

Západočeská univerzita v Plzni

Fakulta aplikovaných věd

Katedra informatiky a výpočetní techniky

Diplomová práce

Definice, záznam a zpracování dat při experimentálním měření mentální zátěže

Plzeň, 2016

Miroslav Staněk

Originální zadání

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Romanovi Moučkovi, Ph.D. za jeho cenné konzultace, odbornou pomoc a další účinné rady, které mi pomohly ve zpracování této práce. Dále bych chtěl poděkovat všem účastníkům experimentu, kteří byli ochotni věnovat svůj volný čas a podstoupili toto měření. Můj dík dále patří mé rodině za veškerou její podporu.

Prohlášení

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

V Plzni dne 8. května 2016

Miroslav Staněk

Abstract

Definition, recording and processing of data related to experimental mental load measurement

This diploma thesis deals with the monitoring of physiological symptoms of the human organism under the influence of mental load which can cause stress. The main observations are focused on changes in breathing rate and brain activity which is recorded in the form of EEG and ERP signals. The aim of the designed experiment is to induce the mental load which is leading to the feeling of stress. During the experiment the selected biodata are recorded and then processed, analyzed and evaluated. Then the hypotheses are set and evaluated. These are based on the obtained theoretical knowledge and learned experiments with similar characteristics.

Keywords

Mental load, stress, electroencephalography (EEG), event related potentials (ERP), biosignals

Abstrakt

Definice, záznam a zpracování dat při experimentálním měření mentální zátěže

Tato diplomová práce se zabývá sledováním fyziologických projevů lidského organismu vlivem působení mentální zátěže, která může vyvolat stres. Hlavní pozorování jsou zaměřena na změny dechové frekvence a mozkové aktivity, která je zaznamenána v podobě EEG a ERP signálů. Cílem vytvořeného experimentu je vyvolat u člověka mentální zátěž, která povede až k pocitu stresu. Během experimentu jsou vybraná biodata zaznamenávána a následně zpracována, analyzována a vyhodnocena. Dále jsou stanoveny a vyhodnoceny hypotézy, které vychází ze získaných teoretických poznatků a experimentů s podobným charakterem.

Klíčová slova

Mentální zátěž, stres, elektroencefalografie (EEG), evokované potenciály (ERP), biosignály

Obsah

1. Úvod.....	9
2. Nervová soustava.....	10
2.1 Neuron	10
2.2 Koncový mozek a jeho členění	12
3. Mentální zátěž a stres.....	15
3.1 Stres	15
3.2 Stresory a druhy stresu.....	15
3.3 Fyziologie stresu	17
3.3.1 Obecný adaptační syndrom.....	18
3.4 Příznaky a projevy stresu	20
3.5 Zvládání stresu	20
3.6 Vybrané metody a biosignály	21
4. Elektroencefalografie – EEG	22
4.1 Elektrody.....	22
4.2 Mozkové vlny	23
4.3 Mozkové vlny v souvislosti s mentální zátěží	26
4.4 Popis EEG křivky a artefakty	26
5. Evokované potenciály - ERP	29
5.1 ERP komponenty	30
6. Dýchací soustava	33
6.1 Stavba dýchací soustavy	33
6.2 Fyziologické parametry dýchací soustavy	33
6.3 Dechová frekvence	34
6.4 Způsoby měření dechové frekvence	34
7. EEG/ERP experimenty	36

7.1 Experiment 1	36
7.2 Experiment 2	37
7.3 Experiment 3	38
7.4 Experiment 4	39
8. Souhrn strategií a pravidel pro ERP experiment	41
9. Laboratoř ZČU	43
10. Experiment	49
10.1 Návrh scénáře experimentu	49
10.1.1 Původní návrh experimentu	49
10.1.2 Konečný návrh experimentu	50
10.2 Vytvoření scénáře experimentu	52
10.3 Příprava a průběh experimentu	53
11. Zpracování a analýza získaných dat	58
11.1 Hypotézy a pozorování	58
11.2 Metoda zpracování dat	59
11.2.1 Zpracování ERP	61
11.2.2 Zpracování EEG	64
11.3 Výsledky a statistická analýza	65
11.3.1 Dotazník	66
11.3.2 Dechová frekvence	67
11.3.3 Latence komponenty P200	68
11.3.4 Energie alfa vln	70
12. Závěr	71
Seznam použitých zkratk	72
Použitá literatura a zdroje	73
Seznam obrázků	79
Seznam tabulek	80

Příloha A – Formulář k experimentu	81
Příloha B – Obsah DVD	86

1. Úvod

Tato diplomová práce je zaměřena na zkoumání mentální zátěže, která může u člověka vyvolat až pocit stresu. Obecně je známo, že stres může ovlivňovat lidský organismus a jeho chování z hlediska fyziologického i psychologického. Tato práce je především zaměřena na fyziologické příznaky, které jsou vyvolané působením mentální zátěže na člověka, která postupně přechází na zátěž stresovou. Na Západočeské univerzitě na Katedře informatiky a výpočetní techniky v současné době probíhají experimenty týkající se problematiky měření působení mentální zátěže na člověka. Pro pokusy spojené s mozkovou aktivitou člověka byla na univerzitě vybudovaná neuroinformatická laboratoř. Do tohoto souboru experimentů je začleněna i tato diplomová práce. Dále také navazuje na jiné studie, které byly zaměřeny na analýzu reakcí člověka při mentální zátěži po celém světě, a využívá jejich získaných poznatků pro stanovení hlavní hypotézy.

První část práce obsahuje teoretické poznatky, ze kterých je možné lépe pochopit současnou problematiku a tyto informace využít v praktické části. První kapitoly jsou věnovány úvodu do centrální nervové soustavy a základní charakteristice pojmu stres. Ve spojitosti se stresem je nutné poznat hlavně jeho fyziologické projevy a seznámit se tak s biodaty, které je vhodné během stresových podmínek pozorovat. Část teoretické části je zaměřena na elektroencefalografii (EEG) a evokované potenciály (ERP), což jsou metody a techniky umožňující měření mozkové aktivity. V teoretické části je také popsána dechová frekvence člověka, jelikož s jejím měřením se počítá v průběhu experimentu a i jejíž data budou zahrnuta v konečném vyhodnocení. Důležité je také popsání obdobných, výše avizovaných experimentů, ze kterých jsou čerpány informace pro návrh experimentu, vytvoření hypotézy a interpretaci konečných výsledků.

V praktické části práce je navrhnout a vytvořen experiment, který by měl člověku navodit pocit stresové zátěže. Scénář experimentu je založen na vyvolání stresové reakce pomocí počítání matematických příkladů, u kterých je zkracován časový limit určený pro jejich výpočet. Dále je v experimentu pozorována změna vybraných biodat způsobená zakrytím a zobrazením časové osy při výpočtu příkladů. Nasbíraná data budou zpracována a analyzována ve zvoleném softwaru. Na základě obdržených hodnot dojde k potvrzení nebo vyvrácení původní hypotézy.

V závěru práce dojde k prezentaci a finálnímu zhodnocení dosažených výsledků pro EEG, ERP a hodnot získaných z měření dechové frekvence.

2. Nervová soustava

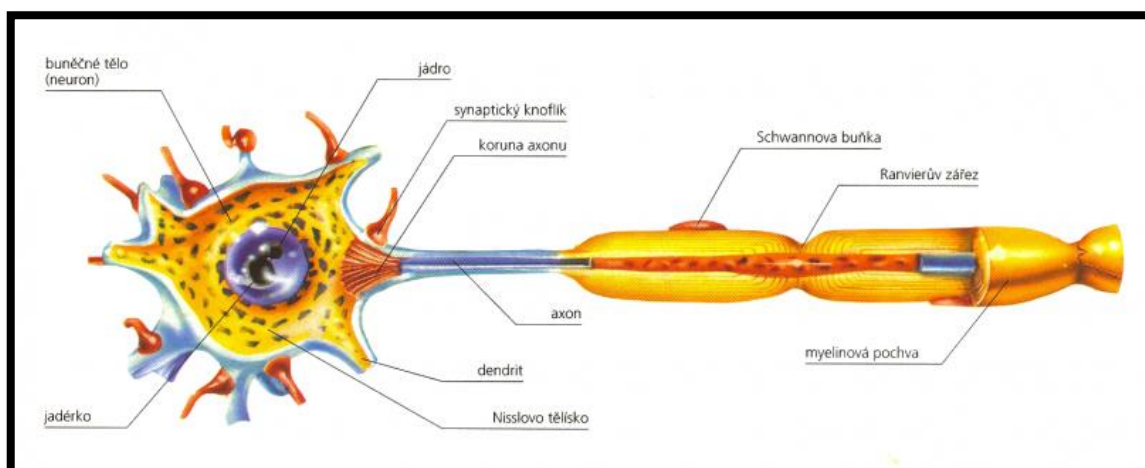
Nervová soustava řídí přímo nebo nepřímo činnost veškerých orgánů v těle, formuje chování lidského organismu a komunikuje s okolním světem. Řízení kosterního svalstva a řízení vnitřních orgánů jsou dvě základní složky řídicí funkce nervové soustavy. Nervové děje jsou označeny jako vyšší nervové funkce, do kterých spadá instinktivní chování, emotivní chování, učení a paměť. Tyto funkce pak dále můžeme podrobit experimentálnímu biologickému bádání, touto problematikou se zabývá vědecký obor zvaný neurověda. [1]

2.1 Neuron

Základní jednotku nervové soustavy tvoří neuron, což je nervová buňka s výběžky (Obr. 1) Jeho hlavní funkcí je tvorba a přenos nervových signálů. Význam jeho fyzikální podstaty je pohyb iontů, který lze zaznamenat právě jako elektrické děje. Integrací nervových signálů vznikají odpovědi nervové soustavy, které představují povely k činnosti jednotlivých orgánů. Neuron má tedy kromě funkce signální i funkci integrační.

Složení neuronu [1, 2]:

- Výběžky
 - Dendrity – obvykle kratší výběžky, větší počet, vedou vzruchy do těla neuronu, představují místo, kde dochází k přijímání a zpracování signálu z jiných neuronů nebo nervových buněk
 - Neurit (Axon) – dlouhý výběžek neuronu, vede vzruch z těla neuronu, nepodílí se na zpracování informací jako dendrity, je specializovaný pro vedení akčních potenciálů
- Vnější pochva Schwannova a vnitřní pochva myelinová – krycí obaly pro nervová vlákna, slouží jako izolace neuritu
- Ranvierovy zářezy – umožňují vedení akčních potenciálů po nervovém vlákne
- Buněčné tělo – je zde umístěno jádro a cytoplazma s hlavními buněčnými organelami
- Iniciální segment – oblast, kde dochází ke vzniku akčního potenciálu, spojuje buněčné tělo s axonem
- Nervová zakončení – konečná výstupní část axonu, slouží k zprostředkování přenosu signálu mezi neurony navzájem a ostatními cílovými buňkami



Obr. 1 Stavba neuronu (převzato z [2])

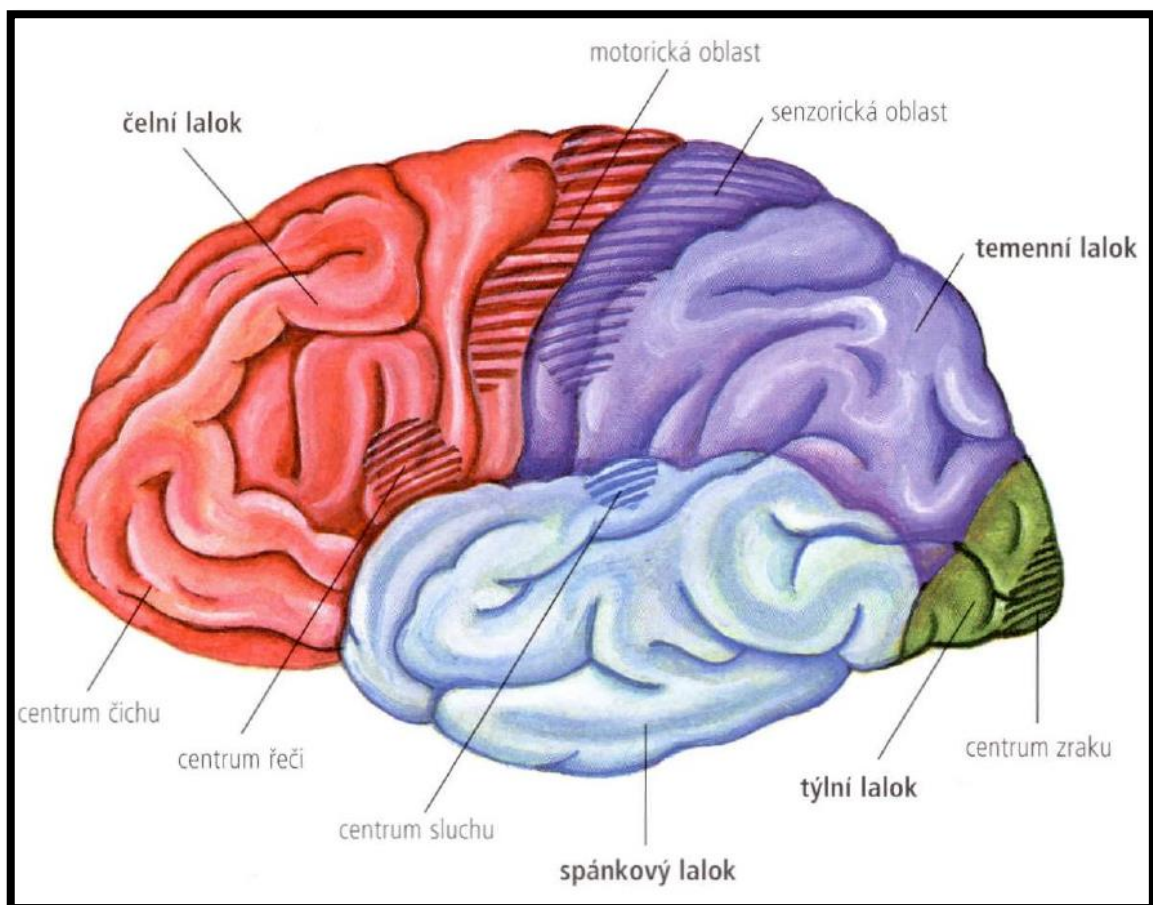
Jak již bylo řečeno, hlavní funkcí neuronu je přenos signálů. To je vyvoláno podrážděním nervových buněk, které tento signál přenášejí v podobě vzruchů. Předpoklad pro vznik a vedení signálu je rozdíl v koncentracích iontů mezi vnitřní a vnější plochou membrány neuronů. Klidový membránový potenciál (správné membránové napětí) se ustavuje tím, že uvnitř buňky nastává převaha záporných nábojů a na povrchu naopak převažují kladně nabitě ionty. Hovoříme o tzv. polarizaci membrány. V podobě elektrické energie pak neuron přijímá podráždění a dochází ke změně propustnosti pro ionty Na^+ a K^+ , což spočívá v otevírání nebo uzavírání iontových kanálů v plazmatické membráně. Uvnitř buňky poté převládne množství kladného náboje a způsobí vznik akčního potenciálu v oblasti iniciálního segmentu, který se šíří jako vlna po celé délce neuritu a označujeme jej jako vzruch – impuls. Synaptické potenciály jsou signály, které jsou předávány v místech spojení dvou neuronů nebo smyslové buňky s neuronem. Oproti synaptickým potenciálům mají akční potenciály vždy stejnou velikost i stejnou amplitudu. Samotná centrální nervová soustava obsahuje rozsáhlou síť neuronů, kde dochází k přijímání signálů mezi stovkami až tisíci neurony najednou prostřednictvím mnoha synapsí, kde dochází k jejich transformaci, a tak ze vstupního signálu může vznikat zcela nový signál výstupní. [1, 2]

2.2 Koncový mozek a jeho členění

Mozek je řídicí orgán nervové soustavy, skládá se přibližně z 50 až 100 miliard neuronů. Celkově se dá rozdělit do několika částí – zadní mozek, míšň mozek (prodloužená mícha, vlastní zadní mozek, mozeček, Varolův most), střední mozek, přední mozek, mezimozek a koncový mozek. Právě koncový mozek (telencephalon) je důležitý pro EEG experimenty. Nachází se zde centrum emocí, dále zde dochází ke zpracování vnějších podnětů – zrakové, sluchové, čichové a chuťové. Koncový mozek řídí úmyslné pohyby a řeč, provádí myšlenkové činnosti a vytváří podmíněné reflexy.

[1]

Koncový mozek je největší částí mozku a je rozdělen na pravou a levou hemisféru. Dále je tvořen čtyřmi mozkovými laloky (Obr. 2) – čelní, temenní, týlní a spánkový lalok. Jejich názvy odpovídají názvům lebečních kostí. (Někdy je za pátý lalok považována insula, která leží v hloubce mezi čelním, temenním a spánkovým lalokem). [4, 5]



Obr. 2 Mozkové laloky (převzato z [6])

Čelní lalok

Čelní lalok je umístěn v přední části před centrální brázdou, kde se přijímají informační signály z ostatních mozkových laloků. Tento lalok je také řídicím centrem emocí odpovědný za formování naší osobnosti a ovlivňující naše rozhodování. Mezi jeho další funkce patří řešení problémů a uvažování, spontánnost, plánování, motorické centrum – vůlí ovládané pohyby, z části ovlivňuje řeč, reguluje emoce. V důsledku jeho umístění je častější jeho poškození než u ostatních laloků. To má za následek změnu osobnosti a jiné impulsivní a rizikové chování. [4, 5]

Temenní lalok

Leží za centrální brázdou. Jeho hlavními funkcemi jsou cítění, vnímání a prostorové uvažování. Tento lalok také zodpovídá za zpracování smyslové informace z různých částí lidského těla (senzitivní centrum). Dalšími funkcemi temenního laloku jsou zaznamenání bolesti, tlaku a dotyku, regulace a zpracování všech pěti lidských smyslů, pohyb a vizuální orientace, řeč, vizuální vnímání a rozpoznávání, zpracování informací. Poškození temenního laloku může vést k problémům s prostorovým uvažováním, k poruchám čtení a psaní. Poškození v pravé části laloku může ovlivnit schopnost člověka obléci se, zatímco levostranné poškození může vést k jazykovým poruchám a k problémům s vnímáním. [4, 5]

Spánkový lalok

Je od čelního a temenního laloku oddělen postranní brázdou. Nachází se v těsné blízkosti uší a je v něm uloženo centrum sluchu, které slouží pro zpracování zvukových podnětů. K dalším funkcím spánkového laloku patří převod krátkodobé paměti na dlouhodobou, vytváření vzpomínek a zpracování nových informací. Jeho poškození může vést k obtížnějšímu zpracování sluchových i vizuálních vjemů, dále pak problémy se soustředěním, problémy s dlouhodobou pamětí či změna osobnosti. [4, 5]

Týlní lalok

Nachází se za temenním lalokem oddělen pomocí hluboké brázdy v zadní části hlavy. Jedná se o nejmenší mozkový lalok. Primární funkcí týlního laloku je zpracování vizuálních informací. Je zde umístěno zrakové centrum. Tento lalok také slouží k prostorovému zpracování obrazu a rozeznávání pohybu a barev. Díky jeho umístění je nejlépe chráněn lebkou a jeho zranění je méně pravděpodobné. Nicméně závažné

poškození týlního laloku může mít za následek celou řadu problémů s viděním, včetně ztráty rozpoznávání barev. Dále jeho poranění může způsobit problémy s rozpoznáváním objektů, zrakové halucinace nebo iluze. [4, 5]

3. Mentální zátěž a stres

Mentální zátěž a stres jsou úzce související pojmy. Stres je zvláštní formou zátěže, bývá vyvolán jejím stupňujícím se vlivem a může mít za následek fyziologické i psychické změny. Stres lze označit za jednu z hlavních složek mentální zátěže, která je zodpovědná za jeho vznik. Diplomová práce se v tomto ohledu zaměřuje na mentální zátěž, která se postupně mění v zátěž stresovou, a proto jsou v dalších částech této kapitoly popsány právě projevy vyvolané během působení stresu. [17]

3.1 Stres

Stres patří v současné době k velmi diskutovaným tématům, jelikož na lidskou psychiku mohou být kladeny stále větší nároky. Vymezení pojmu stres je však celkem obtížné. Existuje několik autorů, kteří slovo stres či mentální zátěž na člověka definují různě. Na stres se můžeme dívat z několika pohledů – fyziologický, biologický, psychologický nebo fyzický. Zde je výčet několika autorů a jejich definic stresu. [7, 8]

1. Cannon (1935): Boj nebo útěk (fight or flight reakce), definoval pojem homeostáza (stálost proměnlivých veličin v organismu a jejich dynamická rovnováha udržovaná regulačními procesy na principu zpětných vazeb [5]).
2. Selye (1936): Nespecifická reakce organismu na všechny neobyčejné požadavky, které jsou na něho kladené. Selye dále zformuloval pojem obecného adaptačního syndromu.
3. Vigaš (1985): Stres je specifická reakce organismu na podněty ohrožující jeho homeostázu.
4. Chrousos (1992): Stav, do kterého se organismus dostane pod vlivem stresoru (pojem stresor bude vysvětlen dále v práci), kterým může být skutečný nebo očekávaný faktor, který je schopný ohrozit homeostázu organismu.
5. Veselovský (2005): Stres je dlouhotrvající konflikt organismu a prostředí a soubor reakcí organismu na okolní podmínky, které podstatně překračují obvyklou normu.

3.2 Stresory a druhy stresu

Stresor je podnět anebo signál z vnějšího prostředí narušující homeostázu. Stresor je tedy faktor, který vyvolává stres, spouští stresovou reakci. Stresory můžeme členit do

několika kategorií. Důležité je však zmínit, že mezi skupinami stresů může často dojít k jejich kombinaci. [7, 8]

Kognitivní (vnímatelné smysly)

- Fyzikální (somatické) stresory – poranění, popálení, teplo, chlad, bolest, hluk, fyzická zátěž
- Psychické stresory – odpověď organismu na známou špatnou zkušenost, dochází k ovlivnění emočních stavů (úzkost, strach, frustrace, zodpovědnost, časový stres)
- Sociální stresory – při narušení interpersonálních vztahů (úmrť blízké osoby, ztráta zaměstnání, problémy v rodině, vyloučení z komunity), psychické a sociální stresory bývají někdy spojovány do jedné skupiny
- Chemické – jedy, dusivé plyny, žíraviny

Nekognitivní (nevnímatelné smysly)

Dochází k aktivaci imunitního systému například při infekci, zánětu. Narušení metabolické, kardiovaskulární a imunitní rovnováhy.

Pokud budeme považovat stresor za negativní faktor, pak jeho opakem je salutor. Jedná se o pozitivní faktor, který dokáže vyvážit množství stresorů působící na člověka. Salutory pozitivně ovlivňují zdraví jedince, zvyšují jeho zájem a pozornost o sebe sama. [15]

Stres nelze vždy chápat jako něco špatného či nežádoucího. Pravdou je, že v některých situacích může být stres více užitečný než škodlivý. V tomto případě také záleží na typu stresoru. Na základě tohoto poznatku lze stres rozdělit na dva druhy. [10, 11, 15]

Eustres – pozitivní zátěž, dokáže jedince v přiměřené míře stimulovat k vyšším či lepším výkonům, vede k tvorbě nových adaptačních mechanismů, po kterých bude naše tělo opět vyvážené, lepší odolnost vůči závažnému stresu (stresové tolerance).

Eustres většinou nastává před důležitou schůzkou, výkonem, koncertem nebo závodem. Naši reakcí bývá příjemné napětí a radost z dosaženého cíle. V jeho průběhu sice nemusejí být příznaky příjemné, ale na konci jsou naše pocity uspokojivého typu – pocit z dobře vykonané práce, motivace k dalšímu snažení, harmonizace těla.

Distres – nadměrná zátěž s negativními důsledky, vyvolává v nás nepříjemné pocity, může vést až k poškození organismu nebo vyvolat onemocnění, v těžkých případech může dokonce způsobit smrt jedince (hlavně při velmi silném či dlouhotrvajícím stresu).

Člověk většinou reaguje pocitem ztráty jistoty, bezmoci a zoufalství. Dostávají se deprese, cítíme přetížení, může přerůst až v syndrom vyhoření.

Stres tedy lze interpretovat i jako rovnici [10]: STRES = STRESOR + STRESOVÁ REAKCE

3.3 Fyziologie stresu

Jak již bylo zmíněno, stres je přirozená reakce organismu na zátěž. Tělo tedy reaguje na stresory tím, že spouští složitý řetěz záměrných reakcí na vnímané ohrožení, které jsou součástí stresového systému. Spouštění konkrétních reakcí obstarává centrální nervový systém na základě působící zátěže. Dochází tedy k aktivaci tzv. sympatoadrenální osy. Nervový systém stimuluje činnost sympatiku (nervstvo, jehož funkce neovládáme naší vůlí), ten zvyšuje funkci jednotlivých orgánů v těle. Jedním z hormonů, který tuto zvýšenou aktivitu umožňuje, se nazývá noradrenalin (řadíme jej mezi stresové hormony). Při stresové situaci dochází k aktivaci činnosti nadledvin pomocí hormonálního systému. Ty do krve vyplavují adrenalin (z dřene) a glukortikoidy (z kůry). Ty napomáhají regulovat lidský metabolismus. Glukortikoidy také řadíme k stresovým hormonům. Z jater je dále uvolněna zásoba cukru (glukózy). Organismu je tak zajištěn rychlý přísun energie. Dochází k ovlivnění činnosti většiny orgánů, svaly jsou více prokrveny. Tělo se takto připravuje na reakci boje nebo útěku. Při stresu nastávají i změny parametrů transportního systému. Zvyšuje se srdeční frekvence, systolický objem srdce, minutový objem srdce a krevní tlak. Srdeční frekvence se nejčastěji určuje metodou EKG (elektrokardiografie), kde dochází ke snímání akčních srdečních potenciálů. Ovlivněn je i dýchací systém, který zprostředkovává přísun kyslíku do plic. Do této kategorie změn spadá zvýšení dechové frekvence, dechového objemu a minutové ventilace. Dále v organismu dochází také k vysychání slin a hlenu, a tím se zvyšuje množství vzduchu proudícího do plic. Sucho v ústech lze považovat za počáteční známku stresu. Měření dechové frekvence lze realizovat několika metodami, jako jsou spirometrie nebo jednotlivé typy pletysmografie (např. využití respiračního

pásu). Mezi další projevy patří i snížení elektrického odporu kůže, rozšíření zorniček, zvýšení svalového napětí, změny v EEG. Do těla jsou vylučovány látky tlumící bolest a jsou zúženy krevní cévy v případě poranění organismu. Obecně jsou utlumeny činnosti, které nejsou nezbytné např. trávicí soustava. Tělo vytváří více červených i bílých krvinek pro rychlejší rozvod kyslíku po těle či pomoc při infekci. Většina těchto fyziologických změn je způsobena, jak již bylo zmíněno, aktivací dvou neuroendokrinních systémů – sympatického systému a adrenokortikálního systému, které jsou řízeny hypotalamem (součást mezimozku). Hypotalamus je proto nazýván mozkovým centrem stresu. Po skončení stresové situace dochází k obnovení normálního fyziologického stavu, během kterého tělo čerpá novou energii a regeneruje svaly. [3, 8, 10, 12]

3.3.1 Obecný adaptační syndrom

Stres je možné rozdělit také podle délky jeho trvání – akutní (jednorázový – trvá minuty, hodiny či několik dnů), při kterém jsou mobilizovány energetické rezervy pro bezprostřední situaci „přežití“, a chronický (dlouhodobý – trvá týdny, měsíce nebo i roky), kde jsou aktivovány dlouhodobější nervové, hormonální a imunologické mechanismy. Při chronickém stresu může dojít k potlačení imunity a růstu. Někdy bývá uváděn i intermitentní (přerušovaný) druh stresu. [8, 13]

Výše uvedené fyziologické změny byly popsány a zařazeny jako součást obecného adaptačního syndromu (autor Selye). Tento syndrom lze také definovat jako soubor odpovědí projevujících se při reakci na stres u všech organismů. Můžeme jej rozdělit do tří fází. [10, 12, 13]

Poplachová fáze

V této první fázi poplachu dochází k rychlé mobilizaci energetických zdrojů organismu, aby se jedinec aktivací sympatického nervového systému byl schopen vypořádat s hrozbou a pokusil se tento stres zvládnout. Člověk se tak dostává do tzv. stresového šoku. Zlepšují se kognitivní a smyslové schopnosti včetně zlepšení paměti.

Fáze rezistence (adaptace)

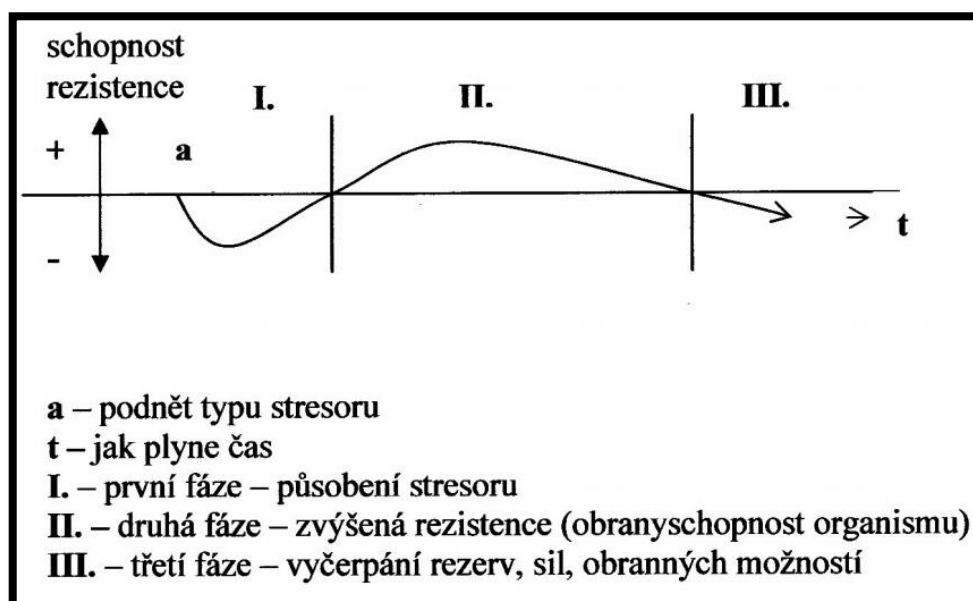
Druhá fáze nastává vlivem opakovaného působení stresoru. Lidské tělo se na stres pomalu začíná adaptovat. Člověk vnímá stres jako přirozenou situaci a prvotní šok

pomalu začíná ustupovat. Obranné reakce organismu jedince pracují úspěšně. V této fázi však mohou nastat poruchy adaptace (např. přetrénování v oblasti sportu).

Fáze vyčerpání (exhausce)

Ve třetí fázi nastává ztráta získané adaptace nebo je již nedostatečná. Selhání adaptivní reakce přivádí tělo do krize. Organismus v této fázi již není schopen ani zaútočit, ani utéci a se situací se vypořádává vyčerpáním fyziologických zdrojů. Příčinou této fáze může být nadměrná intenzita fyzických i psychických stresorů. Stres se tak stává chronickým a může skončit těžkým zdravotním onemocněním až smrtí jedince. Dále fázi vyčerpání doprovází porucha adaptačních mechanismů (např. při selhání nadledvin).

Všechny tři fáze obecného adaptačního syndromu lze vidět na Obr. 3 níže.



Obr. 3 Fáze fyziologické reakce na stres (odolnost vůči stresu, převzato z [14])

Obecný adaptační syndrom nelze u všech lidí aplikovat stejně. Například vnímavost člověka na působící stresor nebývá vždy stejná, dále pak reakce některých hormonů bývá odlišná v závislosti na stresové situaci. Stejně stresory nemusí opakovaně vyvolávat stejné účinky na různé jedince. [13]

3.4 Příznaky a projevy stresu

Mimo výše uvedených fyziologických reakcí organismu na stres je také u lidí, kteří byli vystaveni stresovým situacím, pozorován vznik negativních emocí jako jsou strach, napětí nebo úzkost. Tyto emoce a další lidské reakce řadíme mezi psychické (behaviorální) projevy stresu, které vycházejí ze specifík každého jedince. Mentální zátěž může u člověka vyvolat agresivní či hysterickou reakci, což může vést až ke zkratkovitým jednáním jako jsou kriminální činy. Naopak se však může dostavit i apatický stav, kdy osoba není schopna vnímat pokyny od jiných osob, není schopna k rozhovoru nebo se nedokáže soustředit na právě vykonávanou činnost. Člověk může v této činnosti začít dělat i více chyb, než bývá obvyklé. [10, 13]

Mezi nejčastější projevy stresového chování patří [13]:

- Zabezpečovací chování – jedinec neustále kontroluje, zda je všechno v pořádku, přehnané starosti
- Vyhýbavé chování – člověk se snaží předejít situacím, ze kterých má strach
- Odkládání nepříjemné činnosti – oddalování daných úkolů (vede k pocitu nezvládnutí)
- Únik z nepříjemné situace
- Vyhledávání pomoci – v okruhu rodiny a přátel
- Hádky, obviňování druhých, vyčítání – podrážděné chování, hádání se s okolím
- Perfekcionismus – špatně snášení kritiky, snaha o co nejlepší výsledky, vede k vyčerpání
- Neurotické projevy – okusování nehtů, přešlapávání, hraní si s předměty atd.

3.5 Zvládání stresu

Člověk si v průběhu života osvojuje určité techniky a strategie, které mu pomáhají zvládat stresové situace a nežádoucí projevy stresu. V této spojitosti se zavádí pojem *Coping*, který lze interpretovat jako zvládání ohrožujících faktorů. Coping nelze považovat za jednorázovou reakci, ale jedná se o dynamický proces. Jeho snahou je docílit sebekontroly při vzniku stresu a řídit jeho dění (tzv. stress management). V tomto nám může pomoci dobrý zdravotní stav, získané zkušenosti, podpora rodiny. V odborné literatuře se lze nejčastěji setkat s dvěma hlavními skupinami strategií určených k zvládnutí stresu. [14, 16]

1. **Strategie zaměřena na řešení problému** – lidé hledají řešení pro konkrétní situace, identifikují daný problém, zvyšují aktivitu pro jeho vyřešení různými postupy, dochází například k osvojení nových dovedností nebo získání nových znalostí.
2. **Strategie zaměřena na zvládnutí emocí** – lidé vykazují snahu o regulaci svého emocionálního stavu, který byl vlivem působení stresu změněn, tuto strategii můžeme rozdělit na dvě podkategorie – behaviorální strategie (tělesná cvičení, pití alkoholu, vybíjení vzteku, hledání psychické podpory u přátel) a kognitivní strategie (zmírnění významu problémové situace, dočasné odložení problému).

K těmto strategiím se občas uvádí i třetí strategie vyhýbavého chování. Člověk nechce čelit stresové události, vyhledává možnosti, jak se jí vyhnout (rozptýlení, odvrácení pozornosti).

3.6 Vybrané metody a biosignály

Z těchto teoretických poznatků je patrné, že se působení stresu projevuje jak fyziologickými, tak psychickými příznaky. Fyziologické signály jako jsou změna tepové frekvence, změna dechové frekvence nebo změna kožního odporu je možné zaznamenat pomocí senzorů, kterými disponuje neuroinformatická laboratoř na ZČU. Vybavení této laboratoře včetně sady příslušných senzorů bude popsáno v dalších částech diplomové práce. Realizované experimenty, které se zaměřily na měření biosignálů při stresových podmínkách, potvrzují také změny v mozkové aktivitě. V těchto experimentech byly využity metody EEG a ERP k získání potřebných dat. Detailnější popis těchto studií bude v diplomové práci také uveden. Následující kapitoly se zabývají popisem vybraných metod – EEG, ERP a měření dechové frekvence, které mohou být použity pro pozorování fyziologických změn vlivem působení mentální zátěže.

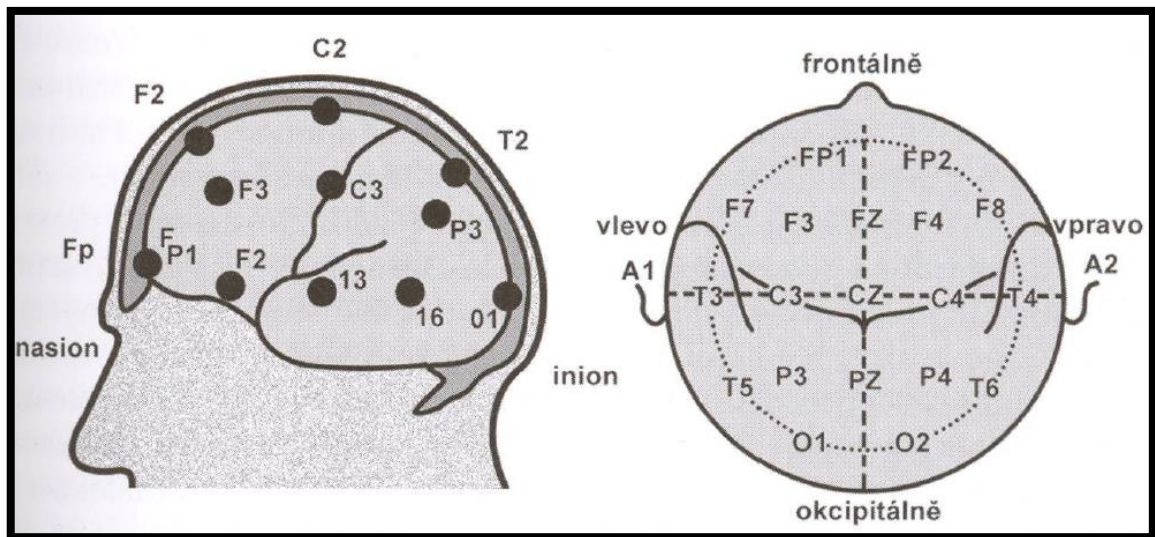
4. Elektroencefalografie – EEG

Elektroencefalografie (EEG) je základní elektrofyziologická metoda pro vyšetření mozkové aktivity snímané z různých částí mozku. Její počátky sahají až do první poloviny minulého století. Podstatou EEG je registrovat časoprostorové změny mozkových biopotenciálů vzniklých na základě kontinuální aktivity vzrušivých membrán na synapsích (místo spojení dvou neuronů). V důsledku působení kladných a záporných nábojů vznikají dipóly, které jsou k mozkovému povrchu obvykle kolmé a generují potenciálové pole. Pomocí elektrod, které jednotlivé oblasti snímají, lze dané změny pozorovat. Na základě záznamů získaných prostřednictvím těchto elektrod můžeme posuzovat a vyhodnotit funkční stav jednotlivých částí mozku. Pro zpracování dlouhodobých EEG signálů se využívají moderní výpočetní programy, které jsou podpůrnou součástí EEG pokusů. Pomocí těchto programů lze provést detailní analýzu pouze u vybraných oblastí lidského mozku, které jsou dle charakteru navrženého experimentu pozorovány. [18, 21]

4.1 Elektrody

Elektrody zajišťují převod elektrické aktivity z mozku do zesilovačů EEG přístroje a mohou výrazně ovlivnit kvalitu registrace mozkové aktivity v případě závady nebo špatného spojení elektrody s pokožkou hlavy pomocí tekutého média. Pro standardní EEG se používají nepolarizované elektrody, které jsou zabudovány do EEG čepice, která je zhotovena z pružné tkaniny. Elektrody uvnitř čepice jsou ploché s otvorem ve středu. Kably z elektrod se sbíhají ke konektoru navazujícího na elektrodový kabel od přístroje. Rozmístění elektrod se řídí pomocí systému standardního umístění elektrod. V tomto systému jsou vždy stejné vzdálenosti od 4 referenčních bodů – nasion (kořen nosu), inion (výrazný hrbol na týlu hlavy), levý a pravý preaurikulární bod (bod těsně před ušním boltcem). Roviny, které jsou proloženy těmito body, jsou pomocí elektrod pak rozděleny na úseky, které představují 10 nebo 20 procent jejich celkové délky. Proto se také tento systém nazývá „10/20“ (Obr. 4). Běžný počet snímaných elektrod je 19, z toho 8 párových a 3 nepárové (vertexové). Elektrody pak nesou označení pomocí písmen a číslic (lokace elektrody). [18, 19]

- Fp – frontopolární
- F – frontální
- P – parietální
- T – temporální
- O – okcipitální
- C – centrální
- Lichá čísla – levá hemisféra
- Sudá čísla – pravá hemisféra
- z – nepárové (vertexové) elektrody



Obr. 4 Standardní umístění elektrod (Jasper), systém 10/20 (převzato z [18])

4.2 Mozkové vlny

Přístroj zvaný elektroencefalograf pořizuje a zapisuje záznamy EEG, které se nazývají elektroencefalogramy. Zde jsou prezentovány zachycené mozkové vlny. Schopnost našeho mozku se flexibilně přizpůsobit na různé situace souvisí s proměnlivou aktivitou mozkových vln. Změny mozkových vln nižších frekvencí dominují, když se cítíme unaveně, zpomaleně nebo zasněně. Na druhou stranu mozkové vlny vyšších frekvencí převládají, když se cítíme nadměrně obezřetně. Je zřejmé, že proměnlivá aktivita mozkových vln v jednotlivých částech mozku představuje různé aspekty fyziologických či psychologických projevů člověka v konkrétních situacích a podmínkách. Důležité je také zmínit, že při EEG záznamu jsou prezentovány všechny mozkové vlny najednou, avšak některá z nich může být vzhledem k vyvolaným podmínkám a stavu vědomí

jedince při měření dominantní. Mozkové vlny lze rozčlenit do následujících kategorií podle frekvence (frekvenčních pásem). (Je důležité si uvědomit, že v mnoha publikacích může dojít k menší změně rozsahu frekvenčního pásma. V této diplomové práci jsou rozsahy frekvenčních pásem stanoveny následovně.) [20, 21, 23]

Pásmo infra-low vln

Tyto vlny lze zaznamenat ve frekvenčním rozsahu menším než 0,5 Hz. Tato aktivita je známá také pod názvem pomalé kortikální potenciály. Jsou považovány za základní kortikální rytmy, které jsou spojené s vyššími mozkovými funkcemi. Infra-low vlny jsou obtížně zaznamenatelné a zabývalo se jimi jen malé množství studií.

Pásmo delta vln (δ)

Delta aktivita se nachází ve frekvenčním pásmu od 0,5 do 4 Hz. U dospělého bdělého člověka se jedná při zvýšené aktivitě vždy o patologický (nezdravý) projev v EEG. (Za předpokladu dostatečné amplitudy nebo ložiskového výskytu signalizuje nádor). Patologický význam delta vlny je přímo úměrný velikosti její amplitudy a také, je-li spektrálně čistší. Pokud lidé trpí poruchou pozornosti, bývá zaznamenáno zvýšení amplitudy při pokusu se soustředit. U malých dětí ve věku čtyř měsíců je projev delta aktivity normální. S delta vlnami je možné se setkat také v hlubokém spánku, transu nebo hypnóze. Během spánků dosahují amplitudy hodnot až 100 μ V. Výskyt je oboustranný, zejména na elektrodách F3 a C3. Bývají spojovány s procesem hojení a regenerace.

Pásmo théta vln (θ)

Théta aktivita je přiřazena do frekvenčního pásma od 4 do 8 Hz a nejčastěji bývá situována v oblasti spánkových laloků (temporální oblast). U zdravých osob je její výskyt zaznamenán i v centrální parietální (temenní) oblasti. Při nízké amplitudě théta vln (do 15 μ V) v nativním EEG signálu především u mladých lidí a symetrickém výskytu nelze považovat théta aktivitu za patologický projev. Problémy nastávají, pokud je amplituda dvakrát vyšší než alfa aktivita. Tento konkrétní frekvenční rozsah je spojen zejména s denním sněním a spánkem. Théta aktivita se objevuje většinou ve spánku, ale je také dominantní během hluboké meditace. Dále je s théta aktivitou spojena kreativita, intuice, denní snění, fantazie a vzpomínky.

Pásmo alfa vln (α)

Frekvence pro toto pásmo je v rozmezí 8 – 13 Hz. Rozpětí amplitudy alfa vln bývá v rozsahu 20 – 50 μ V. U člověka v bdělém stavu je pozorováno její maximum nad zadními oblastmi mozkových hemisfér v klidovém stavu a při fyzické relaxaci. Alfa aktivita je nejlépe vyjádřena, když má člověk zavřené oči. Otevřené oči a duševní činnosti ji utlumují. Alfa vlny jsou charakteristické pro stadium těsně před usnutím. Alfa aktivita je dominantní během pocitů hluboké relaxace a meditativních stavů. Alfa vlny podporují celkovou koordinaci, klid, propojení mysli a těla, bdělost a proces učení.

Pásmo beta vln (β)

Beta aktivita se nachází ve frekvenčním pásmu 13 – 30 Hz (přípustné však je i 12 – 38 Hz). Typická je její nízká amplituda nejčastěji v rozmezí 10 – 30 μ V. Výskyt beta pásma převládá nad frontální a centrální oblastí hlavy. Beta vlny jsou charakteristické pro soustředění na vnější podněty (např. pracovní úkoly), ale také pro logicko-analytické myšlení. Jsou běžně pozorovány v bdělém stavu našeho vědomí. Dále s beta aktivitou souvisí pocity neklidu, hněvu a strachu. Vlivem pozornosti či zrakového vjemu obvykle nedochází k jejímu utlumení. Beta aktivita bývá přítomna, když jsme v pohotovosti, pozorní, zabývající se nějakým problémem nebo při procesu rozhodování. Pásmo beta můžeme ještě dále rozdělit do tří pásem. Beta1 (12 – 15 Hz), které je spojováno s uvažováním. Beta2 (15 – 22 Hz), které souvisí s tím, když přicházíme na nový poznatek. Beta3 (22 – 38 Hz), které integruje nové zkušenosti a je také spojeno s pocitem vzrušení.

Pásmo gamma vln (γ)

Frekvenční rozsah u gamma vln se udává od 30 Hz a výše (někdy i k 60 Hz). Hranice mezi beta a gamma pásmem je tedy v mnoha publikacích spekulativní. Gamma vlny se podílejí na zpracování úloh a rychlého předání informací z různých oblastí mozku. Dále je gamma aktivita spojována s vnímáním, pohybem prstů a stresem.

Lambda vlny (λ)

Kromě pravidelné mozkové aktivity výše uvedených vln je možné v EEG signálu pozorovat ojediněle i lambda vlny nízké amplitudy, které trvají přibližně 200 – 300 ms. Tyto vlny jsou registrovány u bdělých osob sledujících očima nějaký předmět. [19]

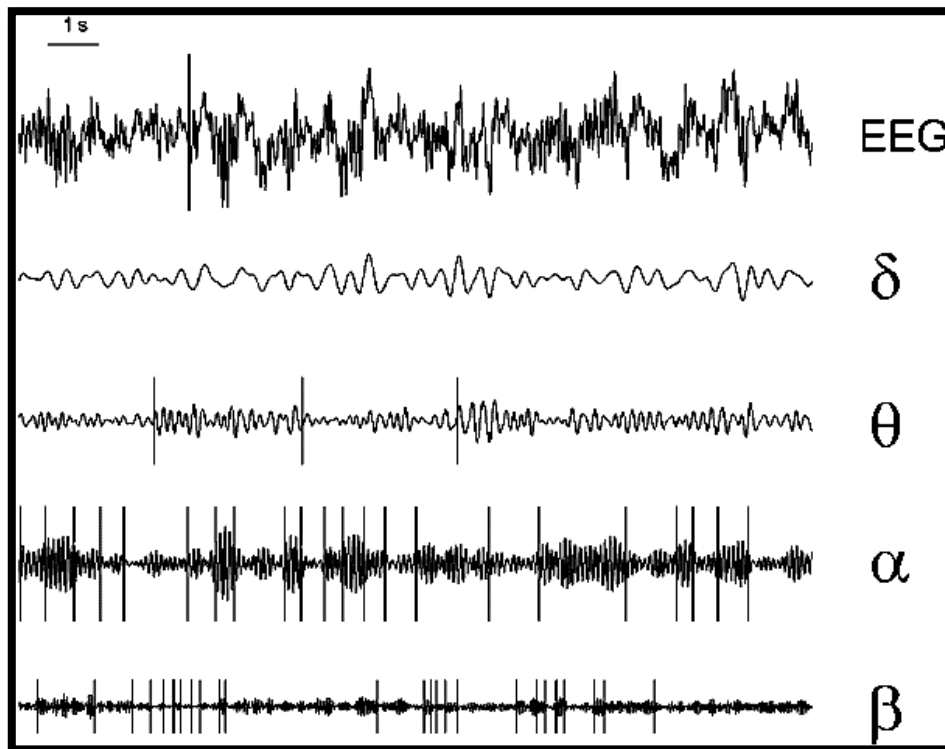
4.3 Mozkové vlny v souvislosti s mentální zátěží

Dle zdroje [22], kde probíhalo zpracování EEG signálů získaných z většího souboru experimentů pro měření mentální zátěže (stresu) a kde za základní stresory experimentů byly Stroopův test barev (test, kdy je například slovo červená napsáno modrou barvou), stresující obrázky a základní matematické úlohy ve stanoveném časovém limitu, vykazuje dobrou korelaci právě psychický stres a potlačení alfa vln. Dále pak byla zaznamenána zvýšená aktivita théta vln vlivem stresu. Alfa vlny měly zvýšenou aktivitu hlavně v okcipitálních a frontálních (čelních) oblastech mozku za nestresových podmínek. Tyto vlny bývají také spojeny se „zahálením“ mozku (klidový stav). Takže v nestresových situacích, kdy mozek nevykonává žádnou aktivitu s ním spojenou, jsou alfa vlny dominantními. V opačném případě, při stresových situacích, má aktivita alfa vln klesající charakter, což ukazuje změnu odezvy mozku vystavenému stresu. Beta vlny vykazovaly proměnlivé chování v různých frekvencích a v různých částech mozku. Změny byly zaznamenány i v pásmu delta vln, kde docházelo ke zvýšení aktivity během obtížných podmínek. Amplitudy jednotlivých vln byly naměřeny v následujících hodnotách: Delta vlny 20 – 200 μV , Théta vlny okolo 20 μV , Alfa vlny 20 – 200 μV , Beta vlny 5 – 10 μV .

4.4 Popis EEG křivky a artefakty

Při analýze EEG záznamu výzkumníky zajímá průběh EEG křivky. Její základní strukturu lze rozdělit následovně. První část tvoří grafoelementy představující nejjednodušší komponenty, na které je možno EEG křivku rozložit. Dále je na křivce registrována základní aktivita, která převažuje na určitém místě po většinu doby. Zvláštní skupinu grafoelementů tvoří tranzienty, které se výrazněji liší od základní aktivity. EEG křivku lze popsat z několika úhlů pohledu. Je možné se zaměřit na počet grafoelementů za sekundu (frekvence). Dále je důležitá amplituda (vrchol grafoelementu), která značí elektrické napětí signálu v μV . S amplitudou souvisí i latence, která značí posun vrcholu amplitudy na časové ose. Na křivce lze také pozorovat její tvar, periodicitu, symetrii atd. [18]

Ukázku EEG křivky a mozkových vln lze vidět na Obr. 5.



Obr. 5 Příklad signálu EEG a mozkových vln (převzato z [24])

Během měření EEG se vyskytují i nežádoucí rušení, která nemají s mozkovou aktivitou snímaného signálu nic společného. Tato rušení byla pojmenována jako artefakty EEG záznamu. Jsou pozorovány kvůli výrazným změnám hodnot amplitud (běžné EEG signály se pohybují v řádu desítek μV). Odlišení artefaktu od mozkové aktivity bývá prvním krokem při hodnocení EEG. Artefakty lze rozdělit do dvou základních skupin. První skupina má biologický původ (jsou způsobeny samotným pacientem), druhá je naopak rázu technického (fyzikálního). Níže jsou uvedeny některé příklady EEG artefaktů. [19]

- Elektrodermogram – tento artefakt lze pozorovat při změně kožního odporu nebo elektrického potenciálu pokožky
- Pulzový artefakt – vzniká, pokud je elektroda umístěna blízko pulsující tepny
- EKG artefakt – artefakt, který je vyvolán srdeční činností, kdy dochází ke změně elektrického pole
- Artefakty z pohybů – patří sem jak pohyby spojené s dýcháním, tak pohyby očí při mrkání, které ovlivňují signál ze všech měřených elektrod, nejvíce ve frontální oblasti, dále je zde možné zařadit pohyby jazyka

- Svalové artefakty – dochází k nim při stažení svalu pod elektrodou nebo v její blízkosti
- Přístrojové artefakty – jsou vyvolány, když je v laboratoři zapnut nějaký další elektrický přístroj
- Elektrostatické potenciály – vznikají, pokud se v blízkosti hlavy pacienta pohybují předměty tvořené z umělých hmot
- Artefakt 50 Hz – tento artefakt pochází z frekvence střídavého proudu elektrické sítě

5. Evokované potenciály - ERP

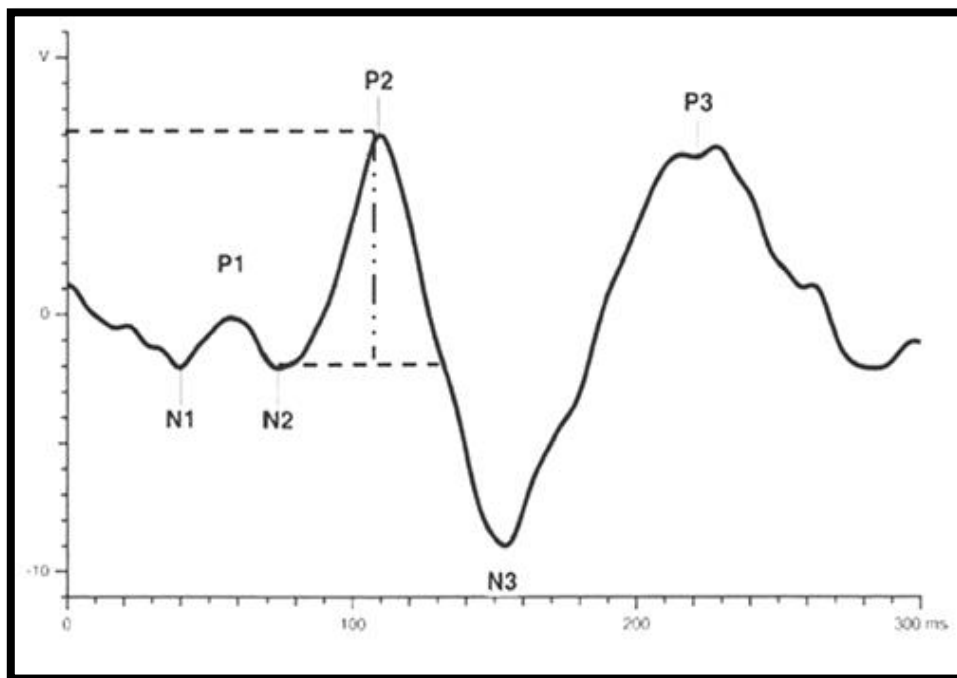
ERP jsou evokované potenciály vázané na událost. Od toho nesou anglické označení ERP – Event related potential. Jedná se o elektrickou odezvu mozku nebo mozkového kmene při zpracování různých typů stimulů. Typy těchto stimulů (podnětů), na které mozek reaguje, mají rozdílný charakter. Patří sem vizuální podněty, audio podněty a somatosenzorické stimuly. Je možné použít i jejich kombinace. ERP přinášejí informace o kognitivních funkcích a procesech. K registraci záznamu těchto potenciálů jsou jako u EEG použity elektrody umístěné na hlavě člověka. Amplituda ERP signálu v porovnání s EEG dosahuje nižších hodnot, proto je nutné EEG aktivitu, která působí jako šum, vhodným způsobem potlačit (odstranit), a extrahovat tak signál ERP. Toho se dá docílit za použití různých zesilovačů, filtrů a průměrováním evokované odpovědi. Pro určení ERP je vyžadováno opakované stimulování subjektu stejným podnětem a přesná synchronizace okamžiku stimulu a EEG záznamu. Výsledný tvar je závislý na mentálním stavu měřeného subjektu a na charakteru prezentovaného stimulu. ERP lze dále dělit do dvou podkategorií. Exogenní ERP jsou spojeny s nižší dobou latence a jsou chápány jako odezva na fyzikální stimul. Endogenní ERP představují souvislost s kognitivním procesem (zpracování informace) a jejich latence je větší (nad 300 ms). [23, 25]

ERP lze dále kategorizovat na základě charakteru prezentovaných stimulů. [23]

- **Sluchové (auditory ERP)** – stimulace subjektu probíhá pomocí různých zvuků, například krátké pípnutí o určité frekvenci. To vyvolá sérii vln, které charakterizují šíření neuro informace od sluchového nervu do mozkové kůry. Snímání tohoto signálu je docíleno hlavně elektrodami umístěnými za pravým a levým uchem na vrcholu hlavy.
- **Zrakové (visual ERP)** – pro stimulaci jsou použity většinou obrazy, u kterých dochází k různým změnám, příkladem může být změna barev na obrazu ve tvaru šachovnice, nebo blikání LED diod. Předmětem sledování je informace, která se šíří očním nervem. U zrakových stimulů jsou využity především elektrody z týlní oblasti hlavy.
- **Somatosenzorické** – jsou chápány jako reakce na pohyb nebo různé proudové impulsy

5.1 ERP komponenty

ERP záznam je složen z několika komponent, které můžeme pojmenovat jako vlny ERP signálu. Jejich popis je typicky stanoven z hlediska kladných (positive) a záporných (negative) vrcholů, které představují kladné a záporné odchylky v zaznamenané křivce. Dále se jednotlivé komponenty identifikují podle latence amplitudy nebo pořadí jejich výskytu. Pojmenování je tedy složeno z písmen P nebo N a číslice (např. P3 nebo P300). V ERP křivce je tedy možné setkat se nejčastěji s následujícími komponentami, chronologicky seřazenými podle jejich výskytu. Příklad ERP křivky lze vidět na Obr. 6, kde jsou ukázány možné tvary některých vln. [26, 27]



Obr. 6 Ukázka ERP křivky, osa x – čas [ms], osa y – napětí [μV] (převzato z [28])

Vlna P1 (P50)

Tento vrchol není vždy v záznamu snadno identifikovatelný, pokud je však registrován, vyskytuje se přibližně 50 ms po sluchovém stimulu nebo 100 ms po stimulu vizuálním. Tato složka je obvykle interpretována jako indikátor pozornosti a potlačuje přebytečné informace (redundantní, triviální či opakující se), čímž chrání před informačním přetížením. Předpokládá se, že odráží i obecnou úroveň vzrušení.

Vlna N1 (N100)

Tato komponenta patří k dobře pozorovaným složkám ERP signálu, vyskytuje se v rozmezí 90 – 200 ms. Lze ji zaznamenat při spatření neočekávaného stimulu. Obecně se předpokládá, že N1 odráží selektivní pozornost v souvislosti se základním charakterem prezentovaného stimulu, počáteční výběr a pozdější rozpoznání. Sluchové podněty vyvolávají větší amplitudu N1 s kratší dobou latence než vizuální stimuly. Maximální amplitudy dosahuje na elektrodě Cz.

Vlna P2 (P200)

Tato pozitivní složka je zaznamenávána během různých kognitivních (poznávacích) úloh zahrnující selektivní pozornost, náhlou změnu stimulu či krátkodobou paměť. Dále je spojena s necílovými podněty a stimulační klasifikací.

Vlna N2 (N200)

N2 patří mezi negativní vlny ERP signálu, její průběh vrcholí v 200 ms po prezentaci stimulu. Bývá pozorována, pokud je subjekt plně soustředěn na prezentovaný stimul. Vlnu N2 lze rozdělit do třech dalších složek. První z nich je N2a/Mismatch negativity (MMN), kterou je možné vyvolat náhlou změnu u sluchového stimulu, který se stále opakuje. Amplituda MMN bývá větší na frontálních a centrálních elektrodách. N2b nastupuje o něco později než N2a. Projevuje se na základě změny fyzikálních vlastností podnětu. N2c je zaznamenána, když je potřeba klasifikovat různorodé podněty.

Vlna P3 (P300)

Vlna P3 patří v současné době mezi nejintenzivněji zkoumanou komponentu ERP záznamu. Poprvé byla identifikována v roce 1965. Rozsah její latence je u audio stimulu v rozmezí 250 až 400 ms, u vizuálních stimulů dochází k jejímu posunu. P3 komponenta se skládá ze dvou částí – P3a a P3b. Vlna P3 je úzce spojena s pozorností měřeného subjektu. Její latence je obvykle interpretována jako rychlost klasifikace prezentovaného stimulu. Velikost amplituda souvisí s počtem stimulů, které subjekt při měření vnímá. Čím více se stimul opakuje (jeho spatření je pravděpodobnější), tím je amplituda menší a naopak. Obvykle bývá vyvolána právě prezentací různých podnětů v řadě tak, že jeden ze stimulů se vyskytuje zřídka (target stimul) a druhý naopak často (non-target stimul). Subjekt má většinou při experimentu za úkol reagovat právě na target stimul. Snížená amplituda P300 může ukazovat na některou z neurobiologických

poruch (závislost na alkoholu, závislost na drogách, porucha chování atd.) Tvar amplitudy také bývá ovlivněn náročností úkolů a navozené situace. Kratší latence je spojována s lepším výkonem a lepšími kognitivními schopnostmi měřené osoby.

Vlna N400

Tato negativní komponenta dosahuje svého vrcholu v době přibližně 400 ms po prezentaci stimulu. Často bývá spojována s porozuměním kontextu věty. Například na konci věty je nevhodné slovo, jiné než subjekt očekával. (Napil se vody ze studny. / Napil se vody z vysílače.) Nevhodnost slova (sémantický nesoulad) vyvolává větší amplitudu vlny N400.

Vlna P600

Složka P600 má dva funkčně odlišné výklady, z nichž jeden je spojen s paměťovými procesy a druhý, který souvisí se zpracováním jazyka. Pokud uvážíme druhý výklad, tak se tato komponenta objevuje při syntaktickém porušení stavby věty. U paměti je tato složka spojena s rozpoznáváním stimulu (při odpovědi na „starší“ stimul bývá větší než při odpovědi na „novější“ stimul).

6. Dýchací soustava

Z teoretických poznatků třetí kapitoly je patrné, že vliv stresu ovlivňuje i činnost lidského dýchání. Pro výsledný experiment bylo na základě těchto faktů zvoleno měření dechové frekvence jako dalšího pozorovaného biosignálu. V této souvislosti je proto vhodné zmínit některé základní informace spojené s lidskou dýchací soustavou a dechovou frekvencí, které umožní lépe pochopit naměřené hodnoty.

6.1 Stavba dýchací soustavy

Dýchací soustava patří mezi základní složky transportního systému. Je složena z dýchacích cest a plic, které jsou považovány za centrální orgán celé soustavy. Nosní a ústní dutina umožňuje vstup vzduchu do dýchacího systému. Vzduch poté pokračuje do hrtanu a průdušnice, která se dále větví na dvě průdušky. Průdušinky poté vstupují do plic, kde se větví na menší průdušinky. Na konci průdušinek se nacházejí tzv. plicní sklípky (alveoly), které jsou bohatě prokrveny. Zde je uskutečněn přenos kyslíku do krve. Proces dýchání můžeme rozdělit na dvě hlavní fáze – nádech (inspirace) a výdech (expirace). V etapě nádechu jsou použity dýchací svaly, bránice je stahována dolů a mezižeberní svaly zdvihají žebra nahoru. Tímto se začne zvedat hrudní koš vytvářející prostor, který umožňuje zvětšení objemu plic. I změna tlaků v pohrudniční šterbině umožňuje proces nádechu. Ve fázi výdechu dochází k uvolnění dýchacích svalů, žebra klesají dolů do své původní polohy a prostor vytvořený hrudním košem se zmenšuje. [29]

6.2 Fyziologické parametry dýchací soustavy

Dýchací systém nám umožňuje zkoumat lidské dýchání pomocí více fyziologických parametrů. Níže jsou popsány některé z nich. [29]

- **Dechová frekvence** – určena podle počtu dechů za minutu, což je i její základní jednotka
- **Dechový objem** – objem vzduchu vydechnutého při jednom výdechu (nádechu), základní jednotkou jsou litry
- **Minutová ventilace** – objem vzduchu, který je prodýchán za minutu (uvedeno v litrech za minutu)
- **Vitální kapacita** – objem vzduchu při maximální výdechu, který následuje po maximálním nádechu (uvedeno v litrech)

K těmto fyziologickým parametrům dále patří příjem (spotřeba) kyslíku, výdej oxidu uhličitého, poměr respirační výměny (respirační koeficient), ventilační ekvivalent pro kyslík, tepový kyslík. Dále je možné při dechu sledovat jeho kvalitu a pravidelnost. Mezi faktory, které ovlivňují dýchání, patří například věk, pohyb, stres, prostředí, nadmořská výška, léky, životní styl, onemocnění atd. [30]

6.3 Dechová frekvence

Při analýze dat bude ze záznamu lidského dýchání z výše uvedených fyziologických parametrů posuzována pouze dechová frekvence, proto je nutné seznámit se blíže s její charakteristikou.

Rychlost dechu se určuje podle dechů za minutu. Normální hodnoty se liší z hlediska věku jedince. U novorozence se dechová frekvence pohybuje v hodnotách 35 – 60 dechů/min, u kojence 30-40 dechů/min, u desetiletého dítěte 20 dechů/minutu a u dospělého člověka 12 – 18 dechů za minutu. Hodnoty klidové frekvence u běžné populace tedy činí 16 dechů/min. Pokud na lidský organismus působí určitá zátěž, dochází k zvýšení hodnot dechové frekvence. Ta je závislá především na intenzitě zatížení. Zvýšená dechová frekvence se může vyšplhat až k hodnotám kolem 40 dechů za minutu. U trénovaných jedinců, kteří mají zvětšený objem plic, se hodnoty mohou pohybovat i pod 10 dechů/min nebo naopak mohou dosáhnout vysokých hodnot okolo 60 dechů/min. [29, 30]

Dechovou frekvenci odborně rozdělujeme do 4 skupin.

1. **Eupnoe** – normální dýchání
2. **Tachypnoe** – zrychlené dýchání, fyziologicky způsobeno při námaze nebo rozrušení
3. **Bradypnoe** – zpomalené dýchání, fyziologicky nastává při spánku a klidu
4. **Apnoe** – zástava dechu

6.4 Způsoby měření dechové frekvence

Hodnoty dechové frekvence lze zjistit využitím různých metod. Zde jsou uvedeny některé z nich.

- **Spirometrie** – patří k základním vyšetřovacím metodám, záznamy tvoří tzv. spirometrické křivky, které vyjadřují závislost změny objemu vzduchu v čase. Subjekt dýchá pomocí masky nebo jiné obdobné pomůcky přes přístroj. Do

cesty vzduchu je umístěna jemná síťka, na kterou je vyvíjen malý tlak, který umožňuje stanovení dechové frekvence a dalších fyziologických parametrů spojené s dýchací soustavou (minutová ventilace atd.) při současném měření času.

- **Respirační indukční pletysmografie** – při tomto měření se využívá pohyb hrudníku a břicha, hlavní součástí měření tvoří hrudní pás, břišní pás, oscilátor a demodulátor signálu. Oba pásy obsahují drátěné izolované cívky, ty během dýchání zvyšují vlastní indukčnost a četnost jejich oscilace. Tato změna je převedena na signál, kde křivka reprezentuje změny objemu dechu pacienta.
- Mezi další metody patří – **impedanční pletysmografie, pletysmografie s využitím aktivní triangulace, optoelektronická pletysmografie** atd. [9]

7. EEG/ERP experimenty

Pro rozšíření dalších teoretických i praktických poznatků byl nutné nastudovat již vytvořené a uskutečněné experimenty, které se zabývaly souvislostí stresu a změn mozkové aktivity z hlediska EEG a ERP. Za pomoci informací získaných z těchto studií byl následně vytvořen vlastní scénář experimentu, aby došlo k lepšímu navození stresových podmínek z již ověřených pokusů.

7.1 Experiment 1

Tento experiment s názvem „*Does cigarette smoking relieve stress? Evidence from the event-related potential (ERP)*“ se zaměřuje na změny stresové zátěže v závislosti na kouření cigaret. Tyto změny jsou evidovány pomocí evokovaných potenciálů (ERP). Samotný článek vychází z již provedených vědeckých experimentů, které se zabývaly regulací stresu a negativních emocí po vykouření cigarety. Tyto pokusy potvrdily, že kouření má vliv na snížení stresu z psychologického hlediska, ale paradoxně zvyšuje hladinu vzrušení z fyziologického hlediska. Účastníci předchozích experimentů také potvrdili, že jsou motivováni kouřit právě kvůli stresovým situacím, což jim dle jejich názoru pomáhá tyto situace lépe zvládat. Výsledky předchozích studií také poukázaly na to, že kouření může způsobit zvýšení tepové frekvence, což je známkou zvýšeného vzrušení, které je vyvoláno jako fyziologická odpověď na určitý stresor. Tato informace tedy vyvolává rozkol mezi tvrzeními kuřáků a skutečnou odpovědí organismu.

Tato studie se zaměřila na fyziologickou reakci těla v podobě evokovaných potenciálů a to konkrétně na složky pozdních pozitivních potenciálů (late positive potential – LPP). LPP jsou dle studie registrovány od 200 ms a více po prezentaci stimulu. Tyto potenciály měly prokázat účinek kouření cigaret na snížení stresu. Experiment byl založen hlavně na pozorování amplitudy LPP, která je proměnlivá v závislosti na pozorování příjemných, nepříjemných a negativních podnětů. Hypotézou tohoto experimentu bylo výraznější snížení amplitudy LPP u negativních podnětů po vykouření cigarety než pouhou relaxací.

Experimentu se zúčastnilo 14 mužů (kuřáků) ve věku 21 – 25 let. Experiment byl rozdělen do dvou částí. V první části byly účastníkům prezentovány neutrální obrázky, poté nastala pauza o délce tří minut, po které následovalo opět promítání neutrálních obrázků. Druhá etapa začínala prezentací nepříjemných obrázků, poté již byl průběh stejný jako u první etapy (tří minutová pauza, promítání neutrálních obrázků). Každá

sekvence obsahovala 20 obrázků. Celkově byl tedy subjekt stimulován 60 (80) obrázky – posledních 20 obrázků bylo stejných pro obě etapy. Během pauzy účastníci buď kouřili cigaretu, nebo pouze odpočívali. Celkem každý subjekt absolvoval čtyři měření. EEG signál byl především měřen na elektrodách Fz, Cz a Pz (systém 10/20). Studie se v dalším kroku rozhodla zaměřit na elektrodu Pz, jelikož zde byla změna LPP maximální. Z dosažených výsledků bylo zjištěno, že změny LPP amplitudy jsou více zaznamenány po absolvované pauze než před ní. Kouření cigarety v průběhu pauzy při první etapě (pouze neutrální obrázky) způsobilo snížení amplitudy LPP, na rozdíl od relaxace bez cigarety, kde tato změna zaznamenána nebyla. V druhé etapě (nepříjemné a neutrální obrázky) došlo ke snížení LPP amplitudy za obou podmínek během pauzy, avšak kouření cigarety mělo tuto změnu výraznější a také z pohledu latence rychlejší než projevené změny po pauze, kde subjekt pouze odpočíval. Hypotéza této studie tedy byla potvrzená a byl prokázán určitý vliv cigaret na zmírnění stresu. [31]

7.2 Experiment 2

Tato studie s názvem „*The time course of psychological stress as revealed by event-related potentials*“ se zabývá psychologickým stresem z pohledu evokovaných potenciálů. Za tímto účelem byly aritmetické úlohy, se kterými byl spojen i časový limit, použity jako stresory pro vyvolání stresové reakce. V experimentu byly použity lehčí matematické úlohy (nestresové) a těžší matematické úlohy (stresové), mezi kterými probíhalo následné porovnání výsledných naměřených hodnot. Cílem bylo u účastníků vyvolat pocit časového omezení. Studie předpokládala rozdílný průběh vlny N1 ve stresových úlohách, kde byl očekáván posun amplitudy do méně negativních hodnot oproti nestresovým matematickým příkladům. Dále je pravděpodobné, že účastníci během stresových podmínek projeví zvýšenou ostražitost a budou rychleji zpracovávat vizuální informaci. V této souvislosti se očekává zkrácení latence P2 u obtížnějších (stresových) úloh. Tento předpoklad by se měl zejména projevit na frontálních a centrálních oblastech.

Do experimentu se přihlásilo 14 osob ve věkovém rozmezí $21,7 \pm 1,8$ let. Na začátku experimentu byli účastníci obeznámeni s jeho postupem a dali písemný souhlas k měření. Experiment byl rozdělen do čtyř měřených etap. Mezi každou etapou byla deseti minutová pauza. V první a čtvrté etapě bylo subjektu prezentováno číslo o dvou desetinných místech (např. číslo 2,11). Měřený subjekt měl za úkol se na číslo pouze

soustředit bez jakékoliv reakce. Druhý blok měření obsahoval počítání lehčích matematických úloh, ve třetím bloku byly řešeny obtížnější příklady. Úkolem u obou typů příkladů byl výpočet násobení dvou čísel. Subjekt měl odhadnout, jestli je výsledek příkladu větší nebo menší než hodnota 10. Na jeden výpočet měl subjekt celkem 3200 milisekund. Časová osa byla subjektu prezentována současně s počítaným příkladem. U lehkých příkladů byla průměrná časová odezva 781 ms a přesnost odpovědi 96%. U druhého typu úloh již byla průměrná doba odpovědi 1298 ms a přesnost 59%. S každou úlohou byl spojen její správný výsledek, který se účastníkům po prezentaci příkladu zobrazil. S matematickými úlohami byl spojen i dotazník, ve kterém subjekt hodnotil míru stresu na něj působící 1 – nejmenší, 5 – největší.

Pro zpracování výsledků byla data získána ze třech oblastí – frontální, centrální a okcipitální, které představovaly soubor několika elektrod za využití systému 10/20. Naměřená data ukázala, že vrchol komponenty ERP záznamu N1 byl negativnější při počítání lehčích (nestresových) příkladů, než vrchol při řešení obtížnějších (stresových) úloh, zejména v okcipitální oblasti. Ve frontálních a centrálních oblastech naopak převládl jev zkrácené latence P2 vlny, která je spojená s primárním vnímáním procesů spojených se zpracováním stimulů. Větší latence P2 znamená méně efektivní zpracování vizuálních stimulů. Zkrácení latence P2 v této studii tedy prokázala rychlejší orientaci a zpracování vizuálních informací. Tato reakce je spojena s ochranou a přípravou organismu před nastávající situací. Dále ve frontálně centrálních oblastech byla pozorována větší negativita amplitudy N2 komponenty v etapě jednodušších příkladů, než v etapě s obtížnějšími příklady. Tato komponenta však nebyla v hlavním zájmu pozorování studie na rozdíl od vln N1 a P2. Výsledky této studie prokázaly ovlivnění brzkých ERP komponent při stresové zátěži. [32]

7.3 Experiment 3

Studie „*Stress detection using multiple bio-signals*“ se zaměřila na detekci stresu při používání počítačů jako součástí každodenního života. Při práci na počítači může dojít k různým problémům (pomalý běh aplikace, nedostatek dokumentace aj.), které na člověka mohou působit jako stresory, když se snaží dokončit nějaký úkol. Studie využívala měření více biosignálů – EEG a EKG. Scénář experimentu, který měl vyvolat změny mozkové aktivity, byl navržen jako uhádnutí hesla pro získání přístupu do systému (password hacking experiment).

Experiment byl rozdělen do více etap. V první etapě dostal subjekt za úkol přečíst text o řeči lidského těla, na který měl 1 – 5 minut času. V druhé části měl za úkol tento článek přepsat (cca 300 slov) za poskytnutí stejné dávky časového limitu. Ve třetí části se přihlásil do systému pod svými přihlašovacími údaji. Ve čtvrtém úseku subjekt opět dostal za úkol přečíst si článek, tentokrát však obsahoval obecné informace o nabourávání se do počítačových systémů („hacking“). V páté fázi měl účastník za úkol uhádnout neznámé přístupové heslo. Účastník obdržel informace o uživateli, jehož heslo se má snažit prolomit. Dále mu bylo řečeno, že hledané heslo je kombinací obdržených údajů a jeho délka činí deset znaků. Čas na uhádnutí hesla byl stanoven na pět minut. Pokud účastník uhodl správný znak obsažený v hesle, byl mu signalizován znakem *. Čas byl zobrazen v pravém horním rohu obrazovky zelenou barvou, po dvou minutách se barva změnila na červenou. Takovéto prezentování času mělo u účastníka vyvolat pocit stresu. Po dvou minutách se polovina uhodnutých znaků, které byly prezentovány jako hvězdičky (*), změnila na znaky, které již odpovídaly skutečnosti. Po uplynutí další minuty se účastníkovi odkryla i druhá polovina správně uhádnutých znaků. Tato etapa končila při správném uhádnutí hesla nebo při expiraci časového limitu pěti minut. V poslední etapě bylo uživateli oznámeno hledané heslo, pokud nedošlo k jeho nalezení.

Ze získaných dat bylo naměřeno největší zvýšení srdeční frekvence ve fázi, kdy se účastník snažil uhodnout heslo. Analýza EEG dat prokázala různé změny v tzv. výkonové spektrální hustotě (power spectrum) mozkových vln. Tyto změny se objevily v oblastech předních elektrod (F3 a AF3) a okcipitálních elektrod (O1 a O2). Největší rozdíly se projevíly v poslední fázi experimentu (hledání hesla) pro všechny zkoumané vlny. [33]

7.4 Experiment 4

Poslední studovaný experiment také zkoumal vliv mentální zátěže na člověka pomocí měření EEG signálu. Tato studie se především zaměřila na změnu aktivity beta vln.

Scénář experimentu byl následující. První etapa představovala relaxační sezení na židli, při které měl subjekt obě oči zavřené. Tato etapa trvala tři minuty. Poté následovala část, ve které byl subjekt požádán o otevření očí, avšak měl nadále po dobu deseti minut relaxovat. V poslední etapě odpovídal na otázky z předloženého IQ testu. Otázek bylo celkem 20 a na jejich odpověď měl účastník 10 minut. Otázky v IQ testu byly zaměřeny

na analytické a vizuální rozhodování, logické myšlení a někdy i matematické počítání. IQ test měl za úkol vyvolat mentální zátěž (stres) na zúčastněnou osobu. Experimentu se zúčastnilo celkem deset osob. U některých účastníků se však projevil velký vliv artefaktů a museli být z analýzy naměřených dat vyloučeni. EEG data byla filtrována do pěti základních frekvenčních pásem – Delta (1 – 4 Hz), Theta (4 – 8 Hz), Alpha (8 – 13 Hz), Beta (13 -30 Hz) a Gamma > 35 Hz. Mezi těmito pásma vlny beta vykazují nejvýraznější odchylky, a proto byly zvoleny jako hlavní předmět této studie ve spojitosti s mentální zátěží. Dále bylo vypočítáno „Power spectrum“ pro EEG záznamy pomocí FFT (Fast Fourier transform). Po zanalyzování naměřených dat byl výsledek následující. Při poslední etapě, kde byl subjekt vystaven stresové zátěži, výrazněji vzrostla amplituda beta vln oproti etapě, kde subjekt pouze relaxoval. Z toho poznatku je vyvozen závěr, že změna amplitudy beta má souvislost s mentální zátěží působící na člověka. [34]

8. Souhrn strategií a pravidel pro ERP experiment

Dle zdroje [35] je pro experimentátora při vytváření ERP pokusu důležité řídit se několika pravidly a strategiemi, které mu umožní dosáhnout lepších výsledků ve smyslu kvalitnější interpretace naměřených dat (data nejsou zkreslená či zcela nepoužitelná). Tvůrci a následnému hodnotiteli experimentu je tedy doporučeno řídit se následujícím postupem.

Strategie

- 1) Při analýze ERP záznamu sledovat pouze jednu konkrétní komponentu.
- 2) Korektně používat měřící postupy, který mají být pečlivě nastudovány.
- 3) Zaměřit se na komponenty, které lze v záznamu dobře pozorovat.
- 4) Izolovat komponenty s nezvykle rozdílnými vlnami.
- 5) Zaměřit se na snadno izolovatelné komponenty.
- 6) Experiment by měl být navržen nezávisle na komponentách.
- 7) Použít užitečné komponenty z ostatních domén.

Pravidla

- 1) Komponenta a její vrchol nejsou to samé. Místo, kde amplituda dosáhne svého lokální maxima, nemusí představovat nic důležitého nebo zvláštního.
- 2) Odhad časového průběhu nebo vrcholů ERP komponent je zcela nemožný při pozorování jediného ERP měření. Tvar části křivky a komponenta mezi sebou nemusejí mít žádný zřejmý vztah.
- 3) Za nebezpečné se považuje porovnání rozdílů původních ERP křivek s již upravenými ERP křivkami.
- 4) Velikost komponent a vrcholy amplitud spolu nemusí nutně korespondovat. Latence vrcholu také nemusí nutně odpovídat změnám v načasování dané komponenty.
- 5) Nepředpokládat, že zprůměrovaná ERP vlna zcela zastupuje přesný průběh individuálních ERP vln.
- 6) Pokud to experiment dovolí, využívat při jeho průběhu stejných fyzických stimulů za různých psychologických podmínek.

- 7) Jestliže v experimentu nelze zajistit použití stejných fyzických stimulů, je dobré provést další experiment, a tím zajistit důvěryhodnost. I malá změna ve fyzickém stimulu může znamenat jiný účinek.
- 8) Být opatrný při srovnávání zprůměrovaných ERP komponent, které jsou založeny na odlišném počtu pokusů.
- 9) Být opatrný při přítomnosti změn motorických reakcí za odlišných podmínek.
- 10) Pokud je to možné, tak změna podmínek experimentu by měla být uskutečněna v rámci jednoho bloku než mezi více bloky.
- 11) Nikdy nepředpokládat, že amplituda společně s latencí ERP komponent jsou lineárně závislé na kvalitě nebo načasování kognitivního procesu. Je možnost tuto souvislost otestovat.

9. Laboratoř ZČU

Experiment probíhal ve výzkumné neuroinformatické laboratoři. V této laboratoři se již řadu let uskutečňují experimenty a různá měření zabývající se problematikou a výzkumem v oblasti pozorování mozkové aktivity člověka. Tyto experimenty přispívají k lepšímu pochopení činnosti lidského mozku. Pro stávající experiment bylo nutné seznámit se se současným vybavením laboratoře a použít vhodný hardware a software, který umožní naměřit požadovaná data a následně je pomůže zanalyzovat a prezentovat v očekávané podobě.

Počítače

Počítače jsou základním vybavením neuroinformatické laboratoře. V současnosti se zde nachází osm stolních počítačů, jeden notebook a jeden přenosný tablet. Na každém počítači je instalován konkrétní software, který slouží k vytvoření scénáře experimentu, pozorování chodu experimentu a k následné analýze získaných dat. Software je možné podle potřeby experimentátora rozšířit. Hlavním softwarovým vybavením laboratoře jsou programy BrainVision Analyzer 2.0, BrainVision Recorder 1.2, Matlab a Presentation 16.3, které jsou detailněji popsány v této kapitole níže.

Automobilový simulátor

Jelikož v laboratoři probíhá mnoho experimentů spojených s pozorností řidiče, byl do laboratoře pořízen automobilový simulátor v podobě přední části vozu Škoda Octavia. Tento trenážer slouží pro lepší navození simulovaného prostředí. Součástí automobilu je také herní volant G27 Racing Wheel od společnosti Logitech společně s řadicí pákou a pedály. Dále je v trenážeru umístěna webkamera, která snímá měřenou osobu (zejména její mrknutí očí, pro lepší detekce artefaktů v záznamu). Pokud experimentátor potřebuje ve svém pokusu použít zvukovou stimulaci, jsou zde k dispozici přehrávací zařízení v podobě reproduktorů nebo sluchátek. Experimenty s automobilovým simulátorem nejčastěji využívají prostředí počítačové hry World Racing 2, které umožňuje vytvoření vlastních map přímo pro účely experimentu nebo nastavení parametrů zvoleného vozu. Samozřejmě je však možné použít i jiný software pro prezentaci vytvořeného prostředí.

Projektor

Projektor bývá využíván současně s automobilovým trenažerem. Je přimontován nad střechu automobilu a propojen s počítačem, kde je přehráváno vytvořené simulované prostředí experimentu. Subjekt tuto scénu může poté pozorovat přes přední sklo vozu na stěně před ním.

Zvukotěsná komora

Zvukotěsná komora slouží k potlačení vnějších vlivů z okolí, které by mohly narušit průběh experimentu a znehodnotit tak naměřená data. Součástí zvukotěsné komory je monitor, kde je promítán scénář experimentu většinou v podobě prezentace různých snímků nebo zadání úlohy (např. matematického nebo logického charakteru). Součástí komory je židle s připevněnými tlačítky na jejích opěrách, které mohou být v experimentu využity jako odpovědi měřeného subjektu. Lze tak dosáhnout například zvýšení pozornosti subjektu, který je nucen na něco reagovat. Dále tlačítka přinášejí možnost vyhodnocovat reakční dobu subjektu nebo správnost jeho odpovědí. Do zvukotěsné komory lze v případě potřeby přesunout i další laboratorní vybavení – sluchátka, LED diody, více tlačítek apod.

Sada senzorů

Laboratoř je vybavena sadou několika senzorů, které umožňují mimo EEG i sběr hodnot ostatních biosignálů. Lze tak pozorovat další fyziologické projevy lidského organismu v závislosti na vytvořeném prostředí a charakteru experimentu. Tato sada obsahuje následující senzory.

- Respirační pás – slouží k zaznamenání hrudních nebo břišních dýchacích pohybů, využívá se pro měření dechové frekvence
- Senzor pro měření tepové frekvence
- Akcelerometr – snímá pohyby ve třech dimenzích, ale umožňuje detekci i technických artefaktů
- GSR senzor (Galvanic Skin Response) – měří galvanický kožní odpor (kožní vodivost)
- Senzor pro měření tělesné teploty

EEG čepice

V laboratoři se používají EEG čepice trojí velikosti. Různé velikosti umožňují snadnější nasazení EEG čepice na hlavu měřeného subjektu a lepší umístění elektrod. Rozmístění elektrod v EEG čepici je podle standardní systému 10/20 (popsaném v kapitole 4.1 Elektrody). Pro umožnění korektního snímání signálu pomocí elektrod zabudovaných v EEG čepici se používá ještě zemnicí a referenční elektrody.

Zdravotnické a jiné pomůcky

U měřené osoby musí před experimentem dojít k očištění těch míst na hlavě, kde budou umístěny referenční a zemnicí elektroda. K tomu slouží čistící abrazivní gel, buničtinové polštářky a papírové ubrousky. Pro spojení pokožky hlavy s elektrodami v EEG čepici slouží vodivý elektro-gel, který se aplikuje pomocí injekční stříkačky, jejíž jehla je zakončena tupým koncem.

Zesilovač BrainVision V-Amp

Toto zařízení se svým počtem snímaných kanálů řadí k menším zesilovačům. Celkem umožňuje záznam z 16 elektrod a dvou dalších sensorových kanálů (např. senzor pro měření dechové frekvence apod.) Spojení s počítačem je umožněno pomocí USB kabelu, přes který je i zesilovač napájen. [36]

Měřicí zařízení BrainAmp DC

Jedná se stejně jako u měřícího zařízení BrainVision V-Amp o přenosný zesilovač. Jedním z rozdílů od předchozího zesilovače je počet EEG kanálů, které je možné snímat. Toto zařízení zprostředkovává záznam celkem 32 kanálů. Stejně jako u předchozího zesilovače je k propojení s počítačem využit USB kabel. [36]

BrainVision Analyzer 2

Tento software slouží jako nástroj pro analýzu neurofyzilogických dat. V jeho funkcích jsou obsaženy různé výpočetní metody. Dále experimentátorovi umožňuje editaci získaných dat (odstranění nežádoucích pasáží, odstranění artefaktů) nebo zautomatizování některých kroků analýzy. Data je možné segmentovat podle příchozích událostí (značky, kterými je prezentován výskyt stimulu). [36]

BrainVision Recorder

Program BrainVision Recorder zobrazuje a ukládá příchozí data ze zesilovače. Tento software umožňuje nastavení požadovaných elektrod a ostatních senzorů, jež jsou při experimentu využity. Důležitou funkcí je zachycení tzv. markerů (značek), které představují výskyt stimulu. Již za jeho chodu je možné pozorovat průměrování průběhu zaznamenaného signálu v závislosti právě na příchozích stimulech. Experimentátor na displeji může pozorovat výskyt artefaktů anebo si udělat přibližnou představu o získaných datech, která později bude analyzovat. Během měření je možné si zobrazit přicházející data ze všech EEG kanálů nebo si vybrat jen několik konkrétních. Na začátku pokusu se pomocí BrainVision Recorderu kontroluje impedance připojených elektrod, což může odhalit špatně připojenou nebo nefunkční elektrodu. [36]

Presentation

Tento software je určen pro vytváření scénářů experimentů. Umožňuje přesnou časovou prezentaci stimulů v koncových zařízeních – monitor, reproduktory atd. Stimuly mohou být prezentovány jako sluchové nebo vizuální (2D i 3D). Program Presentation umožňuje vyslat stimuly současně nebo odděleně. Jejich výskyt poté označuje pomocí markerů, které jsou dále synchronizovány, přenášeny a zobrazeny např. v BrainVision Recorderu. Těmito markery nemusí být označeny jen stimuly, ale také třeba odpovědi měřeného subjektu v podobě stisknutí různých tlačítek. Program využívá dvou vlastních jazyků SDL (Scenario Description Language) a PCL (Presentation Control Language) pro vytvoření scénáře. SDL se využívá ke specifikaci podnětů a jejich vlastností (jméno, barva, velikost písma atd.) PCL slouží k manipulaci s takto specifikovanými objekty, např. přehrávání stimulů ve smyčce apod. Ukázku kódu napsaného v programu Presentation za využití SDL a PCL lze vidět na Obr. 7., kde je v SDL sekci naznačeno definování stimulu a v PCL části způsob jeho prezentace. [37, 38]

```

#----- Example -----
# in scenario file
# SDL section...
trial {
    stimulus_event {
        ...
    } event1;
    ...
} main_trial;

begin_pcl;
# PCL section...

loop
    int i = 1
until
    i > pictures.count()
begin
    event1.set_stimulus( pictures[i] );
    main_trial.present();
    i = i + 1
end;

```

Obr. 7 Příklad SDL a PCL kódu (převzato z [38])

EEGLAB a ERPLAB

EEGLAB byl vytvořen jako interaktivní modul do Matlabu (matematický software). Jeho nástrojová sada slouží ke zpracování elektrofyziologických dat, kterými jsou právě EEG a ERP záznamy. Mezi jeho základní funkce patří časová a frekvenční analýza, detekce a odstranění artefaktů, statistické funkce, vizualizace průběhu křivek a ostatní nástroje, které umožňuje experimentátorovi zpracování naměřených dat. Dále EEGLAB umožňuje ukládání zpracovaných dat k dalšímu použití. Výhodou tohoto pluginu je také jeho interaktivní grafické uživatelské rozhraní (GUI), které analyzování dat v mnohém usnadňuje. Uživatel však nadále může využívat psaní skriptů, které mohou být v některých případech rychlejší. EEGLAB také obsahuje rozsáhlý návod a nápovědu, které pomáhají správně využívat funkce celého pluginu. [39]

K EEGLABu lze přidat další jeho rozšíření v podobě zásuvného pluginu ERPLAB, který je vydáván jako open-source. Jak z názvu vyplývá, ERPLAB slouží ke zpracování ERP dat. Ty je možné analyzovat, vizualizovat, spočítat hodnoty vrcholů a latencí jednotlivých ERP komponent atd. ERPLAB je možné jako v případě EEGLABu ovládat přes grafické rozhraní nebo přímým psaním skriptů do konzole. [40]

Laboratoř disponuje i dalšími zařízeními a výbavou, které její uživatelé mohou během svých experimentů využít. Výše uvedené vybavení je však nejdůležitější pro vypracování, realizaci a zhodnocení experimentu vytvořeného v této diplomové práci, který je detailně popsán v následující kapitole, včetně využití konkrétního vybavení.

10. Experiment

Tato kapitola detailně rozebírá experiment, který byl vytvořen v rámci diplomové práce. Po seznámení se s vybavením neuroinformatické laboratoře a načerpání důležitých teoretických poznatků z odborných publikací a jiných studií, které se zaměřovaly na obdobné experimenty a zkoumání stresových situací, bylo možné přejít k návrhu vlastního scénáře.

10.1 Návrh scénáře experimentu

Důležité bylo správně zvolit vybraný stresor, který měl mít pro subjekt charakter mentální zátěže a vyvolával pocit stresu. V takto navozených stresových podmínkách by pak bylo umožněno pozorovat změny mozkové aktivity. Ohled se také musel brát na dostupná zařízení v neuroinformatické laboratoři, kde mohl být experiment realizován. V prvním kole výběru byly zvažovány stresory, které se osvědčily v experimentech uvedených v kapitole 7. Jednalo se o prezentaci několika obrázků, kde některé z nich měly v člověku vyvolávat stresovou reakci. Dále bylo možné vytvořit soubor několika otázek nebo logických úloh, na které by musel subjekt reagovat do určitého časového limitu. Dalším vybíraným stresorem byly úlohy matematického charakteru, opět spojené s ohraničeným časovým úsekem na jejich vypracování.

10.1.1 Původní návrh experimentu

Po zvážení všech vhodných variant a možností, které nabízejí podmínky realizovatelné v neuroinformatické laboratoři, byly za zvolený stresor vybrány matematické úlohy a časový limit. Vhodným místem, kde měl subjekt tyto matematické úlohy řešit, byla zvukotěsná komora. Ta umožňuje potlačení působení nežádoucích vlivů z okolí, které by subjekt mohly v průběhu experimentu vyrušovat, a znehodnotit tak zaznamenanou mozkovou aktivitu. Subjekt se tak může lépe soustředit pouze na podněty spojené s probíhajícím experimentem. Jelikož je v laboratoři dostupná i sada senzorů pro pozorování ostatních fyziologických projevů lidského těla, bylo vhodné některý z nich vybrat a spojit ho s měřením za stresových podmínek, a rozšířit tak poznatky o reakcích lidského organismu, který je pod vlivem mentální zátěže. Pro tento účel byl vybrán senzor pro měření dechové frekvence, tzv. respirační pás.

Matematické úlohy bylo před dalším navrhováním scénáře experimentu nutné konkretizovat. Výběr matematických příkladů musel být takový, aby jej všechny

měřené osoby byly schopné vypočítat bez pomoci kalkulačky nebo tužky a papíru, jejichž použití by vyvolalo pohybové artefakty. Dále nesměl být prezentovaný příklad příliš časově náročný, aby byl potlačen vliv únavy z dlouhého měření a také aby mohlo být subjektu prezentováno více příkladů, jejichž začátek byl vybrán jako výskyt stimulu a na jehož základě docházelo ke zpracování naměřených dat. Původně bylo zamýšleno vytvořit tři etapy o 30 příkladech, kde by docházelo ke zkracování časového limitu a zvyšování náročnosti příkladu. Na začátku by měl subjekt dostatek času a sčítal by pouze řadu jednociferných čísel. V další etapě by se čas zkrátil, byly by přidány další matematické operace (odčítání, násobení a dělení) a prodloužila by se délka příkladu. V třetí části by došlo k obdobnému ztížení podmínek, z jednociferných čísel by se stala dvouciferná nebo s desetinným místem a opět by se zkrátil časový úsek. Tento návrh však byl v předběžném testování problematický, kvůli stanovení časových úseků, kde teoreticky stejné typové příklady subjektu trvaly rozdílnou dobu. Dále subjekt při zadávání čísel, které považoval za správný výsledek příkladu, přicházel o kus časového úseku, i když odpověď již znal. Správnost odpovědí byla pozorována pouze během průběhu experimentu, počet správných nebo nesprávných odpovědí nebyl zaznamenán do celkových výsledků. Toto pozorování sloužilo pouze pro kontrolu, zda se subjekt danému měření skutečně věnuje a nezhodnocuje ho například okamžitými odpověďmi. Testovanému subjektu přišel i počet příkladů (celkem 90) relativně velký. Experiment tedy vyžadoval další modifikaci.

10.1.2 Konečný návrh experimentu

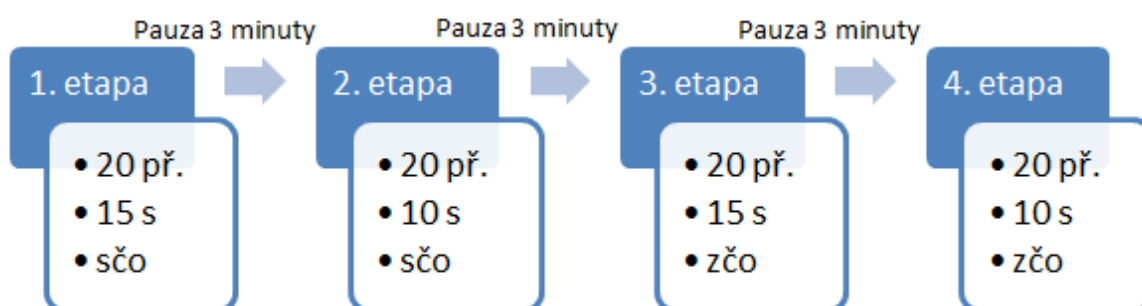
Ve finální podobě experimentu byla sjednocena náročnost příkladů, aby bylo jednodušší stanovit vhodný časový limit potřebný pro jejich výpočet. Jejich výslednou podobou bylo tedy sčítání osmi jednociferných čísel. Počet etap byl rozšířen na čtyři úseky a zredukován počet příkladů na 20 pro každou část (celkem 80 příkladů). Větší redukce by nebyla vhodná z hlediska počtu výskytů prezentovaného stimulu. Charakter zvyšující se náročnosti pomocí snižování časového limitu, který měl vytvářet stresovou situaci, byl zachován. Dále byl přidán faktor skrytí a zobrazení časové osy, což by u subjektu také mohlo vyvolat určitý pocit stresu.

Došlo i ke změně v odpovídání na prezentované příklady. Na konci příkladu byl vždy uveden výsledek, o jehož správnosti měl subjekt rozhodnout v podobě stisknutí tlačítek. Stisk pravého tlačítka značil správný výsledek, stisk levého výsledek nesprávný. Poměr prezentovaných výsledků k jednotlivým příkladům byl 50% špatných a 50% správných

pro každou etapu. Na konci časového limitu byla subjektu zobrazena správnost výsledku z předchozího příkladu. Poté následovalo upozornění na blížící se nový příklad, aby byl subjekt stále soustředěn. Výsledný experiment a jeho etapy vypadaly následovně.

- První etapa – 20 příkladů, časový limit pro jeden příklad 15 sekund, skrytá časová osa (sčo)
- Druhá etapa – 20 příkladů, časový limit pro jeden příklad 10 sekund, skrytá časová osa
- Třetí etapa – 20 příkladů použitých v první etapě, časový limit pro jeden příklad 15 sekund, zobrazená časová osa (zčo)
- Čtvrtá etapa – 20 příkladů použitých v druhé etapě, časový limit pro jeden příklad 10 sekund, zobrazená časová osa

Pauza mezi jednotlivými etapami byla zvolena ve výši tří minut. Zkušební tzv. nultá etapa zde byla začleněna ve formě ukázky několika typových příkladů napsaných na papíře, které subjekt počítat nemusel. Takto se měla měřená osoba seznámit s charakterem úloh v nadcházejícím experimentu před vstupem do zvukotěsné komory. To mělo alespoň částečně potlačit vliv toho, že subjekt vidí něco „nového“. S jistotou však nelze tvrdit, že toho bylo zcela docíleno, a proto záznam mozkové aktivity získaný během první etapy může být zkreslen tímto nežádoucím vlivem a je nutné s tím v další analýze počítat. Použité příklady lze nalézt na přiložené DVD ve složce scénář experimentu pod souborem příklady.txt. Grafické znázornění finální podoby experimentu se zkrácenými popisy jednotlivých etap lze vidět na Obr. 8.



Obr. 8 Průběh a popis jednotlivých etap experimentu

10.2 Vytvoření scénáře experimentu

Po navrhnutí finální podoby experimentu bylo nutné zvolit vhodný software pro jeho implementaci. K tomu účelu posloužil program Presentation a k němu přidružené jazyky SDL a PCL. Zde byla definována prezentace jednotlivých příkladů. Na monitoru, který je umístěn před oknem zvukotěsné komory proběhlo jejich promítání. Příklady byly zobrazeny bílou barvou na černém pozadí, aby v komoře, kde je po celou dobu experimentu tma, lépe vynikly. Pro dostatečně dobré přečtení celého příkladu byl použit font o velikosti 60 pixelů. Začátek prezentace příkladu byl označen tzv. port kódem, který představoval výskyt stimulu. Tato značka je poté odeslána do dalšího používaného softwaru, kde na jejím základě je možné zpracovat, analyzovat a vyhodnotit celý záznam měření. Další značka byla přidána na konec prezentovaného příkladu (začátek sdělení o správnosti předešlého příkladu), aby mohla být posouzena správnost odpovědi měřené osoby. Odpovědi po vypršení časového limitu byly započítávány do špatných odpovědí. Zpětná vazba správnosti výsledku proběhla zobrazením slova „Platí“ nebo „Neplatí“. (Jak již bylo zmíněno, kontrola správných odpovědí probíhala pouze během experimentu, jelikož nebyla hlavním předmětem zkoumání. Většina subjektů v první a třetí etapě odpovídala bez chyby, nebo s jednou chybou. Ve druhé a čtvrté etapě byla chybovost cca čtyři chyby způsobené špatnou odpovědí nebo vypršením časového limitu. V souvislosti s tímto pozorováním lze tvrdit, že měřené osoby se na daný experiment soustředily a úmyslně jej neznehodnocovaly.) Upozornění na nový příklad proběhlo v podobě nápisu „Následuje další příklad“. Časový limit reprezentovalo postupné ubírání 15 nebo 10 vodorovných čar zobrazených pod příkladem (každá čára představovala jednu sekundu). Vizualizace příkladu s ubývající časovou osou je vidět na obrázcích níže (Obr. 9 a Obr. 10). Samotné příklady byly vytvořeny z náhodně za sebou jdoucích jednociferných čísel. Celý implementační kód je dostupný na přiloženém DVD ve složce scénář experimentu v souvisejících souborech.

$$1 + 6 + 7 + 4 + 8 + 1 + 9 + 8 = 44$$

Obr. 9 Začátek příkladu (časový limit 15 sekund, 3. etapa)

$$1 + 6 + 7 + 4 + 8 + 1 + 9 + 8 = 44$$

Obr. 10 Ubývání časového limitu (5 sekund do konce příkladu)

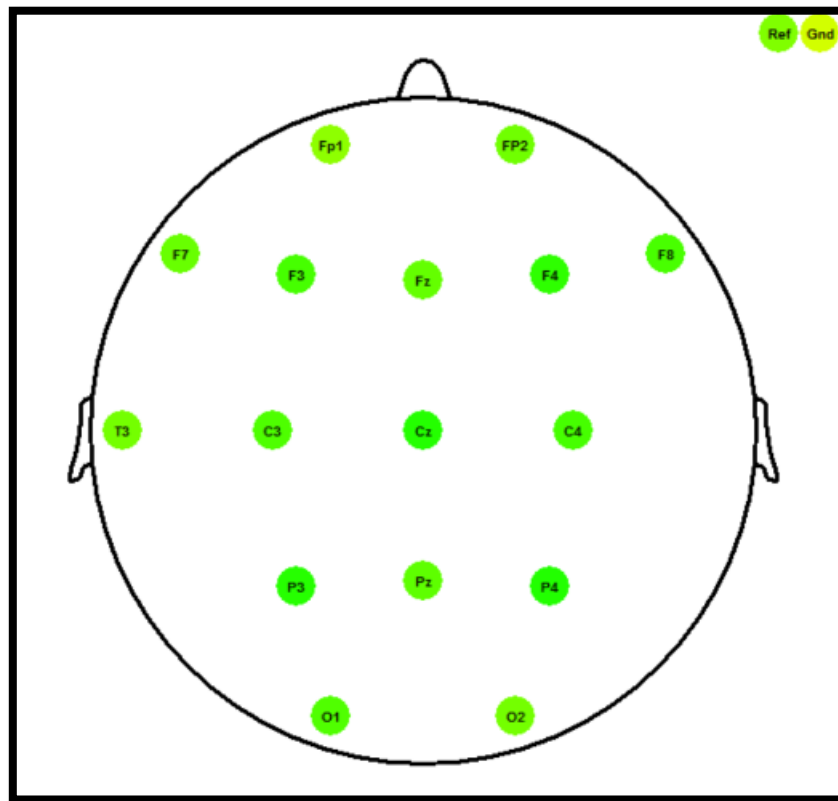
10.3 Příprava a průběh experimentu

Po implementaci experimentu bylo nutné využít dalšího softwaru, který je zaznamenané signály schopen uložit v požadovaném formátu. Pro tento účel byl zvolen program BrainVision Recorder, který navíc umožňuje pozorování zaznamenaného signálu v reálném čase. V jeho prostředí bylo prvním krokem vytvoření a nastavení tzv. workspace. To umožňuje záznam požadovaných elektrod a dalších senzorů, které jsou zapojeny do zesilovače BrainVision V-Amp. Poté co jsou všechny EEG kanály ve workspace zaneseny, program umožňuje nastavení rozsahu stupnice pro pozorování jednotlivých signálů z daných elektrod a ostatních senzorů. Tento rozsah je vhodné upravit, pokud dochází ke splývání některých vln na monitoru a experimentátor chce průběh signálu sledovat během měření. Ve workspace byl nastaven jeden příchozí

marker pro zaznamenání výskytu stimulu, aby došlo právě k pozorování signálu v těchto úsecích již během experimentu. Ostatní markery (konec příkladu a stisk pravého nebo levého tlačítka) nastaveny být nemusely. Program jejich výskyt zaznamená a uloží do koncového souboru. Takto vzniklé soubory byly pojmenovány podle charakteru experimentu a pořadí měřené osoby např. *MTS_0002* (mathematic tasks, stress, druhý účastník experimentu). Soubory se ukládají ve více formátech – *.vhdr*, *.vmrk*, *.eeg* a *.avg*. Vytvořený workspace i záznamy z jednotlivých měření jsou uloženy na přiloženém DVD.

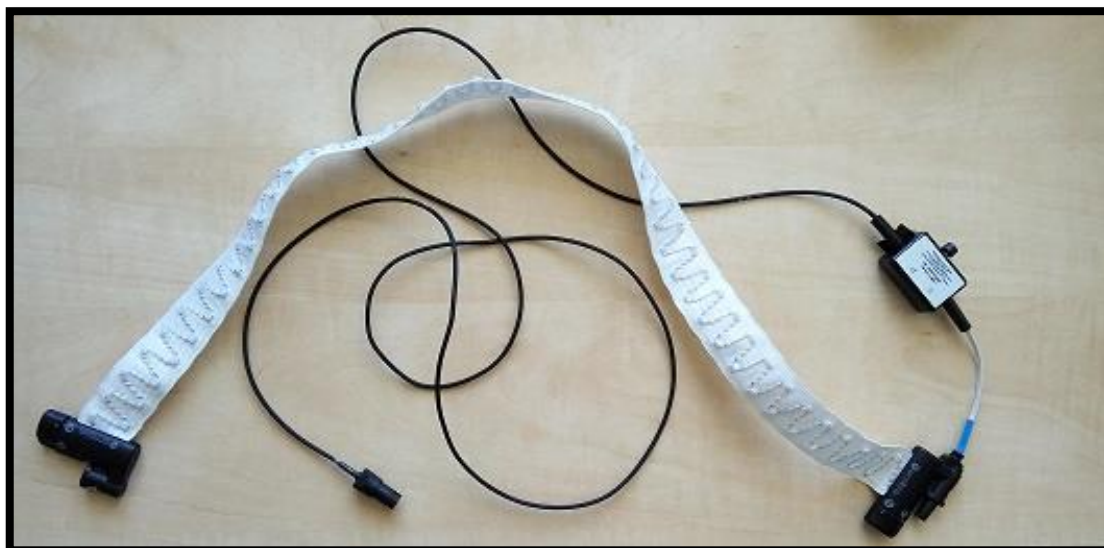
V této fázi již mohlo dojít k provedení samotného experimentu. Celkem se experimentu zúčastnilo 14 osob (12 mužů, 2 ženy). Jejich věk byl v rozmezí 23 – 29 let. Před začátkem měření byla každá osoba seznámena s charakterem a průběhem celého experimentu a následně vyzvána k písemnému stvrzení, že souhlasí s účastí na prováděném experimentu. Ukázka podepisovaného protokolu je k dispozici v přílohách diplomové práce. (Všechny takto podepsané protokoly jsou archivovány na Katedře informatiky a výpočetní techniky.) Měřený subjekt byl poté poučen, které činnosti by mohly daný experiment znehodnotit. Upozornění se týkalo především omezení pohybů, které způsobují artefakty v EEG záznamu. Po seznámení se s kompletní podobou experimentu byl subjekt požádán o odložení všech elektronických přístrojů (zejména mobilního telefonu) a usazen do židle pro aplikování EEG čepice. Před samotnou aplikací bylo nutné nejdříve subjektu odstranit nečistoty v oblasti čela a ušního lalůčku. K tomu byl využit abrazivní gel a buničtinové polštářky. Po očištění byla subjektu zavedena na pravý ušní lalůček zemnicí elektroda a nad kořen nosu elektroda referenční. Ty poté byly zapojeny do zesilovače BrainVision V-Amp, který byl již připojen k počítači, kde probíhal samotný záznam dat. Po této proceduře byla subjektu nasazena EEG čepice a propojena se zesilovačem. Nyní se mohlo přistoupit k zavedení jednotlivých elektrod zabudovaných v EEG čepici. Spojení elektrod a povrchu hlavy se provádělo pomocí vodivého elektro-gelu, který byl nabrán do injekční stříkačky zakončené tupou jehlou. Postupné vmasírování gelu skrz díru uprostřed elektrody vedlo ke snížení impedance k požadovaným hodnotám. Experimentátor může sledovat odpor každé elektrody pomocí funkce v programu BrainVision Recorder, kde je její elektrická impedance prezentována v podobě barevného spektra. Červená barva značí vysokou elektrickou impedanci, zelená barva značí nízkou elektrickou impedanci dle zvolené stupnice v programu. K tomuto účelu je nutné nastavit stupnici v rozmezí od 0 do 2 k Ω

a snažit se dosáhnout hodnot blížící se k nule, které jsou prezentovány zelenou barvou. Příklad správně zapojených elektrod, které program detekuje, lze vidět na Obr. 11.



Obr. 11 Zobrazení dostatečné impedance zapojených elektrod v EEG čepici

Po zavedení všech elektrod byl jako poslední zapojen do zesilovače respirační pás pro snímání dat určených k výpočtu dechové frekvence. Subjektu byl poté pás obmotán kolem těla v oblasti hrudníku a na monitoru byla zkontrolována jeho správná funkčnost. Použitý respirační pás je vidět na Obr. 12.



Obr. 12 Respirační pás pro měření dechové frekvence

Takto připravený subjekt se přesunul do zvukotěsné komory, kde byl usazen na židli s tlačítky. Zde mu byl znovu zopakován průběh celého experimentu, požadavky na jeho osobu a ukázány typově podobné příklady, které se budou na monitoru objevovat. V programu BrainVision Recorder bylo zahájeno nahrávání dat a v programu Presentation byl spuštěn scénář experimentu. V pauze po každé absolvované etapě byl subjekt tázán, zda během pokusu nenastávají komplikace, které by mu bránily v plnění matematických úkolů (např. špatně umístěná tlačítka, bolest očí z koukání na monitor apod.) Měření osoby většinou nezmínily žádný problém, pouze jedna osoba uvedla, že by mohla být velikost čísel na monitoru větší. Během všech etap byly na monitoru pozorovány správnosti odpovědí jednotlivých subjektů včetně času odpovědi. Tím byl kontrolován očekávaný přístup všech účastníků k experimentu. Na konci každého měření byl ukončen a uložen záznam dat. Subjekt byl vyzván k opuštění komory, byla mu sundána EEG čepice, odepnut respirační pás a poděkováno za účast. Subjekt po vykonaném experimentu ještě ohodnotil na stupnici 1 – 5 jednotlivé etapy podle pocitu působení stresové zátěže:

- 1 – žádná stresová zátěž
- 2 – lehká stresová zátěž
- 3 – střední stresová zátěž
- 4 – středně vysoká stresová zátěž
- 5 – vysoká stresová zátěž

Část měřených osob uvedla, že jim první etapa přišla stresovější převážně kvůli pocitu, že vidí něco nového, pro ně neznámého, a že potřebovaly více času na adaptaci. Tento fakt ovlivnil následné stanovení hypotéz a je také patrný ve výsledcích tohoto šetření, které jsou uvedeny v další kapitole. Během samotného experimentu nedocházelo k velkým komplikacím, pouze jednou nesprávně fungoval respirační pás, který byl pro další měření opraven. Dvakrát během experimentu došlo k uvolnění referenční elektrody na začátku první etapy, proto byl pokus zastaven a opětovně spuštěn včetně nahrávání dat. (V záznamech jsou proto měření 7 a 16 vynechána).

11. Zpracování a analýza získaných dat

Po uskutečnění dostatečného počtu měření a získaného vzorku dat bylo možné přistoupit k jejich zpracování. V této kapitole je popsána metoda, která byla k tomuto účelu použita. Před samotným zpracováním však bylo nutné stanovit hypotézy uskutečněného experimentu k vybraným pozorovaným biosignálům. Tyto hypotézy se týkaly především vlivu zkrácení časového limitu.

11.1 Hypotézy a pozorování

Stanovení hypotéz proběhlo na základě poznatků, které jsou uvedeny v teoretických kapitolách diplomové práce. Dále byly využity výsledné hodnoty ze studií, které se zabývaly měřením biodat při experimentech, jejichž charakter měl navozovat stresové podmínky. Předpoklady výsledků experimentu byly také ovlivněny vyjádřením samotných měřených osob. Z těchto vyjádření je patrné, že průběh první etapy mohl být ovlivněn z více hledisek, než jenom snížením časového limitu a zobrazením / skrytím časové osy, a její výsledky by tak mohly být znehodnoceny jinými nežádoucími vlivy. Tato etapa nebyla na základě těchto poznatků zahrnuta do vytvořených hypotéz. Její výsledky však prezentovány budou. Obecným předpokladem bylo, že snížením časové limitu se zvýší nároky na výpočet prezentovaného příkladu, a tím se stane obtížnějším, což povede k vytvoření větší mentální zátěže na subjekt. Celkem byly stanoveny tři následující hypotézy ke každému typu pozorovaných biodat (dechová frekvence, ERP, EEG).

1. **H₁**: Ve čtvrté etapě dojde u měřených osob ke zvýšení dechové frekvence v porovnání se třetí etapou. (Tento předpoklad vychází z teoretických poznatků popsaných v kapitole 3.2. Fyziologie stresu.)
2. **H₂**: Ve čtvrté etapě dojde u měřených osob ke zkrácení latence vlny P200 v porovnání se třetí etapou. (Tato hypotéza byla stanovena na základě studie [32] popsané v kapitole 7.2. Experiment 2.)
3. **H₃**: Ve čtvrté etapě dojde ke snížení aktivity alfa vln ve frekvenčním spektru v porovnání se třetí etapou. (Tato hypotéza vychází ze studie [22], jejíž dosažené výsledky byly uvedeny v kapitole 4.3. Mozkové vlny v souvislosti s mentální zátěží.)

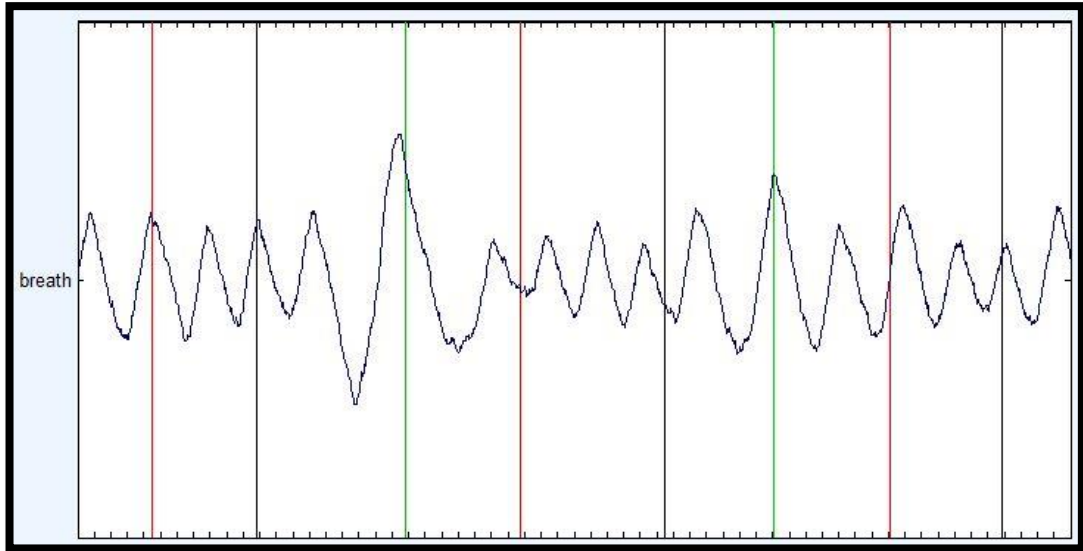
Vliv zobrazení nebo zakrytí časové osy do stanovených hypotéz zahrnut nebyl. Nelze totiž předpokládat, jestli skrytí časové osy navodí více stresující podmínky, nebo zda její postupné ubývání nebude mít podobný dopad. Proto budou pouze pozorovány stejné hodnoty jako v případě hypotéz – změna dechové frekvence, posun latence komponenty P200 a změna aktivity ve frekvenčním pásmu alfa vln. Jelikož první etapa je z těchto pozorování vyřazena kvůli stejným důvodům jako při stanovení hypotéz, bude sledována změna pouze mezi druhou a čtvrtou etapou. Výsledná data budou prezentována v podobě konkrétních hodnot u jednotlivých subjektů v každé etapě a také jako průměrné hodnoty všech měřených osob. Pro ověření hypotéz bude použita vybraná statistická metoda.

11.2 Metoda zpracování dat

Ke zpracování naměřených dat byl využit matematický software Matlab, konkrétně jeho pluginy EEGLAB a ERPLAB. EEGLAB pro zpracování souborů ve formátu *.vhdr*, které obsahovaly naměřené signály, musel být rozšířen ještě o plugin *bva-io-master*. Pro zpracování dat byl vytvořen následující postup, který byl aplikován u všech záznamů.

- **Načtení souboru** ve formátu *.vhdr*: File → Import data → Using EEGLAB functions and plugins → From Brain Vis. Rec. *.vhdr* file, po výběru souboru program vyzve k výběru sledovaných kanálů. U zpracování EEG a ERP je nutné vybrat prvních 16 kanálů (1:16), pro záznam dechové frekvence naopak zvolit 17. kanál.
- **Aplikace filtru**: Další zpracování proběhlo v podobě aplikování IRR filtru (filtr s nekonečnou impulzivní odezvou), k tomu byla použit nástroj ERPLAB → Filter & Frequency Tools → Filters for EEG data, kde byly nastaveny tyto hodnoty – Filter Type → IRR Butterworth, dB/dec → 120, High-Pass → 0,1 Hz, Low-Pass: 38 Hz (první filtrování bylo využito především ke zpracování EEG)
- **Výpočet dechové frekvence**: Dechová frekvence byla zpracována jako první, její výpočet byl proveden manuálně, jelikož nebyl v EEGLABu nalezen nástroj, který by umožnil její automatický výpočet. Vybraný 17. kanál byl vykreslen pomocí Plot → Channel data (scroll) a upravena časová osa na hodnotu 60 sekund. Na Obr. 13 lze vidět příklad průběhu signálu. Jednotlivé vrcholy reprezentují nádechy měřené osoby. Pro každou etapu byl spočítán počet

nádechů a vydělen počtem minut (započítány pouze celé minuty v každé etapě). Hodnoty průměrné dechové frekvence byly poté zaznamenány do tabulky uvedené v kapitole 11.3 s konečnými výsledky. (Tabulka je také k dispozici na přiloženém DVD.)

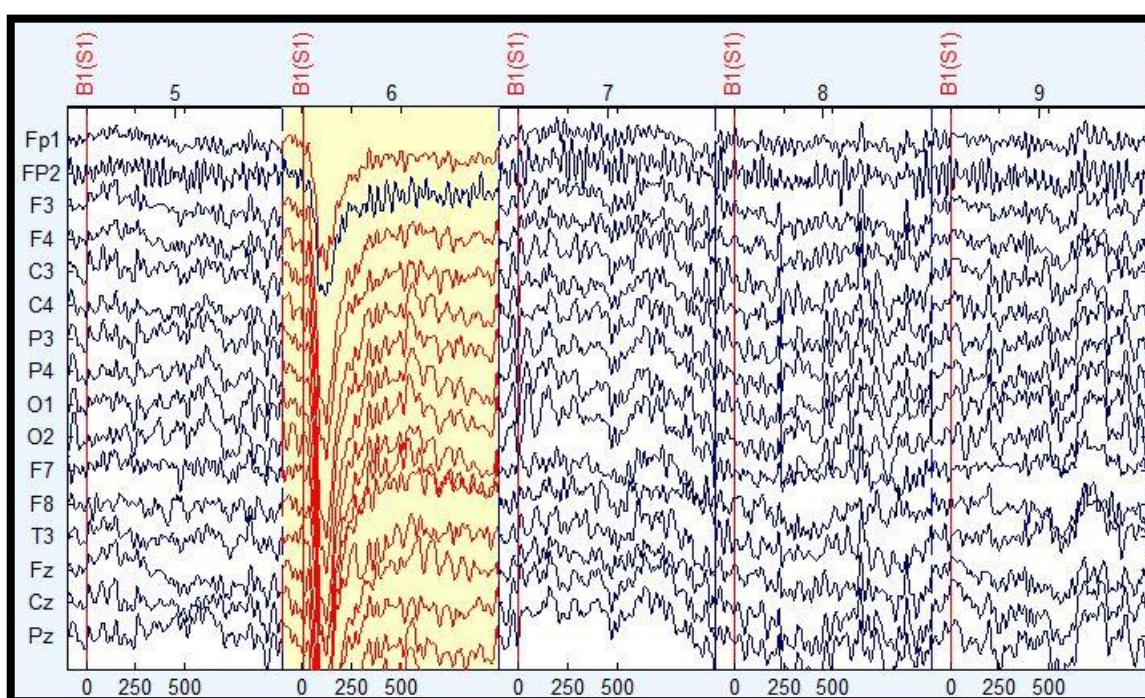


Obr. 13 Ukázka dechové frekvence měřeného subjektu (60 sekund záznamu)

- **Výběr konkrétní etapy:** Při zpracování dechové frekvence bylo možné detekovat začátky a konce jednotlivých etap pomocí hodnot uvedených na časové ose. Pro zpracování EEG a ERP bylo nutné jednotlivé etapy analyzovat zvlášť, na rozdíl od výpočtu dechové frekvence. Pro výběr dané etapy slouží funkce Edit → Select data, kde se vybere pouze požadovaný úsek vložení časových hodnot.
- **List událostí:** Pro analýzu dat v čase příchodu stimulu je nutné nastavení listu událostí, se kterými má být pracováno. V tomto případě stačí definovat pouze jednu událost následujícím způsobem – ERPLAB → Evenlist → Create EEG EVENTLIST → Advanced a zde vyplnit hodnoty:
Event Code → 1, Event Label → S1, Bin number → 1, Bin description → Mathematic_task.
Takto vytvořený list událostí stačí poté potvrdit tlačítkem Apply a následně vybrat typ událostí jako Numeric Codes.
- **Vytvoření epoch:** Stanovení epoch záznamu proběhlo na základě výskytu stimulu pomocí funkce ERPLAB → Extract bin-based epochs, kde bylo zvoleno

časové rozmezí -100 až 1000 ms a korekce baseline nastavena před výskytem stimulu (Baseline Correction → Pre)

- **Detekce artefaktů:** Epochy, které obsahovaly nežádoucí artefakty, byly ze záznamu odstraněny pomocí nástroje ERPLAB → Artifact detection in epochs data → Simple voltage threshold, kde byl nastaven práh napětí -100 až 100 μV . Pokud některý subjekt po odstranění částí obsahující takto detekované artefakty měl méně než 50% použitelných etap, byl z výsledků měření vyřazen. Příklad akceptovaných epoch a jedné i neakceptované epochy je zachycen na Obr. 14 níže.



Obr. 14 Detekce výskytu nežádoucího artefaktu

Tento krok byl posledním společným krokem pro vyhodnocení EEG a ERP. Dále jsou uvedeny rozdílné postupy dalšího vyhodnocení.

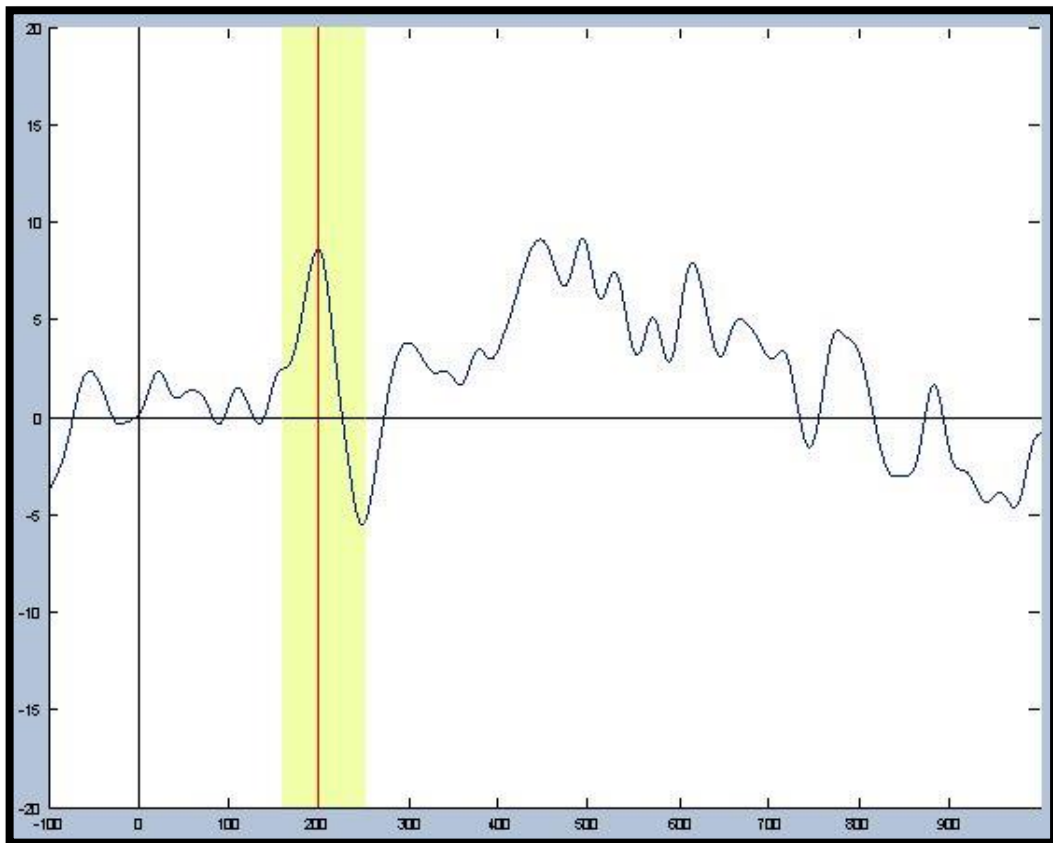
11.2.1 Zpracování ERP

Tento úsek popisuje další aplikaci postupu ke zpracování ERP dat.

- **Aplikace filtru:** Tento krok zpracování dat je obdobný jako druhý bod ve výše uvedeném postupu. Rozdíl je však v hranici nastavení frekvence. Low-Pass zde

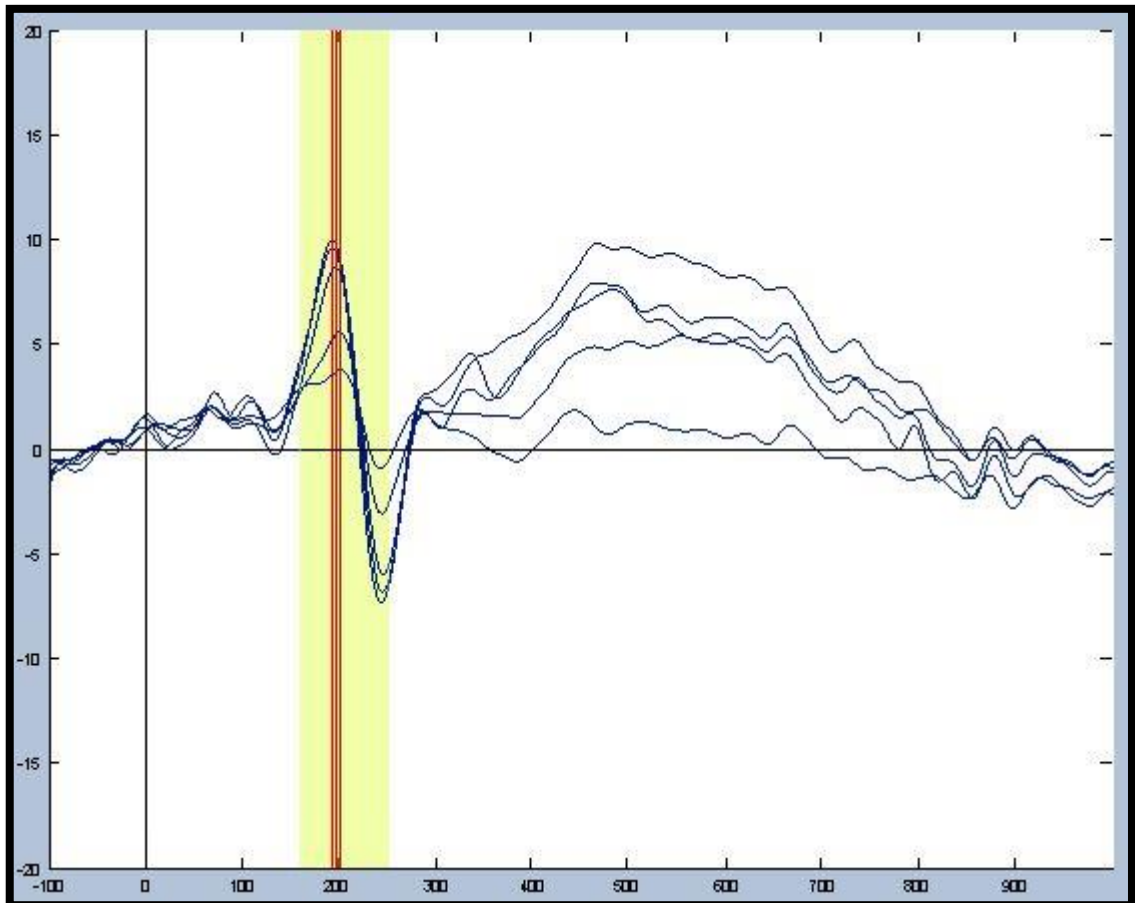
byl zvolen na hodnotu 30 Hz, aby mohlo dojít k lepšímu pozorování ERP komponent, které se stávají lépe detekovatelné.

- **Výpočet průměrných hodnot signálu:** Pro výpočet průměrných hodnot amplitud a latencí přes všechny epochy v konkrétní etapě byla využita funkce ERPLAB → Compute average ERPs.
- **Odečtení hodnot z výsledných grafů:** Pro vizualizaci průběhu signálu ve zprůměrovaných epochách slouží nástroj ERPLAB → Measurement Tool. Zde je nutné vybrat konkrétní typ pozorování. V tomto případě byla vybrána k výpočtu latence maxima amplitudy (peak latency, absolute peak) v rozsahu 160 až 250 ms po začátku epochy, kde byl očekáván výskyt komponenty P200. Po stisknutí tlačítka Viewer je vizualizován graf, kde je vrchol dané komponenty zvýrazněn a je možné odečíst hodnotu z časové osy pro vybranou elektrodu, viz Obr. 15. (Pozn. některé hodnoty musely být upraveny manuálně, jelikož se v tomto rozmezí vyskytly např. pomyslně dva vrcholy s podobnou velikostí, a proto byla použita hodnota latence toho vrcholu, která více odpovídala ostatním pozorovaným elektrodám.)



Obr. 15 Průběh signálu ERP, osa x - čas [ms], osa y - napětí [µV]

- **Metoda Grand-Average:** Pro získání hodnot metodou Grand-Average, která se u těchto měření často využívá, došlo pomocí funkce Average across ERPsets (Grand Average). Výsledný graf získaný pomocí této metody je vidět na Obr. 16, kde jsou zaznamenány průběhy signálů na všech sledovaných elektrodách.



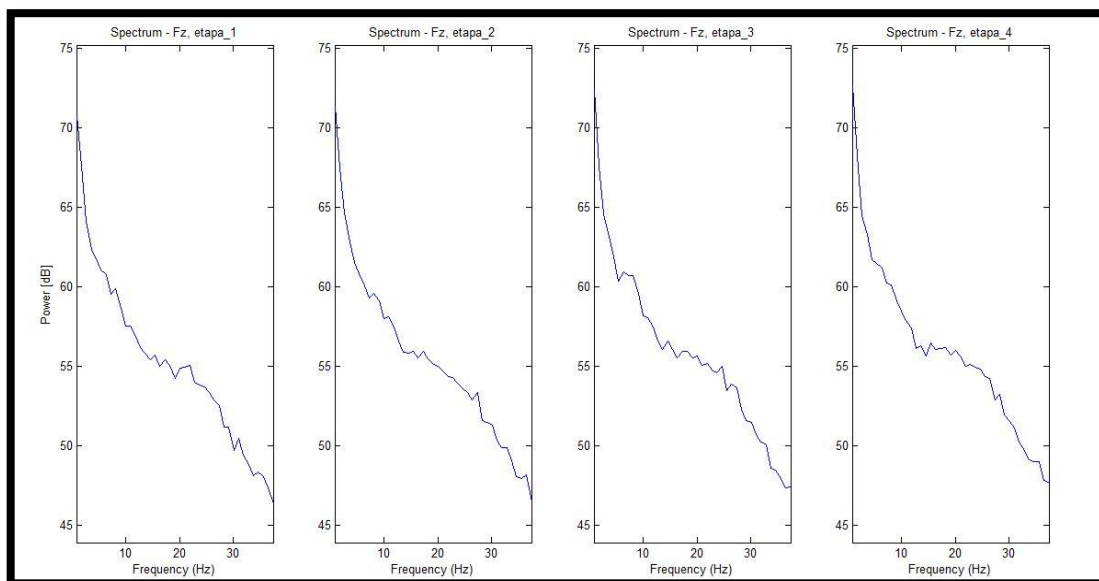
Obr. 16 Průběh signálu ERP, Grand Average, osa x - čas [ms], osa y - napětí [µV]

U ERP byly pozorovány elektrody z okcipitální oblasti – O1, O2 a nepárové (vertexové) elektrody Fz, Cz a Pz. Tento výběr byl uskutečněn na základě získaných teoretických informací a po dohodě s vedoucím diplomové práce. Takto zpracovaná data, která nebyla vyřazena z hodnocení, byla umístěna na příloženém DVD. Dosažené výsledky jsou prezentovány v kapitole 11.3 Výsledky a statistická analýza. Z celkové analýzy byly vyřazeny tři subjekty – dva kvůli špatně detekovatelné vlně P200 a jeden pro výskyt mnoha artefaktů v záznamu.

11.2.2 Zpracování EEG

Tato kapitola pokračuje ve zpracování EEG záznamu a navazuje na postup, který byl uveden v nadřazené kapitole 11.2 Metoda zpracování dat.

- **Vytvoření studie:** Pro zpracování většího počtu souborů EEG záznamu je vhodné vytvořit v EEGLABu tzv. Study, která následně dokáže s větším počtem souborů pracovat. U všech těchto souborů je také potřeba nastavit tzv. Channel locations, aby další zpracování fungovalo korektně. K samotnému vytvoření studie je za potřebí těchto kroků File → Create Study → Using all loaded datasets (za předpokladu, že všechny požadované soubory máme již uloženy v paměti EEGLABu). Dále studie vyžaduje opětovné pojmenování každého souboru (datasetu) a k rozlišení na jednotlivé etapy je nutné vyplnit parametr *condition*. Samotnou studii je možné uložit pro pozdější použití. Studie tohoto experimentu je k dispozici na přiloženém DVD.
- **Metoda spektrální analýzy:** Jednou z nejdůležitějších funkcí, kterou nástroj Study poskytuje je spektrální (frekvenční) analýza. Díky ní je možné určit výkonovou spektrální hustotu a zároveň energie v daných frekvenčních pásmech, která jsou v tomto experimentu pozorována, konkrétně energie alfa vln. Nástroj Study k této analýze využívá rychlé Fourierovy transformace (FFT). Pro získání těchto hodnot je potřeba využít funkce Study → Precompute channel measures a zde zaškrtnout a potvrdit výpočet *Power spectrum*. Power spectrum udává rozdělení energie vln tvořící EEG signál v konkrétních frekvenčních pásmech. Takto získaná data je nyní možné si vykreslit pomocí funkce Plot channel measures → Plot spectra, která umožňuje výběr jednotlivých elektrod nebo subjektů a následné rozdělení do vytvořených etap. Pro lepší zobrazení výsledného grafu je vhodné upravit rozsah frekvence v rozmezí 0 – 38 Hz (původně zvolený filtr). Příklad vizualizace grafu lze vidět na Obr. 17 (průměrný signál ve všech etapách na elektrodě Fz). Hodnoty jsou uvedeny v logaritmickém měřítku v jednotkách dB (decibelů).



Obr. 17 Spektrální hustota, osa x - frekvence [Hz], osa y - energie [dB]

- **Naměřené hodnoty:** Matlab dokáže uchovat požadované hodnoty nástroje Study v proměnných *specdata* a *specfeqs*. Z těchto proměnných lze získat hodnoty energie vln každého subjektu v jednotlivých frekvenčních pásmech. V tomto experimentu byly zpracovány vlny alfa. Veškeré hodnoty nacházející ve frekvenčním pásmu 8 – 13 Hz byly zprůměrovány a následně převedeny z logaritmického měřítka na veličinu o bezrozměrné jednotce pomocí matematické operace $10^{(\text{Hodnota}/10)}$. Tento převod byl zejména použit kvůli statistické analýze, která byla aplikována v následující kapitole.

U EEG byly pozorovány elektrody z okcipitální oblasti – O1, O2. Dále byly zkoumány hodnoty z frontální nepárové elektrody Fz. Výběr těchto elektrod byl stejně jako u ERP zvolen na základě teoretických poznatků a po dohodě s vedoucím diplomové práce. Z měření EEG byl vyřazen jeden subjekt, který již při zpracování ERP záznamu měl velké množství artefaktů.

11.3 Výsledky a statistická analýza

Po realizaci všech kroků, které byly začleněny do vytvořené metody zpracování dat, byly obdrženy výsledky prezentované v této kapitole. K těmto výsledkům je přidáno i šetření z dotazníku o subjektivním pocitu působení stresové zátěže. Ke všem výsledkům souvisejících se stanovenými hypotézami byla provedena statistická analýza v podobě Studentova párového t-testu [41]. Smyslem testování hypotéz je zobecnění výsledků

z výběrového souboru na celek. Nejdříve je nutné určit zvolenou náhodnou veličinu tzv. statistické kritérium. Přijmout nebo odmítnout hypotézu můžeme na základě odpovídajícího statistického kritéria s určitou pravděpodobností. Tato pravděpodobnost je následně spojena s hladinou významnosti. Dle konvence je hladina statistické významnosti volena pro hranici $p < 0,05$ (statisticky významná odchylka) nebo $p < 0,01$ (statisticky velmi významná odchylka). Pomocí t-testu lze ověřovat rozdíl naměřené hodnoty vůči hodnotě naměřené v jiném souboru. Výběr párového t-testu navíc slouží k porovnání dvou závislých výběrů. Nejčastěji jde o zjišťování velikosti nebo obměny znaku u téže osoby ve dvou časových okamžicích. Toho lze využít právě k porovnání hodnot stejných měřených subjektů ve dvou pozorovaných etapách. Aplikování t-testu proběhlo v programu MS Excel za využití funkce *T.TEST*.

11.3.1 Dotazník

Následující výsledky (Tab. 1) ukazují subjektivní pocity měřených osob, jak velké působení stresové zátěže na sobě v jednotlivých etapách zaznamenaly. (1 – žádná stresová zátěž, 2 – lehká stresová zátěž, 3 – střední stresová zátěž, 4 – středně vysoká stresová zátěž, 5 – vysoká stresová zátěž)

Tab. 1 Hodnoty z pocitu působení stresové zátěže (dotazník)

Subjekt	1. etapa	2. etapa	3. etapa	4. etapa
	skrytá časová osa		zobrazená časová osa	
	15 s	10 s	15 s	10 s
MTS_0002	1	3	1	4
MTS_0003	1	2	1	2
MTS_0004	3	2	1	2
MTS_0005	1	3	3	5
MTS_0006	2	3	2	4
MTS_0008	5	4	2	4
MTS_0009	2	3	2	3
MTS_0010	3	2	1	2
MTS_0011	3	2	1	2
MTS_0012	3	3	2	4
MTS_0013	4	3	3	4
MTS_0014	4	5	2	3
MTS_0015	1	4	2	5
MTS_0017	2	4	1	3
Průměr	2,50	3,07	1,71	3,36

Z těchto výsledků je patrné, že většina subjektů skutečně pociťovala účinek působící mentální zátěže při zkrácení časové limitu u výpočtu prezentovaných příkladů, u třetí a čtvrté etapy se tento vliv projevil u všech měřených osob. Některé měřené osoby pociťovaly větší stresové podmínky na začátku experimentu, což mohlo charakter první etapy výrazně ovlivnit, a proto k ní také nebyly stanoveny žádné hypotézy, jak je zmíněno v předchozích kapitolách práce. Šesti subjektům přišlo zobrazení časové osy stresovější než její zakrytí, dvě měřené osoby pociťovaly opačný efekt, ostatní osoby uvedly stejnou hodnotu (porovnané hodnoty se týkají druhé a čtvrté etapy). Z těchto výsledků je patrné, že zvolený stresor zkrácení časového limitu zapůsobil správně a skutečně navodil více stresové podmínky.

11.3.2 Dechová frekvence

V Tab. 2 jsou uvedeny hodnoty dechové frekvence zaznamenané u jednotlivých subjektů ve všech etapách experimentu.

Tab. 2 Hodnoty dechové frekvence [dech/min]

Subjekt	1. etapa	2. etapa	3. etapa	4. etapa
	skrytá časová osa		zobrazená časová osa	
	15 s	10 s	15 s	10 s
MTS_0002	14	16	15	16
MTS_0003	17	15	17	15
MTS_0004	13	14	12	14
MTS_0005	25	26	22	26
MTS_0006	16	15	13	13
MTS_0008	17	18	16	17
MTS_0009	Závada na respiračním páse - subjekt vyřazen z výsledků			
MTS_0010	13	13	12	12
MTS_0011	19	18	16	21
MTS_0012	15	15	14	14
MTS_0013	20	18	15	17
MTS_0014	17	18	17	18
MTS_0015	17	19	18	18
MTS_0017	17	18	17	18
Průměr	16,92	17,15	15,69	16,85

Z průměrných výsledků dosažených v tomto měření je patrné, že počet dechů za minutu v průměru vzrostl u čtvrté etapy v porovnání s třetí etapou, jak bylo stanoveno

v hypotéze H_1 . Tato skutečnost byla dále otestována výše zmíněným t-testem. Jeho výsledkem byla hodnota $p = 0,0411$, která představuje pravděpodobnost o shodě průměru obou měřených souborů. Tato hodnota je menší než stanovená mez 0,05 a lze dojít k závěru, že se jedná o statisticky významnou odchylku. Z toho faktu vyplývá, že stanovená hypotéza H_1 byla potvrzena.

U porovnání změny zobrazení časové osy byla naměřená dechová frekvence v průměru vyšší ve druhé etapě se zakrytou časovou osou než v etapě čtvrté.

11.3.3 Latence komponenty P200

V Tab. 3 a v Tab. 4 lze pozorovat hodnoty latence komponenty P200 (uvedeny v milisekundách) pro třetí a čtvrtou etapu u zvolených elektrod. Tabulka obsahující hodnoty ze všech měřených etap do tohoto textu umístěna nebyla z důvodu její velikosti. Celkovou tabulku hodnot latence i všechny ostatní tabulky je možné nalézt na příloženém DVD v souboru *Výsledky.xlsx*.

Tab. 3 Latence P200 [ms], 3. etapa

Subjekt/etapa, elektroda	3. etapa				
	Fz	Cz	Pz	O1	O2
MTS_0002	208	203	199	191	190
MTS_0003	Subjekt vyřazen kvůli špatné detekci komponenty P200				
MTS_0004	202	201	199	199	195
MTS_0005	197	201	199	195	195
MTS_0006	192	193	188	188	187
MTS_0008	210	200	193	199	193
MTS_0009	217	207	203	201	200
MTS_0010	209	183	173	168	167
MTS_0011	Subjekt vyřazen kvůli velkému množství artefaktů				
MTS_0012	222	219	190	192	180
MTS_0013	199	199	198	194	198
MTS_0014	206	206	203	200	199
MTS_0015	Subjekt vyřazen kvůli špatné detekci komponenty P200				
MTS_0017	189	191	189	183	187
Průměr	205	200	194	192	190
Metoda Grand Average	202	200	195	192	189

Tab. 4 Latence P200 [ms], 4. etapa

Subjekt/etapa, elektroda	4. etapa				
	Fz	Cz	Pz	O1	O2
MTS_0002	178	180	179	177	180
MTS_0003	Subjekt vyřazen kvůli špatné detekci komponenty P200				
MTS_0004	183	181	178	178	173
MTS_0005	185	185	188	187	187
MTS_0006	188	189	187	187	186
MTS_0008	181	181	180	180	167
MTS_0009	207	199	198	201	199
MTS_0010	200	199	166	163	166
MTS_0011	Subjekt vyřazen kvůli velkému množství artefaktů				
MTS_0012	200	171	175	179	175
MTS_0013	200	199	197	182	189
MTS_0014	210	211	206	190	198
MTS_0015	Subjekt vyřazen kvůli špatné detekci komponenty P200				
MTS_0017	185	179	176	173	170
Průměr	192	189	185	182	181
Metoda Grand Average	197	193	188	179	177

Je patrné, že ke zkrácení latence komponenty P200 došlo u zprůměrovaných hodnot, u kterých někdy proběhla korekce vrcholu amplitudy vzhledem k charakteru zaznamenaného signálu. U výsledků metody Grand Average je zkrácení latence také prokázáno. Pro statistické zhodnocení hypotézy H_2 , ve které bylo předpokládáno zkrácení latence této komponenty, byl opět použit t-test. Hodnota p v tomto případě dosáhla následujících hodnot:

- Elektroda Fz, $p = 0,0057$
- Elektroda Cz, $p = 0,0437$
- Elektroda Pz, $p = 0,0027$
- Elektroda O1, $p = 0,0004$
- Elektroda O2, $p = 0,0066$

Na základě těchto výsledků lze stanovenou hypotézu H_2 potvrdit, jelikož byla prokázána statisticky významná odchylka na všech elektrodách (u elektrod Fz, Pz, O1 a O2 dokonce statisticky velmi významná odchylka).

Při zobrazení časové osy ve čtvrté etapě došlo v průměru ke zkrácení latence komponenty P200 na všech pozorovaných elektrodách oproti druhé etapě, kde tato časová osa byla skryta.

11.3.4 Energie alfa vln

U poslední stanovené hypotézy H_3 bylo předpokládáno snížení aktivity alfa vln ve čtvrté etapě v porovnání se třetí etapou. Obdržené výsledky lze vidět na následující tabulce (Tab. 5). Hodnoty byly převedeny z logaritmického měřítka na bezrozměrnou jednotku. Původní hodnoty v decibelech i výsledky všech ostatních etap jsou k dispozici v tabulkách na příloženém DVD.

Tab. 5 Hodnoty energie alfa vln, bezrozměrná jednotka

Subjekt/etapa, elektroda	3. etapa			4. etapa		
	Fz	O1	O2	Fz	O1	O2
MTS_0002	264382,7	1579983,6	1579547,2	414868,2	1465647,1	1295393,5
MTS_0003	570026,2	3139886,2	3310280,4	523294,1	2278889,6	2533349,5
MTS_0004	538196,4	1289049,7	1474504,5	559033,3	1522051,3	1741090,2
MTS_0005	4069427,4	7244526,7	7457081,6	4489827,2	7546972,6	7998747,8
MTS_0006	625740,2	2874423,8	2263915,0	679914,1	3663477,6	2886782,1
MTS_0008	422000,5	1707142,6	1172560,9	553244,8	2774988,2	2013902,7
MTS_0009	613734,4	2509677,4	6252269,3	430728,2	3299747,3	3407557,8
MTS_0010	1179324,4	2427297,4	2685831,3	999368,1	2183335,5	2243994,4
MTS_0011	Subjekt vyřazen kvůli velkému množství artefaktů					
MTS_0012	466497,7	3311983,3	1177185,5	435363,1	2564422,9	1345735,5
MTS_0013	537965,3	1499544,2	2266705,6	355765,8	1298990,2	1753552,4
MTS_0014	1759568,1	3233419,5	3979362,1	1694773,0	3168112,3	3784073,0
MTS_0015	442105,3	990551,0	995456,2	376785,7	940328,9	893189,1
MTS_0017	470567,9	743870,1	878674,2	383229,0	883843,1	882177,3
Průměr	919964,4	2503950,4	2730259,5	915091,9	2583908,2	2521503,5

Z těchto výsledků je patrné, že podle průměru všech hodnot nedošlo na elektrodě O1 k poklesu energie alfa vln. Na elektrodách Fz a O2 k očekávanému poklesu došlo, avšak hodnota p z provedeného t-testu byla u elektrody Fz rovna 0,9184 a na elektrodě O2 rovna 0,4303. Tyto hodnoty představují statisticky nevýznamnou odchylku, a proto hypotézu H_3 nelze přijmout.

Při pozorování rozdílů energie alfa vln v druhé a čtvrté etapě byly hodnoty energií nižší ve druhé etapě (skrytá časová osa) na elektrodách Fz a O1, avšak na elektrodě O2 vyšší.

12. Závěr

Cílem této diplomové práce bylo zaměřit se na projevy lidského organismu (především z fyziologického hlediska) při působení mentální zátěže, která se u člověka může postupně změnit v zátěž stresovou. Dále bylo důležité popsat metody, které slouží k zaznamenání zkoumaných biodat. V tomto případě se diplomová práce zaměřila na principy EEG a ERP měření. Jako další vybraný fyziologický projev, který bývá ovlivněn při stresových podmínkách, byla zvolena dechová frekvence. Po získání všech podstatných teoretických poznatků byly prostudovány studie, které se zabývaly měřením mentální zátěže a následnou prezentací získaných hodnot pozorovaných biodat.

V praktické části došlo k navržení vlastního scénáře experimentu, který vycházel ze zmiňovaných nastudovaných studií. Za zvolený stresor byly vybrány matematické příklady, u kterých se v jednotlivých etapách zkracoval časový limit potřebný k jejich vypracování zároveň s vlivem zobrazení a skrytí časové osy. Tento experiment se uskutečnil v neuroinformatické laboratoři na ZČU, která disponovala dostatečným softwarovým i hardwarovým vybavením pro jeho celkové vytvoření. Experiment byl v průběhu testován a pozměněn až do finální podoby, která je detailně popsána v desáté kapitole diplomové práce. K experimentu byly stanoveny tři hypotézy týkající se změny dechové frekvence, latence komponenty P200 a energie alfa vln v závislosti na stresových podmínkách. Hypotéza zvýšení dechové frekvence při zkrácení časového limitu byla potvrzena. Hypotéza zkracující se latence komponenty P200 při zkrácení časového limitu byla také potvrzena, tento výsledek může prokazovat rychlejší orientaci a zpracování vizuálních informací. Jedinou nepotvrzenou hypotézou byl předpoklad o snížení energie alfa vln ve čtvrté etapě experimentu oproti třetímu úseku. Vliv zakrytí/zobrazení časové osy působil na měřené subjekty rozdílně, a proto nelze s určitostí říct, zda vizualizace časové osy způsobuje větší stresové podmínky.

Z takto získaných výsledků lze prokázat, že mentální zátěž působící na člověka lze vypořádat v hodnotách naměřených biosignálů.

Seznam použitých zkratk

ZČU – Západočeská univerzita v Plzni

EEG – Elektroencefalografie je základní elektrofyziologická metoda pro vyšetření mozkové aktivity, která je snímána z různých částí mozku

ERP – Event related potentials (evokované potenciály) jsou elektrickou odezvou mozku nebo mozkového kmene při zpracování různých typů stimulů

LPP – Late positive potentials (pozdní pozitivní potenciály), ERP komponenty registrovány od 200 ms a více po prezentaci stimulu

SDL – Scenario Description Language, programovací jazyk programu Presentation

PCL – Presentation Control Language, programovací jazyk programu Presentation

Použitá literatura a zdroje

- [1] NOVOTNÝ, Ivan a Michal HRUŠKA. *Biologie člověka*. 4., rozš. a upr. vyd. Praha: Fortuna, 2007. ISBN 978-80-7373-007-9.
- [2] *Biologie člověka: Nervová soustava*. Elektronická učebnice [online]. [cit. 2016-01-28]. Dostupné z: <https://eluc.kr-olomoucky.cz/verejne/lekce/234>
- [3] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 1994. ISBN 80-7169-036-8.
- [4] *MDhealth: Lobes of the Brain* [online]. [cit. 2016-02-05]. Dostupné z: <http://www.md-health.com/Lobes-Of-The-Brain.html>
- [5] VOKURKA, Martin a Jan HUGO. *Velký lékařský slovník*. 7., aktualiz. vyd. Praha: Maxdorf, 2007. Jessenius. ISBN 978-80-7345-130-1.
- [6] ZIMPL, Milan. *Biologie – Nervová soustava 3* [online]. [cit. 2016-02-05]. Dostupné z: <http://www.stavskola.cz/vyukove-prezentace>
- [7] FRIEDMANOVÁ, Lenka. *Stres, imunitný systém a kancerogenéza* [online]. [cit. 2016-05-08]. Dostupné z: <https://www.upjs.sk/files/67ca22bc54cd5f5a260b16af3748be77.ppt>
- [8] ROKYTA, Richard. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-4867-2.
- [9] KOŤOVÁ, Markéta. *Monitorování dechu během terapie pacientů*. Brno, 2013. Diplomová práce.

- [10] FYZIOLOGIE ASEBS. *Fyziologie a patofyziologie člověka v extrémních podmínkách*. Masarykova univerzita: Fakulta sportovních studií [online]. [cit. 2016-02-10]. Dostupné z:
<http://www.fsps.muni.cz/inovace-SEBS-ASEBS/elearning/fyziologie/fyziologie-a-patofyziologie>
- [11] VEČEŘOVÁ – PROCHÁZKOVÁ, Alena a Radkin HONZÁK. *STRES, EUSTRES A DISTRES* [online]. [cit. 2016-02-14]. Dostupné z:
<http://www.internimedica.cz/pdfs/int/2008/04/09.pdf>
- [12] ATKINSON, Rita L. *Psychologie*. Praha: Portál, 2003. ISBN 80-7178-640-3.
- [13] BARTŮŇKOVÁ, Staša. *Psychofyziologie stresu a jeho prevence* [online]. [cit. 2016-02-20]. Dostupné z:
<http://www.ftvs.cuni.cz/FTVS-356-version1-psychofyzstresu.ppt>
- [14] KAVKOVÁ, V. *Stres: Zátěžové situace* [online]. [cit. 2016-02-20]. Dostupné z:
<https://is.muni.cz/el/1451/podzim2014/np2275/STRES.pdf>
- [15] LOUKOVÁ, Tereza a Jan RUTAR. *Psychologie zdraví a sociální opory* [online]. [cit. 2016-03-01]. Dostupné z:
<https://is.muni.cz/el/1451/podzim2014/np2275/STRES.pdf>
- [16] SIGMUND, Martin, Jana KVINTOVÁ a Michal ŠAFÁŘ. *Vybrané kapitoly z manažerské psychologie: Zátěžové situace, stres a coping* [online]. [cit. 2016-03-05]. Dostupné z:
<https://publi.cz/books/171/07.html>
- [17] EDITED BY NEVILLE MORAY. *Mental workload its theory and measurement*. New York: Published in coordination with NATO Scientific Affairs, Plenum Press, 1979. ISBN 9781475708844.
- [18] POKORNÝ, Jan. *Elektroencefalografie*. [online]. [cit. 2014-03-12]. Dostupné z:
<http://fbmi.cvut.cz/files/nodes/657/public/EEG.pdf>

- [19] STRNADOVÁ, Helena. *Biofyzikální web: EEG* [online]. [cit. 2016-03-14].
Dostupné z:
http://ftplf2.agarek.com/fyziopravak/biofyzika/semin/helcas_eeg.php
- [20] BRAINWORKS, *What are Brainwaves?* [online]. [cit. 2016-03-13]. Dostupné z:
<http://www.brainworksneurotherapy.com/what-are-brainwaves>
- [21] RIEGER, J., L. LHOTSKÁ a V. KRAJČA. *Zpracování dlouhodobých EEG záznamů* [online]. [cit. 2016-03-17]. Dostupné z:
<https://dspace.vsb.cz/bitstream/handle/10084/83686/AEEE-2005-4-3-151-rieger.pdf>
- [22] SUBHANI, Ahmad Rauf, Likun XIA a Aamir Saeed MALIK. *EEG Signals to Measure Mental Stress* [online]. [cit. 2016-03-17]. Dostupné z:
<http://www.ipedr.com/vol40/002-ICPSB2012-B00034.pdf>
- [23] MAUTNER, Pavel a MOUČEK, Roman. *Neuroinformatika - metoda evokovaných potenciálů: Zpracování záznamu, extrakce a zobrazení ERP vln, aplikační oblasti ERP*. ZČU Plzeň, 2007. [online]. [cit. 2016-03-20]. Dostupné z: <http://www.kiv.zcu.cz/studies/predmety/uir/predn/P6/Neuroinformatika.pps>
- [24] KAPLAN, A. Ya. a S. L. SHISHKIN. *Application of the change-point analysis to the investigation of the brain's electrical activity: Change-points in EEG components with different pattern* [online]. [cit. 2016-03-25]. Dostupné z:
<http://brain.bio.msu.ru/papers/chp2000/7.htm>
- [25] SLAVÍČKOVÁ, Anna, Martin BRUNOVSKÝ a Pavel MOHR. *Kognitivní evokované potenciály v klinické praxi a experimentu* [online]. [cit. 2016-03-27].
Dostupné z:
http://www.tigis.cz/images/stories/Psychiatrie_PDF/1_2010/09_slavickova.pdf

- [26] FONARYOVA KEY, Alexandra P., Guy O. DOVE a Mandy J. MAGUIRE. *Linking Brainwaves to the Brain: An ERP Primer* [online]. [cit. 2016-03-28]. Dostupné z: <http://cb3.unl.edu/dbrainlab/wp-content/uploads/sites/2/2013/12/0a.-ERP-Peaks-tutorial.pdf>
- [27] SHRAVANI, Sur a SINHA, V. K. *Event-related potential: An overview*. 2009. [online]. [cit. 2016-03-28]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3016705/>
- [28] BHATT, Deepak. *Electrophysiology for ophthalmologist (A practical approach)* [online]. [cit. 2016-03-30]. Dostupné z: <http://www.jcor.in/text.asp?2013/1/1/45/106287>
- [29] BERNACIKOVÁ, Martina. *Fyziologie: Dýchací systém* [online]. [cit. 2016-04-01]. Dostupné z: <https://publi.cz/books/49/09.html>
- [30] VYTEJČKOVÁ, Renata. *Sledování a hodnocení fyziologických funkcí* [online]. [cit. 2016-04-01]. Dostupné z: [http://nas.lf3.cuni.cz/materialy/CNSOP1/sledovani%20a%20hodnoceni%20fyziologickych%20funkci\(5087ce78cdced\).pdf](http://nas.lf3.cuni.cz/materialy/CNSOP1/sledovani%20a%20hodnoceni%20fyziologickych%20funkci(5087ce78cdced).pdf)
- [31] CHOI, Damee, Shotaro OTA a Shigeki WATANUKI. *Does cigarette smoking relieve stress? Evidence from the event-related potential (ERP)* [online]. [cit. 2016-04-02]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167876015300374>
- [32] YANG, Juan, Mingming QI, Lili GUAN, Yan HOU a Yu YANG. *The time course of psychological stress as revealed by event-related potentials* [online]. [cit. 2016-04-02]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394012012761>

- [33] KHALIFA, Wael, Kenneth REVETT, Mohamed I. ROUSHDY a Abdel-Badeeh M. SALEM. *Stress detection using multiple bio-signals* [online]. [cit. 2016-04-03]. Dostupné z: <http://www.foibg.com/ijitk/ijitk-vol08/ijitk08-03-p08.pdf>
- [34] RAHMAN, Tatiur, Apu Kumer GHOSH, Md. Maruf Hossain SHUVO a Md. Mostafizur RAHMAN. *Mental Stress Recognition using K-Nearest Neighbor (KNN) Classifier on EEG Signals* [online]. [cit. 2016-04-03]. Dostupné z: www.ru.ac.bd/icmeie2015/proceedings/pdfs/40.pdf
- [35] LUCK, Steven J. *An Introduction to the Event-Related Potential Technique*. London: MIT Press, 2005, ISBN 0-262-12277-4.
- [36] BRAIN PRODUCTS GMBH, *Products & Applications* [online]. [cit. 2016-04-10] Dostupné z: http://brainproducts.com/products_apps.php
- [37] NEUROBEHAVIORAL SYSTEMS, *Presentation: Precise, Powerful Stimulus Delivery* [online]. [cit. 2014-04-10] Dostupné z: https://www.neurobs.com/menu_presentation/menu_features/features_overview
- [38] NEUROBEHAVIORAL SYSTEMS, *Presentation: PCL Programs* [online]. [cit. 2014-04-10] Dostupné z: https://www.neurobs.com/pres_docs/html/03_presentation/01_getting_started/04_scenarios/02_pcl_programs.htm
- [39] SWARTZ CENTER FOR COMPUTATIONAL NEUROSCIENCE, *EEGLAB: an open source environment for electrophysiological signal processing* [online]. [cit. 2014-04-10]. Dostupné z: <http://sccn.ucsd.edu/eeglab/>
- [40] ERPINFO, *ERPLAB Toolbox* [online]. [cit. 2014-04-10]. Dostupné z: <http://erpinfo.org/erplab>

- [41] ŠAFR, Jiří. *Analýza kvantitativních dat II.: Testování hypotéz (1) - princip a testy pro číselné/kardinální znaky* [online]. [cit. 2016-04-20]. Dostupné z: http://metodykv.wz.cz/AKD2_hypotezy1.ppt

Seznam obrázků

Obr. 1 Stavba neuronu (převzato z [2])	11
Obr. 2 Mozkové laloky (převzato z [6])	12
Obr. 3 Fáze fyziologické reakce na stres (odolnost vůči stresu, převzato z [14])	19
Obr. 4 Standartní umístění elektrod (Jasper), systém 10/20 (převzato z [18])	23
Obr. 5 Příklad signálu EEG a mozkových vln (převzato z [24])	27
Obr. 6 Ukázka ERP křivky, osa x – čas [ms], osa y – napětí [μ V] (převzato z [28]).....	30
Obr. 7 Příklad SDL a PCL kódu (převzato z [38])	47
Obr. 8 Průběh a popis jednotlivých etap experimentu	51
Obr. 9 Začátek příkladu (časový limit 15 sekund, 3. etapa)	53
Obr. 10 Ubývání časového limitu (5 sekund do konce příkladu)	53
Obr. 11 Zobrazení dostatečné impedance zapojených elektrod v EEG čepici	55
Obr. 12 Respirační pás pro měření dechové frekvence	56
Obr. 13 Ukázka dechové frekvence měřeného subjektu (60 sekund záznamu)	60
Obr. 14 Detekce výskytu nežádoucího artefaktu	61
Obr. 15 Průběh signálu ERP, osa x - čas [ms], osa y - napětí [μ V].....	62
Obr. 16 Průběh signálu ERP, Grand Average, osa x - čas [ms], osa y - napětí [μ V]	63
Obr. 17 Spektrální hustota, osa x - frekvence [Hz], osa y - energie [dB].....	65

Seznam tabulek

Tab. 1 Hodnoty z pocitu působení stresové zátěže (dotazník)	66
Tab. 2 Hodnoty dechové frekvence [dech/min].....	67
Tab. 3 Latence P200 [ms], 3. etapa.....	68
Tab. 4 Latence P200 [ms], 4. etapa.....	69
Tab. 5 Hodnoty energie alfa vln, bezrozměrná jednotka	70

Příloha A – Formulář k experimentu

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 můžou 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 zemnicí 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. Po skončení měření jsou osobě poskytnuty základní hygienické pomůcky

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 je jí známa skutečnost, která by mohla mít vliv na změnu jejího zdravotního vztahu
- d. Osoba podepíše tyto podmínky v účasti 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 EEG

Souhlasím/nesouhlasím s měřením dechové frekvence

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
- Jiné důležité poznatky

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 – Obsah DVD

Příložené DVD má následující strukturu:

Poster – adresář obsahující poster k diplomové práci (formáty *.pdf* a *.pub*)

Původní naměřená data – adresář se surovými naměřenými daty

Scénář experimentu – implementovaný scénář experimentu se zdrojovými kódy a použitými příklady (*příklady.txt*)

Zpracovaná data – výsledné soubory zpracovaných dat

A14N0084P_DP.pdf

A14N0084P_DP.docx

Výsledky.xlsx – tabulky s výslednými naměřenými hodnotami

MTS_EEG_Study.study – studie vytvořená v pluginu EEGLAB

Stanek_stres.rwksp – workspace vytvořený v programu BrainVision Recorder

readme.txt – popis obsahu DVD