

Bakalářská práce



České
vysoké
učení technické
v Praze

F3

Fakulta elektrotechnická
Katedra měření

Zpracování signálu EEG při testech kvality a srozumitelnosti řeči s paralelní zátěží

Veselý Václav

Školitel: prof. Ing. Jan Holub, Ph.D.
Květen 2019

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Veselý** Jméno: **Václav** Osobní číslo: **420058**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávací katedra/ústav: **Katedra měření**
Studijní program: **Kybernetika a robotika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Zpracování signálu EEG při testech kvality a srozumitelnosti řeči s paralelní zátěží

Název bakalářské práce anglicky:

EEG signal processing for speech quality and intelligibility tests under parallel load

Pokyny pro vypracování:

S využitím střeleckého simulátoru, existujících hlasových vzorků a Blue-tooth zařízení "Brainwave" společnosti NeuroSky proveďte subjektivní testy s paralelní zátěží dle ETSI ETR 103 503 na dostatečném počtu probandů (30+). Navrhněte metodu analýzy naměřených EEG dat, umožňující odhadnout intenzitu vyčerpání subjektu psychomotorickou úlohou, případně míru jeho koncentrace. Na základě statistické analýzy posuďte spolehlivost získaných výsledků.

Seznam doporučené literatury:

[1] ETSI TR 103 503 V1.1.1 (2018-03): Speech and multimedia Transmission Quality (STQ); Procedures for Multimedia Transmission Quality Testing with Parallel Task including Subjective Testing

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

prof. Ing. Jan Holub, Ph.D., katedra měření FEL

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **28.02.2020**

Termín odevzdání bakalářské práce: **14.08.2020**

Platnost zadání bakalářské práce:

do konce letního semestru 2020/2021

prof. Ing. Jan Holub, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student bere na vědomí, že je povinen vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

Poděkování

Děkuji panu prof. Ing. Janu Holubovi, Ph.D., který mě seznámil s takto zajímavým tématem. A se vstřícným přístupem vedl tuto práci. Další poděkování patří Ing. Petrovi Ježdíkovi, Ph.D., který mi vždy ochotně vysvětlil spoustu principů v oblasti elektroencefalografie, Mgr. Hakobovi Avetisyanovi za pomoc při testování. A v neposlední řadě rodině a přátelům za celkovou podporu.

Prohlášení

„Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.“

V Praze, květen 2019

"I declare that this work is all my own work and I have cited all sources I have used in the bibliography in accordance with the Methodological Instruction on observance of ethical principles in the preparation of university theses."

Prague, May, 2019

.....

Abstrakt

Práce navazuje na výzkum testů srozumitelnosti dle normy ETSI TR 103 503 probíhající na katedře měření. Tento výzkum by měla usnadnit, a to ve smyslu odfiltrování nerelevantních dat, která nemá smysl zpracovávat.

Při měření totiž hraje velkou roli motivace testovaných jedinců a ve chvíli, kdy není dostatečná, klesá i soustředěnost a tím většinou dochází k zanesení chyby do experimentu.

Tomu by se mohlo zabránit monitorováním mozkové činnosti subjektu a na základě analýzy EEG signálu rozhodnout, zdali se subjekt na danou úlohu soustředil, či nikoli.

Cílem práce je ověřit, je-li úloha řešitelná s jednoelektrodovým EEG snímačem – členkou Mindwave moibile2 od společnosti Neurosky.

Klíčová slova: EEG, neurosky, ETSI 103 503

Školitel: prof.Ing.JanHolub,Ph.D.
B3-73, Technická 2, Praha

Abstract

This Bachelor thesis follows up the research on tests of intelligibility according to the standards ETSI TR 103 503 which are provided by the Department of Measurement at Czech Technical University in Prague. It aims at facilitation of the tests and the main idea is to eliminate irrelevant data useless for the research.

For relevant data and research high motivation of test subjects during the measurement is necessary. Deficient motivation leads to the lack of concentration which most often leads to the fault experiment.

We can prevent the faults by monitoring a brain activity of test subjects by using EEG signal analysis. Thanks to this analysis we can decide whether the test subjects were focused on measurement or not.

The main aim of this thesis is to verify whether the EEG analysis for the research is relevant when using the single electrode EEG sensor – the Mindwave moibile2 headset produced by Neurosky – or not.

Keywords: EEG, signal

Title translation: EEG signal processing for speech quality and intelligibility tests under parallelload

Obsah

1 Úvod	1
1.1 Biologické signály	1
1.1.1 Geneze Biologických signálů ..	1
1.2 Elektroencefalografie – EEG	3
1.3 Rozdělení EEG vln	4
1.4 Základní způsob měření EEG signálu	6
1.4.1 Úskalí měření biologických signálů	8
2 Testy srozumitelnosti	11
2.1 Norma ETSI TR 103 503	11
2.1.1 Struktura konkrétního testu srozumitelnosti	11
2.1.2 Střelecký simulátor	12
2.1.3 Výsledky testů	13
2.1.4 Důvod použití EEG čelenky .	13
3 Vlastní Měření	15
3.1 Použité vybavení	15
3.1.1 EEG čelenka	15
3.1.2 Software pro sběr dat	16
3.2 Měřicí protokol	17
4 Zpracování dat	23
4.1 Postup	23
4.2 Vyhodnocení pozornosti Alfa pásmo	24
4.2.1 Statistická Analýza	26
4.3 Vyhodnocení pozornosti Beta pásmo	26
5 Závěr	29
Literatura	31

Obrázky

1.1 Neuron: 1-jádro, 2-dendrity, 3-neurit, 4-myeleniová pochva, 5-Ranviérův zářez, 6-zakončení neuritu., [7]	2
1.2 Neuron: druhy synapsí, [7]	2
1.3 Příklad elektricky vybuzeného nervového vzruchu	3
1.4 Snímání EEG signálu, [9]	4
1.5 Korové oblasti mozku, [7]	5
1.6 Zaznamenané průběhy jednotlivých EEG rytmů	6
1.7 Rozložení elektrod podle systému „10/20“, [6]	7
1.8 Rozložení elektrod podle systému „10/20“, [4]	7
1.9 Rozložení elektrod podle systému „10/20“, [4]	8
1.10 Rozložení elektrod podle systému „10/20“, [7]	8
1.11 Závislost EEG signálu na úrovni vědomí	9
2.1 Výsledky testů srozumitelnosti s paralelní zátěží. Svisle: úspěšnost srozumitelnosti slova, vodorovně: jednotlivé vzorky	13
3.1 Členka pro měření EEG, Neurosky mobile mindWave2	16
3.2 Schéma vnitřního zapojení Alfa detektoru, [8].	16
3.3 Aplikace eegID	17
3.4 Ukázka prostředí střeleckého simulátoru <i>a</i> , s viditelný zásahem.	19
3.5 Ukázka prostředí střeleckého simulátoru <i>b</i> , se subjektem s nasazenou členkou.	19
3.6 Fixace oka	20
4.1 Artefakt v signálu – dvě mrknutí	23
4.2 Vyhodnocení signálu: oblast a) rušení způsobené pohybem očí, b) použitelné nezarušené pásmo 8 až 24 Hz, c) začátek projevu svalové aktivity, zejména u úloh <i>střelba a obojí</i> , d) síťový brum 50 Hz, e) nejspíše projev vnitřního filtru členky, f) ostatní rušení, včetně EMG.	24
4.3 Frekvenční spektrum jednoho z probandů s vyznačenými vhodnými pásmy	25
4.4 Zobrazení rozdílů směrodatných odchylek v Alfa pásmu	25
4.5 Histogram spočítaných směrodatných odchylek	26
4.6 Zobrazení rozdílů směrodatných odchylek v Beta pásmu	27
4.7 Porovnání překryvu středních hodnot <i>v klidu a při testu srozumitelnosti</i>	27
4.8 Ukázká kódu s danými statistickými testy na posledních dvou řádcích	28

Tabulky

2.1 Ukázka použitých slov při testech srozumitelnosti	12
3.1 Tabulka pořadí jednotlivých úloh daných subjektů - TEST	21
3.2 Pořadí úloh v 2. běhu měření ...	21

Kapitola 1

Úvod

Každý živý organismus, včetně lidského těla je zdrojem mnoha stochastických biologických signálů různých charakterů. V této práci se omezíme zejména na signál vznikající v důsledku mozkové činnosti. Základní princip vzniku biosignálu je vysvětlen níže.

1.1 Biologické signály

Samotná buňka, jedna ze základních částí lidského organismu, je zdrojem tzv. bioelektrické aktivity, reprezentované převážně magnetickým polem (biomagnetismus). Elektrickou energii generují také svaly nebo mozek. Dále je v lidském těle možné zachytit akustické signály, (tlukot srdce, pohyby plic, peristaltika žaludku). Některé orgány emitují infračervené záření (kůže, krevní oběh) nebo radio-tepelné elektromagnetické záření, chemiluminiscenci, ultrazvuk.

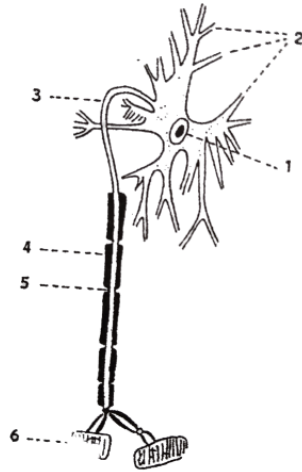
1.1.1 Geneze Biologických signálů

Základní funkční jednotkou nervové soustavy je neuron (Obrázek 1.1). Nervová buňka je podobně jako ostatní, např. svalové buňky, ohraničena lipo-proteinovou membránou, která je kvalitním elektrickým izolátorem. Díky biochemickým vlastnostem, na obou stranách membrány, uvnitř i vně buňky, existuje elektrický, tzv. membránový potenciál. Ten ovlivňuje proces látkové výměny. Je záporný a dosahuje až -100 mV. Neuron se dále skládá z jádra a komponent, které jsou nervové vzruchy schopny dále distribuovat:

- dostředivá aferentní vlákna — dendrity, přenášejí nervové impulsy do těla neuronu. Tímto vláknem se přenáší fyzikálně-chemická změna, která vyvolá uvolnění CO_2 , změnu elektrické rovnováhy, kyslíku, biochemických mediátorů a teploty.
- odstředivá eferentní vlákna — neurity, většinou jedno nervové vlákno (délky až 1 m), které vede vzruchový impuls k výkonnému orgánu (efektoru).
- synapse, převodové spojovací místo pro distribuci vzruchu mezi neurony nebo

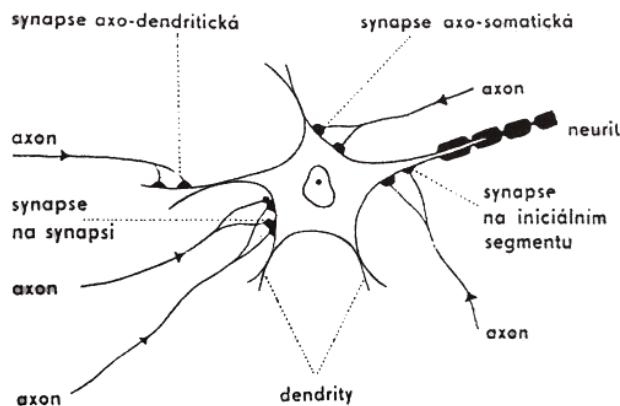
neuronem a daným efektořem.

- mediátor,
látka zprostředkující přenos signálu (acetylcholin, noradrenalin, atd.). Mediátor rozhoduje o povaze synapsí, které mohou být exitační (zvýšení aktivity), nebo inhiřiční (snížení aktivity). Rozhoduje o potenciálové vlně, která může působit buď depolarizačně, nebo hyperpolarizačně.



Obrázek 1.1: Neuron: 1-jádro, 2-dendřity, 3-neurit, 4-myeleniová pochva, 5-Ranviérův zářez, 6-zakončení neuritu., [7]

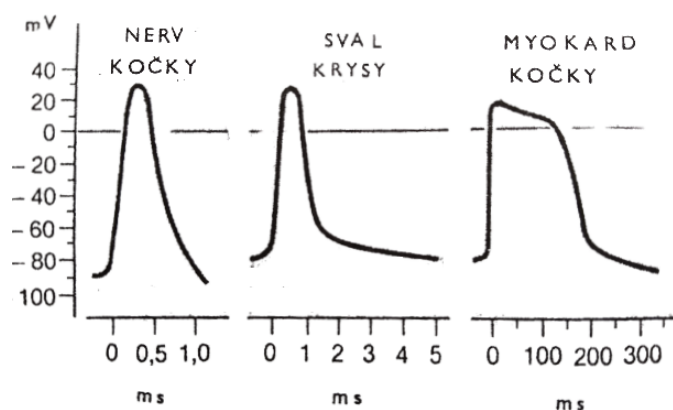
Jakým směřem se signál bude šířit je dáno topologií spojení neuronů s periferiemi nebo mezi sebou. Podle toho se také rozlišují jednotlivé druhy synapsí (Obrázek 1.2).



Obrázek 1.2: Neuron: druhy synapsí, [7]

Mimo vlastní činnost můžeme nervový vzruch vyvolat elektrickým dráždění nervu. V důsledku stimulace, kdy se signál šíří axonem, vyloučí nerv

mediátor, konkrétně molekuly acetylcholinu, které otvírají iontové kanály buněčné membrány. Těmito kanály nyní mohou do buňky i z buňky procházet ionty. Jestliže je depolarizace buňky dostatečně vyjádřená, dochází ke vzniku akčního potenciálu. Jde o lokální změnu potenciálového rozdílu na buněčné membráně, který lze změřit a má výsledný kladný potenciál. (Obrázek 1.3).



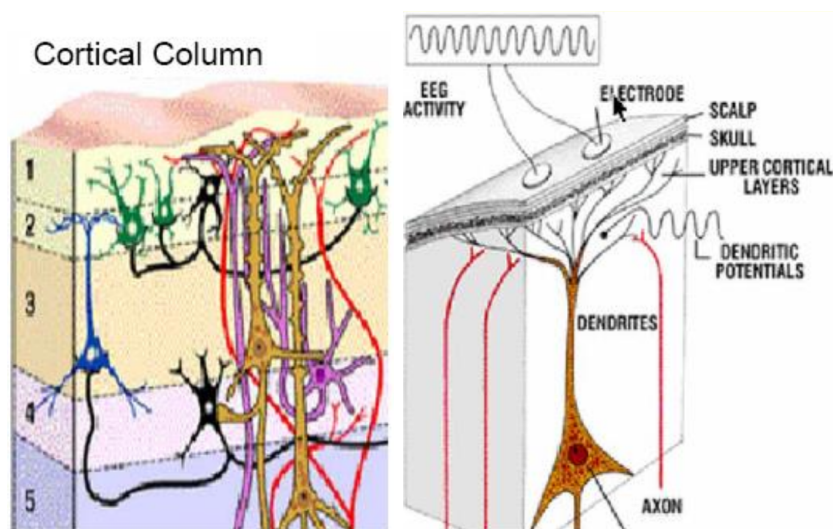
Obrázek 1.3: Příklad elektricky vyvolaného nervového vzruchu

Cestu, na které lze nejčastěji pozorovat nervový vzruch, nazýváme reflexním obloukem. Sestává se z následujících komponent:

receptor — aferentní dráha — centrum — eferentní dráha — efektor.

1.2 Elektroencefalografie – EEG

Snímání bioelektrické mozkové činnosti pomocí elektrod na lebečním skalpu je metoda, u níž se v každém svodu snímá střední úroveň vzruchu lokální skupiny neuronů ležících v určité oblasti mozkové kůry (Obrázek 1.4). Signál EEG nejspíše vzniká v šedé hmotě mozkové synchronizací činnosti neuronů, především membránových potenciálů synaptodentritických struktur. Do signálu promlouvá i buněčná hmota thalamu (části mezimozku s několika jádry podílejícími se na řízení pohybů). Měří se tedy rozdíl elektrických potenciálů mezi dvěma body určenými elektrodami. Intenzita signálu se pohybuje mezi 2-300 μV , a to zejména kvůli jeho útlumu při průchodu lebkou. Frekvence signálu je 0-80 Hz, [5].



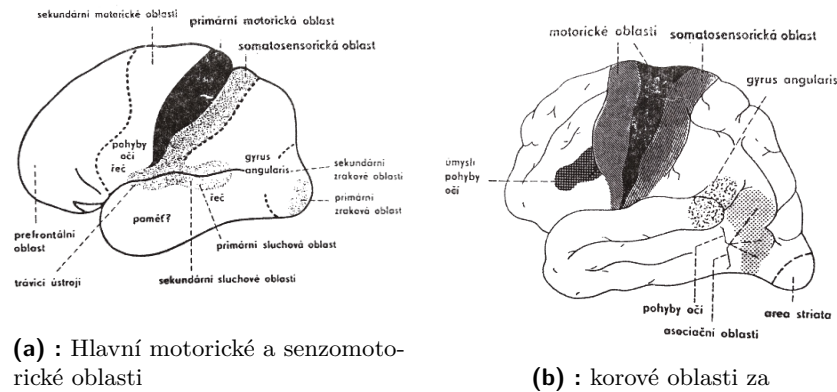
(a) : Svislý řez mozkovou kůrou (b) : Zdroj signálu a umístění elektrody

Obrázek 1.4: Snímání EEG signálu, [9]

Jako první zachytil bioelektrickou mozkovou činnost Richard Caton v roce 1875 na skalpu králíka a opice. V roce 1926 Hans Berger zaznamenal tento signál i na povrchu neporušené lebky živého člověka, tedy neinvazivní metodou. Neurofiziologická podstata vyzařování EEG signálu však není doposud zcela objasněna.

1.3 Rozdělení EEG vln

Nervový systém, resp. mozek, se začíná vytvářet již třetí týden po oplodnění embrya. Jeho chromosomy jsou v buňkách zdvojeny, tudíž všechny genetické programy jsou vytvořeny ve dvou provedeních. Mozek je plně vyvinut v 19. roce života u žen a 29. roce u mužů. V tu chvíli obsahuje až 10^{13} neuronů a 10^{16} vzájemných propojení. V mozku jsou určité neurony koncentrovány do tzv. korových oblastí, které obsluhují příslušnou senzomotorickou oblast (Obrázek 1.5). Vzruchy (nativní nebo vynucené) jsou přivedeny do konkrétní oblasti. Tato oblast na sebe upozorní náhlou zvýšenou krevní dotací a elektrickou aktivitou. Má tři možnosti zpracování vzruchu. A to: *vzruch je přijat a vyslán*, *vzruch je přijat a není vyslán*, *vzruch je přijat a pozdržen*. Jestliže je vzruch vyslán, může se šířit mezi neurony nebo dojít až ke konečnému efektoru. To může být pozorováno například jako reakce mrknutím na světelný stimul., [7]



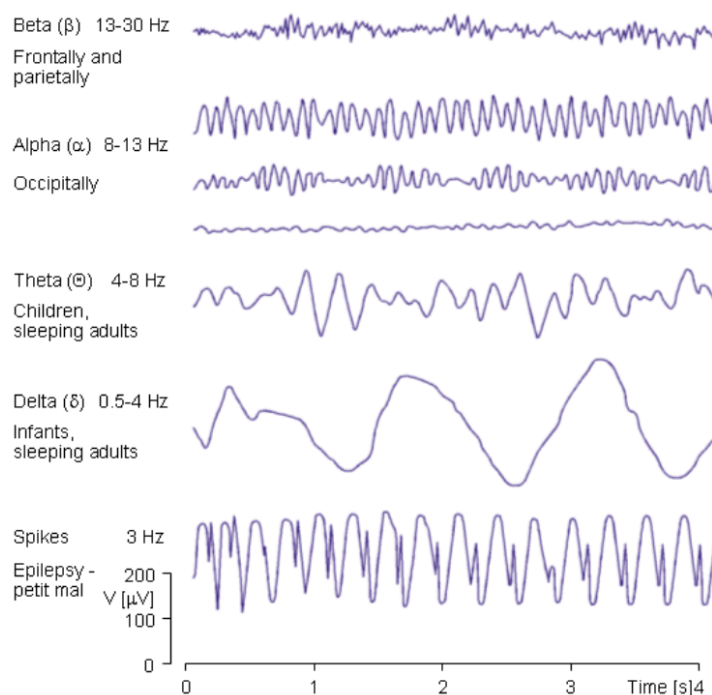
Obrázek 1.5: Korové oblasti mozku, [7]

Jednotlivé korové oblasti promítají do mozkové kůry signály s odlišnou amplitudou a frekvencí závisící na druhu podnětu a mozkové činnosti. Mozková činnost se dělí na spontánní (nativní) a evokovanou. Signál reprezentující nativní mozkovou činnost má většinou periodický charakter. Naopak signál evokované činnosti závisí na druhu a velikosti daného podnětu. Existuje tedy spojení mezi mozkovou činností a rytmy EEG, jejichž základní rozdělení je níže:

- Delta (0-4 Hz)
vyskytuje-li se v bdělém stavu u dospělého jedince je vždy spojena s určitým patologickým jevem. Čím má vlna větší amplitudu a je spektrálně čistší, tím větší má vypovídající hodnotu. Tyto vlny jsou pozorovatelné v hlubokém spánku (amplituda i 100 uV), ale i ve stavu transu či hypnózy.
- Theta (4-8 Hz)
vlny se vyskytují nejčastěji nad nedominantní hemisférou, a také v centrální, spánkové a temenní oblasti. Vlny mají amplitudu do 15 uV se symetrickým průběhem. Objevují se při hlubokém uvolnění. Jsou spojovány i s živými vzpomínkami, představivostí, evokací, sny a určitou spánkovou fází. Zvýraznit je lze hyperventilací. Patologický význam je možné těmto vlnám přisoudit, jestliže mají dvojnásobnou amplitudu než viditelné Alfa vlny (případně kolem 30 uV za nepřítomnosti Alfa vln). U předpubertální mládeže mohou mít Theta vlny amplitudu až 75-150 uV, a to vždy za přítomnosti Alfa vln.
- Alfa (8-13 Hz)
vzniká nejčastěji při zavření očí nad zadními oblastmi mozkových hemisfér, při duševní i tělesné relaxaci. Má amplitudu pohybující se v rozmezí 20-50 uV a délkou trvání 80-125 ms. Za patologický projev těchto vln lze považovat pokles frekvence pod 8 Hz. Alfa aktivitu nelze zaznamenat u osob, které se narodily s celkovou slepotou. Naopak zajímavostí je, že tyto vlny lze ovlivnit vědomě. Již během několikadenního tréninku relaxace, je možné jejich amplitudu zdvojnásobit.

- Sigma (kolem 14 Hz)
s amplitudou kolem 30 μV , se vyskytuje ve III. spánkovém stadiu.
- Beta (13-30 Hz)
výskyt je symetrický zejména nad frontální částí mozku s amplitudou do 30 μV . Směrem k zadní části hlavy ubývá jejich intenzita. Tyto vlny se vyskytují zejména při duševním vypětí, soustředěnosti, neklidu i strachu. Obvykle nejsou tlumeny zrakovým vjemem. Zmnoženou beta aktivitu lze vypořadovat i po podání určitých psychotropních látek, [7].

Výběr specifických segmentů určitých vln (Obrázek 1.6)

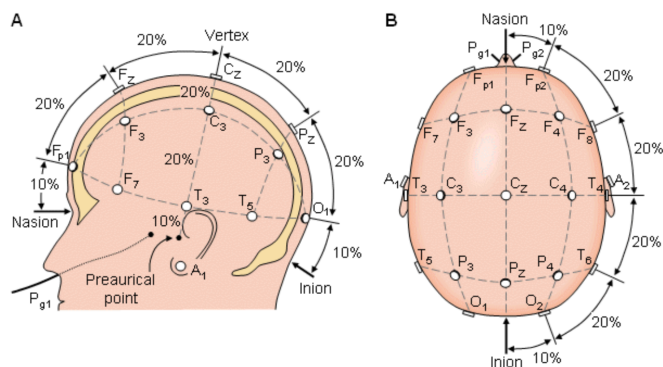


Obrázek 1.6: Zaznamenané průběhy jednotlivých EEG rytmtů

1.4 Základní způsob měření EEG signálu

Ke snímání EEG signálu dochází na lebečním skalpu pomocí povrchových elektrod nakonektovaných přímo na pokožku hlavy. Existují i podkožní elektrody, ty jsou však využívány jen zřídka. Elektrody jsou kruhového tvaru (často vypouklé) s průměrem 7-10 mm. Materiál musí být dobře vodivý a jejich povrch je většinou chloridován. Pro lepší spojení mezi elektrodou a povrchem hlavy se používá vodivostní pasta. Díky tomu nedochází k tak velkému útlumu a zkreslení signálu. Počet elektrod je závislý na možnostech přístroje a na podstatě měření. Je možné měřit se dvěma, až stovkami elektrod, které jsou přesně zafixovány na hlavě. Optimální rozmístění elektrod podle rozdělení korových oblastí navrhl až v roce 1957 doktor Jaspes. Jedná se o tzv. systém

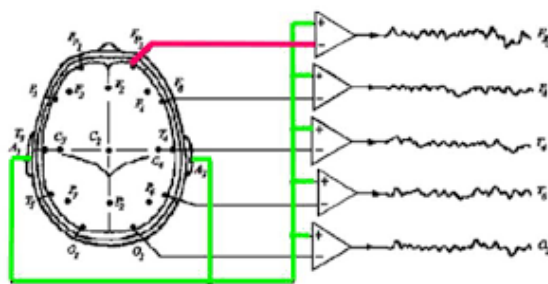
„10/20“ (Obrázek 1.7), kdy jsou vzdálenosti krajních elektrod v podélném i příčném směru rozděleny nejdříve na 10%, následně na 20%. Čísla elektrod nad pravou hemisférou jsou sudá, nad levou lichá. Názvy elektrod vychází opět z názvů oblastí: F-frontální (čelní), Fp-Frontopolární, C-centrální (střední), P-parietální (temenní), O-okcipitopolární (týlní), T-temporální (spánkové), Z (zero) jsou označeny středové elektrody. Do té doby si rozmístění elektrod, stejně jako jejich počet, každý navrhoval individuálně.



Obrázek 1.7: Rozložení elektrod podle systému „10/20“, [6]

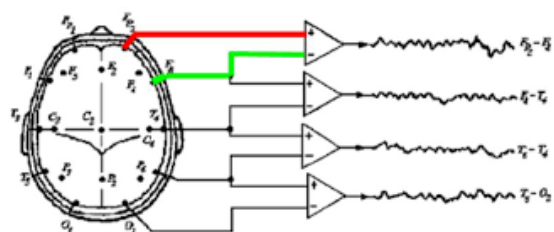
Většinou měříme signál, který má nižší úroveň než tzv. parazitní signály. Abychom při měření tyto nežádoucí elementy potlačili, lze využít různé druhy zapojení elektrod:

- Unipolární systém snímání je základním zapojením elektrod vůči společné referenční elektrodě. Toto zapojení umožňuje lépe pozorovat velikost a tvar vln. (Obrázek 1.8)



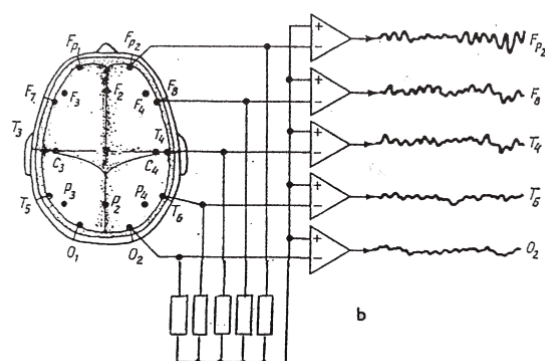
Obrázek 1.8: Rozložení elektrod podle systému „10/20“, [4]

- Bipolární systém snímání měří rozdíl potenciálů dvou elektrod. Žádná elektroda není referenční. Výhodou je větší eliminace amplitudových artefaktů. (Obrázek 1.9)



Obrázek 1.9: Rozložení elektrod podle systému „10/20“, [4]

- Při průměrné referenci jsou v určitém časovém okamžiku odečteny hodnoty ze všech elektrod a určí aritmetický průměr, tedy hodnota virtuálního společného potenciálu. Ten se použije jako reference pro každý kanál. (Obrázek 1.10)



Obrázek 1.10: Rozložení elektrod podle systému „10/20“, [7]

- Věncové bipolární zapojení využívá pouze elektrody zapojené v příčných řádech.
- Uzavřené bipolární zapojení používá elektrody zapojené do páru utvářející uzavřený kruh.
- Referenční bipolární zapojení využívá tzv. systém referenčních svodů.
- Trojúhelníkové zapojení je kombinací tří párů bipolárních svodů.

1.4.1 Úskalí měření biologických signálů

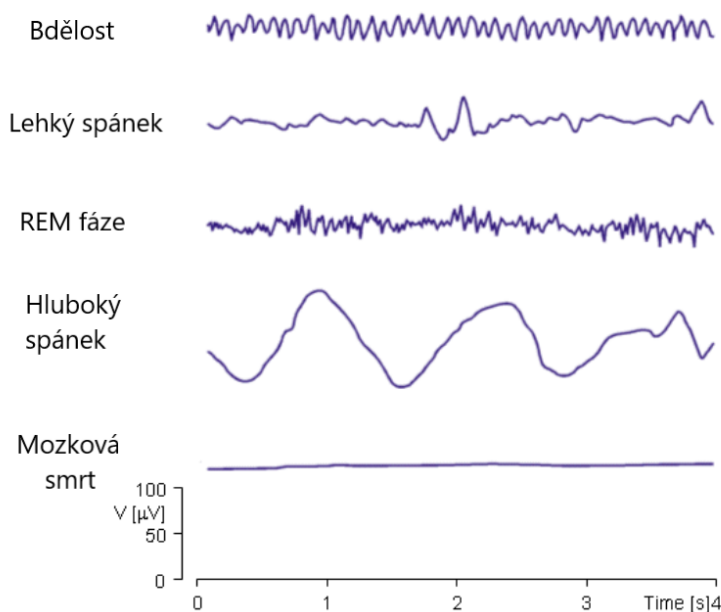
V naměřených kanálech se vyskytují tzv. artefakty. Jedná se o nežádoucí změny potenciálu o různé frekvenci a amplitudě, které se mohou zaměnit za patologické jevy, a je nutné je filtrovat. K jejich vzniku dochází v důsledku buď vlastní tělesné aktivity, nebo působením vnějších vlivů:

- biologické artefakty
srdeční tep EKG, svalová aktivita EMC, pohyby očí EOG, mrkání,

artefakty způsobené dýcháním s periodou 8 - 12 s nebo povrchové změny vodivosti na povrchu pokožky v důsledku pocení. Do této kategorie lze zařadit i roční období, které má vliv na činnost mozku.

- technologické artefakty
síťový brum, v našich podmínkách 50 Hz, elektrostatické potenciály vznikající v důsledku nízké jakosti elektrody, impulsní rušení v blízkosti motorů, šum elektronických obvodů měřicího zařízení.

V případě odfiltrování rušivých artefaktů je naopak v signálu možné pozorovat spontánní mozkový projev, s danými charakteristikami stejnými pro většinu populace (Obrázek 1.11)



Obrázek 1.11: Závislost EEG signálu na úrovni vědomí

Pro přesnější měření mozkové činnosti je možné využít invazivní metody ECoG. V tom případě se signál snímá přímo z obnažené kůry mozkové nebo jehlovými elektrodami v určitých vrstvách. Takto se docílí významně přesnějšího zaměření hledaných oblastí, či oblastí vykazujících patologické chování.

Kapitola 2

Testy srozumitelnosti

Pro orientaci v této práci a pochopení jejího smyslu je nutné uvést normu vzniklou na akademické půdě ČVUT. Konkrétně jde o výzkum probíhající na katedře měření, který předcházel publikaci této normy.

2.1 Norma ETSI TR 103 503

Cílem testů srozumitelnosti a kvality řeči je zdokonalit zvukový přenos a navrhnout takové algoritmy, které jsou schopny kvalitně rekonstruovat zvukový signál tak, aby byl optimálně reprezentován daným cílovým skupinám v kritickém prostředí. Specifické požadavky budou mít například vojáci při plnění úkolů v terénu enormně zatíženém na zvukové znečištění, letoví dispečeri, kteří jsou pod neustálým stresem koncentrováni na důležitou práci, ale i běžní uživatelé mobilních telefonů při každodenních činnostech.

Před publikováním normy bylo standardem veškeré testování provádět v laboratorním prostředí s potlačeným působením vnějších akustických vlivů. Testovalo se na zdravých subjektech v dobré fyzické i psychické kondici, kteří se soustředili čistě na samotné řešení úlohy srozumitelnosti nebo kvality řeči. Šlo tedy o podmínky, které vůbec neodpovídají reálnému prostředí.

Norma 103 503 odráží zkušenosti získané katedrou měření z výzkumu v oblasti akustických testů. A tyto testy co nejvíce přibližuje výše zmíněným reálným podmínkám, čímž je optimalizováno i samotné řešení operací s akustickým signálem.

2.1.1 Struktura konkrétního testu srozumitelnosti

() Před subjektem je umístěn monitor s reproduktorem, z kterého postupně zazníávají zašuměná a zabarvená slova, viz Tabulka 2.1, kterým není zcela jasně rozumět. Pro úpravu slov se používají například kodeky MELPe a HMMWV simulující jízdu ve vozidle hummer. Po zaznění slova se na monitoru zobrazí nabídka s možnostmi. Z této nabídky testovaný vybere tu, kterou s největší pravděpodobností slyšel. Slova v nabídce jsou zvukově velmi blízka slovu,

které zaznělo, čímž se zvyšuje náročnost úlohy. Poté, co uživatel odhlasuje, zazní další slovo a vše se opakuje.

Pro věrný obraz reálného světa je subjekt souběžně s testem srozumitelnosti vystaven paralelní psychomotorické činnosti. Nejenže tato činnost simuluje reálné podmínky, ale stává se také jakýmsi filtrem rušivých myšlenek typu: „Co mě teď čeká?“ „Večer budu konečně doma.“ „Nezapomněl jsem zapnutý sporák?“. Tyto myšlenky běžící na „psychickém pozadí“ totiž nepřímo ubírají na soustředěnosti.

Paralelní úlohy, které se v této problematice využívají, se rozřazují na tři skupiny.

- psychicky orientovaná úloha
apříklad, výpočty jednoduchých příkladů, vyhledávání informací, řešení logických úloh, paměťově zaměřené úkoly i s využitím Virtuální reality (dále VR).
- fyzicky orientovaná úloha
například: jízda na cyklistickém trenažéru, běžecký pás a jiné fyzické cviky. Může být využita VR.
- hybridní úloha
kombinující výše zmíněné principy. Jde například o automobilový simulátor, střelecký simulátor, třídění různých malých objektů, nebo opět komplexní úlohu ve VR.

tul	piš	rez	hůl	tak	les	mít	sek	ďas
hit	kole	lov	duň	sos	sál	mor	pán	dal

Tabulka 2.1: Ukázka použitých slov při testech srozumitelnosti

Každá z těchto úloh má své výhody a nevýhody. Úloha, která je využívána na katedře měření je popsána níže.

■ 2.1.2 Střelecký simulátor

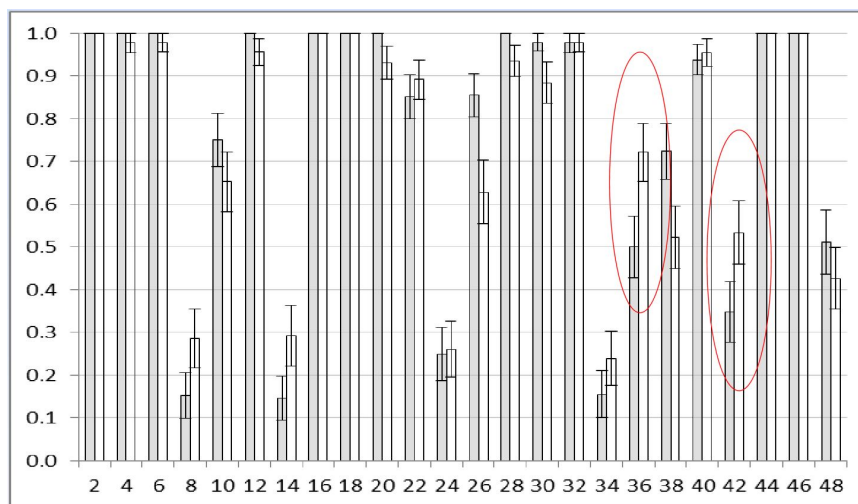
Činnosti založené pouze na úzce profilované fyzické nebo psychické zátěži mohou svým zaměřením zvýhodňovat jedince, který má dlouhodobě lépe vycvičený um pro konkrétní úlohu. Mozek sportovně založeného člověka nebude dostatečně zaměstnán při cyklistickém simulátoru, naopak může být velmi znevýhodněn při řešení matematických úloh. Ty se nakonec mohou stát překážkou, při řešení primárního úkolu. Obdobné to samozřejmě může být i naopak. Proto se jako optimální jeví využití hybridních úloh, které toto riziko minimalizují.

V případě katedry měření se jako hybridní paralelní úloha využívá střelecký simulátor. Ten je kvalitní kombinací obou úloh. Fyzická připravenost subjektu na danou disciplínu je z určité části potlačena dynamičností vlastní střelecké scény. Díky tomu, že se nejedná o pasivní střelbu na nehybný terč, je subjekt

také stále psychicky zaměstnán a držen v určité mentální připravenosti. Prostředí simulátoru je promítáno za monitor s reproduktorem a více bude popsáno níže.

2.1.3 Výsledky testů

Z Obrázku 2.1 je vidět, že existují slova u kterých byla srozumitelnost lépe odhadnuta při paralelní psychomotorické zátěži než bez ní.



Obrázek 2.1: Výsledky testů srozumitelnosti s paralelní zátěží. Svisle: úspěšnost srozumitelnosti slova, vodorovně: jednotlivé vzorky

2.1.4 Důvod použití EEG čelenky

U subjektů je potřeba vyvolat odpovědný přístup k řešení zadaného úkolu, aby se dosáhlo nejlepšího poměru kvalitních a znehodnocených dat. Proto se někdy přistupuje k finanční náhradě probandům za čas strávený testováním. Ovšem ukázalo se, že finance nejsou vždy dostatečnou motivací. Stává se tedy, že některý z probandů pouze bezmyšlenkovitě odhlasuje několikrát za sebou totožnou volbu, aniž by se více soustředil na danou činnost. Toto měření se posléze stává nevyhovující a zavádí chybu do celého experimentu. Proto se uvažuje nad myšlenkou monitorování EEG signálu ve snaze zachytit u subjektů dostatečné projevy duševního vytížení. Pokud dosáhnou požadované hladiny soustředění, budou naměřená data dále zpracována.

Kapitola 3

Vlastní Měření

3.1 Použité vybavení

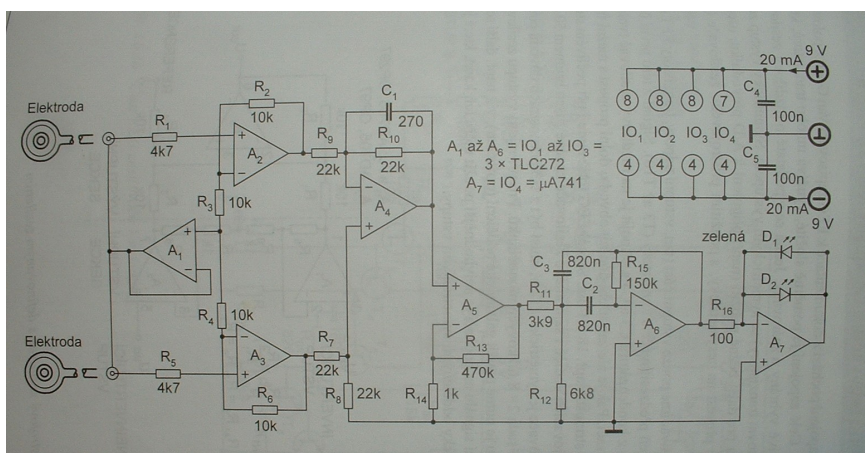
3.1.1 EEG čelenka

Neurosky MindWave mobile 2 čelenka pro měření EEG signálu (dále jen čelenka), viz Obrázek 3.1, s jednou měřicí elektrodou zapojenou na pozici F_{p1} (Obrázek 1.7) a druhou referenční elektrodou umístěnou na pozici A_1 (Obrázek 1.7). Čelenka pracuje se vzorkovací frekvencí 512 MHz. Data do externího zařízení s aplikací se posílají přes bluetooth jako asynchronní proud paketů, s minimální délkou paketu 4 Bajty a maximální 173 Bajtů. Struktura paketu vypadá následovně: *[SYNC] [SYNC] [DELKA] [DATA] [KONTROLA]*. I přes pokus kontaktovat výrobce čelenky, se nepodařilo dopátrat skutečné vnitřní zapojení obvodů a funkci senzoru či mikroprocesoru Esense, což mělo usnadnit měření i práci s daty, protože výstupem z čelenky není skutečný signál v μV . Vlivem vnitřního zpracování signálu čelenka poskytuje surová data jako „bezrozměrné“ hodnoty, které lze porovnávat pouze mezi sebou. Čelenka během měření automaticky nahlásí příp. problém s kontaktem elektrody a pokožce. Nicméně, hlavním důvodem použití této čelenky je bezesporu její jednoduchá instalace bez nutnosti nanesení vodivostní pasty. Tato pasta představuje neprůchozí problém pro většinu subjektů.



Obrázek 3.1: Čelenka pro měření EEG, Neurosky mobile mindWave2

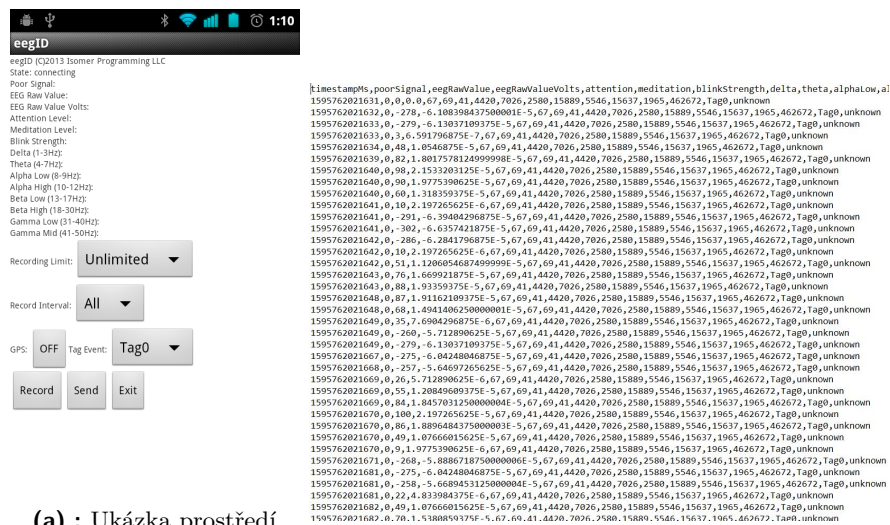
Z průzkumu zapojení obdobných zařízení by se mohlo v principu jednat o podobné schéma jako na Obrázku 3.2, a to při vhodném doplnění obvodu o součástky pro měření ostatních frekvenčních pásem a po připojení komunikačních periferií.



Obrázek 3.2: Schéma vnitřního zapojení Alfa detektoru, [8]

3.1.2 Software pro sběr dat

Pro sběr dat z čelenky byl použit software eegID (Obrázek 3.3), volně distribuován na stránkách výrobce NeuroSky. Tento software jako jediný umožňoval přístup přímo k surovým datům z čelenky. Konkrétně byla data ukládána jako soubor *.csv*. Avšak aplikace neumožňuje vizuální zobrazení signálu během měření.



(a) : Ukázka prostředí aplikace eegID

(b) : Ukázka přijatých surových dat

Obrázek 3.3: Aplikace eegID

3.2 Měřicí protokol

Pro správné sestavení měřicího protokolu je nutné dostatečně obsáhnout metodiku a úskalí měření EEG signálu. Je třeba sestavit směrodatné úlohy, které mezi sebou bude možné porovnat na základě parametru EEG signálu a jeho frekvencí.

Protokol, jeho délka a rozložení, stejně tak postup měření, je v souladu s literaturou zabírající se danou problematikou např., [2]

Pro sestavení měřicího protokolu je třeba rozebrat školní test srozumitelnosti na dílčí úlohy a doplnit je o krajní úlohy, které budou sloužit jako reference pro vzájemné porovnání. Experiment se tedy sestává ze šesti 3-4 min trvajících úloh. Dvě úlohy byly přidány až během měření pro optimalizaci zpracování výsledků. Jednotlivé úkoly jsou navrženy tak, aby bylo možné změnit EEG rytmy vždy v jasně daných fázích školního experimentu. Porovnáním naměřených dat mezi sebou by v optimální situaci mělo přinést rozhodnutí, zdali je možné prohlásit, jestli se subjekt soustředil nebo ne. Měřicí protokol byl tedy složen z následujících úloh:

- definice klidové polohy
sed na pevné židli tak, aby se celé chodidlo dotýkalo podložky, lýtko vůči stehnu dané nohy je přibližně v pravém úhlu, obě ruce jsou položeny na kolenou, záda jsou vzpřímeně opřena o opěradlo.
- klidové měření se zavřenýma očima
subjekt sedí v klidové poloze, plynule dýchá a snaží se o naprostý klid s volně plynoucími myšlenkami. Důležité je, aby se vyvaroval jakékoliv nežádoucí svalové aktivity, např. pohybů očí, byť za zavřenými víčky,

mluvy, polykání, pohybů jazykem, hlubokých nádechů, poklepávání nohou... Subjekt takto sedí po čtyři minuty.

- klidové měření s otevřenýma očima
subjekt je opět v klidové poloze. Jeho oči jsou otevřeny a fixovány tzv. záměrným bodem (viz níže). Ruka, kterou bude ovládat hlasovací zařízení, je volně položena na stole před ním. V tomto stavu probíhá měření po čtyři minuty.
- klidový stav s jedním otevřeným okem
stejný průběh jako výše, s tím rozdílem, že na fixační bod je zaměřeno pouze jedno oko, které proband nezavírá při střelbě.
- test srozumitelnosti
subjekt je v klidové pozici před monitorem a reproduktorem. Z reproduktoru je přehrávána sekvence zašumělých slov (Tabulka 2.1), kterým není zcela dobře rozumět.

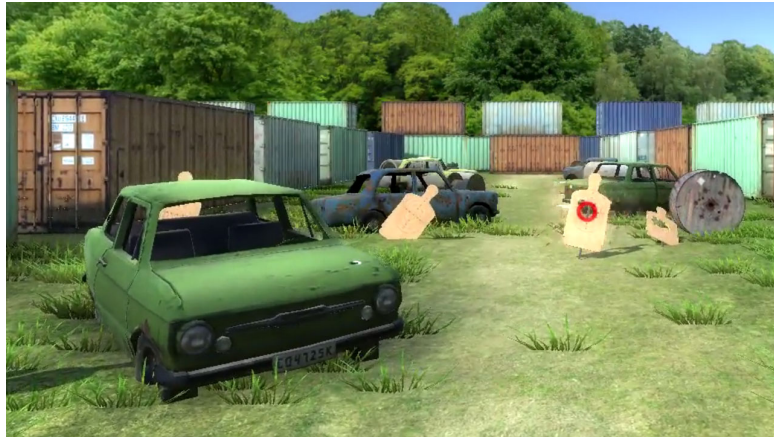
Po každém přehraném slově se na monitoru zobrazí výběr pěti slov. Všechny se zvukově podobají přehranému slovu, ale správné je jen jedno.

- a) subjekt má za úkol pomocí hlasovací klávesnice zvolit od 1 do 5 odpovídající slovo, které s největší pravděpodobností slyšel. Po signálu následuje pětivteřinový interval, během kterého je nutné hlasovat. Poté následuje další slovo.
- b) Subjekt hlasuje přímo na tabletu, na kterém mu jsou zobrazovány možnosti.

toto cvičení trvá 3 min.

- střelecký simulátor - paralelní zátěž
testovaný je nyní vybaven znehodnocenou maketou pistole (dále jen maketou). Maketa je osazena ultrafialovým laserem, který je aktivován po každém stlačení spouště.
 - a) na plochu za monitorem je promítán obraz virtuální střelnice (Obrázek 3.4) s dřevěnými terči. Celý obraz je snímán kamerou schopnou zaznamenat infračervený paprsek. Po stisknutí spouště je střelci reprezentováno místo zásahu červeným kroužkem, a to za pomoci porovnání místa odrazu paprsku s vysílaným obrazem. Prostředí reaguje na platné zásahy (bodově ohodnocený zásah terče) a naopak neplatné zásahy (zásah kamkoliv jinam na obraze, než do místa terče) nijak nehodnotí. Úkolem probandu je v klidové poloze trefit co nejvíce terčů, příp. se o to alespoň pokusit.
 - b) dřevěné terče nahradili létající objekty. Dynamika tedy nebyla změněna (Obrázek 3.5).

Toto cvičení trvá 3 min.



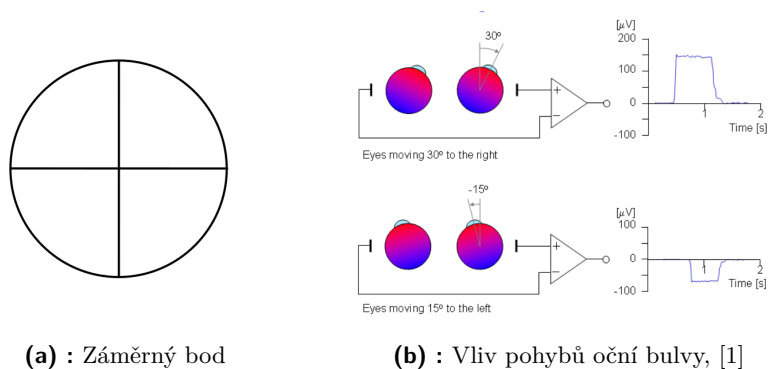
Obrázek 3.4: Ukázka prostředí stříleckého simulátoru *a*, s viditelným zásahem.



Obrázek 3.5: Ukázka prostředí stříleckého simulátoru *b*, se subjektem s nasazenou čelenkou.

- test srozumitelnosti s paralelní zátěží
spojení obou výše popsaných úloh. Subjekt sedící v klidové poloze před monitorem je nyní vystaven další situaci, kterou musí řešit společně s testem srozumitelnosti. Po celou dobu přehrávání slov se snaží o co nejlepší střílecký výsledek. Střílet přestává pouze ve chvíli, kdy hlasuje pomocí hlasovacího zařízení.

Záměrný bod (Obrázek 3.6) slouží především k fixaci oční bulvy. Ta je jedním z hlavních zdrojů artefaktů, protože vlivem jejího pohybu dochází ke skokovým změnám potenciálu, respektive oční sítnice mění svůj odpor.



(a) : Záměrný bod

(b) : Vliv pohybů oční bulvy, [1]

Obrázek 3.6: Fixace oka

Celé měření muselo splňovat následující požadavky:

- vybraná testovaná skupina by měla být věkově rozmanitá, s členy staršími 15 let, protože teprve EEG signál 15letého dítěte se dostatečně podobá signálu dospělé osoby. Ve skupině by měly být rovnoměrně zastoupeny obě pohlaví.
- jednotlivé úlohy je nutné provádět u každého subjektu v rozličném pořadí (Tabulka 3.1) a (Tabulka 3.2). To proto, aby se zamezilo případnému vlivu driftu hodnot měřícího přístroje, který by mohl být vykládán jinak než jako rušivý element. Do každé z těchto tabulek byly také časově zaznamenávány různé anomálie, které se z naměřeného průběhu odstranily, například ztráta koncentrace z důvodu dotazování se k průběhu měření, přílišné zívání apod.
- bylo důležité důkladně seznámit figuranty s tím, jak bude měření vypadat, co mají dělat, resp. čeho se mají vyvarovat. I tím se docílilo potlačení některých artefaktů.
- dostatečný důraz byl kladen na správné nakonektování elektrody u každého probandu na pozici F_{p1} , případně na místo, kde nebyla vidět céva, nebo na takové místo, které vzhledem k tvaru hlavy umožňovala konstrukce čelenky.
- protože při měření mohlo kdykoliv dojít k výpadku signálu ztrátou kontaktu elektrody, bluetooth signálu nebo vybitím baterie, nebylo měřeno nepřetržitě od příchodu probanda, ale v jednotlivých epochách rozdělených podle úloh.
- změřeno bylo celkem 41 subjektů, ovšem ne všechna data byla využitelná.

Subjekt č.	Pohlaví	Věk [let]	Úloha			
			Klid. Stav	Slova	Střelba	Kombinace
S1	žena	<20	4	2	3	1
S2	muž	<20	4	2	3	1
S3	žena	>40	4	2	3	1
S4	muž	>40	4	2	3	1
S5	muž	<20	4	2	3	1
S6	muž	<20	2	5	3	1
S7	muž	<20	3	5	2	1
S8	žena	<20	3	4	2	1
S9	žena	<20	5	2	3	1
S10	žena	<20	5	2	3	1
S11	muž	>20	4	2	3	1
S12	žena	>20	2	4	3	1
S13	žena	>20	3	2	4	1
S14	žena	<20	1	4	2	3
S15	muž	>20	1	4	2	3

Tabulka 3.1: Tabulka pořadí jednotlivých úloh daných subjektů - TEST

Subjekt č.	Pohlaví	Věk [let]	Úloha				
			Klid. Stav	Zavřené oči	Slova	Střelba	Obojí
S1	muž	>20	2	5	3	4	1
S2	žena	>40	5	2	3	1	4
S3	muž	>20	4	2	5	3	1
S4	žena	>20	1	3	2	4	5
S5	žena	>20	3	5	1	2	4
S6	žena	>20	2	1	4	5	3
S7	žena	>20	3	4	1	2	5
S8	muž	>40	1	4	3	5	2
S9	muž	>20	4	2	5	1	3
S10	muž	>20	4	1	2	3	5
S11	žena	>20	5	2	3	4	1
S12	muž	>20	1	2	3	4	5
S13	žena	>20	1	2	3	4	5
S14	žena	>20	1	3	5	4	2
S15	muž	>20	2	4	3	1	5
S16	muž	>20	2	4	5	1	3
S17	muž	>20	5	3	1	2	4
S18	žena	>20	4	1	2	5	3
S19	žena	>20	4	3	2	5	1
S20	žena	>20	1	5	2	4	3
S21	muž	>20	1	1	5	2	4
S22	muž	>20	2	2	1	5	3
S23	žena	>20	5	5	1	3	2
S24	muž	>20	3	3	2	1	4
S25	žena	>20	5	5	4	3	2
S26	muž	>20	5	5	3	2	1

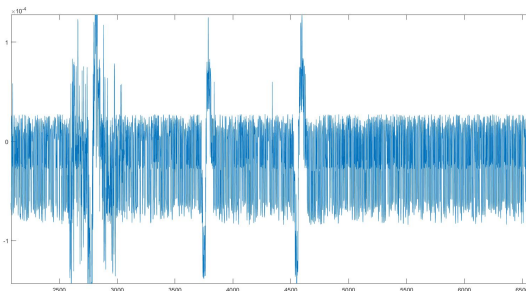
Tabulka 3.2: Pořadí úloh v 2. běhu měření

Kapitola 4

Zpracování dat

Nejdříve bylo nutné projít všechna naměřená data a podle popisků u jednotlivých subjektů zredukovat anomálie během měření. Jedná se o chvíle, kdy byl subjekt vyveden z koncentrace, například promluvením, či zakašláním.

Snahou bylo také potlačit co nejvíce artefaktů (Obrázek 4.1). Navíc je na neupraveném signálu vidět, že je na celém průběhu velmi zašuměný. Tento šum se projevil u všech naměřených signálů a může být spojen s vlastnostmi měřicího zařízení.



Obrázek 4.1: Artefakt v signálu – dvě mrknutí

4.1 Postup

Protože má čelenka pouze jednu elektrodu, není možné porovnávat signály z téhož měření v různých kanálech.

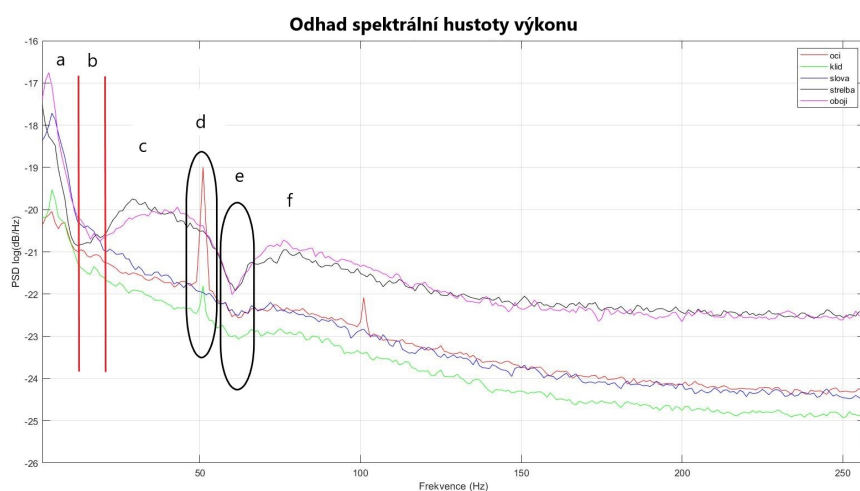
Jediná měřicí pozice F_{p1} neumožňuje zacílit elektrodu přesně nad vybranou oblast, nad kterou je očekáván signál související s koncentrací.

Proto byl zvolen následující postup vyhodnocení naměřených dat:

1. – jednotlivé signály naměřené při dílčích a krajních úlohách rozložíme na frekvenční spektra (Obrázek 4.2), zvláště pro každý subjekt.
2. – rozbořením frekvenčního spektra příslušných úloh vybereme EEG rytmy vhodné pro další zpracování.
3. – získáme střední hodnoty vybraných pásem v jednotkách daných PSD analýzou.

4. Zpracování dat

- 4. – porovnáním středních hodnot daného výkonového spektra signálu zhodnotíme duševní stav subjektů.
- 5. – využijeme statistiku k posouzení spolehlivosti získaných výsledků.
- 6. – vytvoříme škálu k posouzení míry soustředěnosti.



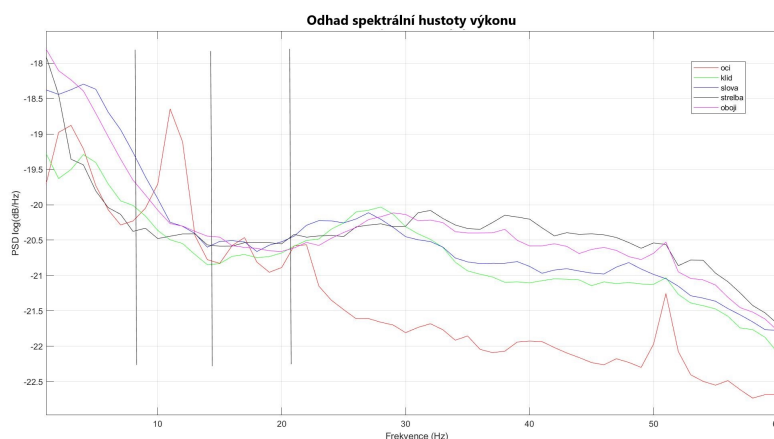
Obrázek 4.2: Vyhodnocení signálu: oblast a) rušení způsobené pohybem očí, b) použitelné nezarušené pásmo 8 až 24 Hz, c) začátek projevu svalové aktivity, zejména u úloh *střelba* a *obojí*, d) sítový brum 50 Hz, e) nejspíše projev vnitřního filtru čelenky, f) ostatní rušení, včetně EMG

4.2 Vyhodnocení pozornosti Alfa pásmo

K vyhodnocení samotné koncentrace nás budou zajímat dvě základní úlohy, a to *klidové měření s otevřenými očima* a *test srozumitelnosti*. Tyto dvě úlohy vzájemně porovnáme na základě výkonového spektra jednotlivých signálů.

Na Obrázku 4.3 je možné vidět spektra signálů jednoho probandu. Obrázek opět obsahuje všechny úlohy, aby bylo možné učinit optimální výběr sledovaných pásem. Je nutné se nejdříve podívat na všechny takovéto grafy probandů zvlášť a vyfiltrovat ty, které jsou intenzivně zarušeny a mohly by znehodnotit celý vzorek. Zde je nutné podotknout, že soustředěnost probandů na daný úkol byla hodnocena nejen subjektivně během celého testu, ale i objektivně na základě výsledků z odhlasovaných slov viz Obrázek

Z naměřeného počtu 41 probandů se použilo 38.



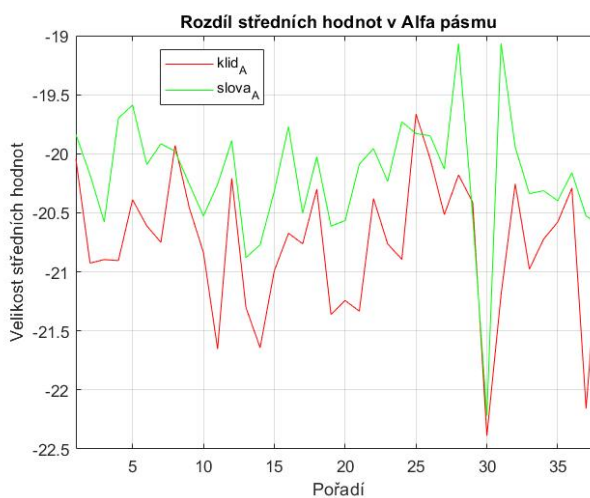
Obrázek 4.3: Frekvенční spektrum jednoho z probandů s vyznačenými vhodnými pásmy

Vybrány byly Alfa a Beta vlny. Oba tyto rytmy můžeme v určitých případech pozorovat při koncentraci. Přesně jsme vybrali dvě oblasti a to: 8-13 Hz a 14-24 Hz. S frekvencí bychom se měli držet pouze v těchto pásmech, protože na nižších, stejně jako na vyšších, frekvencích dochází k narušení signálu a ztratili bychom tak vypovídající hodnotu. Na vyšších frekvencích do 50 Hz se nejvíce projevila svalová aktivita. Kdybychom posuzovali tuto oblast nebylo by možné hovořit o analýze EEG signálu.

Nyní vypočítáme střední hodnoty těchto pásem pro signál *klid* a *slova*.

Tento postup zopakujeme pro všechny probandy.

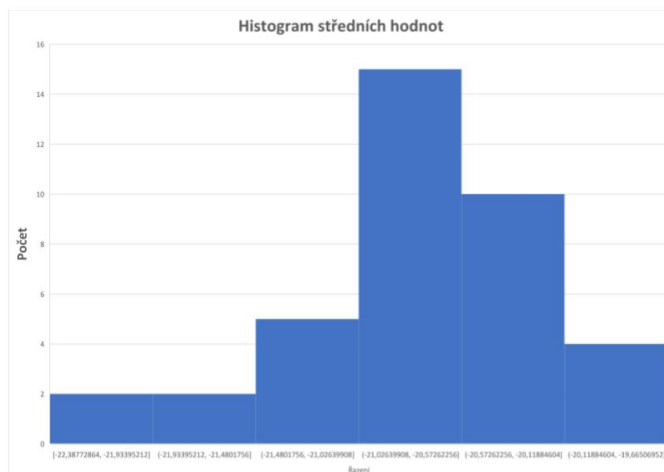
Pro Alfa (Obrázek 4.4) pásmo můžeme rozdíl středních hodnot modelovat následujícím grafem. Z něho je patrné, že u dvou subjektů jsou hodnoty pro klidový signál vyšší, než hodnoty při kterých by se měl soustředit, tedy jinak než je očekáváno. Dále je u 30. subjektu zaznamenána skutečně nízká hodnota obou signálů.



Obrázek 4.4: Zobrazení rozdílu směrodatných odchylek v Alfa pásmu

4.2.1 Statistická Analýza

Nejprve se musíme podívat, jak daná data vypadají a co o nich víme. Pro každého probanda máme dvě hodnoty. To znamená, že hledáme párový test. Nejsme si jisti, zdali se jedná o normální rozdělení (Obrázek 4.5), budeme vybírat z neparametrických testů, které při výpočtu používají medián.



Obrázek 4.5: Histogram spočítaných směrodatných odchylek

Naším potřebám odpovídá neparametrický, oboustranný, párový Wilcoxonův test, nicméně vzhledem k rozdělení, které by jak se zdá nemuselo splňovat podmínku symetričnosti, ověříme si výsledek i neparametrickým, párovým, znaménkovým testem, který nevyžaduje podmínku symetričnosti rozdělení.

Nyní můžeme formulovat nulovou hypotézu H_0 . Veličiny X a Y mají shodné rozdělení. A tedy nelze rozlišit klidový stav od soustředěnosti.

Nulovou hypotézu budeme testovat na hladině významnosti 5%, tedy výsledek testu porovnáme s hodnotou 0.05.

Výpočet obou testů provedeme v matlabu viz kód (Obrázek 4.8). Nejdříve uvedeme hodnotu pro Wilcoxonův test (Rovnice 4.1), následně pro znaménkový test (Rovnice 4.2)

$$p = 7.3695e - 06 < 0.05 \quad (4.1)$$

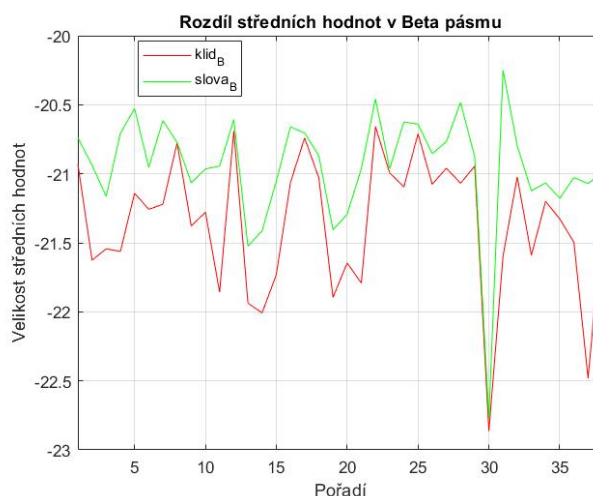
$$p = 6.6779e - 08 < 0.05 \quad (4.2)$$

Oba testy skončili stejným výsledkem, hodnoty jsou menší než 0.05. Nulovou hypotézu H_0 zamítáme. Dané výběry jsou statisticky významně vzdáleny a je možné hovořit o rozlišení klidového stavu, oproti stavu mentální vytíženosti.

4.3 Vyhodnocení pozornosti Beta pásmo

Stejný postup jako výše provedeme také pro Beta pásmo. Graf průběhu středních hodnot je nyní následující (Obrázek 4.6), je vidět že je velmi

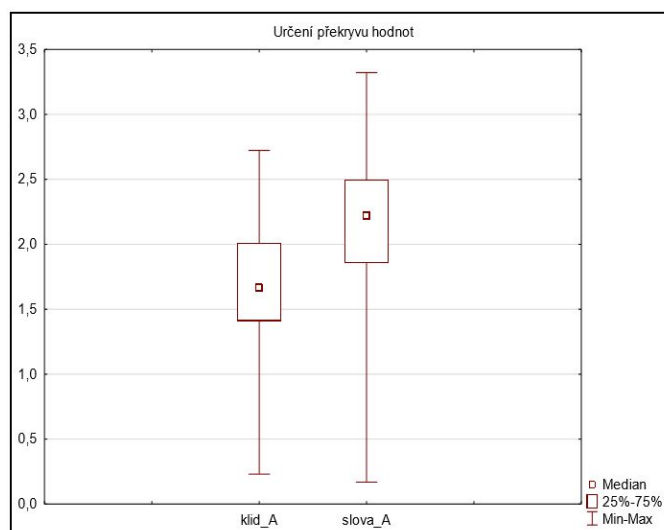
podobný, extrémní výkyvy se dokonce ještě prohloubily, zbylé hodnoty jsou si naopak blíže.



Obrázek 4.6: Zobrazení rozdílu směrodatných odchylek v Beta pásnu

Po provedení testů jsme dostali hodnoty $p = 2.8965e - 05 < 0.05$ a $7.2760e - 12 < 0.05$. Opět stejně jako předtím nulovou Hypotézu H_0 zamítáme.

Nyní se blíže podíváme, jaké jsou možnosti odhadnutí míry psychické vytíženosti subjektu. K tomu nám nejlépe poslouží krabicový graf (Obrázek 4.7). Pro lepší manipulaci s daty jsem všechny střední hodnoty pro klidové měření a měření s testem srozumitelnosti seřadil a vybral nejmenší prvek, ten jsem v absolutní hodnotě přičetl ke všem ostatním. Křivku jsem tak pouze posunul do kladné hladiny.



Obrázek 4.7: Porovnání překryvu středních hodnot v klidu a při testu srozumitelnosti

Z tohoto grafu je jasně patrné překrytí hodnot, dokonce i samotných těl krabic, které úplně znemožní pokusy o určení míry koncentrace subjektu nebo alespoň rozpoznání jeho stavu. Samotné střední hodnoty jsou sice významně rozdílné, ale také jsou natolik rozkolísané, že není možné určit pásmo pro predikci stavu.

```
clear
clc
win = 512;
nvr = 256;
% figure(2)
%-----
s1_oci = csvread('elis_oci.mat');
s1_klid = csvread('elis_klid.mat');
s1_slova = csvread('elis_slova.mat');
s1_strelba = csvread('elis_strelba.mat');
s1_oboji = csvread('elis_oboji.mat');
%-----
plot(log(pwelch(s1_oci, win, nvr)), 'r', 'DisplayName', 'oci');
ylabel('PSD log(dB/Hz)'); xlabel('Frekvence (Hz)');
title(['Odhad spektrální hustoty výkonu']);
xlim([1 257])
grid on;
hold on
% [pxx,f] = log(pwelch(s1_oci, win, nvr, 1000, 1000)) %; 'r', 'DisplayName', 'zavreny')
% plot(log(pxx)
format long
plot(log(pwelch(s1_klid, win, nvr)), 'g', 'DisplayName', 'klid') % 6000
plot(log(pwelch(s1_slova, win, nvr)), 'b', 'DisplayName', 'slova')
plot(log(pwelch(s1_strelba, win, nvr)), 'k', 'DisplayName', 'strelba')
plot(log(pwelch(s1_oboji, win, nvr)), 'm', 'DisplayName', 'oboji')
p = signtest(klid_B, slova_B)
p = ranksum(klid_B, slova_B)
```

Obrázek 4.8: Úkazká kódu s danými statistickými testy na posledních dvou řádcích



Kapitola 5

Závěr

EEG senzor Esense respektive cele zařízení mindwave je nejspíše optimalizováno pro měření Alfa vln, neboť ty zcela zaručeně bylo možno pozorovat přesně ve fyziologicky daných stavech. Musíme si uvědomit, že EEG signál prezentuje úroveň excitace vždy celých skupin neuronů a ne jednotlivých buněk, protože mezibuněčný prostor je protékán proudy, které vznikají současně v tisících neuronech. Proto je pro věrné zobrazení mozkové aktivity, nutné snímat mozek co nejvíce elektrodami. Což v našem případě, jak již bylo zmíněno, není možné. Jako možnou alternativou jak se zkusit vyhnout tak velkému ovlivnění signálu je otočit čelenku směrem dozadu a měřit signál na pozici P_3 .



Literatura

- [1] Download Mendeley Desktop | Mendeley.
URL <https://www.mendeley.com/download-desktop-new/{#}download>
- [2] Faber, J.: QEEG Korelace EEG analýzy s psychologickými testy, Nakladatelství UK 2005, ISBN:80-246-1147-3.
- [3] Holub, J.: poster *DoDBIO*₂019, ČVUT FEL Katedra měření 2019.
- [4] Krajča, V., Mohylová, J.: číslicové zpracování neurofyziologických signálů, ČVUT-FBMI 2011, ISBN:978-80-01-04721-7.
- [5] Semmlow, J.L., Griffel, B.: Biosignal and medical image processing, CRC Press 2014, ISBN:978-1-4665-6736-8.
- [6] SIGNÁLY MOZKU I • elektroencefalogram EEG. Technická zpráva.
- [7] Svatoš, J.: Biologické signály, ČVUT Praha 1998, ISBN:80-01-01822-9.
- [8] Valečko, Z., a kol.: BIOelektronika v amatérské praxi, BEN Praha 2005, str. 69, ISBN: 80-7300-122-5.
- [9] Signálů, Z. E.: FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING. Technická zpráva.