolaných stresem a somatické zdraví projevující se symptomy, jež byly navozeny stresovou situací. Dlouhodobé důsledky zahrnují sociální fungování, morálku a somatické zdraví. Jak krátkodobé, tak dlouhodobé důsledky jsou provázány výkonovými, emočními a fyziologickými změnami.

2.2 Druhy stresu

Stres je možné dělit z několika hledisek, mezi které patří: způsob vnímání, doba působení, intenzita působení a místo působení.

2.2.1 Dělení stresu dle polarity

Podle toho jak stres působí na daného jedince, rozdělujeme stres na eustres a distres. Jedná se tedy o stres pozitivní a negativní, jak již bylo zmíněno výše. [2]

1. Eustres

Vzniká při optimální hladině stresu a působí jako tvůrčí a motivační síla, která umožňuje člověku podávat lepší výkony. Příkladem eustresu je např. situace, kdy se na něco těšíme, ale i přesto se příchodu dané situace nějakým způsobem obáváme. O eustres se jedná také, kdy jsou na jedince kladeny různé nároky např. (pracovní), ve kterých cítí, že je schopen překonat sám sebe.

2. Distres

Při obvyklém zmínění slova stres ve společnosti je obvykle myšlen distres. K distresu dochází tehdy, pokud se jedinec domnívá, že je daná situace nad jeho schopnosti. Tento druh stresu je také často doprovázen zlostí, agresí a obavami. Při jeho delším působení na člověka může vyvolávat různé nemoci.

2.2.2 Dělení stresu dle doby působení

Stres může mít různou dobu trvání, a to krátkodobou nebo dlouhodobou. Z časového hlediska lze stres dělit na [2, 7]:

1. Akutní stres

Akutní stres je vyvolán náhlou traumatizující událostí trvající jen krátkou dobu. Touto událostí může být např. dopravní nehoda, pracovní úraz, přepadení. Projevuje se většinou v psychice a v narušení některých tělesných funkcí v závislosti na závažnosti události, tak na typu osobnosti. Příkladem projevu může být např. zvýšený krevní tlak, zvýšená srdeční činnost, ztráta paměti, šok provázený sníženým přísunem kyslíku do tkání.

2. Chronický stres

Jedná se o dlouhodobý stres, který odpovídá opakujícím se chronickým situacím. Chronický stres je vyvolán stresory (kapitola 2.3), jejichž intenzita může v průběhu delší doby kolísat, případně se vyskytovat v odlišných intervalech.

Příkladem je pracovní přetížení, nevyhovující pracovní prostředí (nadměrný hluk, prašné prostředí), ale i špatné sociální vztahy (konflikty, šikana atd.). Nejčastějšími příznaky jsou pocit úzkosti, napětí, nepřiměřená reakce na běžnou situaci, bolest hlavy a poruchy spánku.

3. Posttraumatický stres

Jedná se o zpožděnou reakci na krátkou dobu trvající, avšak velmi intenzivní stresovou situaci se závažnými důsledky. Objevuje se v souvislosti s přírodními katastrofami, válkami či průmyslovými haváriemi. Představuje tedy situace, ve kterých jsou ohroženy životy lidí. Prožitá situace může na jedinci zanechat dlouhotrvající následky, například ve změně osobnosti jedince, které se ovšem nemusejí objevit hned, ale až po delším čase. Příznakem posttraumatického stresu je pocit úzkosti, deprese, psychické napětí. Osobám postiženým posttraumatickým stresem se v noci, často i ve dne, promítají obrazy prožité traumatizující situace.

4. Anticipační stres

Anticipační stres, na rozdíl od stresů uvedených výše, vzniká v souvislosti s dějem, který má teprve nastat. Stresující je zde tedy určitá představa, předvídání dějů a událostí spolu s jejich následky. Objevuje se například před těžkou zkouškou, operací a životně důležitými událostmi. Pro tento typ stresu je typické mírné emoční napětí, které se s přibližující se událostí zvyšuje a těsně před událostí má na člověka nejvyšší vliv. Projevuje se pocitem nejistoty a úzkosti. Anticipační stres je velmi krátkodobý a pocity úzkosti většinou rychle odezní.

2.2.3 Dělení stresu dle intenzity působení

Stres můžeme rozdělit na základě toho, zda je spojen s malou nebo velkou intenzitou stresové reakce, a to na [5]:

1. Hyperstres

Jde o stres, který je nadměrný, příliš vysoký a svým působením překračuje hranice schopnosti se s takovýmto stresem vyrovnat (adaptability).

2. Hypostres

Jedná se o stres, který má naopak od hyperstresu nízkou úroveň intenzity reakce. Za předpokladu dlouhého působení hypostresu na jedince může dojít k negativním účinkům. Představuje mírný stres a organismus si na něj může zvyknout.

2.2.4 Dělení stresu dle místa působení

Stres se dle místa působení rozděluje na fyzický a psychický. [3]

1. **Fyzický** – působí na periférii organismu, nejčastěji ve formě bolesti
2. **Psychický** – cerebrální (mozkový), jedná se zároveň o pojem astenická emoce (úzkost, strach)

Odezva organismu je vždy nespécifická a globální, tudíž toto dělení má pouze teoretický význam.

2.3 Stresory a salutory

Stres je nespécifickou reakcí jedince na působící zevní vlivy. Jak bylo zmíněno výše, tyto vlivy mohou být negativního i pozitivního charakteru. Je tedy důležité uvést dva základní pojmy, které souvisí se vznikem stresu:

2.3.1 Stresor

Tímto termínem označujeme nepříznivý vliv a tlak, který může vést k tíživé osobní situaci člověka. Stresory mají velký vliv na náladu, chování, jednání, zdraví jedince. Stresory lze dělit do několika kategorií a to dle oblasti jejich působení [3]:

- **biologické stresory** – vystavení virům a bakteriím, hlad atd.
- **fyzikální stresory** – nadměrný hluk, okolní teplota, prudké světlo atd.
- **chemické stresory** – vystavení těla toxinům, pesticidům nebo prachu atd.
- **psychologické stresory** – neúspěch, neschopnost začlenění se do skupiny, konflikt atd.
- **sociální stresory**
 - a) **mikro** – pracovní konflikt, ztráta blízké osoby atd.
 - b) **menzo** – krize ve firmě, nezaměstnanost atd.
 - c) **makro** – hospodářská krize, finanční krize (dotýkají se větší skupiny lidí)

2.3.2 Salutor

Termínem salutor je označován faktor, který v těžké situaci člověka povzbuzuje, posiluje a dodává mu sílu k boji se stresem. Vyjadřuje tedy schopnost organismu bránit se vlivům působení stresu. Salutory lze dělit na [3]:

- **Intrapersonální salutory** – Patří sem fyzická, duševní a sociální pohoda.
- **Extrapersonální salutory** – Jedná se např. o sociální podporu nebo finanční zdroje.

2.4 Fáze stresu

Stres slouží ke znovuzískání ztracené rovnováhy, která byla působením vnějších vlivů narušena. Tento proces se nazývá **všeobecný adaptační syndrom** a skládá se ze tří fází [4]:

1. Fáze poplachové reakce

Organismus je vystaven silné zátěži a reaguje šokem. Zvýší se tepová frekvence, dojde ke zmenšení svalového napětí a poklesu krevního tlaku. Jedinec se nejprve cítí jako omráčený. Následně tělo vyvolá obranné mechanismy a na situaci se adaptuje: stoupne krevní tlak, svaly se napnou a daný jedinec je způsobilější k řešení dané situace. Je-li zátěž nižší, reakce organismu jsou také menší a projevuje se především zvýšenou mírou pozornosti i schopností zapamatovat si a lepší přizpůsobivostí na danou situaci.

2. Fáze rezistence

V případě, kdy je jedinec vystaven stresovým faktorům po delší časový interval nastupuje druhá fáze. Jedná se o fázi rezistence a vyznačuje se stavem pohotovosti, což se projevuje tím, že organismus je v trvalém napětí.

3. Fáze vyčerpání

Takto se označuje fáze, ve které už organismus nedisponuje prostředky na to, aby byl schopen se adaptovat na působení stresových faktorů.

V závislosti na intenzitě stresorů a na tom, jakou má daný jedinec schopnost adaptace může v každé z výše uvedených fází docházet k různým fyzickým potížím. Například fáze poplachová může přivodit bolesti hlavy. V případě, je-li stresor výrazný (autonehoda, zpráva o úmrtí), může dojít k selhání vyrovnávacích regulačních mechanismů, které zabraňují chorobám vyvolat funkční, metabolické či psychické poruchy, a způsobit tak vážnější nemoci (diabetes, žaludeční vřed).

2.5 Příznaky stresu

Jde o soubor behaviorálních, kognitivních a emocionálních příznaků stresu. V následující tabulce (Tab. 2) jsou 3 kategorie příznaků stresu a jejich příklady. [2]

Tab. 2 Kategorie příznaků stresu a příklady (převzato z [2])

Fyziologické příznaky	Emocionální příznaky	Behaviorální příznaky
bušení srdce (palpitace)	prudké a výrazně rychlé změny nálad	nerozhodnost
bolest a sevření za hrudní kostí	nadměrné řešení nedůležitých záležitostí	zhoršená kvalita odvedené práce
časté nucení k močení	citová labilita	ztráta chuti k jídlu nebo naopak přejídání se
sexuální impotence	podrážděnost a úzkost	zvýšená nemocnost
bodavé bolesti v končetinách	pocit ohrožení	zvýšené množství vykouřených cigaret
bolesti hlavy	pesimismus a negativní postoje	snaha vyhnout se úkolům a odpovědnosti
pocení	pocit bezmoci a beznaděje	zvýšená konzumace alkoholu
zvýšení hladiny cukrů v krvi	neschopnost emocionální náklonnosti k jiným lidem	zrychlená řeč, zvyšování hlasu, špatné držení těla
zrychlení dechu a oploštění dechu		podrážděnost, agresivita

2.6 Zjišťování a měření stresu

V literatuře se objevilo množství metod diagnostikování a měření stresu. Tyto metody lze rozdělit do několika skupin [3]:

- využití poznatků o fyziologických a biochemických příznacích stresu
- měření pomocí dotazníků zaměřených na zjišťování psychologických charakteristik příznaků stresu
- využití dotazníků zaměřených na těžké životní události
- využití dotazníků zaměřených na každodenní starosti

Z fyziologických metod diagnostikování stresu je významným faktorem biochemické vyšetření, které zjišťuje míru zvýšení katecholaminů (hormonů produkovaných buňkami dřeně nadledvin, například adrenalin, dopamin a noradrenalin) v moči. Vykonání této diagnostiky je možné pouze v biochemických laboratořích.

I další, výše zmíněné, fyziologické příznaky stresu lze měřit např [3]:

- **Tepová frekvence** – Pro měření tepové frekvence lze využít přístroj, který se nazývá pletysmograf a je více popsán v kapitole 4.4.3.
- **Pocení** – Pro měření produkce potu se využívá principu vodivosti kůže. Kožní odpor lze měřit pomocí snímače kožního odporu nebo elektrod, které jsou umístěny na bříška dvou sousedních prstů ruky.
- **Dýchání** – Frekvenci dýchání a charakteristiku dechu je možné měřit pomocí metody zvané pneumografie. Je to metoda, ve které jsou registrovány dýchací pohyby. Subjektu je nasazen respirační pás kolem hrudníku, který zaznamenává mechanické pohyby (zmenšení a zvětšení hrudníku) a převádí je na elektrický signál. Tento signál (zesílený) pak zobrazuje v koncovém zařízení.

Fyziologické příznaky stresového stavu nám poskytují přesné informace o stresu u daného jedince.

K diagnostikování stresu je také možné využít psychologické vyšetřovací metody, které vycházejí hlavně ze změn chování jedince ve stresových situacích. Pomocí různých metod se pak určuje například úroveň pozornosti a schopnost řešit problémy. Tyto metody nejsou však standardizovány a setkáváme se s nimi jen při tzv. screeningu (průzkumu výskytu stresu). Příkladem psychologické metody stresu je škála životních událostí, kterou vytvořili Holmes a Rahe a je uvedena v Tab. 3. [8]

Měření stresu pomocí bodové tabulky (Tab. 3.) se provádí s odkazem na časový interval jednoho roku. Pokud jedinec „nasbírá“ více než 300 bodů, je u něj vysoká pravděpodobnost vzniku psychického nebo tělesného onemocnění. [8]

Tab. 3 Přehled stresujících životních událostí (převzato z [8] upraveno)

Změna v životě	Jednotka závažnosti
Úmrtí manžela(ky)	100
Rozvod	73
Rozchod s partnerem	65
Odpykání trestu ve vězení	63
Úmrtí blízkého člena rodiny	63
Úraz nebo vážné onemocnění	53
Sňatek	50
Ztráta zaměstnání	47
Usmíření s partnerem	45
Odchod do důchodu	45
Změna zdravotního stavu člena rodiny	44
Těhotenství partnerky	40
Sexuální potíže	39
Narození dítěte	39
Změna postavení v zaměstnání	39
Změna finanční situace	38
Úmrtí blízkého přítele	37
Změna zaměstnání	36
Přibývání hádek s partnerem	35
Získání půjčky	31
Větší dluhy	30
Změna odpovědnosti v zaměstnání	29
Syn/dcera opouští domov	29
Konflikty s tchánem/tchyní/zetěm/snachou	29
Mimořádný osobní úspěch	28
Manžel/ka nastupuje nebo končí zaměstnání	26
Začátek nebo ukončení školy	26
Změna životních podmínek	25
Změna osobních návyků	24
Problémy a konflikty s vedoucími	23
Změna pracovních podmínek	20
Změna bydliště	20
Zkoušky ve škole nebo kvalifikační zkoušky	20
Změna navyklé rekreace	19
Změna sociálních aktivit	18
Poruchy spánku	16
Změny v setkání s rodinnými příslušníky	15
Změna stravovacích zvyklostí	15
Dovolená	13
Vánoce	12
Pokuta při dopravním přestupku	11

Vyhodnocení stresu dle dotazníku je uvedeno v Tab. 4:

Tab. 4 Vyhodnocení stresu [8]

Celková hodnota	Pravděpodobnost onemocnění	Odolnost (rezistence) vůči stresu
150b-199b	Nízká (9-33%)	Vysoká
200b-299b	Průměrná (30-52%)	Hraniční
300b a více	Vysoká (50-86%)	Nízká

Vysoké bodové skóre je varovným signálem a výstrahou ke změně životního stylu, zlepšení fyzické kondice i zdravotního stavu celkově. 300b popř. i více informuje již o fázi vyčerpání, a tudíž vysokém riziku onemocnění psychosomatického charakteru.

2.7 Kouření a stres

„Nikotin je – přinejmenším dočasně – efektivním způsobem zvládnání problémů každodenního života.“ S. E. Taylor

Inhalace tabákového dýmu i kouření jako proces jsou dávány do vztahu se stresem v různých rovinách. Často bývá kouření spojováno s uklidněním a relaxací, zejména pokud pojmáte cigaretu jako důvod přestávky v práci. Kuřáci očekávají, že jim nikotin, který je obsažený v cigaretách, pomůže uvolnit stres. Tato chemická látka skutečně umí nabudit nervové buňky a zklidnit mysl. Jakmile si na ni mozek přivykne a pak se mu jí náhle nedostává, začne být člověk podrážděný, unavený či depresivní a vyžaduje další cigaretu „na uklidnění“. Vzniká tak začarovaný kruh cigareta – uklidnění – stres – cigareta. [9]

Aby bylo kouření co nejučinnější, kuřák při něm vdechuje tabákový kouř do plic co nejhluběji. To s sebou nese větší přísun kyslíku do tkání včetně tkáně mozkové, což pomůže pročistit mysl a zlikvidovat stres, ale více kyslíku by přineslo i vdechování samotného čerstvého vzduchu bez tabákového kouře. Relaxace při kouření je spojena spíše s rituály, které ho doprovázejí, než se samotnou inhalací zplodin hořícího tabáku. [9]

Odborné studie ukázaly, že kouření vytváří dlouhodobé napětí. Psychologická a chemická závislost (na nikotinu, který je obsažen v cigaretě) vede ke zvýšení hladiny stresu a nikoliv ke snížení. [3]

Kouření, v krátkodobém pohledu, má kladný vliv na [3]:

- pocit zvládnutí stresu

- vymanění se z pocitů méněcennosti
- zvýšení pocitu sebehodnocení
- překonání pocitu nejistoty
- odstranění pocitů závislosti na druhých lidech
- zlepšení pocitu bezmoci a nenacházení naděje a opory
- přijetí do (žádoucí-terminální) skupiny lidí, kteří kouří
- získání pocitu dospělosti

Kouření dočasně:

- zvyšuje soustředěnost koncentraci pozornosti
- zvyšuje kladné pocity radosti, pohody, potěšení
- zvyšuje činnost srdce
- zvyšuje krevní tlak
- zlepšuje výkon
- zlepšuje schopnost vyloučit ze sféry pozornosti nepodstatné detaily
- zvyšuje kapacitu paměti a schopnost vybavovat si věci z paměti
- snižuje napětí
- snižuje úzkost

Kouření v dlouhodobé pohledu (např. 20-30let):

- zvyšuje riziko dýchacích obtíží
- zvyšuje riziko vzniku rakoviny
- zvyšuje riziko vzniku žaludečních vředů
- zvyšuje nebezpečí nehod (např. autonehody)
- má negativní vliv na vývoj plodu
- má negativní vliv na fyziologické funkce - například tvorbu cholesterolu v krvi
- snižuje tvorbu žádoucího cholesterolu
- zvyšuje srážlivost krve
- v interakci (vzájemné působení) s jinými faktory zvyšuje pravděpodobnost srdeční krize
- podle výsledků psychologických pokusů snižuje kognitivní (myšlenkové) procesy u dospívajících
- negativně ovlivňuje nekuřáky, kteří pobývají ve společnosti kuřáků (tzv. sekundární vliv kouření)

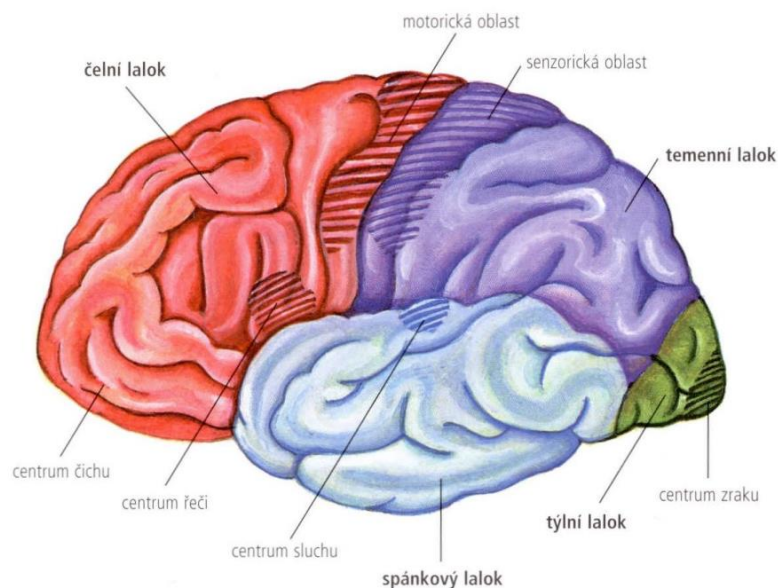
3 Mozek

Jedná se o nejdůležitější a nejdokonalejší orgán v lidském těle, kterým je řízena nervová soustava. Mozek je uložen v dutině lebeční a řídí veškeré tělesné funkce, jako je např. trávení, schopnost pohybu, činnost srdce, řeč, ale i samotné myšlení a vnímání emocí. Mozek společně s míchou tvoří centrální nervovou soustavu, ve které je mozek nadřazeným nervovým centrem. [25]

Z anatomického hlediska lze mozek rozdělit na [26]:

- **Čelní (frontální) lalok** – zde se nachází např. motorické centrum, Brocovo centrum řeči a centrum chuti a čichu
- **Temenní (parietální) lalok** – zde se nachází např. centrum vnímání kožní citlivosti (teplo, tlak, dotyk)
- **Týlní (okcipitální) lalok** – zde se nachází např. centrum zraku
- **Spánkový (temporální) lalok** – zde se nachází např. centrum sluchu a rovnováhy

Na Obr. 1 je znázorněn mozek s jeho anatomickým dělením.



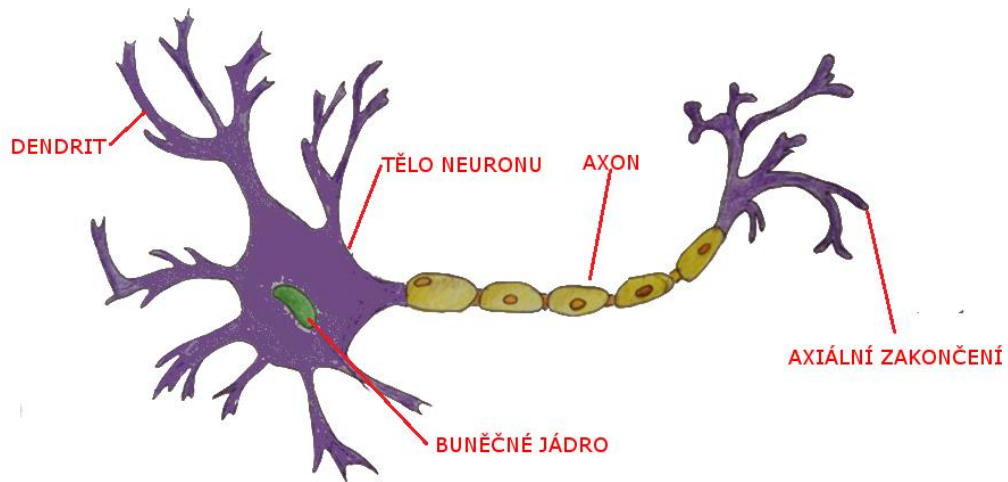
Obr. 1 Laloky koncového mozku s centry (převzato z [26])

Mozek je tvořen buňkami, které dle funkce dělíme na:

Neurony

Neuron je základní strukturální a funkční jednotka nervové soustavy. Nervový systém u jedince obsahuje asi 10^{10} neuronů, z toho $(10 \text{ až } 15) \cdot 10^9$ neuronů obsahuje mozková kůra. Klasický neuron se skládá z těla neuronu, axonu a dendritů. Dendrity přijímají vzruchy od jiných neuronů, převedou je přes tělo a za daných okolností převedou dále na

axon a přes něj dále na jiné neurony. Synapse se nazývá místo, kde dochází ke kontaktu dvou neuronů. Neuron a jeho skladbu je možné vidět na Obr. 2. [13, 27]



Obr. 2 Neuron a jeho skladba (vyfoceno v laboratoři a upraveno)

Gliové buňky

Gliových buněk je přibližně desetkrát více než neuronů. Gliové buňky mají mnoho funkcí, například vyživovací funkci, izolační funkci, podpůrnou funkci atd.

4 Vybrané biosignály

Mozek registruje stres a rozhoduje o tom, zda je pro nás prospěšný, či nám škodí. V této kapitole jsou popsány základní pojmy, které souvisejí s mozkovou aktivitou a také tep, který byl v následujícím realizovaném experimentu měřen jako další biologický faktor, který by mohl být stresem ovlivňován.

4.1 Elektroencefalografie (EEG)

Elektroencefalografie (dále jen EEG) je standardní diagnostická metoda, která slouží ke zjištění aktuální elektrické aktivity centrálního nervového systému (mozku). První popis metody pochází z roku 1929, který publikoval německý neurolog a psychiatr Johannes Berger. Postupně došlo k rozšíření této metody a dnes již patří EEG k nejdůležitějším diagnostickým metodám v neurologii. Svůj původ má tato metoda ve změnách polarizace neuronů nacházející se v mozkové kůře. [10]

Změny polarizace neuronů jsou zaznamenávány pomocí elektroencefalografu. Elektroencefalograf je přístroj, který se skládá ze snímacích elektrod (umístěných např. ve speciálních EEG čepicích), zesilovače a procesoru. Přístroj snímá elektrické potenciály vznikající činností mozku pomocí elektrod z povrchu hlavy. Tyto informace po zesílení zpracovává a převádí do křivek (elektroencefalogramu) na obrazovku EEG přístroje. Z průběhu snímané elektrické aktivity je možno vyhodnotit funkční stav jednotlivých částí mozku. EEG je často používána jako nástroj pro kognitivní neurovědy. V neurologii se EEG často používá pro monitorování a diagnostiku chorob např. epilepsie, kóma, migréna, ale také například v souvislosti s poruchami spánku a nádory na mozku. EEG se také využívá ke zkoumání vnímání motorických procesů. [10]

Při záznamu EEG se technicky porovnává potenciál přicházející z dvou bodů na kůži lebky, nebo rozdíl mezi aktivním bodem mozkové tkáně (pod aktivní, explorační elektrodou) proti bodu s nulovým potenciálem (pod neaktivní, referenční elektrodou - např. ušní boltec, kořen nosu). Potenciály vznikají na základě synchronizovaných výbojů velkých skupin nervových buněk. Naměřené potenciály jsou příliš nízké, proto se zesilují, aby je bylo možno hodnotit. Naměřené a zesílené hodnoty elektrických potenciálů (vzestup a pokles hodnot) vytváří v záznamu vlny. Zachycená elektrická napětí jsou nízká a pohybují se v řádech desítek až stovek mikrovolt (μV), jejich frekvence kolísá od 1 do 60 hertzů (Hz). Vyhodnocení encefalografických záznamů spočívá v amplitudové a frekvenční analýze. [10, 11]

Podle frekvence dělíme EEG do čtyř základních skupin, které jsou označeny písmeny řecké abecedy. Toto dělení je uvedeno v Tab. 5.

Tab. 5 Pásmo EEG dle frekvence [11]

Pásmo	Frekvence [Hz]	Amplituda [μV]
Delta	méně než 4	75-210
Théta	4-8	5-100
Alfa	8-13	30-50
Beta	nad 13	do 20

- **Pásmo delta**

Delta vlny lze označit za vlny s nejnižší frekvencí, které se vyskytují v EEG záznamu. Nacházejí se v pásmu do 4 Hz a hodnota amplitudy je v rozmezí 75-210 μ V. Pásmo delta je stavem velmi výrazného útlumu všech funkcí. Toto pásmo je specifické pro fyziologické stavy jako bezesný spánek, hypnóza, trans, případně bezvědomí způsobeného úrazem či nemocí. Frekvence vln delta se běžně vyskytují u malých dětí, u dospělých se tento výskyt označuje za patologický. Přestože se tyto vlny vyskytují nejčastěji pouze během hlubokého spánku, lze je vyvolat tréninkem i při bdělosti během hluboké meditace. U dospělých lidí se nejvýrazněji vyskytují v přední části mozku, zatímco u dětí je to v zadní části mozku. [11, 12]

V tomto stavu dochází k zvyšování energetických rezerv a k důkladnější regeneraci všech životních funkcí. Proces látkové přeměny probíhá pomaleji než obvykle, ale velmi důkladně. [11]

- **Pásmo théta**

Pásmo théta je typické frekvencí 4-8 Hz a amplitudou 5-100 μ V. Théta vlny jsou stavem výrazného útlumu všech funkcí a objevují se například při usínání. Mysl ani tělo nereagují na žádné smyslové podněty. Tyto mozkové vlny charakterizují stav hlubokého uvolnění, meditace, REM spánek. [11]

V REM spánku je théta aktivita doprovázena slabými vlnami alfa. Často dochází k samovolnému uvolnění obrazových informací z podvědomé paměti a jejich selektivní prezentaci v mysli (snění). [11]

- **Pásmo alfa**

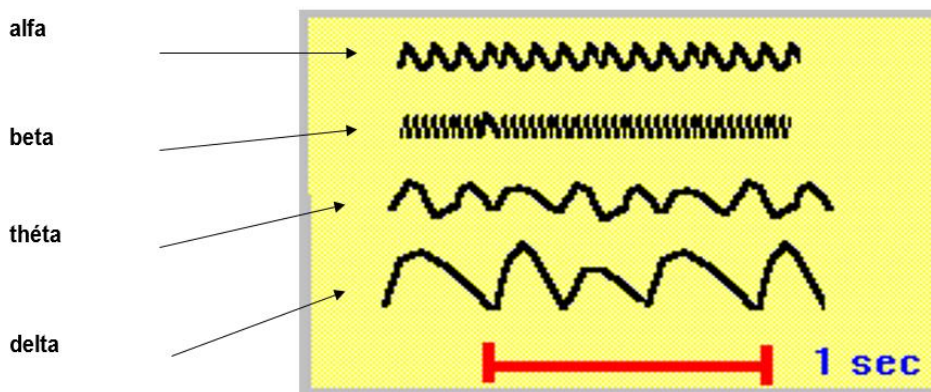
Jedná se o aktivitu s frekvencí v rozmezí 8 až 13 Hz a se střední výškou amplitudy 30 až 50 μV . Její maximum se vyskytuje nad zadními oblastmi mozkových hemisfér (okcipitální oblast). Nejlépe je alfa aktivita pozorovatelná při vědomém stavu člověka, kdy mysl není zatěžována žádnými podněty z vnějšího prostředí. Je to stav odpočinku při plné bdělosti a je doprovázen i podmíněn příjemnými až blahými pocity v návaznosti na zvýšenou tvorbu a vylučování přirozených opiátů. Alfa vlny jsou typické pro stav duševního rozpoložení člověka těsně před usnutím. Z výše uvedeného vyplývá, že alfa aktivita je nejlépe pozorovatelná v bdělém stavu při zavřených očích, tělesné a duševní relaxaci. Tlumí se při otevření očí a zaměření pozornosti. V hladině alfa se aktivují regenerační procesy, zlepšuje se schopnost učení a paměti. Osoby, které se narodily jako nevidomé, nevykazují žádnou alfa aktivitu. [11, 12]

- **Pásmo beta**

Beta rytmus nebo beta vlny zahrnují pásmo v rozsahu od 13 Hz do 40 Hz. Amplituda beta rytmu se pohybuje do 20 μV . Beta vlny jsou typické pro zvýšenou aktivitu mozku jako soustředění na vnější podněty, logicko-analytické myšlení. Obvykle se netlumí pozorností či zrakovým vjemem. V beta hladině, nižší nebo vyšší, se nacházíme převážnou část dne, když využíváme motorického aparátu k pohybu. [11]

V nižším pásmu (do 18 Hz) se jedinec nachází, právě když je v běžném stavu bdělosti. Do nejvyšších hodnot hladiny beta se dostane v souvislosti se značným úsilím soustředit se na obtížný úkol, v napjatých stresových situacích psychické i fyzické povahy nebo například při chorobách a psychoneurotických poruchách. [11]

Setrvávání v hladině beta nad 22-24 Hz (individuální pro jedince) znamená pro celý organismus energetickou zátěž a způsobuje zhoršující se schopnost a kvalitu přeměny a regeneraci tkání. [11]



Obr. 3 Frekvenční pásma (převzato z [11])

Jak vyplývá ze zdroje [37], sledování EEG může být úspěšné pro měření psychické zátěže. V této studii byl zpracováván EEG záznam z jiných experimentů, ve kterých byl subjekt pod mentálním tlakem (stres). Je zde uvedeno, že dochází k potlačení alfa vln při působení stresových stimulů, které zde byly různého charakteru (matematické úlohy, stresové obrázky). Alfa vlny vykazují vyšší aktivitu především v týlních a čelních částech hlavy. Dominance alfa vln je spojena s klidovým stavem, tedy v nestresových situacích. Také byly nalezeny změny v delta pásmu, kde byla zvýšená aktivita během stresových podmínek. V Tab. 6 je uvedena aktivita EEG signálů během stresových podmínek.

Tab. 6 EEG křivky (převzato z [37])

Pásmo	Frekvence	Amplituda	Aktivita
Delta	<4Hz	20 - 200 μ V	Zvýšení během obtížných podmínek.
Theta	4 - 8 Hz	Okolo 20 μ V	Zvýšení během stresu.
Alpha	8 - 13 Hz	20 - 200 μ V	Pokles během stresu.
Beta	13 - 31 Hz	5 - 10 μ V	Mění se v závislosti na obtížnosti úkolu.

4.1.1 Elektrody

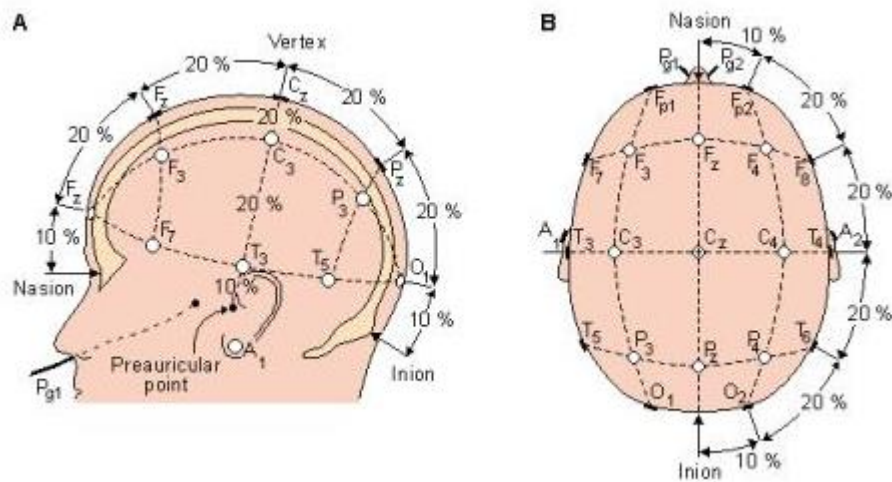
Snímání EEG signálu je zajištěno elektrodami, které fungují jako propojení mezi vodivou tekutinou ve tkáních, v které je generován elektrický proud, a vstupním zesilovačem EEG přístroje. Elektrody jsou velmi důležitým elementem při převodu bioelektrických potenciálů, protože mohou signál, který je přiváděný na vstup zesilovače, do jisté míry zkreslit. Ideální elektroda by neměla zkreslovat snímaný signál. Úplné potlačení zkreslení však není z technických důvodů možné (příčiny mohou být např. fyzikální). [11, 12]

Elektrody EEG systému a jejich správná funkce jsou důležité pro získávání dostatečně kvalitních dat k jejich dalšímu zpracování a interpretaci. V současnosti existuje mnoho druhů elektrod s odlišnými charakteristikami.

Mezi základní typy elektrod patří:

- **Povrchové elektrody (EEG čepice)**
- **Podkožní elektrody**

V experimentu byla použita EEG čepice s rozmístěním elektrod, které je dáno mezinárodní normou a je označeno jako tzv. systém 10/20. Tyto elektrody mají ve svém středu díru pro vstřikování vodivého gelu jehlou s tupou špičkou. Rozmístění systému 10/20 je možné vidět na obrázku (Obr. 4).



Obr. 4 Rozložení elektrod – systém 10/20 (převzato z [13])

Elektrody se označují písmeny a to konkrétně [11]:

- „P“ – elektroda je umístěna na temenním (parietálním) laloku
- „F“ – elektroda je umístěna na čelním (frontálním) laloku
- „T“ – elektroda je umístěna na spánkovém (temporálním) laloku
- „O“ – elektroda je umístěna na týlním (okcipitálním) laloku
- „C“ – centrální elektrody
- „A“ – elektroda je umístěna na ušním lalůčku

Označení elektrod se dále skládá z čísel, která jsou připojena k písmenu. Sudá čísla popisují elektrody snímající mozkovou aktivitu pravé hemisféry a lichá levé hemisféry. Také se vyskytuje písmeno „z“, kterým je označena centrální osa.

4.1.2 Artefakty

Elektrický potenciál mozku má na povrchu lebky napětí jen několik desítek mikrovoltů [μV], proto musí být elektronické zesilovače v elektroencefalografu velmi výkonné. Vysoká výkonnost zesilovačů se projevuje v podobě mnoha nepravých potenciálů, a nazýváme je artefakty. Ty však nemusejí být způsobeny pouze vysokou výkonností zesilovačů, ale mohou být také způsobeny měřeným subjektem. Za artefakty jsou považovány všechny grafoelementy, které nemají původ v elektrické mozkové aktivitě. Artefakt je tedy chyba v záznamu způsobená fyziologickými a vnějšími vlivy a je nutno tuto chybu ze zpracování odstranit (vyloučit). Artefakty jsou dvojího druhu a dělí se na **technické** a **biologické**. [13, 14]

- **Technické**

- špatné stínění a zemění způsobí rušení artefaktem 50 Hz (pocházející z el. rozvodů)
- nedostatečně namazané elektrody
- porušené nebo zoxidované elektrody
- poškozené drátky v kabelech elektrod

- **Biologické**

- artefakty způsobené pocením
- artefakty způsobené pohybem víček (mrkání)
- artefakty ze srdeční činnosti
- artefakty způsobené pohybem

Artefakty technické i biologické mají negativní vliv na záznam a při jeho dalším zpracování by mohly znehodnotit celý experiment, tudíž se je snažíme minimalizovat (např. upozornění subjektu na omezení pohybů).

4.2 Evokované potenciály

Elektrická mozková aktivita zajišťuje objektivní informaci o funkci lidského mozku. Zvláštní význam má aktivita vyvolaná identifikovatelnými podněty nebo událostmi, kterou nazýváme „Evokované potenciály“. Evokované potenciály, nebo ERP (Event-Related-Potentials) jsou diskrétní změny elektrické aktivity nervového systému. Lze je vyvolat nepřímým drážděním mozkové kůry podněty (sluchovými, zrakovými, sensorickými) a přímým drážděním např. impulzy magnetického pole. Podíl evokované odpovědi na současné základní aktivitě centrální nervové soustavy se odhaduje na 0,1-10%. Zaznamenávají se podobným způsobem jako EEG (tzn. elektrodami

umístěnými na hlavě). Charakter a tvar ERP křivky se odvíjí od aktuální aktivity mozku. Mají tvar krátkodobých vln s velmi nízkou amplitudou (řádově 0,1 – 20 μV), jejichž morfologie (vzhled, latence, doba trvání) závisí na psychickém stavu měřeného subjektu (např. na pozornosti, únavě atd.) a na charakteristice stimulu a typu stimulu. [14, 15]

Dle základních typů podnětů dělíme ERP na [14]:

- **Somatosenzorické** – Vyšetřují se periferní nervové dráhy. Stimuly jsou např. elektrické, laserem nebo krátkým proudem vzduchu. Důležitý je silný podnět, aby vyvolal kontrakci svalů. Využívají se k diagnostice a detekci mozkových a míšních poškození.
- **Zrakové (vizuální)** – Testování zrakové dráhy. Stimuly jsou zrakové podněty promítané na obrazovku.
- **Sluchové (kmenové)** – Vyšetření sluchové dráhy. Stimulace se provádí pomocí sluchátek, do kterých je pouštěn rytmický sluchový podnět.

ERP lze dále rozdělit na [14]:

- **Exogenní** – odezva na fyzikální stimul => nízká doba latence
- **Endogenní** – souvisí s kognitivním procesem => delší doba latence (větší než 300 ms)

ERP jsou na rozdíl od EEG vln poměrně nízké a objevují se v pozadí běžné EEG aktivity. U audio stimulů mají amplitudu okolo 5 μV u vizuálních přibližně 20 μV . EEG se v případě sledování ERP chová jako šum a je zapotřebí ho vhodným způsobem potlačit. Potlačení EEG aktivity se provádí například průměrováním jednotlivých epoch. [14]

Pro určení ERP je nutné subjekt opakovaně stimulovat stejným stimulem a přesně synchronizovat okamžik stimulu s EEG. Tato synchronizace se provádí tzv. markery, což jsou synchronizační značky v EEG záznamu, které označují výskyty jednotlivých událostí. Markery pomáhají při analýze EEG dat rozpoznat ERP komponenty, které jsou očekávány jako reakce na konkrétní stimul. [14]

Při registraci kognitivních evokovaných potenciálů jsou hodnoceny následující parametry [28]:

- přítomnost či absence jednotlivých komponent
- polarita registrovaných komponent (negativní, pozitivní)
- amplituda: měřena od základní linie – baseline

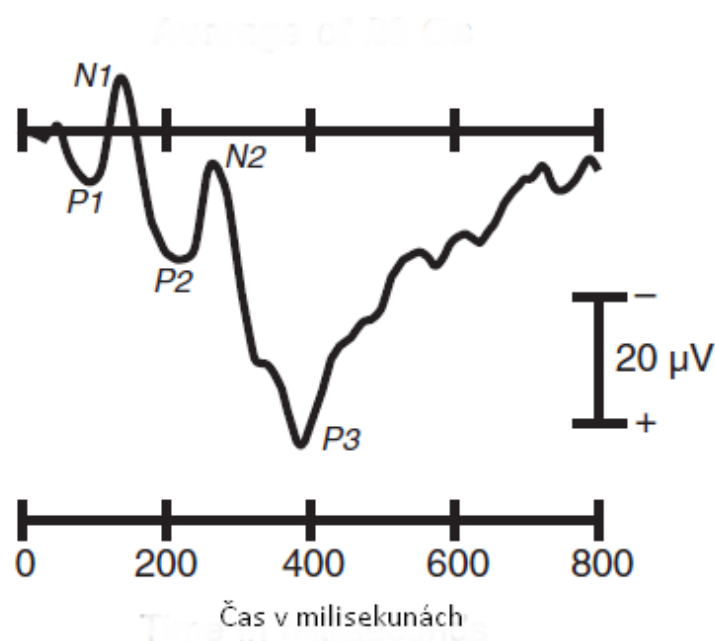
- plocha pod křivkou
- délka trvání jednotlivých komponent
- latence (časová odezva): jako 0 se označuje okamžik výskytu stimulu

Postupem času bylo objeveno a pojmenováno několik základních komponent.

4.3 Komponenty ERP

Tato část obsahuje stručný popis ERP komponent, které se používají v kognitivních neurovědeckých výzkumech.

ERP komponenty jsou pojmenovány podle jejich polaridy písmeny (P - pozitivní, N - negativní, C - není jednotná polarita) a číslem, které označuje pořadí nebo latenci výskytu (prodleva od působení stimulu). Tudiž jsou komponenty označeny např. P1=P100, N2=N200 atd. Na základě úmluvy jsou pozitivní komponenty, označeny písmenem P, zobrazeny pod osou a negativní, označeny písmenem N, nad osou. Na obrázku (Obr. 5) je zobrazeno několik komponent. [16]



Obr. 5 ERP komponenty (převzato z [14])

- **C100 (C1)**
Jedná se o první hlavní vizuální ERP komponentu. Obvykle se tato komponenta vyskytuje 40-60 ms od stimulu a vrcholu dosahuje 80-100 ms od jeho výskytu.

Tato komponenta je citlivá na parametry působícího stimulu jako je kontrast, frekvenci a další. Její polarita může být pozitivní i negativní. Polarita je závislá na pozici pozorovaného stimulu v zorném poli. Je-li pozitivní, může být lehce zaměnitelná s komponentou P1. [16, 17]

- **P100 (P1)**

P1 komponenta následuje po C1. Tento vrchol není vždy snadno identifikovatelný, ale pokud je přítomný, vyskytuje se přibližně 50 ms (označována někdy jako P50) po sluchovém stimulu nebo asi 100 ms po vizuálním. Její největší amplituda je zaznamenávána postranními elektrodami (okcipitální oblast). Funkčně je tato komponenta obvykle interpretována jako neurofyziologický indikátor přednostní pozornosti na smyslové vstupy a předpokládá se, že odráží obecnou úroveň vzrušení. [16, 17]

- **N100 (N1)**

Jedná se o negativní komponentu, která se skládá z několika dílčích subkomponent, které jsou měřeny na různých částech hlavy. První subkomponenta dosahuje vrcholu 100-150 ms po výskytu stimulu a je měřena na předních elektrodách (frontální části). Druhá subkomponenta dosahuje vrcholu 150-200 ms po výskytu stimulu a je měřena na bočních částech a části temenní. N1 komponenta je citlivá na pozornost a je sledována při neočekávaném stimulu. [16, 17]

- **P2 (P200)**

Tato vlna přichází po N1. Je měřena na přední a centrální části hlavy. Maximální amplitudy dosahuje 150-275 ms po výskytu stimulu. Tato komponenta vykazuje vyšší amplitudu pro cílové (vzácné) podněty. [16, 17]

- **N2 (N200)**

N2 se skládá z několika dílčích subkomponent. Opakovaný necílový podnět tvoří základní N2 vlnu a dosahuje maximální amplitudy kolem 200 ms po stimulu. [16, 17]

- **P3 (P300)**

Jde o další pozitivní komponentu v záznamu. Tato komponenta bývá spojována s procesem rozhodování. V některých případech bývá dělena na subkomponentu P3a a subkomponentu P3b. Subkomponenta P3b se označuje také jako P3

a v rozmezí 300-600 ms po výskytu stimulu dosahuje maximální amplitudy. Amplituda a latence je závislá na aspektech stimulu. Její přítomnost může být způsobena například nepředvídatelným výskytem daného stimulu (vizuálního nebo sluchového). [16, 17]

P3 komponenta je závislá na úkolech, které subjekt vykonává, a není přímo ovlivněna fyzikálními vlastnostmi stimulu [16]. Jeden ze známých faktorů, který ovlivňuje latenci i amplitudu komponenty P3, je pravděpodobnost výskytu cílového stimulu (je-li vyšší pravděpodobnost výskytu, amplituda je nižší a naopak) [16].

Snížená amplituda P300 je ukazatelem neurobiologické zranitelnosti (závislost na alkoholu, závislost na drogách).

- **N400**

Jedná se o negativní komponentu, která dosahuje maximální amplitudy přibližně 400 ms po výskytu stimulu. Většinou je spojována s pochopením úkolu. Projevuje se na temenní části hlavy. Nejlépe je pozorovatelná jako reakce při sémanticky špatně vyjádřené větě (při výpadku kontextu). [16, 17]

4.4 Tep

V této kapitole jsou popsány základní teoretické poznatky týkající se tepu, neboť z celou prací úzce souvisí a tep byl použit jako další měřený faktor v následujícím experimentu.

4.4.1 Srdce

Srdce je dutý svalový orgán, který zajišťuje cirkulaci krve tak, že pod tlakem pohání krev v krevním oběhu tím, že se rytmicky stahuje (kontrakce = systola) a ochabuje (relaxace = diastola). Podkladem mechanické činnosti srdce jsou bioelektrické děje, které zajišťují speciální buňky (odborně **převodní systém srdeční**). Jeho základní funkcí je tvorba vzruchů a jejich převod po srdci. [18]

Převodní systém srdeční se skládá z částí: Sinusový uzel, Síňokomorový uzel, Hisův svazek, Tawarova raménka, Purkyňova vlákna.

Sinusový uzel je hlavním místem tvorby vzruchů, jehož průměrná frekvence je 70-80 tepů za minutu. U žen bývá zpravidla tepová frekvence vyšší než u mužů.

4.4.2 Tepová frekvence

Měření tepové frekvence je důležité pro získání informací o činnosti srdce a je jedním ze základních ukazatelů při posuzování stavu organismu při zátěži, v klidu či poruchách srdce. [19]

Frekvence pulzu je odrazem frekvence srdečních systol. Jedná se o veličinu, která poskytuje informace o činnosti srdce měřeného jedince a odráží konkrétní fyzickou nebo psychickou zátěž kladenou na jedince. [19]

Klidová tepová frekvence

Klidová tepová frekvence se pohybuje v rozmezí 60-70 tepů za minutu. Měří se v klidové stavu zpravidla hned po probuzení. Podle klidové tepové frekvence lze hodnotit zdravotní stav popř. trénovanost jedince. [20]

Aktuální tepová frekvence

Jedná se o aktuální hodnotu tepové frekvence. Je do značné míry ovlivňována emocemi a fyzickou zátěží. Tato tepová frekvence byla měřena v průběhu vlastního experimentu. [20]

Faktory ovlivňující pulz [20]:

- **Věk** – s rostoucím věkem se snižuje pulz
- **Denní rytmus a tělesná teplota** – při zvýšené fyzické aktivitě se zvyšuje
- **Léky a jiné látky** – (kofein, nikotin) zvyšuje frekvenci tepu
- **Stres** – psychické napětí vede k podráždění, a tím ke zvýšení tepové frekvence

Pro výpočet maximální tepové frekvence je dán tento vzorec:

- (muži) $TF_{max} = 220 - \text{věk}$
- (ženy) $TF_{max} = 226 - \text{věk}$

Porucha srdečního rytmu neboli srdeční arytmie je stav, ve kterém dochází k neadekvátní srdeční činnosti. Tyto poruchy jsou dále kategorizovány jako [19]:

- **Tachykardie** – stav, ve kterém je tepová frekvence vyšší než 90 stahů za minutu
- **Bradykardie** – stav, ve kterém tepová frekvence klesne pod 60 tepů za minutu (u sportovců hranice níže)

Tepovou frekvenci lze získat z různých veličin, které souvisejí s aktivitou srdce a jsou to [19]:

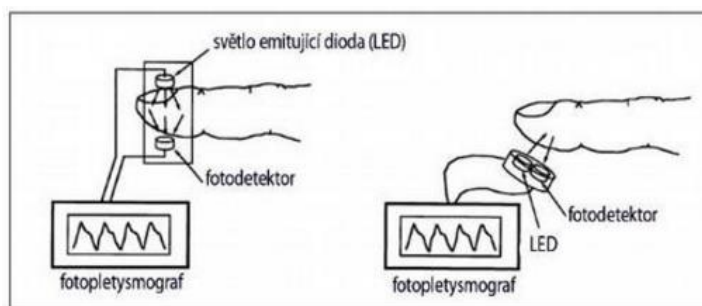
- změna tlaku krve v oběhovém systému
- změna objemu tkáně
- změna impedance tkáně
- EKG (Elektrokardiografický) signál

V laboratoři na Západočeské univerzitě se používá pro snímání tepu fotoelektrický snímač, konkrétně se jedná o metodu známou jako **prstová pletysmografie**.

4.4.3 Prstová pletysmografie

Prstová pletysmografie je metoda, která slouží k získání záznamu pulsových vln měřeného subjektu. Také může sloužit k hodnocení kvality prokrvení tkání a poskytovat tak informace o vyšetřovaných cévách. Pletysmografie je založena na principu změn světelné propustnosti, které jsou způsobeny změnami tlaku krve (srdeční činností). Přístroj, který se používá k měření touto metodou, se nazývá pletysmograf. [21]

Ke snímání tepu dochází tak, že paprsek infračerveného světla je směřován přímo do tkáně a procházející nebo odražené světlo, záleží na typu, je snímáno fotodiodou. Výhodou této metody je zřetelně viditelná tepová frekvence. Nevýhodou je však vyšší citlivost na pohybové artefakty. Princip této metody je zobrazen na Obr. 6. [22]



Obr. 6 Princip fotoelektrické prstové pletysmografie (převzato z [22])

5 EEG/ERP experimenty se zaměřením na sledování stresu

V této části jsou popsány experimenty, které byly v průběhu let provedeny na různých univerzitách. Všechny tyto články se zabývají měřením EEG/ERP a dalších fyziologických signálů v souvislosti se stresem.

5.1 Průběh psychologického stresu z pohledu evokovaných potenciálů

Jak vyplývá z názvu práce, tato studie si klade za cíl zjistit časový průběh psychologického stresu s využitím ERP. Stres byl zde vyvolán plněním aritmetických úloh pod určitým časovým tlakem. Aritmetické úlohy byly jednoduššího a složitějšího charakteru, to sloužilo k porovnání změřených ERP dat. Jednodušší úkoly jsou v této práci nazývány jako kontrolní a složitější jako stresové úkoly. [31]

Hypotézou této studie bylo zvýšení amplitudy u komponenty N1 pro stresové úlohy oproti kontrolním úlohám. Také bylo předpokládáno, že dojde k výraznějšímu zkrácení latence komponenty P2 pro stresové úlohy než pro kontrolní úlohy. Předpoklad ohledně komponenty P2 byl stanoven na základě toho, že subjekt bude při stresových úkolech více ostražitý.

Experimentu se zúčastnilo 14 subjektů ve věku 19-24 let. Všichni byli praváci s normálním zrakem (nebo měli brýle či kontaktní čočky). Před zahájením experimentu byli všichni účastníci seznámeni s průběhem měření a svým písemným souhlasem povolili využití naměřených dat k dalšímu zpracování.

Celý experiment se skládal ze čtyř částí a mezi každou z nich byla pauza. Každá část a pauza trvaly 10 minut. V první a čtvrté části bylo subjektům prezentováno číslo s dvěma desetinnými místy např. (2,11) a účastník byl požádán, aby se na číslo soustředil bez reakce. V druhé a třetí části byl subjekt požádán, aby vypočítal lehké (druhá část) a těžké (třetí část) aritmetické úlohy. Tyto úlohy spočívaly v rozhodnutí, zda násobení dvou čísel je ve výsledku větší než číslo 10, pro jednodušší úlohy (např. $1,23 \times 0,54$), pro složitější úlohy (např. $2,11 \times 4,51$). Časová doba na rozhodnutí o výsledku příkladu byla 3200 ms. Po uplynutí příkladu se na dobu 1000 milisekund objevila zpětná vazba, kde bylo subjektu zobrazeno korektní řešení předchozího příkladu. Průměrná doba odezvy u kontrolních úkolů byla 781 milisekund s průměrnou přesností správného výsledku 96%, u stresových úkolů byla průměrná doba odezvy 1298 milisekund a průměrná přesnost správnosti rozhodnutí 59%. Po měření byl subjektu předložen dotazník, ve kterém měl ohodnotit míru zátěže v jednotlivých etapách na stupnici 1-5 (1-slabá zátěž, 5-extremní zátěž).

EEG záznam byl pořizován z 64 elektrod umístěných na hlavě subjektu podle systému 10/20. Pro vyhodnocení byla použita data z oblasti okcipitální, frontální a centrální.

Z vyhodnocení studie vyplývá, že pro komponentu N1 byl vrchol negativnější, především v týlní oblasti, při plnění kontrolních úkolů ($-8,53 \mu\text{V}$) než u stresových úkolů ($-5,87 \mu\text{V}$). Dále bylo vyhodnoceno, že latence výskytu složky P2 byla kratší pro stresové úkoly (201 ms) než pro kontrolní úkoly (219 ms). Pro komponentu N2 v časovém rozmezí 250-350 ms po výskytu stimulu bylo vyhodnoceno, že tato komponenta má vyšší absolutní hodnotu amplitudy pro kontrolní úkoly oproti stresovým úkolům.

Z výsledku této studie je patrné, že k elektrofyziologickému vnímání stresu dochází v počáteční fázi kognitivního zpracování.

5.2 Rozpoznávání duševního stresu pomocí EEG

Tato studie se zaměřuje na analýzu vlivu mentální pracovní zátěže na lidský stres pomocí EEG. [33]

Scénář pro experiment byl složen z několika částí, ve kterých bylo snímáno EEG. Před začátkem experimentu byl subjekt usazen na židli a požádán o omezení pohybů (omezení výskytu nežádoucích artefaktů v EEG záznamu). V první části měl subjekt zavřené oči po dobu 3 minut. Po této fázi subjekt otevřel oči a byla zaznamenávána aktivita EEG po dobu 10 minut. V poslední fázi byly subjektu pokládány otázky z IQ testu. Tato fáze trvala 10 minut a subjekt měl za úkol zodpovědět 20 otázek. Otázky byly zaměřené na analytické uvažování, logické myšlení, prostorovou orientaci a aritmetické výpočty. Tyto IQ otázky měly za úkol způsobit psychickou zátěž u subjektu.

Tohoto experimentu se zúčastnilo 10 osob, z nichž pro analýzu a vyhodnocení bylo použito pouze 5 z důvodu vysokého znehodnocení EEG záznamu artefakty (způsobené pohybem očí, mrknutím oka, motorickým pohybem a elektrickým vedením).

Pro analýzu byly EEG záznamy rozděleny do pěti základních pásem:

- Delta – 1-4 Hz
- Théta – 4-8 Hz
- Alfa – 8-13 Hz
- Beta – 13-30 Hz
- Gamma - >35 Hz

Z těchto pásem vykazuje beta největší odchylky pro pracovní zátěž. Z tohoto důvodu bylo pásmo beta vybráno jako hlavní pro vyhodnocení této studie. Průměrná výkonová spektrální hustota byla vypočtena pomocí frekvenční analýzy EEG.

Z vyhodnocení experimentu vyplývá, že amplituda beta aktivity byla větší ve fázi, ve které byly subjektu pokládány otázky, než ve fázích, kde měl pouze otevřené nebo zavřené oči.

5.3 Detekce stresu za použití více biosignálů

Tento článek je především o měření stresu v závislosti na používání počítače. Uživatelé počítačů mohou být vystaveni stresu při jeho používání například při neintuitivním uživatelském rozhraní, při pomalé odpovědi aplikace, při zamrznutí softwaru atd. Tato studie byla navržena tak, aby bylo možno zjistit, zda stres může být měřen pomocí biologických signálů (EEG, EKG atd.). [32]

Experiment byl založen na zkoumání neurobiologických změn, které nastanou, když se subjekt pokouší prolomit heslo pro přístup do aplikace. V experimentu bylo měřeno EEG a EKG. Průběh experimentu byl následující:

1. Nejprve subjekt četl článek, který pojednával o řeči těla (1-5 minut). Sloužilo jako výchozí aktivita.
2. Přepisování textu – Subjekt přepisoval článek textu obsahující přibližně 300 slov (1-5 minut).
3. Přihlášení subjektu do svého univerzitního konta.
4. V této části si subjekt v duchu četl článek, který pojednával o způsobu nabourání se do účtu a o odhalování hesel.
5. Před zahájením pokusu odhalování hesla byly subjektu poskytnuty základní informace o osobě, k jejímuž účtu se měl za úkol subjekt přihlásit (jméno, příjmení, záliby, atd.) Subjektu bylo dále řečeno, že heslo je složeno z výše předložených údajů a skládá se z 10 znaků (číslíce nebo písmena malými znaky). Na prolomení hesla měl subjekt 5 minut. Subjekt při hádání hesla viděl pomocí (znaku *), zda uhodl některý znak hesla. Při měření byl na monitoru prezentován čas, který měl zelenou barvu a po dvou minutách zčervenal z důvodu vyvolání stresu. Dále po dvou minutách bylo subjektům místo znaku „*“ ukázáno 50% uhádnutých znaků. Po další minutě mu byl odhalen i zbytek úspěšně odhalených znaků. Při uhádnutí dalších znaků byly rovnou

prezentovány v jejich správně podobě (ne *). Experiment byl ukončen při uhádnutí hesla nebo po vypršení časového limitu.

6. Uživatel se přihlásil k účtu pomocí uhádnutého hesla, nebo mu bylo heslo prozrazeno.

Pro zpracování byl použit software *Matlab*, konkrétně jeho plugin *EEGLAB*. Z vyhodnocení EKG dat vyplynulo, že srdeční frekvence byla nejvyšší v etapě, kde subjekt hádal heslo a nejnižší v první etapě.

Z analýzy EEG dat je patrná změna v hodnotách výkonové spektrální hustoty mezi různými fázemi experimentu. Největší změny byly naměřeny v poslední fázi experimentu, ve které subjekt hádal heslo.

5.4 Eliminuje stres kouření cigaret? Zjištění pomocí ERP

Experiment se zaměřuje na stres a možnou změnu jeho úrovně po vykouření cigarety. Tento experiment vychází z již uskutečněných experimentů, které byly provedeny na téma „jak kouření cigaret ovlivňuje míru stresu“. Z předchozích experimentů bylo dokázáno, že kouření cigaret snižuje stres z psychologického hlediska, nicméně z fyziologického zvyšuje úroveň vzrušení. Také bylo z předchozích studií prokázáno, že lidé kouří cigarety, aby byli schopni lépe zvládat stresové situace, které je vedou ke kouření. Z výsledků předchozích studií také vyplývá, že kouření zvyšuje srdeční frekvenci, což je známkou zvýšení vzrušení. Zvýšení hladiny vzrušení je ale také typická fyziologická odpověď na stresor (působení stresu). Z tohoto poznatku je patrné, že kouření cigaret a stres sdílejí společnou fyziologickou reakci, tudíž obecné mínění kuřáků, že cigareta snižuje stres je v rozporu s fyziologickým projevem lidského organismu. [34]

V souvislosti s předchozími prozkoumanými studiemi se tento experiment zaměřuje na pozdní pozitivní potenciály (LPP), které jsou podsložkou ERP, za účelem testování účinku vykouření cigarety na snížení stresu. Ve studiích, ze kterých tento experiment vycházel, bylo dokázáno, že negativní obrázky způsobují vyšší míru vzrušení, která se projevuje vyšší amplitudou pozitivních vln než při pozorování neutrálních obrázků. To znamená, že amplituda těchto vln může být ukazatelem zvýšení nebo snížení emočního napětí.

Předpokladem této studie bylo, že po vykouření cigarety dojde ke snížení amplitudy pozitivních vln, které odráží úroveň vzrušení, než v případě pouhého odpočinku bez kouření.

Této studii se zúčastnilo 14 mužů ve věku 21-25 let. Pro obě části experimentu byli účastníci stejní.

Tato studie byla rozdělena na 2 části:

První část – V této části byli účastníci stimulováni prostřednictvím neutrálních obrázků, které jim byly promítány. Následovala pauza, která trvala 3 minuty, ve které subjekt odpočíval nebo kouřil cigaretu. Následně byly subjektům opět promítány neutrální obrázky.

Druhá část – Tato část byla obdobná předchozí kromě toho, že místo prvního souboru obrázků byly subjektům promítány obrázky negativního charakteru, které u subjektu měly vyvolat stres.

Každý soubor promítaných obrázků byl složen z 20 snímků vybraných z IAPS (mezinárodní emoční obrázkový systém).

Subjekt se měl dostavit 3 hodiny před měřením, ve kterých měl relaxovat. Každý subjekt se zúčastnil měření čtyřikrát. Jednou v pauzách kouřil cigaretu a podruhé ne. Při experimentu byly měřeny EEG signály z elektrod umístěných podle systému 10/20, a to z elektrod Pz, Cz, Fz. Dále bylo pomocí elektrod snímáno mrkání očí, které sloužilo pro odstranění nežádoucích artefaktů ze záznamu. Pro vyhodnocení experimentu byla použita data z elektrody Pz, ve které LPP dosahovaly nejvyššího rozdílu.

Z vyhodnocení bylo patrné, že rozdíly v průběhu vln za různých podmínek (kouření cigarety, odpočinek) byly lépe viditelné po pauze nežli před ní.

Jako výsledek této studie byly interpretována následující fakta:

- V první části experimentu (neutrální obrázky → pauza → neutrální obrázky) se amplituda LPP snížila jen při pauze, ve které byla vykouřena cigareta.
- V druhé části experimentu (negativní obrázky → pauza → neutrální obrázky) došlo k výraznému poklesu amplitudy v obou případech (kouření cigarety, relaxace), avšak pokles amplitudy vlivem kouření byl výraznější.

Předpoklady pro tuto studii byly potvrzeny, tudíž vyplývá, že kouření cigaret může způsobovat snížení stresu.

6 Návrh experimentu

V této kapitole je popsáno navrhnutí experimentu a následně implementace scénář, který sloužil jako podklad pro měření dat.

6.1 Dostupné vybavení laboratoře

Pro realizaci navrženého experimentu byla zapotřebí laboratoř a její vybavení. Laboratoř, ve které se celý experiment uskutečnil, se nachází na Západočeské univerzitě v Plzni, konkrétně ve třetím patře Fakulty aplikovaných věd. V této laboratoři bylo již uskutečněno mnoho experimentů týkajících se EEG nebo ERP. Laboratoř byla právě pro tyto experimenty upravena již v předchozích letech. Jelikož s měřením tohoto experimentu probíhaly současně měření jiných bakalářských a diplomových prací, bylo zařízení v laboratoři upravováno i po celou dobu experimentu, ale pouze způsobem, který neovlivnil experiment. V následujícím textu se nachází soupis a popis vybavení laboratoře ZČU.

Zvukotěsná komora

Jak vyplývá z názvu, tato komora je odhlučněna, což slouží k minimalizaci rušivých zvuků z okolí. V této komoře probíhají experimenty především s vizuální stimulací, které mohou být doprovázeny i stimulací zvukovou. V této zvukotěsné komoře se nachází křeslo, do kterého je usazen subjekt. V přední části komory (naproti subjektu, který její má v zorném poli) je nainstalován monitor, který slouží k přehrávání vizuálních podnětů. Nachází se v ní také sluchátka pro přehrávání audio stimulů. Komora byla nedílnou součástí mého experimentu, neboť všechny subjekty v ní byly měřeny. Vzhled komory z venku je možné vidět na Obr. 7.



Obr. 7 Zvukotěsná komora (vyfoceno v laboratoři)

Automobilový simulátor

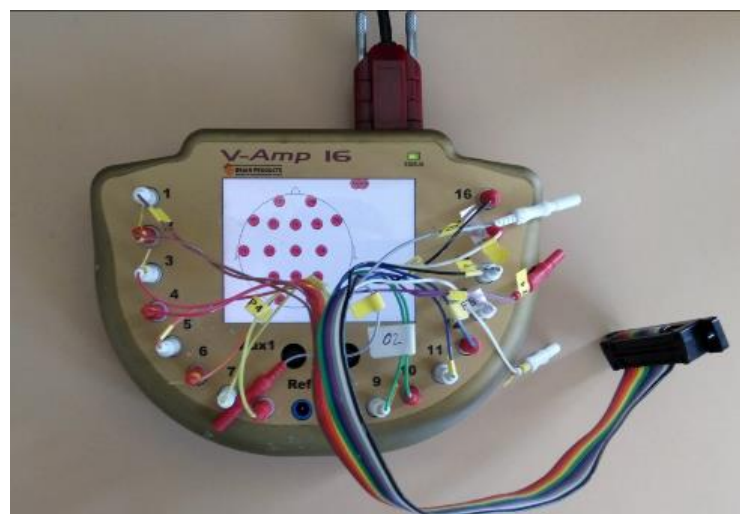
Tento automobilový simulátor je spojen s experimenty, které přímo souvisejí se sledováním aktivity mozku řidiče (např. sledování pozornosti). Simulátor se skládá z torza automobilu Škoda Octavia, konkrétně přední části, jehož interiér je původní kromě vyměněného volantu a pedálů za herní (Logitech G27). Další podstatnou součástí simulátoru je projektor, který slouží k promítání scény na stěnu nacházející se před automobilem, pro vytvoření co možná nejvíce reálného prostředí měřenému subjektu.

Zesilovač EEG signálu BrainAmp DC

Tento zesilovač slouží k zesílení snímaného EEG signálu a jeho přenos do koncového zařízení (PC). Je možno k němu připojit 32 kanálů a je vybaven baterií, tudíž je možno ho přenášet. Zesilovač komunikuje s počítačem pomocí USB 2.0 portu.

Zesilovač EEG signálu V-Amp 16

K tomuto zařízení lze připojit 16 kanálů pro snímání EEG aktivity, ale také má další dva vstupy, do kterých lze připojit senzory pro snímání dalších fyziologických signálů (např. tep, dech atd.). Tímto zařízením je zesilován EEG signál, který přichází z EEG čepice k němu připojené. Dále je tento záznam posílán do PC připojeného pomocí portu USB 2.0, ze kterého je zároveň napájen. Posílaný záznam je možno prostřednictvím tohoto zesilovače doplnit o markery (synchronizační značky výskytů stimulů), které přicházejí z jiného počítače připojeného k tomuto zařízení. Tento zesilovač je vidět na Obr. 8. Na *V-Amp* zesilovači je prostřednictvím displeje možno vidět impedanci (odpor) jednotlivých elektrod.



Obr. 8 Zesilovač V-Amp 16

EEG čepice a elektrody

Pro snímání EEG jsou v laboratoři k dispozici EEG čepice tří velikostí dle jejich obvodu (malá, střední, velká). Tyto čepice jsou z pružného materiálu a jsou v nich umístěny elektrody podle mezinárodního standardu 10/20 (viz kapitola 4.1.1). Elektrody v čepici jsou tvořeny kovem a plastovými válečky s dírou uprostřed. Kov elektrody je propojen drátkem s konektorem společným pro všechny elektrody. Díra uprostřed elektrody slouží pro aplikaci vodivého gelu. Na Obr. 9 je vyfocena EEG čepice. Dále se používá zemní a referenční elektroda. Zemní elektroda se umísťuje na ucho subjektu a spojuje neutrální potenciál přístroje se subjektem, aby se minimalizovalo rušení signálu. Referenční elektroda je umístěna cca 2 cm nad kořenem nosu, vůči ní se měří signál přicházející z ostatních elektrod.



Obr. 9 EEG čepice (vyfoceno v laboratoři)

Respirační pás

Jedná se o senzor, pomocí kterého se snímá dech. Na základě signálu lze potom zjistit frekvenci dechu a jeho charakteristiku. Tento pás se umísťuje kolem hrudního koše. Respirační pás se skládá z měděného drátku sinusového tvaru umístěného uvnitř pružné tkaniny. Dále ze dvou klipsen, které se zapínají do sebe a speciálního konektoru, který lze zapojit do přístroje *V-Amp 16*. Pás funguje na principu indukce. Protažení pásu při nádechu mírně změní frekvenci oscilátoru. [23]

Senzor pro snímání tepu

Tento senzor byl použit v experimentu kvůli souvislosti stresu a tepové frekvence uvedené v kapitole 4.4.2. Metoda, která byla použita pro snímání stresu, je popsána v kapitole 4.4.3. Senzor, který se nachází v laboratoři na Západočeské univerzitě, je zobrazen na Obr. 10.



Obr. 10 Senzor pro snímání tepu (vyfoceno v laboratoři)

GSR senzor

Tento senzor, dostupný v laboratoři, slouží pro snímání produkce potu lidským tělem a funguje na principu vodivosti kůže.

Senzor snímající teplotu

Tento senzor poskytuje informace o tělesné teplotě subjektu.

Další zdravotnické vybavení

V laboratoři je také dostupné další základní vybavení, které je podstatné pro přípravu subjektu na měření. Jedná se především o:

- Jehla s tupým koncem – nanáší se s ní elektro-gel mezi pokožku a elektrodu EEG čepice
- Speciální abrazivní pasta – která slouží k odstranění nečistot z čela a ušního lalůčku (make-up, mastnota)
- Elektro-gel – slouží pro snížení impedance mezi elektrodou a tkání
- Čistící vatové polštářky
- Nůžky
- Lékařská lepicí páska – pro upevnění referenční elektrody na čelo měřeného subjektu

Počítačové vybavení

Součástí laboratoře jsou čtyři počítače, na kterých se nachází software potřebný k nahrávání EEG záznamu a ke stimulaci subjektů.

Softwarové vybavení laboratoře

V této části je popsáno softwarové vybavení laboratoře, které bylo použito pro měření, analýzu a vyhodnocení dat.

BrainVision Recorder

Jedná se o software, který slouží k nahrávání EEG/ERP záznamu přicházejícího z EEG čepice přes zesilovač *V-Amp 16*. *BrainVision Recorder* je multifunkční záznamový software navržený tak, že jej lze používat pro různé typy zesilovačů. Umožňuje zobrazení dat více způsoby. Pomocí něj je možné také sledovat impedanci jednotlivých elektrod při přípravě subjektu na měření. Dále umožňuje sledovat data přímo při jejich pořizování a dokonce i umožňuje vizualizaci zprůměrovaných ERP pro konkrétní druhy stimulů. [24]

BrainVision Analyzer 2.0

Jedná se o software, který slouží pro analýzu neurofyziologických dat. *Analyzer* obsahuje všechny potřebné funkce jako předzpracování dat, časově-frekvenční analýzy, ICA, LORETA a MRI korekci. Navíc disponuje rozhraním pro *MATLAB*. Dokonce lze funkcionalitu rozšířit pomocí rozhraní, které je dostupné pro platformu *.NET*. [24]

Matlab a jeho pluginy EEGLAB, ERPLAB

Jedná se o skriptovací programovací jazyk s interaktivním programovacím prostředím, který je dostupný pro operační systémy Windows, Linux a MacOS. Je vhodný pro modelování, simulace, inženýrské výpočty, ale také pro analýzu a vizualizaci dat. Možnosti *MATLABu* je možné rozšířit pomocí toolboxů, které slouží pro specifické účely. Jedním takovým pluginem je **EEGLAB**. Pomocí tohoto pluginu lze zpracovávat EEG/ERP a další elektrofyziologická data. Slouží především k odstranění artefaktů a základní analýzu EEG. *EEGLAB* lze dále rozšířit pomocí dalších pluginů, jako je například:

- **BVA-io** – umožňuje načítání a ukládání dat z/do různých formátů např. *.vhdr*, ve kterém byla data z experimentu uložena

- **ERPLAB** – slouží především pro analýzu ERP a poskytuje i jeho přehlednější vizualizaci
- **FMRIB** – tento plugin umožňuje detekovat a odstranit artefakty způsobené srdeční činností. Především umožňuje detekovat výskyt QRS komplexů, které reprezentují stah komorové svaloviny srdce (detekce tepové frekvence)

Presentation

Software *Presentation* [29], který vyvinula firma *Neurobehavioral Systems*, je určený především pro posílání stimulů do koncových zařízení ve vědeckých experimentech oblasti neurologie. Tato koncová zařízení mohou být například sluchátka (pro stimuly zvukového charakteru), obrazovka (pro podněty vizuálního charakteru). Kromě prezentace těchto stimulů odesílá *Presentation* také značku stimulu (marker) přes paralelní port. Program je napsán tak, aby poskytoval co možná nejkratší časovou odezvu odeslaného markeru. Tento program, dle specifikace, funguje pouze na platformě Windows (Vista/7/8/10). Součástí tohoto programu je editor pro vytváření scénářů. Scénář experimentu lze vytvářet pomocí dvou jazyků:

- **SDL** – určen k popisu stimulů a specifikaci jejich vlastností
- **PCL** – jedná se o interpretovaný programovací jazyk, který se používá k implementaci scénáře.

Scénář experimentu se obvykle skládá z:

1. Hlavičky (Header) – Nachází se v ní obvykle parametry, které ovlivňují celý scénář.
2. SDL část – V této části jsou definovány stimuly a komponenty, které budou ve scénáři použity (deklarace a inicializace).
3. PCL část – V ní se implementuje konkrétní průběh scénáře a také se zde určuje chování objektů, které byly nadefinovány v SDL části.

Program *Presentation* byl využit pro tento experiment.

6.2 Pravidla a strategie pro návrh a analýzu experimentu

V této kapitole jsou popsány základní pravidla a strategie, které jsou doporučovány pro tvorbu a vyhodnocení ERP experimentů. [16]

Strategie

V literatuře [16] na 62-66 str. jsou popsány doporučené strategie pro tvorbu a vyhodnocení ERP experimentů.

1. Zacílit se na specifické ERP komponenty. Doporučuje se zaměřit na jednu, možná dvě ERP komponenty.
2. Využívat pro návrh experimentu jiné, dříve ověřené, experimenty. Studovat tak komponenty, které byly studovány v jiném experimentu, který je podmínkami co nejvíce podobný vlastnímu experimentu.
3. Zaměřit se na velké komponenty, pokud je to možné, jako jsou komponenty P3 a N400.
4. Snažit se o izolování komponent s odlišným tvarem.
5. Zaměřit se na snadno izolovatelné komponenty.
6. Experiment by měl být navrhnout nezávisle na komponentách.

Pravidla

V literatuře [16] na 96-97 str. jsou shrnuty základní doporučená pravidla pro tvorbu a vyhodnocení ERP experimentů.

1. Peaky (vrcholy, body lokálního maxima) a komponenty nejsou to samé. Bod, ve kterém napětí dosáhne lokálního maxima, nemusí být podstatný.
2. Není možné odhadnout časový průběh nebo vrchol latence ERP komponent při pohledu na jednu ERP křivku.
3. Je nebezpečné porovnávat upravená data ERP křivek se surovými daty ERP křivek.
4. Rozdíl ve velikosti komponent nemusí nutně souviset se změnou amplitudy křivky.
5. Nepředpokládat, že zprůměrovaná ERP křivka představuje průběh jednotlivých ERP vln.
6. Používat stejné fyzické stimuly při různých psychologických podmínkách (jiný psychický stav subjektu).
7. V případě, že se nelze vyhnout změně fyzického stimulu, provést kontrolní experiment pro ověření věrohodnosti.
8. Být opatrní během porovnávání zprůměrovaných ERP křivek, které jsou založené na různém počtu pokusů.
9. Být opatrní při přítomnosti nebo časování motorických odpovědí v odlišných podmínkách.
10. Podmínky experimentu by se měly měnit spíše uvnitř zkušebních bloků než mezi zkušebními bloky.

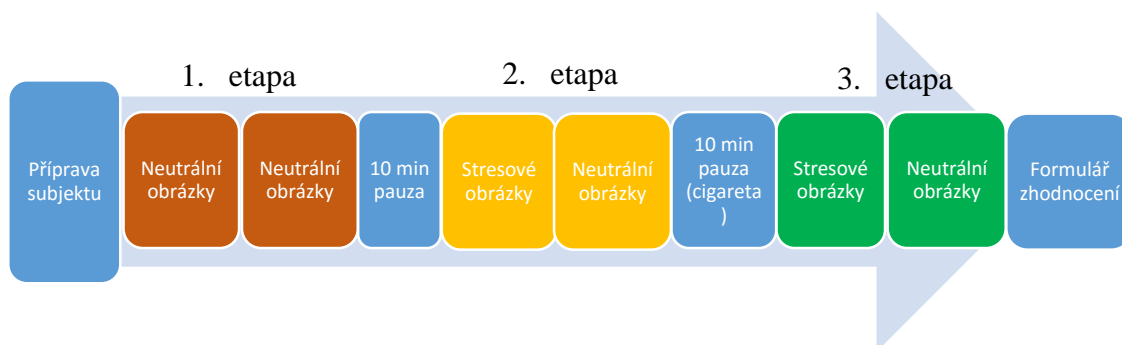
11. Nepředpokládat, že latence společně s amplitudou ERP komponent jsou lineárně závislé na kvalitě nebo načasování poznávacího procesu. Může to být otestováno, ale nemělo by se to nikdy předpokládat.

6.3 Návrh scénáře experimentu

Celý experiment, jak vyplývá z názvu práce, se týká měření psychického stavu subjektu. Konkrétně se jedná o měření EEG/ERP vln při působení stresové situace na subjekt. Jako doprovodné měření bylo zvoleno měření tepové frekvence, která se stresem úzce souvisí. V kapitole 2.7 byla popsána souvislost týkající se kouření a stresu. Bylo zde také uvedeno, že kouření může v krátkodobém hledisku přinést pocit zvládnutí stresové situace. Tuto skutečnost jsem se rozhodl ověřit ve vlastním experimentu.

Při návrhu experimentu, který by zkoumal psychický stav jedince, bylo důležité stanovit stejné podmínky pro všechny měřené subjekty. Stimuly pro navození stresové situace a situace nestresové (neutrální) byly vizuálního charakteru. Jedná se o obrázky z (IAPS) mezinárodního emočního obrázkového systému. Tyto obrázky se používají pro laboratorní výzkum emocí. Pro určení, které obrázky budou promítány subjektům, byla využita hodnota valence (termín užívaný v psychologii – udává, jestli je hodnocení obrázku pozitivní či negativní) uvedená v [30]. Jako negativní obrázky byly zvoleny ty, u kterých je valence menší než 4,1 a jako neutrální, u kterých je valence v rozmezí 4,4 až 6,3. Použité obrázky a jejich valenci lze vidět v Tab. 7. Toto rozdělení částečně vycházelo z již provedeného dělení uvedeného ve zdroji [35]. Oproti tomuto rozdělení zde byla snížena hranice pro negativní a zvýšena dolní hranice pro neutrální obrázky z důvodu větší patrnosti oddělení stresových od neutrálních obrázků.

Pro návrh experimentu bylo částečně vycházeno z experimentu uvedeném v kapitole 5.4. Jednotlivé fáze pilotního scénáře experimentu jsou zobrazeny na Obr. 11.



Obr. 11 Diagram pilotního experimentu

Všechny promítané obrázky byly vybrány z databáze IAPS na základě valence a poskládány do experimentu tak, aby hodnota průměrně valence byla pro stejný typ obrázků mezi 2. a 3. etapou co nejméně rozdílná. První etapa slouží především pro navyknutí subjektu na promítané stimuly a snížení pravděpodobnosti výskytu vyšší amplitudy vln z důvodu, že měřený subjekt vidí něco zcela nového a neočekávaného. Mezi první a druhou etapou je pauza 10 minut, která je stejně dlouhá jako pauza mezi druhou a třetí etapou (pauza na cigaretu). V pilotním scénáři byla pauza v jednotlivých etapách mezi soubory obrázků 3 sekundy. Seznam obrázků, které byly subjektu promítány, jsou v Tab. 7.

Tab. 7 Seznam obrázků s hodnotou valence použitých v experimentu

1. fáze				2. fáze				3. fáze								
Neutrální obrázky		Pauza v komoře 2 min	Neutrální obrázky		Pauza 10 min (relaxace)	Stresové obrázky		Pauza v komoře 2 min	Neutrální obrázky		Pauza 10 min (cigareta)	Stresové obrázky		Pauza v komoře 2 min	Neutrální obrázky	
Č. obrázku	Valence		Č. obrázku	Valence		Č. obrázku	Valence		Č. obrázku	Valence		Č. obrázku	Valence		Č. obrázku	Valence
5500	5.42		5510	5.15		1201	3.55		5520	5.33		9440	3.67		5530	5.38
7000	5		7003	5		1300	3.55		7006	4.88		1050	3.46		7009	4.93
7179	5.06		7182	5.16		2095	1.79		7185	4.97		2055.1	3.15		7183	5.58
7236	5.64		7233	5.09		3195	2.06		7224	4.45		3225	1.82		2220	5.03
2485	5.33		2493	4.82		5971	3.49		2516	4.9		5961	3.52		2570	4.78
7010	4.94		7025	4.63		6021	2.21		7034	4.95		6010	3.73		7002	4.97
7036	4.88		7037	4.81		6560	2.16		7039	5.93		6540	2.19		7041	4.99
7060	4.43		7090	5.19		9075	1.66		7150	4.72		9042	3.15		7130	4.77
7045	4.97		7052	5.33		9163	2.1		7056	5.07		9160	3.23		7057	5.35
1121	5.79		1313	5.65		9171	4.01		1935	4.88		9185	1.97		1616	5.21
2190	4.83		2214	5.01		9405	1.83		7211	4.81		9410	1.51		2200	4.79
5535	4.81		5731	5.39		9423	2.61		5900	5.93		9425	2.67		6150	5.08
2372	5.48		2374	6.29		1112	3.71		2385	5.2		9183	1.69		2377	5.19
8060	5.36		4605	5.59		9561	2.68		5130	4.45		9571	1.96		5120	4.39
5300	5.91		7186	4.63		9635.1	1.9		5395	5.34		9622	3.1		5390	5.59
5920	5.16		5950	5.99		9940	1.62		5726	6.23		9925	2.84		5740	5.21
5940	4.23		5875	6.03		9910	2.06		5534	4.84		9911	2.3		2840	4.91
7016	4.76		7018	4.81		9341	3.38		7019	5.2		9342	2.85		7021	5.21
7026	5.38		7030	4.69		9445	3.87		7031	4.52		9187	1.81		7033	5.4
7061	5.4		7080	5.27		3261	1.82		7081	5.36		3266	1.56		7100	5.24
Průměr:	5.139		Průměr:	5.2265		Průměr:	2.603			5.098		Průměr:	2.609		Průměr:	5.1

6.4 Implementace scénáře

Scénář experimentu měření byl implementován v softwaru *Presentation*, viz kapitola 6.1. Scénář experimentu je rozdělen do tří fází. V každé této fázi jsou vytvořena pole, která jsou naplněna stimuly (obrázky). Konkrétně v první fázi neutrální obrázky → neutrální obrázky, v druhé stresové obrázky → neutrální obrázky, ve třetí stresové obrázky → neutrální obrázky.

Ukázka kódu pole s naplněným stimuly:

```
array {  
  bitmap { filename = "..\\stimuli\\neutral_image\\5500.jpg"; preload = false; };  
  bitmap { filename = "..\\stimuli\\neutral_image\\7000.jpg"; preload = false; };  
  bitmap { filename = "..\\stimuli\\neutral_image\\7179.jpg"; preload = false; };  
  ...  
}
```

Každá sekce promítání obsahuje 20 obrázků a interval promítání jednoho obrázku je zvolen na 3000 milisekund. Mezi jednotlivými sekcemi je vložena čekací smyčka o délce 3 sekund (ve finálním scénáři 2 minuty). Dále bylo nutné v tomto programu nastavit příslušný port, přes který se odesílají značky (markery), které představují výskyty stimulu (obrázků). Toto lze nastavit v záložce *Setting* → *Port* → *Output ports* → *Add*. Port v laboratoři byl zvolen na *LPT3*.

Adresářová struktura scénáře experiment je:

*Hnojsky_experiment_stres_DP_**

logfile – Obsahuje soubor s historií promítaných událostí subjektu.

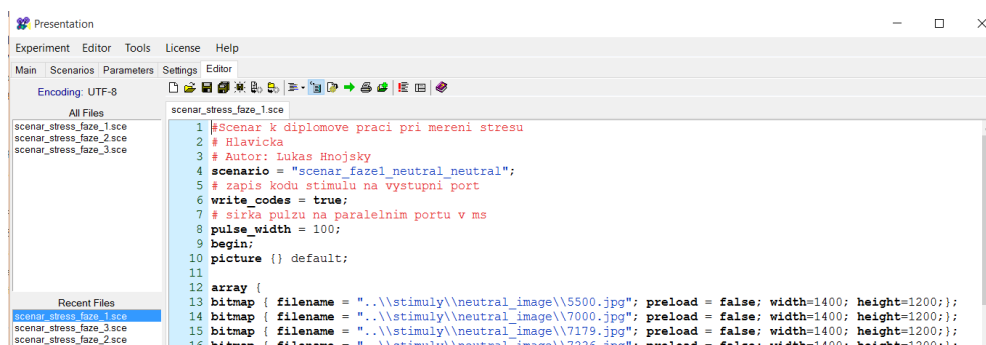
scenar – Zde se nachází soubory (*.sce*), ve kterých je napsán kód experimentu.

stimuly

neutral_image – Adresář, ve kterém jsou neutrální obrázky.

stress_image – Adresář, ve kterém jsou negativní obrázky.

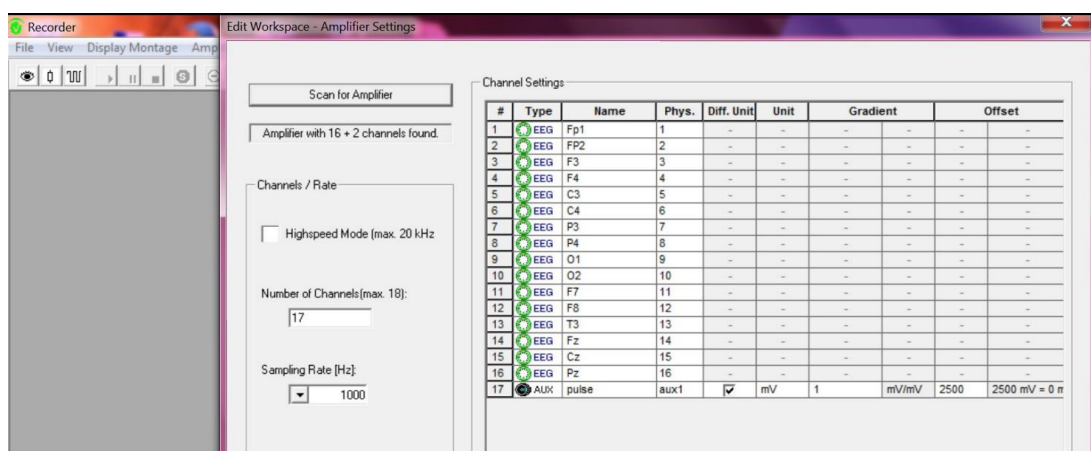
Náhled programu *Presentation* je na Obr. 12.



Obr. 12 Náhled programu *Presentation*

6.5 Založení workspace v programu *BrainVision Recorder*

Pro měření, základní vizualizaci a ukládání dat bylo nutné založit v programu *BrainVision Recorder* nový workspace a připravit jej pro měření konkrétního scénáře. Tento program pomocí USB 2.0 přijímá zesílené signály z přístroje *V-Amp 16* a vizualizuje průběh signálů na obrazovku a zároveň ukládá data do souboru příslušného formátu. EEG/ERP data byla snímána z 16 elektrod nacházejících se v čepici, konkrétně z elektrod (F_{p1}, F_{p2}, F₇, F₃, F_z, F₄, F₈, T₃, C₃, C_z, C₄, P₃, P_z, P₄, O₁, O₂). Data týkající se tepu byla získávána prostřednictvím senzoru snímajícího tep připojeného k zařízení *V-Amp 16* pomocí vstupu *AUX1*. Při založení workspace bylo nutné namapovat 17 kanálů, z nichž 16 kanálů odpovídá jednotlivým elektrodám uvedených výše a poslední kanál odpovídá senzoru pro snímání tepu. Pro sedmnáctý kanál bylo upraveno měřítko zobrazení, podle příloženého návodu na obsluhu, na 2500 mV (milivoltů). Namapování elektrod z EEG čepice a senzoru pro snímání tepu je možno vidět na Obr. 13. Při práci s programem *BrainVision Recorder* jsou důležitá dvě základní zobrazení. Tlačítko označeno na Obr. 13 v levém horním rohu znakem malého rezistoru přepne program do zobrazení, ve kterém je možno vidět impedanci a rozmístění jednotlivých elektrod. Základní orientace v impedanci je označena barvami v nastaveném měřítku, zelená (malá impedance v nastaveném měřítku), červená (velká impedance v nastaveném měřítku). Po stisknutí tlačítka, které je označeno na Obr. 13 znakem oka, se program přepne do zobrazení, ve kterém je možno vidět průběh signálů z jednotlivých elektrod a ze senzoru pro snímání tepu. Dále jsou zde také vidět zprůměrované vlny pro jednotlivé kanály. Průměr vln se vypočítává ze záznamu ihned po výskytu markeru (stimul).



Obr. 13 Náhled programu *BrainVision Recorder*

6.6 Otestování scénáře

Testování scénáře proběhlo nejprve bez faktického měření subjektu. Bylo nutné připojit všechny komponenty a otestovat správnou funkčnost implementovaného scénáře. Konkrétně se jednalo o propojení notebooku, ve kterém je nainstalován software *BrainVision Recorder*, ke kterému byl dál připojen zesilovač *V-Amp 16* s připojenou EEG čepicí a senzorem pro snímání tepové frekvence. Zesilovač byl dále připojen pomocí paralelního portu ke stolnímu počítači, ve kterém je nainstalován software *Presentation*. Po spuštění scénáře byla ověřena správnost zasílání markerů (v okamžiku prezentace obrázku na monitoru) *Presentationem* přes *V-Amp 16* do *BrainVision Recorderu*.

Po testu funkčnosti scénáře byl pozván subjekt na první zkušební měření. Po otestování pilotního scénáře, jehož data jsou uložena v adresáři *data_stres/SIC_0001*, byly subjektu položeny otázky týkající se pocitů ohledně scénáře. Zkušební subjekt se vyjádřil k délce experimentu a jeho průběhu následovně:

- Příliš rychlý přechod mezi jednotlivými druhy stimulů v etapách 2 a 3.
- Dlouhá doba přípravy na experiment.
- Malá velikost obrázku na promítaném monitoru.

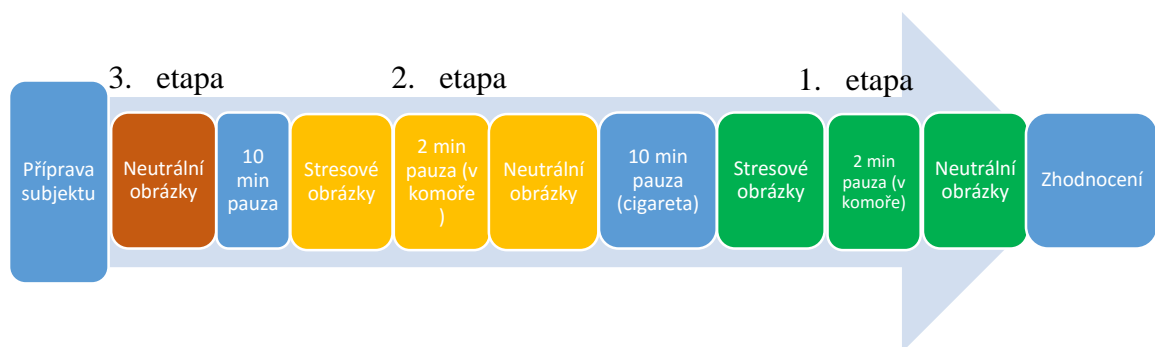
Vlastní poznatky z prvního měření:

- Subjekt nezaregistroval přechod (neutrální obrázky → neutrální obrázky). Tyto obrázky slouží pouze pro navyknutí subjektu na určité podněty a pro snížení pravděpodobnosti výskytu vyšší amplitudy vln z důvodu, že subjekt vidí něco nového. Možné zkrácení etapy o polovinu.
- Po odpojení čepice (pauza na cigaretu) nutno v programu *BrainVision Recorder* vypnout nahrávání měření a opětovně zapnout z důvodu chyby zobrazení vln v programu *BrainVision Recorder*.
- Pauza 10 minut je dostačující na vykouření cigarety, zpětné usazení subjektu a pro úpravu možné změny impedance elektrod.

6.7 Úprava scénáře a implementace

Na základě poznatků z pilotního scénáře uvedených v předchozí kapitole a na základě konzultace s vedoucím diplomové práce byl scénář experimentu upraven. První etapa byla zkrácena na polovinu, neboť se jedná o etapu, která slouží jen pro odstranění překvapení subjektu z něčeho nového. Dále byla zvýšena doba pauzy z 3 sekund

na 2 minuty a to konkrétně mezi soubory obrázků v etapě 2 a 3. Diagram finální podoby experimentu je možné vidět na Obr. 14. Na základě poznatku od testovacího subjektu byla zvětšena velikost promítaných obrázků. V implementaci bylo nutné odstranit pole představující druhý soubor obrázků v prvním etapě a také upravit dobu trvání čekající smyčky mezi soubory obrázků. Zdrojový kód pilotního i finálního experimentu je uložen na příloženém DVD. Pilotní scénář pod názvem adresáře *SIC_DP_1* a finální pod názvem *SIC_DP_2*. Zkratka *SIC** je použita pro jednoznačně určení experimentu (Stress Image Cigarettes).



Obr. 14 Diagram finálního scénáře experimentu

6.8 Hypotézy a předpoklady experimentu

Na základě teoretických poznatků (např. fyziologické příznaky stresu) a dle prostudovaných odborných článků byly pro tento experiment stanoveny následující hypotézy:

- **H₁** – Při sledování negativních obrázků bude mít subjekt vyšší tepovou frekvenci než při sledování neutrálních obrázků.
- **H₂** – Po vykouření cigarety dojde ke zvýšení tepové frekvence.
- **H₃** – Zastoupení théta vln bude vyšší při promítání negativních obrázků než při promítání neutrálních obrázků.
- **H₄** – Po pauze, ve které subjekt kouřil cigaretu, (třetí etapa) bude nižší zastoupení vln v pásmu alfa oproti druhé etapě.

Hypotézy **H₁** a **H₂** byly stanoveny na základě fyziologických projevů stresu a kouření cigaret na lidský organismus.

Hypotézy **H₃** a **H₄** byly stanoveny na základě shrnutí studie uvedené na konci kapitoly 4.1 a v Tab. 6.

Na základě experimentu (kapitola 5.4) byl stanoven předpoklad:

- **P₁** – Dojde ke změně amplitudy u pozdních pozitivních potenciálů (LPP), které jsou podsložkou ERP signálu, ve třetí etapě při promítání stresových obrázků (po 10 minutové pauze, ve které subjekt kouřil cigaretu) oproti promítání stresových ve druhé etapě (před níž byla pauza, ve které relaxoval).

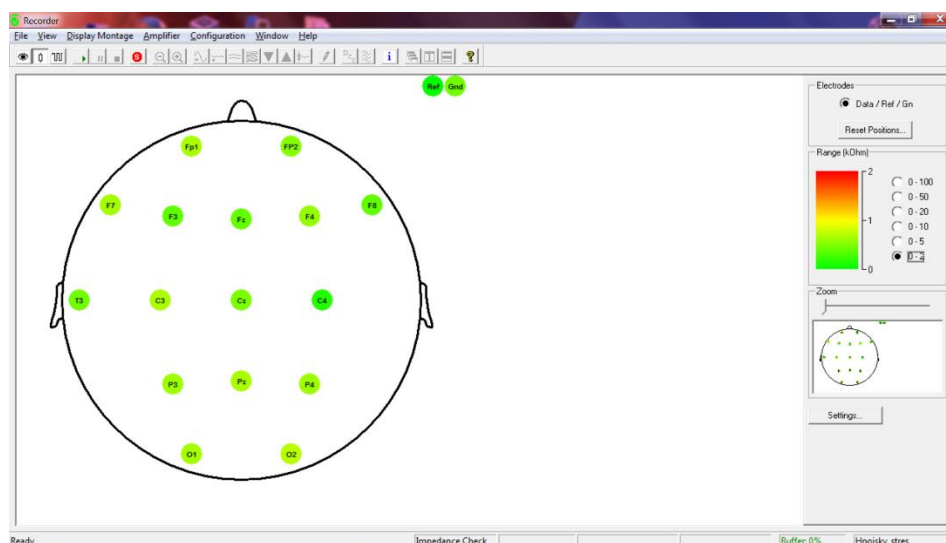
Pro vyhodnocení tohoto předpokladu nebyly prováděny statistické metody.

7 Realizace experimentu

V této kapitole je popsán celý průběh experimentu, který byl prováděn u všech subjektů. Měření se zúčastnilo 14 osob ve věkovém rozmezí 22-50 let, z nichž bylo 11 mužů a 3 ženy. Všechny měřené subjekty uvedly, že jsou praváci. Den před vlastním měřením bylo subjektu připomenuto, aby v den měření přišel s umytými vlasy a také, aby 3 hodiny před experimentem nekouřil cigarety. U žen pak bylo zdůrazněno, aby přišly nenamalované (umístění referenční elektrody nad kořen nosu). V laboratoři probíhá celá řada dalších experimentů (diplomové/bakalářské práce, další experimenty v oblasti výzkumu EEG). Kvůli lepší organizaci rozvrhu v laboratoři existuje společný kalendář, jehož prostřednictvím se zamlouvá laboratoř a její vybavení. Laboratoř byla zmluvena o půl hodiny dříve před příchodem subjektu kvůli přepojení různého hardwaru a znovu vyzkoušení chodu scénáře. Také byly připraveny veškeré pomůcky pro přípravu subjektu k měření.

7.1 Příprava subjektu na měření

Subjekt nejprve vyplnil a podepsal souhlas s měřením, který se nachází v příloze A. Tyto vyplněné dokumenty, od všech subjektů, jsou archivovány v laboratoři. Dále byl požádán, aby odložil mobilní telefon a další elektronická zařízení, která by mohla zapříčinit vznik artefaktů. Dále byl subjekt usazen na židli před notebook, kde mohl sledovat impedanci elektrod při aplikaci vodivého gelu mezi pokožku hlavy a elektrody. Následně byl subjektu očištěn pravý ušní lalůček a čelo pomocí abrazivní pasty. Dle změřeného obvodu hlavy subjektu byla zvolena vhodná EEG čepice (žlutá, modrá, červená). Měřená osoba byla požádána, aby si nasadila na hlavu EEG čepici. Pozice čepice byla následně upravena experimentátorem. Čepice byla připojena k zesilovači *V-Amp 16*, který byl připojen k notebooku se softwarem *BrainVision Recorder*. Následně byla nanášena vrstva vodivého gelu na referenční a zemní elektrodu. Obě tyto elektrody byly připojeny do zesilovače. Referenční elektroda byla přilepena, pomocí lepicí pásky, přibližně 1-2 cm nad kořen nosu. Zemní elektroda byla subjektu připnuta, pomocí klipsny, k pravému ušnímu lalůčku. Dále byla injekční stříkačka s dutou jehlou vložena do duté díry v elektrodě. Krouživými pohyby injekční stříkačkou byly rozhrnuty vlasy nacházející se pod elektrodou v EEG čepici a aplikován vodivý gel (elektrogel) do prostoru mezi pokožkou hlavy a elektrodou z důvodu zajištění co nejlepší vodivosti. Tímto byla snižovaná impedance elektrod na maximální hodnotu 1 k Ω (kiloohm). Náhled softwaru *BrainVision Recorder* s impedancí jednotlivých elektrod je zobrazen na Obr. 15.



Obr. 15 Náhled programu BrainVision Recorder s impedancí jednotlivých elektrod

Po snížení impedance na požadovanou hodnotu byl subjekt požádán, aby se přemístil do zvukotěsné komory, kde se posadil do křesla. Nakonec byl do zesilovače *V-Amp 16* připojen senzor pro snímání tepu a tento senzor byl subjektu nasazen na malíček pravé ruky.

7.2 Průběh experimentu

Po přípravě seděl již subjekt ve zvukotěsné komoře asi 120 cm před monitorem, prostřednictvím kterého mu byly promítány podněty (obrázky). Byl mu připomenut scénář experimentu. Dále byl upozorněn na omezení pohybu těla, mrkání, pohybu úst. Také byl požádán, aby neodvracel zrak od monitoru i v případě, že mu pohled na negativní obrázky bude nepříjemný.

Následně byla zkontrolována impedance elektrod, která byla popřípadě snížena na požadovanou hodnotu opětovnou aplikací gelu. Po této kontrole bylo zapnuto nahrávání dat v programu *BrainVision Recorder*. V programu *Presentation* byla zapnuta první část scénáře, ve které bylo subjektu promítnuto 20 neutrálních obrázků, které jsou uvedeny v Tab. 7 (první polovina neutrálních obrázků z první fáze). Po skončení této fáze následovala desetiminutová pauza, ve které subjekt seděl v komoře a měl za úkol relaxovat. Po této pauze následovala etapa, ve které byl subjekt stimulován prostřednictvím 20 negativních obrázků (1 min). Poté následovala 2 minutová pauza, kde subjekt zůstal uzavřen v komoře a relaxoval bez jakékoliv stimulace. Následně byla subjektu promítnuta sada 20 neutrálních obrázků (1 min). V následující pauze bylo subjektu umožněno dojít si vykouřit cigaretu. Všech 14 subjektů tuto možnost využilo.

Při této pauze byla odpojena EEG čepice od zesilovače. Po vrácení do laboratoře byl subjekt znovu usazen do křesla ve zvukotěsné komoře a byl mu znovu nasazen senzor pro snímání tepu. Konektor z EEG čepice byl znovu připojen do zesilovače. Dále byla znovu zkontrolována impedance elektrod a znovu zapnuto nové nahrávání z důvodu chyby programu *BrainVision Recorder* (špatné zobrazení vln). Po opětovném zapnutí byl signál již v pořádku. Následovala poslední fáze experimentu, ve které, stejně jako v předchozí, bylo subjektu promítáno 20 negativních obrázků (1 min), poté pauza 2 min v komoře a nakonec 20 obrázků neutrálního charakteru (1 min). Ani u jednoho subjektu nebyla u pauzy na cigaretu překročena doba 10 minut. Po celou dobu průběhu měření byl pozorován průběh EEG vln. Po ukončení měření byl subjektu předložen dotazník týkající se pocitů při experimentu.

Naměřená data jsou uložena v adresáři *Data*, kde existuje pro každý měřený subjekt složka (např. *SIC_0003*), v níž jsou soubory s daty.

Pro každý subjekt byly pořízeny dva záznamy:

- *SIC_***** - obsahuje data z první a druhé fáze měření
- *SIC_****_02* – obsahuje data z třetí fáze měření

Takto jsou rozdělena data pro všechny subjekty s výjimkou *SIC_0001*, ve kterém jsou data z pilotního měření. Zaznamenaná data z experimentu jsou součástí DVD a také jsou nahrána do EEG/ERP portálu [38].

Na konci měření subjekt zodpověděl otázky týkající se pocitů při experimentu. U otázek, které se týkaly promítaných obrázků, měl ohodnotit na stupni 1-5 subjektivní pocit z promítané sady (1-pozitivní emoce, 2-spíše žádné emoce, 3-žádné emoce, 4-spíše negativní emoce, 5-negativní emoce). Odpovědi jednotlivých subjektů je možné vidět v Tab. 14 v kapitole 8.7.

8 Zpracování a analýza dat z experimentu

V této kapitole se nachází veškeré postupy zpracování naměřených dat, konkrétně EEG/ERP dat a dat ze senzoru pro snímání tepu. Pro všechny měřené subjekty byla data zpracována stejným postupem. Data z pilotního scénáře zpracována nebyla, jelikož byl měněn scénář experimentu a jejich zpracování a vyhodnocení by nemělo v souvislosti s touto diplomovou prací žádný význam.

8.1 Obecný postup pro zpracování dat

Pro všechny subjekty byla vyhodnocena data pro každou konkrétní sledovanou etapu.

V důsledku lepšího pochopení jsou dále používány názvy pro etapy:

- **Etapa 2 stresová** – Jedná se o první část druhé etapy, ve které byly subjekty stimulovány negativními obrázky.
- **Etapa 2 neutrální** – Takto je nazvána druhá část druhé etapy, v níž byly subjektu prezentovány neutrální obrázky.
- **Etapa 3 stresová** – Toto označení je použito pro etapu, která následovala po cigaretové pauze, a subjekt v ní sledoval negativní obrázky.
- **Etapa 3 neutrální** – Jedná se o poslední část experimentu, ve které byl subjekt stimulován neutrálními obrázky.

8.2 Zpracování EEG/ERP

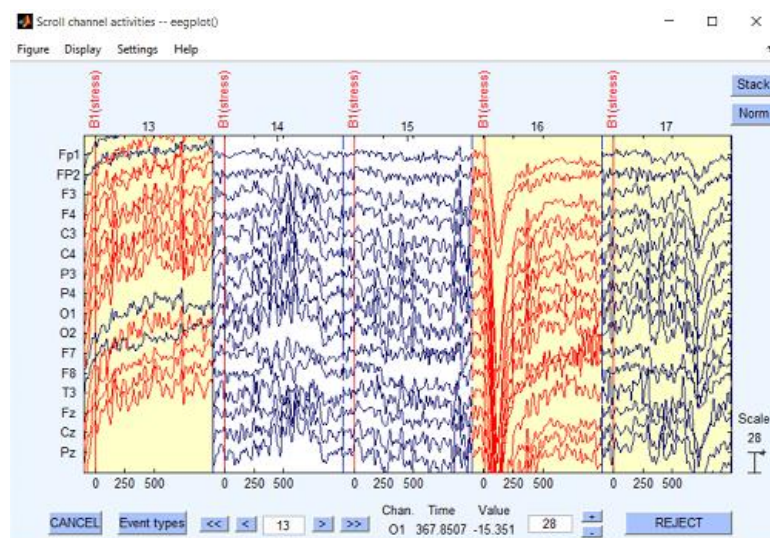
Pro následující vyhodnocení, uvedené v kapitolách 8.4 a 8.6, byl použit stejný postup pro předzpracování naměřených dat. Zpracování dat bylo prováděno v programu *Matlab*, konkrétně v pluginu *EEGLAB* a *ERPLAB*.

Postup pro předzpracování dat byl následující:

1. V *EEGLAB* importovat soubor s příponou *.vhdr* (File → Using *EEGLAB* functions and plugins → From Brain Vis. Rec. *.vhdr* file).
2. Dialog pro výběr kanálů, které byly dále zpracovávány (Channels), byl vyplněn hodnotou 1:16. Jedná se o elektrody F_{p1} , F_{p2} , F_7 , F_3 , F_z , F_4 , F_8 , T_3 , C_3 , C_z , C_4 , P_3 , P_z , P_4 , O_1 , O_2 .
3. Dále byl použit filtr, který sloužil pro odstranění nežádoucích nebo nepotřebných frekvencí k vyhodnocení (*ERPLAB* → Filters & Frequency Tools → Filters for EEG data). Zde byl použit IIR filter s nastavenou dolní hranicí 0,1 Hz a horní hranicí 40Hz.

4. Pouze u souboru *SIC_****.vhdr*, ve kterém jsou uložena data z první a druhé etapy, bylo provedeno odstranění části záznamu (vystřížení první etapy). *Edit* → *Select data* → *On remove these* (zadání konkrétního časového okamžiku např. 0 100, který má být ze záznamu odstraněn)
5. Vytvoření listu událostí pro konkrétní markery (výskyty druhu stimulu). Postup v programu: *ERPLAB* → *Eventlist* → *Create EEG EVENTLIST* → *Advance* [1 pro stresové, 2 pro neutrální]
6. Vytvoření epoch podle vytvořených událostí v rozmezí 100 ms před stimulem a 1000 ms po výskytu stimulu. Baseline korekce byla na stavena na hodnotu *pre* (označuje korekci baseline podle vln před stimulem). Postup v programu: *ERPLAB* → *Extract bin-based epochs*
7. Následně byly detekovány artefakty dle prahu napětí. Postup v programu: *ERPLAB* → *Artefact detection in epoched data* → *Simple Voltage treshold* → *Voltage limits: -100 100*
8. Epochy s artefakty byly ze záznamu odstraněny, také došlo k odstranění první epochy z důvodu možného výskytu vyšší amplitudy vln (prvotní překvapení subjektu). Epochy, které bylo nutné ze záznamu odstranit, je možné vidět na Obr. 16. Postup v programu: *Plot* → *Channel data scroll* → *Reject*
9. Dále byl záznam rozdělen podle stimulů na **stress** a **neutral**.

Výše uvedený postup byl proveden u všech subjektů pro **etapu 2 a etapu 3**. Pro každý subjekt tak vzniklo zpracování a rozdělení na etapy: **etapa 2 stresová, etapa 2 neutrální, etapa 3 stresová a etapa 3 neutrální**.

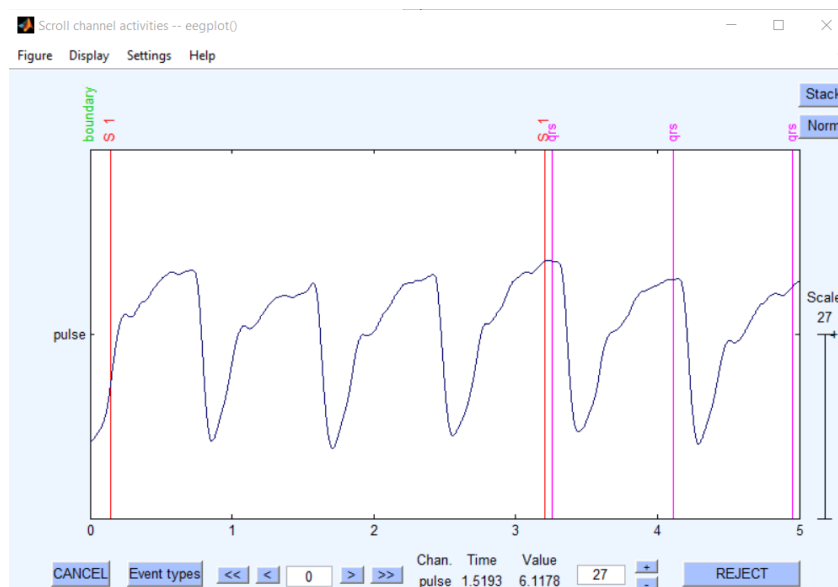


Obr. 16 Náhled označených epoch k odstranění

8.3 Zpracování dat pro zjištění tepové frekvence

Stejně jako v předchozí kapitole byla data ze senzoru, určeného pro snímání tepu, zpracovávána v pluginu *EEGLAB* pro program *Matlab*. Pro vyhodnocení frekvence tepu uvedené v kapitole 8.5 byl použit následující postup pro zpracování dat.

1. Import souboru s příponou *.vhdr*.
2. Do dialogu pro zadání čísla kanálu k následnému zpracování bylo zadáno číslo 17.
3. Nalezení začátku konkrétní části etapy (např. 2 etapa stresová). Výběr dat pro 60 sekund.
4. Pro detekci tepové vlny byl použit nástroj, který v tepové vlně označil událost. Postup v programu: Tools → FMRIB Tools → Detect QRS events
5. Zjištění počtu tepů v dané části etapy. Postup v programu: ERPLAB → Eventlist → Summarize current EEG event codes
6. Tento údaj nebyl finální, jelikož metoda pro označení událostí nefungovala zcela bezchybně, bylo nutné záznam ručně projít a zkontrolovat popř. připočítat tepové vlny, které program neoznačil. Jednalo se především o tepové vlny na začátku a na konci záznamu. Označené a neoznačené události tepové vlny je možno vidět na Obr. 17.

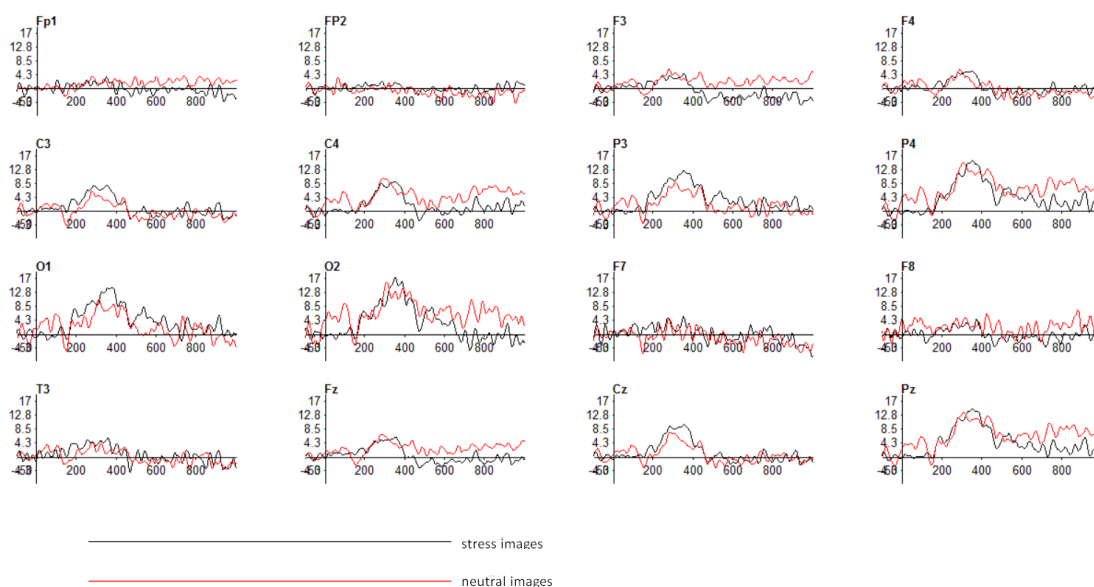


Obr. 17 Označené a neoznačené události tepové vlny

8.4 Vyhodnocení ERP

Na každý předzpracovaný záznam z kapitoly 8.1 byl znovu použit filtr IIR s hranicí do 30 Hz z důvodu lepšího vyhlazení ERP záznamu, a tedy pro snadnější detekci komponent

v ERP. U takto upravených dat byl vypočten průměr epoch. (Postup v programu: ERPLAB→Compute averaged ERPs). Průběh zprůměrovaného signálu všech elektrod u subjektu *SIC_0004* v druhé etapě pro jednotlivé druhy stimulů je možno vidět na Obr. 18.



Obr. 18 Průběh signálu druhé etapy subjektu *SIC_0004*

Jelikož signál měl pro každý subjekt různý průběh, bylo by obtížné nebo nemožné u všech detekovat jednotlivé komponenty ERP. Tudiž na základě zdroje [16] [34] a na základě konzultace s vedoucím práce byl proveden *Grand average* přes všechny subjekty pro etapu 2 a 3.

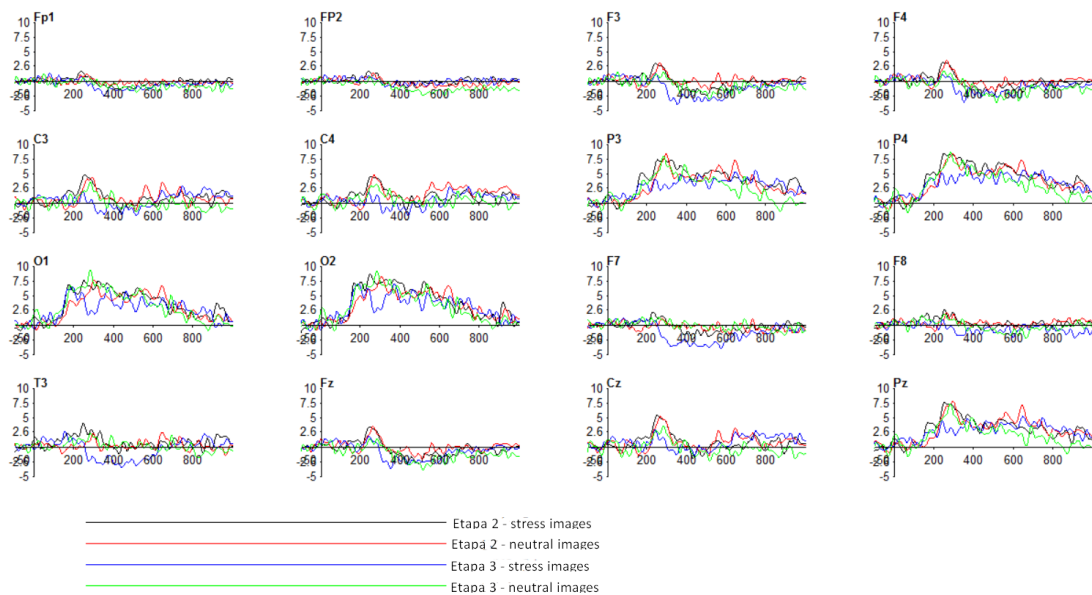
Bylo postupováno dle následujících kroků:

1. Nahrání všech zprůměrovaných ERP souborů subjektů pro konkrétní etapu (2, 3).
Postup v programu: ERPLAB → Load existing ERPset
2. Zprůměrování signálů všech nahraných ERP dat. Postup v programu: ERPLAB → Average across ERPsets (Grand Average)

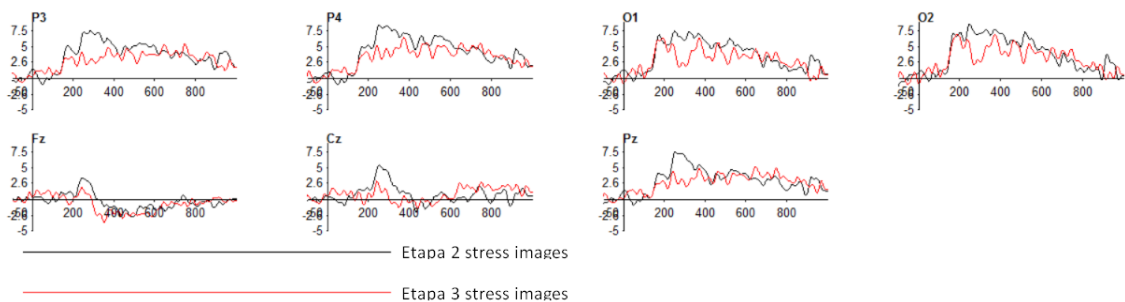
Následně byl spojen ERP záznam (Grand Average) pro etapy 2 a 3 (Postup v programu: ERPLAB → ERP Operations → Append ERP sets, zde byly vybrány Grand Average záznamy pro etapu 2 a 3). Výsledný Grand Average pro všechny elektrody a všechny soubory stimulů promítané v jednotlivých etapách je možno vidět na Obr. 19.

Na základě experimentu uvedeného v kapitole 5.4 a na základě konzultace s vedoucím práce byla vyhodnocována data z elektrod centrálních, konkrétně F_z, C_z, P_z, elektrod umístěných v temenní části hlavy, konkrétně P₃, P₄, a elektrod umístěných v týlní části

hlavy, konkrétně O₁, O₂. Grand Average pro vyhodnocované elektrody a etapy je zobrazen na Obr. 20.



Obr. 19 Grand average všech etap a jednotlivých souborů obrázků



Obr. 20 Grand average pro (Etapa 2 stresová, Etapa 3 stresová)

U zprůměrovaných ERP signálů byla hodnocena amplituda pozdních pozitivních potenciálů (LPP), které jsou podsložkou ERP, za účelem testování účinků vykouření cigarety na snížení stresu.

Pro vyhodnocení LPP bylo na základě experimentu (kapitola 5.4) zvoleno rozmezí 200-400 ms po výskytu stimulu.

Pro stanovení změny amplitudy byl použit plugin *ERPLAB*. Na Grand Average (přes všechny subjekty) byl proveden následující postup pro stanovení průměrné hodnoty amplitudy:

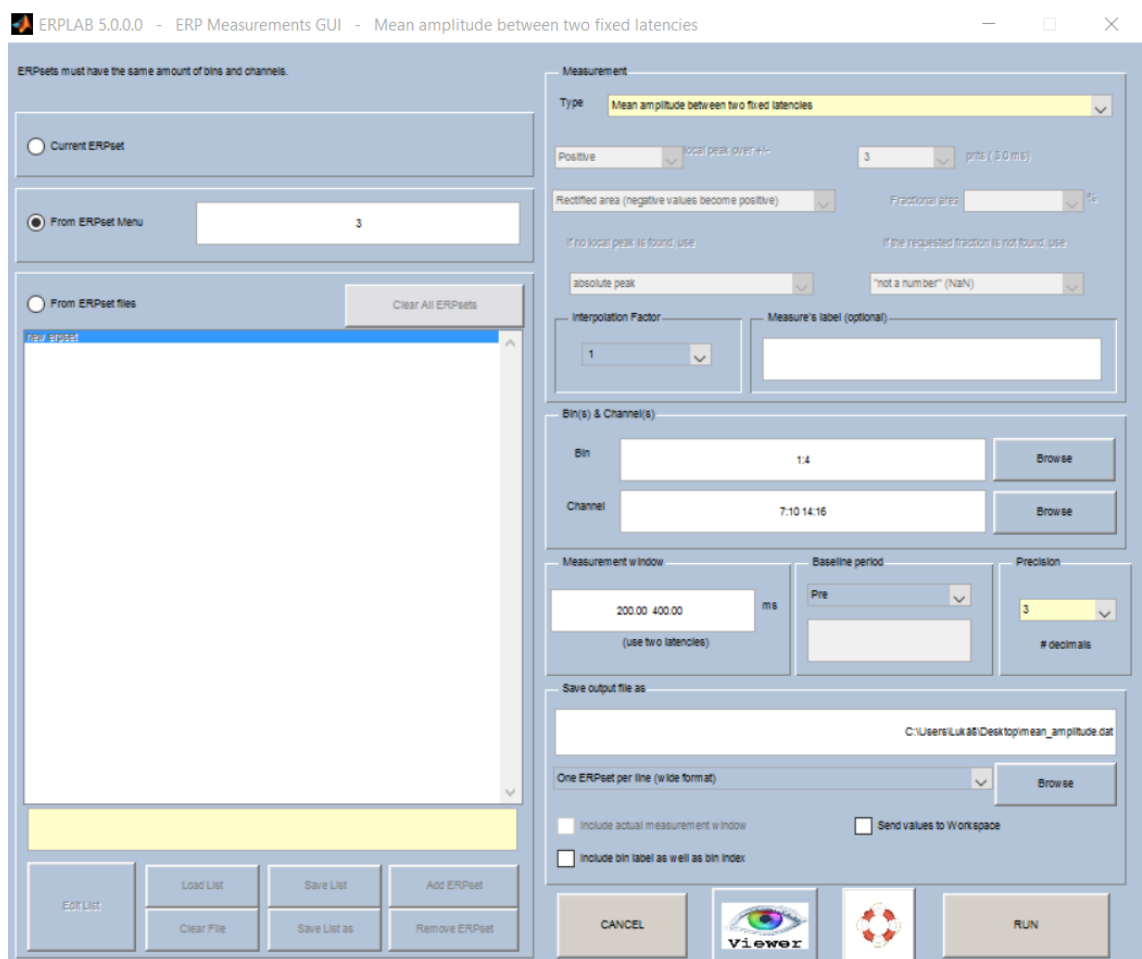
Vizualizace ERP záznamu a následný export zjištěných hodnot do souboru *.dat*, který byl pro další práci převeden do formátu *.xls*. Postup v programu: ERPLAB → ERP Measurement Tool

Nastavení hodnot:

Type – Mean amplitude between two fixed latencies

Measurement Window – 200 400 (rozsah, ze kterého má být spočítána průměrná velikost amplitudy)

Na Obr. 21 je zobrazen náhled nastavení ERP Measurement toolu pro zjištění průměrné hodnoty amplitudy v rozmezí 200-400 ms.



Obr. 21 Náhled ERP Measurement tool

Pro porovnání vlivu vykouření cigarety na změnu průměrné amplitudy mezi (etapa 2 stresová a etapa 3 stresová) je zhotovena, podle předchozího postupu, následující tabulka (Tab. 8).

Tab. 8 Průměrná hodnota amplitudy v rozmezí 200-400 ms pro Grand Average

Elektrody a hodnota průměrné amplitudy [μ V] v rozmezí 200-400 ms po stimulu							
Etapa	P3	P4	O1	O2	Fz	Cz	Pz
Etapa 2 stresová	6.208	7.151	6.526	7.304	0.839	2.781	5.696
Etapa 3 stresová	3.16	4.374	4.006	4.647	-0.863	0.447	3.122

Z výše uvedené tabulky je patrné, že po vykouření cigarety došlo u stresových obrázků na všech elektrodách v rozmezí 200-400 ms k poklesu hodnoty průměrné amplitudy, čímž byl potvrzen předpoklad **P1**. Pro tento předpoklad nebyly prováděny statistické výpočty.

8.5 Vyhodnocení tepové frekvence

Dle zpracování uvedeného v kapitole 8.3 byla vyhodnocena data přicházející ze senzoru pro snímání tepové frekvence. Ze získaných výsledků nebyl vyřazen žádný subjekt. Tepové frekvence všech subjektů byly zprůměrovány pro každou etapu scénáře experimentu. Hodnoty tepových frekvencí pro jednotlivé subjekty a průměry přes etapy lze vidět v Tab. 9.

Tab. 9 Tepová frekvence pro jednotlivé etapy pro všechny subjekty

Subjekt	Počet tepů za minutu v etapách			
	Etapa 2 stress	Etapa 2 neutral	Etapa 3 stress	Etapa 3 neutral
SIC_0004	77	79	88	91
SIC_0005	66	65	79	77
SIC_0006	63	63	71	70
SIC_0007	64	66	84	82
SIC_0008	73	72	64	62
SIC_0009	92	88	95	93
SIC_0010	63	61	73	71
SIC_0011	71	71	84	82
SIC_0012	67	65	73	71
SIC_0013	71	75	86	80
SIC_0014	55	57	62	60
SIC_0015	95	90	96	91
SIC_0016	75	61	62	60
SIC_0017	75	75	77	71
Průměr	71.93	70.57	78.14	75.79

Z výše uvedené tabulky je patrné, že průměrná tepová frekvence všech subjektů byla vyšší v té části etapy, ve které byly subjektům promítány stresové obrázky než v části,

ve které sledovali neutrální obrázky. Průměr tepové frekvence pro jednotlivé druhy sad obrázků všech subjektů je zobrazen v Tab. 10. Tepová frekvence u stresových obrázků byla v průměru vyšší přibližně o 2 tehy za minutu. Ačkoli u všech subjektů nedošlo ke snížení tepové frekvence mezi jednotlivými soubory obrázků v etapách, v průměru přes subjekty došlo ke snížení tepové frekvence.

Tab. 10 Průměr tepové frekvence pro jednotlivé sady obrázků

Průměr tepů za minutu při promítání	
Stresových obrázků	Neutrálních obrázků
75.04	73.18

Průměr tepové frekvence v etapách před vykouřením cigarety a po vykouření cigarety je zobrazen v Tab. 11.

Tab. 11 Průměr tepové frekvence před a po vykouřením cigarety

Průměr tepů za minutu	
Před vykouřením cigarety	Před vykouřením cigarety
71.25	76.96

Pro statistické zhodnocení hypotéz H_1 a H_2 byl použit *Studentův Párový t-test* [39]. Tento test porovnává data, která tvoří „spárované variační řady“, to znamená, že pocházejí od subjektů, které byly podrobeny dvěma měřeními (1. měření před aplikací pokusného zásahu, 2. po aplikaci pokusného zásahu). V testu se vychází z rozdílů naměřených párových hodnot u srovnávaných variačních řad. Testuje se hypotéza, že střední hodnota měření před pokusem a po pokusu se rovnají (neboli: rozdíl středních hodnot párových měření je nulový).

Pro párový t-test byla použita statistická funkce *T.TEST* v tabulkovém procesoru (Excel). Funkce pro párový test byla použita ve formátu *T.TEST(matice1,matice2,chwosty,typ)*, kde:

matice1 – první množina dat

matice2 – druhá množina dat

chwosty - Určuje, zda se jedná o jednostranné (hodnota 1), či dvoustranné rozdělení (hodnota 2).

typ - Jedná se o typ t-testu, který má být proveden (1-párový, 2-dvojvýběrový s rovností rozptylů, 3-dvojvýběrový s nerovností rozptylů).

Pro hypotézu H_1 (při sledování negativních obrázků bude mít subjekt vyšší tepovou frekvenci než při sledování neutrálních obrázků) byly zvoleny dva soubory hodnot (tepová frekvence subjektů při sledování stresových obrázků, tepová frekvence subjektů při sledování neutrálních obrázků).

Výsledek párového t-testu $p=0.008308135$ představuje pravděpodobnost o shodě průměru obou řad měření. Protože je tato pravděpodobnost menší než 0.01, znamená to, že mezi průměrem měření při sledování negativních obrázků a při sledování neutrálních byl zjištěn statisticky významný rozdíl. Na základě statisticky významného rozdílu a na základě průměru uvedeného v Tab. 10, byla potvrzena hypotéza H_1 .

Pro hypotézu H_2 (po vykouření cigarety dojde ke zvýšení tepové frekvence.) byly zvoleny dva soubory hodnot (tepová frekvence subjektů před vykouřením cigarety, tepová frekvence subjektů po vykouření cigarety). Na tyto hodnoty byla stejně jako v předchozím případě použita funkce *T.TEST*.

Výsledek párového t-testu $p=0.000749806$ představuje pravděpodobnost o shodě průměrů obou řad měření. Protože je tato pravděpodobnost menší než 0.01, znamená to, že mezi průměrem měření před cigaretou a po cigaretě byl zjištěn statisticky významný rozdíl. Na základě statisticky významného rozdílu a na základě průměru uvedeného v Tab. 11, byla potvrzena hypotéza H_2 .

8.6 Vyhodnocení EEG

Pro analýzu EEG signálu se používají metody: časově-frekvenční analýza, spektrální analýza, časová analýza a topografické mapování aktivity. Jedním z nejdůležitějších nástrojů pro vyhodnocení EEG je metoda spektrální analýzy, jejíž podstatou je rozdělení spektra EEG na jednotlivá frekvenční pásma. Frekvenční neboli spektrální analýza zjišťuje, z jakých frekvenčních komponent je složena výsledná křivka. V této metodě se používá rychlé Fourierovy transformace (FFT). Tato transformace zvoleného úseku z časové do frekvenční oblasti umožňuje stanovit, jaké je celkové množství vln v jednotlivých frekvenčních pásmech a určit frekvenci, která je zastoupena v záznamu nejvíce. Podle povahy experimentu byla k vyhodnocení použita právě tato metoda. [36]

K vyhodnocení EEG byl použit *EEGLAB*, který nabízí vytvoření studie (*Study*). Do této studie byla zahrnuta data od všech subjektů, která byla zpracovaná podle kapitoly 8.2 (Postup v programu: File → Create Study → Browse for datasets). Vytvoření studie je možno vidět na Obr. 22. Pro jednotlivé subjekty bylo zachováno jejich pojmenování

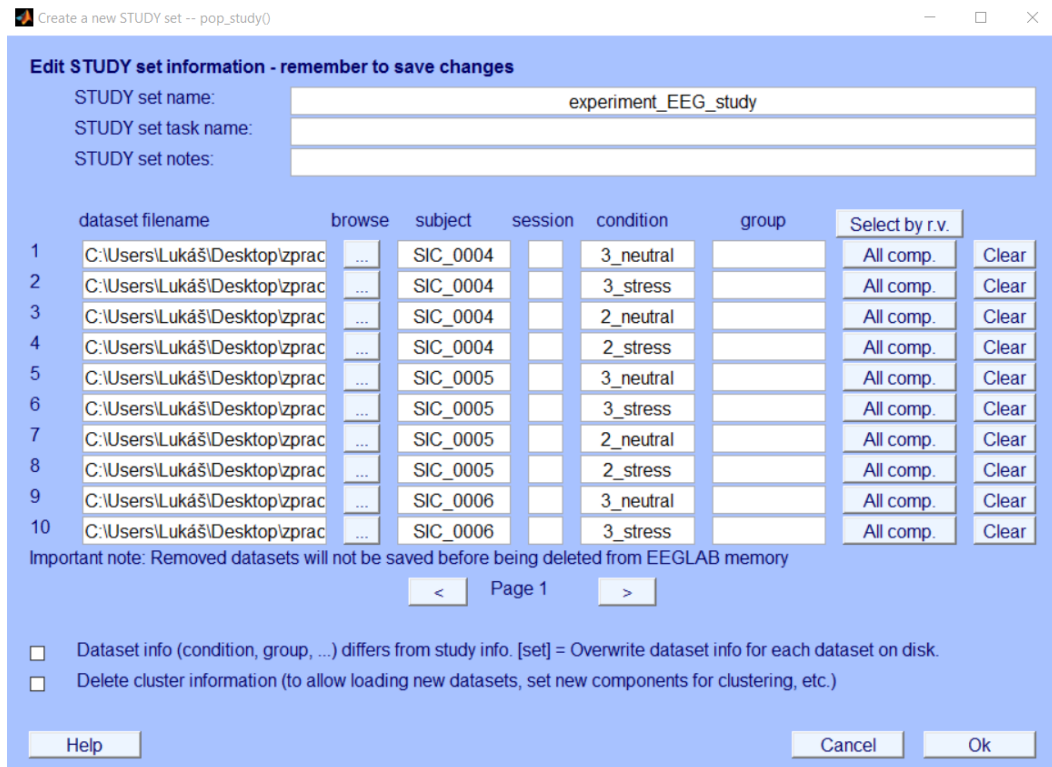
SIC_číslo. Pro každý subjekt byly nahrány čtyři soubory a rozděleny pomocí podmínky (*condition*) na jednotlivé fáze:

*SIC_****_filt40_elist_be_ar_stress.set* – fáze 2_stress

*SIC_****_filt40_elist_be_ar_neutral.set* – fáze 2_neutral

*SIC_****_02_filt40_elist_be_ar_stress.set* – fáze 3_stress

*SIC_****_02_filt40_elist_be_ar_neutral.set* – fáze 3_neutral



Obr. 22 Vytvoření nové studie v EEGLABu

Následně byla na načtená data použita funkce pro výpočet výkonové spektrální hustoty (Postup v programu: STUDY → Precompute channel measures → Power Spectrum). Po tomto kroku mohla být výsledná data pro jednotlivé etapy přes všechny subjekty vykreslena a dále analyzována. Vyhodnocení proběhlo na základě teoretických poznatků studie (uvedené na konci kapitoly 4.1) a na základě konzultace s vedoucím práce pro elektrodu nacházející se v čelní části hlavy, konkrétně Fp₁ a pro elektrodu nacházející se v temenní části hlavy, konkrétně O₁. Pro nalezení hodnot výkonového spektra od všech subjektů byl spuštěn příkaz v *Matlabu*:

```
[STUDY specdata specfreqs pgroup pcond pinter] =
std_specplot(STUDY,ALLEEG,'channels',{'*'});
```

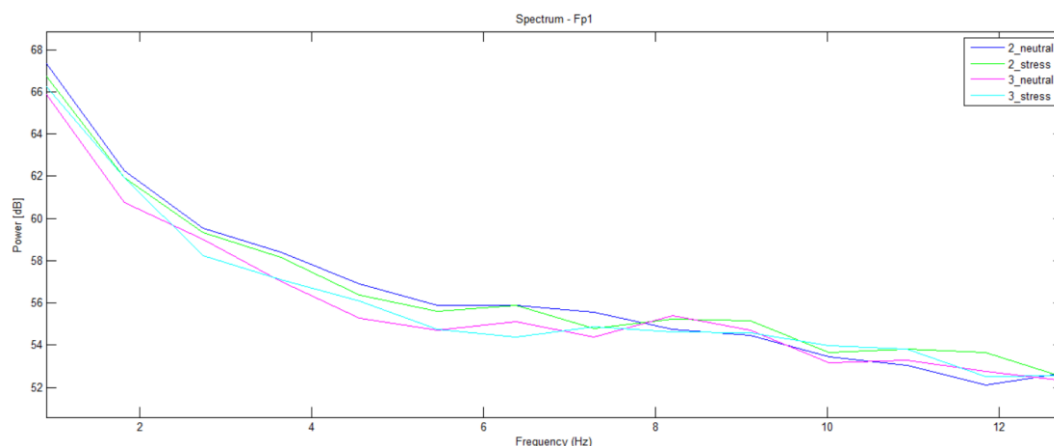
* zde zastupuje konkrétní hodnocenou elektrodu (Fp₁,O₁)

Hodnoty výkonového spektra [dB] byly uloženy v proměnné *specdata* a jednotlivé frekvence v proměnné *specfreqs*. Náhled hodnot v programu *Matlab* je vidět na Obr. 23, kde sloupce představují jednotlivé subjekty a řádky jednotlivé frekvence. Pro další analýzu byly tyto hodnoty překopírovány do tabulkového procesoru (Excel).

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
1	73.0631	74.7578	74.4056	75.5018	73.5202	76.0391	77.5398	74.0886	74.6423	74.3605	68.1104	72.8360	77.05
2	71.0917	70.4501	69.8975	73.1662	68.6025	72.2205	72.1525	71.1520	67.9204	68.7992	64.4201	66.8063	74.15
3	66.8512	71.0719	69.7166	69.3750	63.2373	70.2413	70.0668	73.2421	68.2198	66.9777	63.4355	66.4725	68.52
4	65.7961	68.4741	67.2342	65.0372	62.4500	69.7889	66.5244	69.2173	67.0192	67.3397	58.6342	63.9463	69.68
5	65.1106	66.9054	65.5013	66.7958	65.2333	68.1858	69.5543	67.7477	65.3844	62.8607	60.6512	63.8224	66.50
6	62.6404	64.7057	64.2892	65.8648	64.4640	65.9515	67.9460	68.7731	64.7139	63.4085	60.5893	64.0623	63.92
7	59.9914	67.6238	63.3999	65.1664	63.9827	64.3648	68.0673	69.3044	64.3108	64.5947	62.1551	61.0192	62.42
8	63.0873	64.6069	63.2834	62.8710	64.2547	64.9396	68.5895	68.2966	68.2076	63.8331	59.0577	64.5510	64.57
9	62.2727	63.4167	62.4771	64.2837	63.1476	67.4455	69.1402	70.0932	70.0701	61.9371	59.7194	62.4174	65.34
10	63.8050	63.8959	68.8752	61.2394	64.3887	64.5078	71.5246	71.0665	68.9555	60.7821	61.7625	59.3155	61.97
11	62.5686	65.1205	64.9419	61.5609	66.1540	64.6117	70.2115	68.7425	66.3359	60.4066	58.3362	64.2698	61.86
12	60.7371	61.3671	63.0090	59.0752	65.9643	64.6888	70.0300	68.4382	63.0398	62.2441	56.7839	61.4367	60.58
13	60.7696	63.9036	60.2466	59.5354	65.7301	63.9551	70.0372	67.0421	61.0333	60.0776	57.3924	65.5758	64.65
14	61.5141	62.5678	58.7892	60.7498	62.6319	61.9916	67.7815	63.5739	60.4510	56.1675	55.7907	59.4950	61.07
15	61.0419	62.4647	61.6706	61.6363	62.0498	60.7775	65.3354	64.1570	60.6951	57.1291	54.9993	59.7615	59.68
16	61.5667	62.1914	60.5334	58.6255	59.4132	61.3864	65.8009	62.6660	62.4413	58.4792	52.8921	64.1175	61.85

Obr. 23 Náhled hodnot pro elektrodu O1

Vyhodnocení, na základě studie (konec kapitoly 4.1), bylo provedeno pro pásma théta (4-8 Hz) a alfa (8-13 Hz), kde byla pro každý subjekt vypočtena průměrná hodnota energie (jednotky dB-decibely) v tomto pásmu. Náhled křivky (průměr přes všechny subjekty) výkonové spektrální hustoty pro jednotlivé etapy z elektrody F_{p1} je na Obr. 24. Hodnoty pro zobrazení jsou zlogaritmované, což umožňuje zobrazovat veličiny i v rozpětí několika řádů.



Obr. 24 Výkonová spektrální hustota z elektrody F_{p1}

Pro vyhodnocení hypotéz byly hodnoty výkonové spektrální hustoty převedeny na původní ne zlogaritmované hodnoty pomocí vzorce $10^{(hodnota_energie/10)}$. V tomto případě se jedná o energii, která má bezrozměrné jednotky. Pro porovnání byly na základě hypotézy **H₃** vybrány hodnoty théta pásma při promítání neutrálních obrázků a hodnoty théta pásma při promítání negativních obrázků. Pro vyhodnocení hypotézy **H₄** byly vybrány hodnoty alfa pásma při promítání negativních obrázku po pauze, ve které subjekt pouze relaxoval a hodnoty alfa pásma při promítání negativních obrázků po pauze, ve které subjekt kouřil cigaretu. Stejně jako u vyhodnocení tepu byla i zde použita statistická metoda (Párový t-test).

Hodnoty energie pro jednotlivá pásma u elektrody O₁ lze vidět v Tab. 12. Také jsou v této tabulce uvedeny výsledky párového t-testu. Stejná data jsou také vyhodnocena pro elektrodu F_{p1} a jsou uvedena v Tab. 13.

Tab. 12 Energie pro elektrodu O1

Elektroda O1						
Subjekt	Théta pásmo				Alfa pásmo	
	Energie neutrální obrázky		Energie stresové obrázky		Energie etapa 2 stresová	Energie etapa 3 stresová
SIC_0004	1865273.46	1946572.96	1761747.41	2121010.67	1370894.07	1814689.87
SIC_0005	3945007.04	3926020.48	3855490.15	4169236.53	2918684.82	4413476.26
SIC_0006	2581333.17	2051841.47	4440167.26	3007292.95	1680988.10	3371279.12
SIC_0007	3291922.25	3677191.78	3475949.18	4508845.18	1294099.47	2377272.61
SIC_0008	2807800.59	2914044.21	3145549.29	3614538.26	3700515.50	2232601.18
SIC_0009	3855158.28	4030712.06	4128082.85	4432368.08	2167042.54	2526491.79
SIC_0010	7143775.58	6520388.20	5448993.62	4832400.30	8311321.94	8361769.22
SIC_0011	7129307.89	7513268.92	6692653.42	7695008.55	6424829.14	4208158.63
SIC_0012	3676366.63	2992507.27	3555601.23	4590490.90	2449422.89	3151519.23
SIC_0013	2330376.59	2463427.92	2854001.88	3259932.29	1332441.13	1742938.06
SIC_0014	1151681.06	3152374.25	1040696.43	2696195.75	1012915.78	2107445.47
SIC_0015	2169562.12	2748381.37	2916452.50	3287833.30	2993011.76	4081295.81
SIC_0016	2727418.74	1893503.12	2056147.54	1383596.71	1373837.15	1311116.04
SIC_0017	2294671.59	2708651.22	3041495.36	3528051.72	1881045.28	2927713.50
Průměr	3411019.29		3626422.47		2779360.68	3187697.63
Výsledek Párového t-testu			0.1644358		Výsledek Párového t-testu	0.1847631

Tab. 13 Energie pro elektrodu Fp1

Elektroda Fp1						
Subjekt	Theta pásmo				Alfa pásmo	
	Energie neutrální obrázky		Energie stresové obrázky		Energie etapa 2 stresová	Energie etapa 3 stresová
SIC_0004	306567.77	133625.31	156517.68	201304.73	192142.47	235992.83
SIC_0005	563117.84	395259.26	384146.67	388040.97	222422.11	462227.35
SIC_0006	407069.84	243836.38	397662.36	274363.21	349359.32	339696.34
SIC_0007	404667.65	401568.71	343401.26	506873.62	115220.71	111150.48
SIC_0008	160156.31	451807.64	284587.99	221476.36	186071.05	109386.08
SIC_0009	292035.15	392906.93	335166.45	471294.48	165298.18	218577.34
SIC_0010	422724.70	267956.82	600566.91	216894.33	621272.31	658942.13
SIC_0011	1094246.44	860816.31	899386.57	823906.65	812868.43	657862.41
SIC_0012	183098.31	140144.83	224618.28	231923.22	154247.52	165997.65
SIC_0013	383898.57	432713.10	556142.69	561262.23	157170.72	195544.06
SIC_0014	1803729.14	331659.94	1462147.83	319849.77	723901.50	154034.09
SIC_0015	254721.75	217070.11	182901.61	172754.79	235522.96	157531.13
SIC_0016	481137.48	281492.36	240304.66	190605.13	251423.36	159208.35
SIC_0017	296642.32	245350.26	236798.25	371743.56	139071.29	264843.90
Průměr	423215.04		402022.94		308999.42	277928.15
Výsledek Párového t-testu			0.40707364		Výsledek Párového t-testu	0.5369961

Na základě výsledků párových testů a průměrů nedošlo k potvrzení hypotéz H_3 (Zastoupení theta vln bude vyšší při promítání negativních obrázků než při promítání neutrálních obrázků.) a H_4 (Po pauze, ve které subjekt kouřil cigaretu, (třetí etapa) bude nižší zastoupení vln v pásmu alfa oproti druhé etapě.), neboť alespoň u jedné elektrody byl výsledek párového t-testu >0.05 , což znamená, že se nejedná o statisticky významný rozdíl mezi středními hodnotami porovnávaných sad.

8.7 Vyhodnocení pocitů subjektů z experimentu

V následující tabulce (Tab. 14) se nachází subjektivní hodnocení, které vyplnil každý subjekt bezprostředně po ukončení scénáře. Číselné hodnoty v tabulce označují pocit subjektu při každé promítané sadě obrázků (1-pozitivní emoce, 2-spíše žádné emoce, 3-žádné emoce, 4-spíše negativní emoce, 5-negativní emoce).

Tab. 14 Subjektivní hodnocení subjektů

Subjekt/Otázky	Jak na Vás působila první sada negativních obrázků?	Jak na Vás působila první sada neutrálních obrázků?	Jak na Vás působila druhá sada negativních obrázků?	Jak na Vás působila druhá sada neutrálních obrázků?
SIC_0004	5	3	4	3
SIC_0005	4	2	5	2
SIC_0006	5	2	4	3
SIC_0007	5	3	4	2
SIC_0008	4	3	5	2
SIC_0009	5	3	5	2
SIC_0010	4	2	5	3
SIC_0011	5	4	4	3
SIC_0012	5	2	4	2
SIC_0013	4	3	4	3
SIC_0014	4	3	4	3
SIC_0015	3	3	4	3
SIC_0016	5	2	5	3
SIC_0017	5	3	4	3
Průměr	4.50	2.71	4.36	2.64

Z této tabulky je patrné, že na subjekty měl scénář experimentu požadovaný vliv. Podle průměrů lze konstatovat, že na subjekty nejvíce negativně působila etapa 2 stresová a etapa 3 stresová. Spíše žádný nebo žádný pocit neměly subjekty z etapy 2 neutrální a etapy 3 neutrální. Z toho lze usuzovat, že výběr obrázků pro jednotlivé skupiny byl správný.

9 Závěr

Cílem mé diplomové práce bylo seznámit se s teorií stresu a s měřením fyziologických příznaků stresové reakce. Možným fyziologickým ukazatelem míry stresu je tepová frekvence, EEG a ERP.

Na základě těchto znalostí a na dostupném vybavení laboratoře byl navržen experiment a implementován vlastní scénář na zjištění projevů stresové reakce u člověka. Scénář experimentu byl zaměřen na kuřáky cigaret, konkrétně na zmírnění stresové reakce po vykouření cigarety.

Tohoto experimentu se zúčastnilo 14 subjektů, z toho byly 3 ženy a 11 mužů. Zpracování a vyhodnocení všech naměřených dat bylo realizováno v programu *Matlab* s pluginem *EEGLAB* a jeho rozšířením *ERPLAB*. Z vyhodnocení vyplynulo, že hypotéza o zvýšení tepové frekvence po vykouření cigarety se potvrdila. Dále byla potvrzena hypotéza o vyšší tepové frekvenci při působení stresových podmínek. Hypotézy týkající se EEG (zvýšení zastoupení vln v pásmu théta 4-8 Hz při stresových podmínkách a snížení aktivity vln v alfa pásmu 8-13 Hz po vykouření cigarety) nebyly potvrzeny. Předpoklad týkající se změny amplitudy pozdních pozitivních potenciálů po vykouření cigarety byl potvrzen. Součástí experimentu byl i sběr pocitů, které subjekt měl v jeho průběhu.

Provedená analýza a její výsledky tvoří jen malou podmnožinu možných výsledků, které lze získat z naměřených a předzpracovaných dat. Získaná data a výsledky mohou také dobře posloužit ke změně samotného designu experimentu.

Přehled zkratk

EEG – Elektroencefalografie (diagnostická metoda, která slouží k získání záznamu elektrických potenciálů aktivity mozku)

EKG – Elektrokardiografie (elektronické vyšetření srdce)

ERP – Event Related Potential (evokovaný potenciál, který je odezvou mozku vyvolanou určitým podnětem)

FFT – Fast Fourier transform (rychlá Fourierova transformace)

GSR – Galvanic skin response (metoda měření elektrické vodivosti kůže)

IAPS – International Affective Picture System (soubor statických obrázků založen na dimenzionálním modelu emocí)

ICA – Independent Component Analysis (metoda separace signálů)

IQ – Intelligence Quotient (intelligenční kvocient)

LPP – Late Positive Potential (pozdní pozitivní potenciály)

PCL – Presentation Control Language (programovací jazyk)

QRS – reprezentuje stah komorové svaloviny srdce

REM – Rapid eye movement (fáze spánku, která je charakteristická rychlými pohyby očí)

SDL – Scenario Definition Language (jazyk k popisu scénáře)

USB – Universal Serial Bus (rozhraní pro připojení přídatného hardwaru)

ZČU – Západočeská univerzita

Literatura

- [1] HAUSER, Peter Joachim. *Neuer Grosser Gesundheitskompass*. Munich: Compact Verlag, 2003. ISBN 80- 247-0934-1.
- [2] KŘIVOHLAVÝ, Jaro. *Jak zvládat stres*. Praha: Grada Avicenum, 1994. ISBN 80-7169-121-6.
- [3] KŘIVOHLAVÝ, Jaro. *Psychologie zdraví*. Vyd. 2. Praha: Portál, 2003. ISBN 80-7178-774-4.
- [4] CUNGI, Charly. *Jak zvládat stres*. Vyd. 1. Praha: Portál, 2001. ISBN 80-7178-465-6.
- [5] PLAMÍNEK, Jiří. *Seběpoznání, sebeřízení a stres*. Vyd. 2. Praha: Grada Publishing, 2008. ISBN 978-80-247-2593-2.
- [6] MAREŠ, Jiří. *Posttraumatický rozvoj člověka*. Praha: Grada, 2012. Psyche (Grada). ISBN 978-80-247-3007-3.
- [7] MATOUŠEK, Oldřich. *Pracovní stres a zdraví*. Praha: 3M Česko, 2003. Bezpečný podnik. ISBN 8090360416.
- [8] MAYEROVÁ, Marie. *Stres, motivace a výkonnost*. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-425-8.
- [9] RUDIŠOVÁ, Petra. Kouření pomůže jen zdánlivě. In: *Zdravotnictví a medicína* [online]. [cit. 2016-03-30].
Dostupné z: <http://zdravi.euro.cz/clanek/priloha-pacientske-listy/koureni-pomuze-jen-zdanlive-457520>
- [10] Bas-s, *Elektro-encefalografie (EEG)*, [online]. [cit. 2016-03-31]
Dostupné z: <http://wetenschap.infonu.nl/onderzoek/36578-elektro-encefalografie-eeg.html>
- [11] ŽALUD, Václav. *Elektroencefalografická vyšetření*. Lékařská fakulta v Plzni: Interní materiály, 2007 [online]. [cit. 2016-04-1]
Dostupné z: <https://www.lfp.cuni.cz/patofyziologie/materialy/eeg.ppt>
- [12] MORÁŇ, Miroslav. *Praktická elektroencefalografie*. Vyd. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. ISBN 8070132035.
- [13] GRILL, Pavel. *EEG – Elektroencefalografie*, ČVUT, FEL, Katedra kybernetiky, Praha 2005, [online]. [cit. 2016-04-02]
Dostupné z: <http://slideplayer.cz/slide/3973224/>

- [14] MOUČEK, Roman a Pavel MAUTNER. *Neuroinformatika – metoda evokovaných potenciálů*, Fakulta aplikovaných věd, Západočeská univerzita v Plzni 2007, [online]. [cit. 2016-04-03]
Dostupné z: <http://www.kiv.zcu.cz/studies/predmety/uir/predn/P6/Neuroinformatika.pps>
- [15] POKORNÝ, Jan. *Evokované potenciály*, Praha: FBMI ČVUT 2013, [online]. [cit. 2016-04-03]
Dostupné z: <http://fbmi.cvut.cz/files/nodes/657/public/EVOKOVAN%C3%89%20POTENCI%C3%81LY.pdf>
- [16] LUCK, Steven J. *An introduction to the event-related potential technique*. Cambridge, Mass.: MIT Press, 2005. Cognitive neuroscience. ISBN 0262621967.
- [17] Alexandra P. Fonaryova Key, Guy O. Dove, and Mandy J. Maguire, *LINKING BRAINWAVES TO THE BRAIN: AN ERP PRIMER*, Psychological and Brain Sciences University of Louisville, Kentucky [online]. [cit. 2016-04-05]
Dostupné z: <http://cb3.unl.edu/dbrainlab/wp-content/uploads/sites/2/2013/12/0a.-ERP-Peaks-tutorial.pdf>
- [18] FUCHSOVÁ, Jitka. *Stavba a funkce srdce: projevy srdeční činnosti, princip EKG*, 2010. [online]. [cit. 2016-04-05]
Dostupné z: http://www.szsmb.cz/admin/upload/sekce_materialy/Srdce.pdf
- [19] JIŘÍK, Ondřej. *Měření tepové frekvence*. Brno, 2012, Bakalářská práce, [online]. [cit. 2016-04-05]
Dostupné z: https://dspace.vutbr.cz/bitstream/handle/11012/17326/ojirik_bc.pdf
- [20] RYBÁKOVÁ, Hana. *Sledování pulzu*. České Budějovice, 2012, [online]. [cit. 2016-04-05]
Dostupné z: http://www.szscb.wz.cz/info/projekty/sablony/os2/vy_32_inovace_os2-ry-07.pdf
- [21] KASPEROVÁ, Martina. *Pletysmografie*. 2007, [online]. [cit. 2016-04-06]
Dostupné z: <http://www.ordinace.cz/clanek/pletysmografie/>

- [22] TOMÁŠKOVÁ, Iva a Richard SOUČEK. *Pletysmografie, využití v cévní diagnostice*, Interní kardiologická klinika FN Brno, 2010, [online].
[cit. 2016-04-06]
Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/pletysmografie-vyuziti-v-cevni-diagnostice-451205>
- [23] BRŮHA, Petr. *Deník experimentátora*, Západočeská univerzita, Plzeň, 2014, [online]. [cit. 2016-04-05]
Dostupné z: <http://un323.blogspot.cz/>
- [24] Brain Products GmbH, *Brain Products Overview*, 2016, [online].
[cit. 2016-04-06]
Dostupné z: <http://www.brainproducts.com/>
- [25] ČIHÁK, Radomír, GRIM, Miloš a Oldřich FEJFAR (eds.). *Anatomie*. Vyd. 3. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [26] ZIMPL, Milan. *Nerovová soustava 3*, [online]. [cit. 2016-04-01]
Dostupné z: <http://www.stavskola.cz/vyukove-prezentace?view=download&link=granty%2Fvzdelavani-a-konkurenceschopnost%2Fict%2FPrezentace%2FBiologie%2FNervov%C3%A1+soustava+3.pdf&listid=2>
- [27] CEREBRUM, *Neurony a gliové buňku*, Praha, 2008, [online] [cit. 2016-04-01]
Dostupné z: <http://www.poranenimozku.cz/fakta-o-mozku/mozek-na-bunecne-urovni/neurony-a-gliove-bunky.html>
- [28] BAREŠ, Martin. *Kognitivní evokované potenciály*, I.neurologická klinika, LF MU a FN u sv. Anny v Brně, [online]. [cit. 2016-04-08]
Dostupné z: http://www.csmn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/kognitivni-evokovane-potencialy-36052?confirm_rules=1
- [29] Neurobehaviorals Systems, *Presentation software*, 2016, [online].
[cit. 2016-04-08]
Dostupné z: <https://www.neurobs.com/>
- [30] Lang, P.J., Bradley, M.M., & Cuthbert, B.N. , International affective picture systém (IAPS): *Affective ratings of pictures and instruction manual*. Technical Report A-8. University of Florida, Gainesville, FL., 2008

- [31] Juan Yang, Mingming Qi, Lili Guan, Yan Hou, Yu Yang. *The time course of psychological stress as revealed by event-related potentials*, 2012, [online]. [cit. 2016-04-10]
Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394012012761>
- [32] Wael Khalifa, Kenneth Revett, Mohamed I. Roushdy, Abdel-Badeeh M. Salem, *STRESS DETECTION USING MULTIPLE BIO-SIGNALS*, 2014, [online] [cit. 2016-04-10]
Dostupné z: <http://www.foibg.com/ijitk/ijitk-vol08/ijitk08-03-p08.pdf>
- [33] Tatiur Rahman, Apu Kumer Ghosh, Md. Maruf Hossain Shuvo, Md. Mostafizur Rahman, *Mental Stress Recognition using K-Nearest Neighbor (KNN) Classifier on EEG Signals*, 2015, Department of Electronics and Communication Engineering Khulna University of Engineering and Technology Khulna-9203, Bangladesh, [online] [cit. 2016-04-11]
Dostupné z: <http://www.ru.ac.bd/icmeie2015/proceedings/pdfs/40.pdf>
- [34] Choi, D., et al., *Does cigarette smoking relieve stress? Evidence from the event-related potential (ERP)*, Int. J. Psychophysiol. (2015), [online] [cit. 2016-04-10]
Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167876015300374>
- [35] GRÜHN, Daniel a Susanne SCHEIBE. *Age-related differences in valence and arousal ratings of pictures from the International Affective Picture System (IAPS): Does age make it more extreme?* [online]. [cit. 2016-04-20].
Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.3758%2FBRM.40.2.512#/page-1> a <http://bit.ly/1SpHTje>
- [36] LÍZAL, Radek. *Rozpoznání a analýza záměru pohybu v signálu EEG* [online]. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013 [cit. 2016-04-27].
Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/27105>
- [37] SUBHANI, Ahmad Rauf, Likun XIA a Aamir Saeed MALIK. *EEG Signals to Measure Mental Stress* [online]. Universiti Teknologi PETRONAS, Perak, Malaysia, 2012 [cit. 2016-04-25].
Dostupné z: <http://www.ipedr.com/vol40/002-ICPSB2012-B00034.pdf>

- [38] *EEGbase*, The University of West Bohemia, 2016, [online]. [cit. 2016-05-01].
Dostupné z: <https://eegdatabase.kiv.zcu.cz>
- [39] BEDÁŇOVÁ, Iveta. *Biostatistika* [online]. VFU Brno [cit. 2016-04-25].
Dostupné z: <http://cit.vfu.cz/statpotr/POTR/Teorie/Predn3/ttest.htm>

Seznam obrázků

Obr. 1 Laloky koncového mozku s centry (převzato z [26])	19
Obr. 2 Neuron a jeho skladba (vyfoceno v laboratoři a upraveno).....	20
Obr. 3 Frekvenční pásma (převzato z [11])	24
Obr. 4 Rozložení elektrod – systém 10/20 (převzato z [13]).....	25
Obr. 5 ERP komponenty (převzato z [14])	28
Obr. 6 Princip fotoelektrické prstové pletysmografie (převzato z [22]).....	32
Obr. 7 Zvukotěsná komora (vyfoceno v laboratoři)	38
Obr. 8 Zesilovač V-Amp 16	39
Obr. 9 EEG čepice (vyfoceno v laboratoři)	40
Obr. 10 Senzor pro snímání tepu (vyfoceno v laboratoři)	41
Obr. 11 Diagram pilotního experimentu.....	45
Obr. 12 Náhled programu Presentation	48
Obr. 13 Náhled programu BrainVision Recorder	49
Obr. 14 Diagram finálního scénáře experimentu.....	51
Obr. 15 Náhled programu BrainVision Recorder s impedancí jednotlivých elektrod....	54
Obr. 16 Náhled označených epoch k odstranění.....	57
Obr. 17 Označené a neoznačené události tepové vlny.....	58
Obr. 18 Průběh signálu druhé etapy subjektu SIC_0004.....	59
Obr. 19 Grand average všech etap a jednotlivých souborů obrázků	60
Obr. 20 Grand average pro (Etapa 2 stresová, Etapa 3 stresová)	60
Obr. 21 Náhled ERP Measurement tool	61
Obr. 22 Vytvoření nové studie v EEGLABu	65
Obr. 23 Náhled hodnot pro elektrodu O1	66
Obr. 24 Výkonová spektrální hustota z elektrody Fp1	66

Seznam tabulek

Tab. 1	Stres, zvládání zátěže a důsledky stresu podle jednotlivých teorií stresu [6].....	9
Tab. 2	Kategorie příznaků stresu a příklady (převzato z [2])	14
Tab. 3	Přehled stresujících životních událostí (převzato z [8] upraveno)	16
Tab. 4	Vyhodnocení stresu [8].....	17
Tab. 5	Pásma EEG dle frekvence [11].....	22
Tab. 6	EEG křivky (převzato z [37])	24
Tab. 7	Seznam obrázků s hodnotou valence použitých v experimentu	47
Tab. 8	Průměrná hodnota amplitudy v rozmezí 200-400 ms pro Grand Average.....	62
Tab. 9	Tepová frekvence pro jednotlivé etapy pro všechny subjekty	62
Tab. 10	Průměr tepové frekvence pro jednotlivé sady obrázků	63
Tab. 11	Průměr tepové frekvence před a po vykouřením cigarety	63
Tab. 12	Energie pro elektrodu O1	67
Tab. 13	Energie pro elektrodu Fp1	68
Tab. 14	Subjektivní hodnocení subjektů.....	69

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

○ Popis projektu

Cílem projektu „MĚŘENÍ MOZKOVÉ AKTIVITY“ (dále jen „projekt“) je zjištění změn mozkové aktivity člověka zejména v situacích, které vyžadují soustředění (řešení logických problémů, počítání, hraní her), kreativní činnost (sestavování stavebnic, kreslení obrázků), činnost vyžadující využití paměti (zapamatování si určitých věcí a následné odpovědi na otázky) nebo zjištění změn mozkové aktivity v případech, kdy je člověk blízko spánku (polospánku).

Dalším cílem projektu je srovnání vlivu některých faktorů, jako je např. alkohol, únava nebo stres na výkon výše uvedených činností. Zároveň s EEG měřením je možné provádět i další měření biosenzory (měření EKG, měření tělesné teploty, měření vodivosti kůže, akcelerace, měření okysličení krve, měření krevního tlaku, EMG a měření dechové frekvence) a vyhodnocovat naměřená data v závislosti na uvedených faktorech. Měření EKG, měření tělesné teploty, měření vodivosti kůže, akcelerace, měření okysličení krve, měření krevního tlaku, EMG a měření dechové frekvence jsou dobrovolná a mohou být měřenou osobou odmítnuta. V případě zamítnutí se bude provádět pouze měření EEG aktivity.

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

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

○ Průběh měření

Měření mozkové aktivity proběhne podle následujícího postupu:

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

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

- d. Zkontroluje se vodivost elektrod a správné umístění biosenzorů
- e. Proběhne připojení EEG čepice, biosenzorů, referenční a zemní elektrody na EEG přístroj (přístroj je napájen baterií o napětí 3 V)
- f. Spustí se program na počítači a osoba je vyzvána, aby odpověděla na otázky týkající se zdravotního stavu, psychického stavu a návyků. Rozsah otázek je uveden v příloze, která je nedílnou součástí tohoto poučení
- g. Poté se spustí program, který zobrazuje pokyny, které má osoba vykonávat (otevírání/zavírání očí, hluboké dýchání) a další pokyny související se zjištěním mozkové aktivity (početní příklad, otázky, hraní her, řešení úloh)
- h. Získané údaje budou uloženy do lokální databáze nebo uloženy na internetové stránky; k uvedeným databázím budou mít přístup pouze oprávněné osoby podílející se na řešení projektu, přičemž údaje budou v databázích standardně zabezpečeny heslem, krytováním a/nebo anonymizací
- i. Osoba je v průběhu měření zaznamenávána videokamerou, přičemž záznam je spolu s naměřenými údaji ukládán; se souhlasem je osoba též vyfocena
- j. Po skončení měření jsou osobě poskytnuty základní hygienické pomůcky

o **Podmínky účasti v projektu**

- a. Účast osoby v projektu je dobrovolná
- b. Projektu se může zúčastnit výhradně osoba, která je starší 18 let
- c. Osoba prohlásí, že jí není známa žádná skutečnost, která by mohla mít vliv na změnu jejího zdravotního stavu
- d. Osoba podepíše tyto podmínky účasti v projektu

○ **Prohlášení**

Podpisem těchto podmínek účasti v projektu prohlašuji, že jsem se detailně seznámil s těmito podmínkami účasti v projektu, a že jim rozumím. Podpisem těchto podmínek účasti v projektu prohlašuji, že mi nejsou známy žádné skutečnosti, které by moji účast v projektu znemožňovaly nebo omezovaly, zejména si pak nejsem vědom žádných omezení souvisejících s mým celkovým zdravotním nebo psychickým stavem. Podpisem těchto podmínek účasti v projektu prohlašuji, že jsem si vědom skutečnosti, že účast v projektu úzce souvisí s mým aktuálním zdravotním a psychickým stavem a jsem si vědom též toho, že uvedení nepravdivých, neúplných nebo nesprávných informací, týkajících se zejména mého zdravotního nebo psychického stavu může mít na tento zdravotní nebo psychický stav vliv. Podpisem těchto podmínek účasti v projektu prohlašuji, že jsem před započítím měření nepožil alkohol ani nejsem pod vlivem návykových nebo psychotropních látek, zejména drog.

○ **Souhlas se zpracováním osobních údajů**

Podpisem těchto podmínek účasti v projektu uděluji ve smyslu zákona č. 101/2000Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů Západočeské univerzity v Plzni a Fakultní nemocnici Plzeň po poučení o svých právech výslovný souhlas se zpracováním osobních a citlivých údajů v rozsahu těchto podmínek účasti v projektu, včetně přílohy, která je nedílnou součástí tohoto poučení, za účelem realizace a následného vyhodnocení projektu. Tento souhlas uděluji na dobu realizace projektu a následně po dobu ...5... let po jeho skončení. Jsem si vědom(a) toho, že poskytnutí osobních a citlivých údajů je dobrovolné, a že souhlas se zpracováním osobních nebo citlivých údajů mohu kdykoli odvolat.

V Plzni dne:

Souhlasím/nesouhlasím s měřením EKG

podpis účastníka v projektu

Metadata

○ **Informace o měřené osobě**

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

○ **Informace o měřící osobě**

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

○ **Informace o experimentu**

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

○ **Informace o měření**

- Začátek
- Konec
- Datum
- Komentář

○ **Informace o prostředí**

- Počasí
- Teplota v místnosti
- Vlhkost vzduchu
- Popis

○ **Elektrody**

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

○ **Sensory**

Název	Umístění	Počet

○ **Stimulační protokol**

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

Příloha B – DVD

Zde je rozepsán obsah DVD nosiče přiloženého k této diplomové práci.

Data – obsahuje EEG záznamy jednotlivých subjektů z měření

Data_analysis – obsahuje zpracovaná data EEG, ERP, tepové frekvence a soubor s vyhodnocením pro tabulkový procesor excel

Poster – obsahuje dokument posteru diplomové práce ve formátech PDF a PUB

Scenario – obsahuje pilotní (*SIC_DP_1*) a finální (*SIC_DP_2*) scénář experimentu implementovaný v programu *Presentation*

Text – obsahuje dokument diplomové práce ve formátech PDF a Microsoft Word

README.txt – obsahuje tento rozpis obsahu DVD