

**SLOVENSKÁ TECHNICKÁ UNIVERZITA  
V BRATISLAVE  
FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A INFORMATIKY**

Evidenčné číslo: FEI-104376-6058

**SNÍMANIE A SPRACOVANIE EEG SIGNÁLOV MOZGU  
PRE ÚČELY VYUŽITIA V SYSTÉMOCH HMI  
DIPLOMOVÁ PRÁCA**

**Bratislava 2017**

**Bc. Matej Ondrášik**

**SLOVENSKÁ TECHNICKÁ UNIVERZITA  
V BRATISLAVE  
FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A INFORMATIKY**

Evidenčné číslo: FEI-104376-6058

**SNÍMANIE A SPRACOVANIE EEG SIGNÁLOV MOZGU  
PRE ÚČELY VYUŽITIA V SYSTÉMOCH HMI**

**DIPLOMOVÁ PRÁCA**

Študijný program:	Robotika a kybernetika
Študijný odbor:	9.2.7 Kybernetika
Školiace pracovisko:	Ústav robotiky a kybernetiky
Vedúci záverečnej práce/školiťel:	prof. Ing. Peter Hubinský, PhD.

**Bratislava 2017**

**Bc. Matej Ondrášik**



## ZADANIE DIPLOMOVEJ PRÁCE

Študent: **Bc. Matej Ondrášik**  
ID študenta: 6058  
Študijný program: robotika a kybernetika  
Študijný odbor: 9.2.7. kybernetika  
Vedúci práce: prof. Ing. Peter Hubinský, PhD.  
Miesto vypracovania: Ústav robotiky a kybernetiky

Názov práce: **Snímanie a spracovanie EEG signálov mozgu pre účely využitia v systémoch HMI**

Jazyk, v ktorom sa práca vypracuje: slovenský jazyk

### Špecifikácia zadania:

EEG signály mozgu operátora mobilného robota je možné použiť na jeho ovládanie. Úlohou diplomanta je naštudovať problematiku snímania a spracovania EEG signálov mozgu pre účely ich využitia v systémoch HMI pre ovládanie robotov a implementovať vybrané riešenia na reálnom systéme mobilného robota.

#### Úlohy:

1. Vypracujte prehľad o aktuálnom stave v danej problematike a o dostupných HW a SW platformách, ktoré je možné využiť pre akademické účely
2. Otestujte vhodnosť vybranej platformy pre daný účel a posúďte jej schopnosť správne rozpoznať a reagovať na pokyny operátora v jednoduchej aplikácii realizovanej na osobnom počítači
3. Získané poznatky využite pri návrhu systému pre ovládanie vybraných funkcií mobilného robotického systému

Riešenie zadania práce od: 15. 02. 2016

Dátum odovzdania práce: 19. 05. 2017

**Bc. Matej Ondrášik**  
študent

**prof. Ing. Ján Murgaš, PhD.**  
vedúci pracoviska

**prof. Ing. Ján Murgaš, PhD.**  
garant študijného programu

## ANOTÁCIA DIPLOMOVEJ PRÁCE

Slovenská technická univerzita v Bratislave  
FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A INFORMATIKY

Študijný odbor: 9.2.7 Kybernetika

Študijný program: Robotika a kybernetika

Autor: Bc. Matej Ondrášik

Diplomová práca: Snímanie a spracovanie EEG signálov mozgu pre účely využitia v systémoch HMI

Vedúci diplomovej práce: prof. Ing. Peter Hubinský, PhD.

Mesiac, rok odovzdania: Máj, 2017

Kľúčové slová: EEG, HMI, OpenBCI, Processing, SSVEP

Cieľom diplomovej práce bolo poskytnutie literárneho prehľadu aktuálneho stavu k problematike snímania EEG signálov a ich prípadného využitia v HMI systémoch. V posledných rokoch sa tejto problematike venuje viacero vedeckých tímov s cieľom pomôcť pacientom s pohybovými problémami. Keďže využitie robotiky v medicínskej oblasti ma veľmi zaujíma, skúsil som využiť časť poznatkov o signáloch v mozgu pre účely HMI.

V experimentálnej časti práce som skúsil implementovať vybranú platformu, OpenBCI, na rozpoznávanie pokynov operátora na pohyb štvorca po obrazovke pre účely tréningu odozvy mozgu na podnety. Následne som rozpoznávanie príkazov implementoval pre ovládanie pohybu autíčka. Ovládanie sa realizovalo pomocou mozgových vĺn, ktoré boli snímané pomocou elektród umiestnených na plastovej prilbe. Na písanie programu som využil jazyk Processing založený na Jave. Výsledkom pokusov bolo úspešné ovládanie pohybu štvorca na obrazovke počítača a taktiež realizovaný pokus s ovládaním pohybu autíčka.

## **MASTER THESIS ABSTRACT**

Slovak University of Technology in Bratislava  
FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND INFORMATION  
TECHNOLOGY

Branch of Study: 9.2.7 Cybernetics

Study Programme: Robotics and Cybernetics

Author: Bc. Matej Ondrášik

Master Thesis: EEG capture and processing for use in HMI systems

Supervisor: prof. Ing. Peter Hubinský, PhD.

Year, Month: 2017, May

Keywords: EEG, HMI, OpenBCI, processing, SSVEP

The aim of the thesis was to provide a literary overview of the current state of the EEG signal scanning and their possible use in HMI systems. In recent years, this issue has been addressed by several scientific teams to help patients with movement problems. Since the use of robotics in the medical field is very interesting, I have tried to use some of the knowledge about signals in the brain for HMI purposes.

In the experimental part, I attempted to implement the selected platform, OpenBCI, to identify the operator's instructions for moving the square across the screen for the purposes of training the brain response to stimuli. Consequently, I have implemented command recognition for controlling the movement of a car. The control was performed using brain waves that were sensed by the electrodes placed on the plastic helmet. I used the Java Processing language to write the program. As a result, attempts to control the movement of the square on the computer screen were also successful, as well as an attempt to control the movement of the car.

# Obsah

## Zoznam použitých skratiek

<b>Úvod</b>	<b>1</b>
<b>1 Všeobecný prehľad</b>	<b>2</b>
1.1 História .....	2
1.2 Charakteristika EEG .....	3
1.3 BCI systémy .....	5
1.4 Rozdelenie BCI systémov .....	6
1.5 Architektúra BCI systému .....	7
1.6 HMI – Rozhranie medzi človekom a strojom .....	8
1.7 Komerčné zariadenia .....	9
1.8 OpenBCI systém .....	10
1.9 Spracovanie a analýza signálu .....	11
<b>2 Umelá neurónová sieť</b>	<b>14</b>
2.1 Dopredné siete .....	16
2.2 Backpropagation – učenie sa so spätným šírením chýb .....	17
<b>3 Prehľad využitia EEG v systémoch HMI</b>	<b>18</b>
<b>4 Využitie EEG a umelej neurónovej siete v biomedicínskych aplikáciách</b>	<b>23</b>
<b>5 Praktická časť</b>	<b>25</b>
5.1 Hardvér .....	25
5.2 Softvér .....	27
5.3 Implementácia .....	29
<b>Záver</b>	<b>33</b>
<b>Referencie</b>	<b>34</b>
<b>Prílohy</b>	<b>37</b>
Príloha A: Technická dokumentácia .....	37

Príloha B:	Používateľská príručka .....	49
------------	------------------------------	----

# **Zoznam použitých skratiek**

EEG	Elektroencefalogram
HMI	Human Machine Interface (rozhranie medzi strojom a človekom)
BCI	Brain computer interface
SMR	Senzor- motorické rytmy
ErrP	Chybové potenciály
SSVEP	Steady state visually evoked potential (ustálený stav vizuálne vyvolaný potenciálom)



# Úvod

S masívnym rozvojom robotiky vznikla potreba vzájomnej interakcie človeka a stroja. Stále sa hľadajú nové spôsoby ako by takáto interakcia mohla prebiehať. Jednou z možností je ovládanie stroja pomocou mozgovej aktivity. Tieto snahy sa začali rozvíjať hlavne v oblasti medicíny, kde je nutná pomoc ochrnutým pacientom, tak aby mohli interagovať s prostredím pomocou mozgovej aktivity alebo myšlienok.

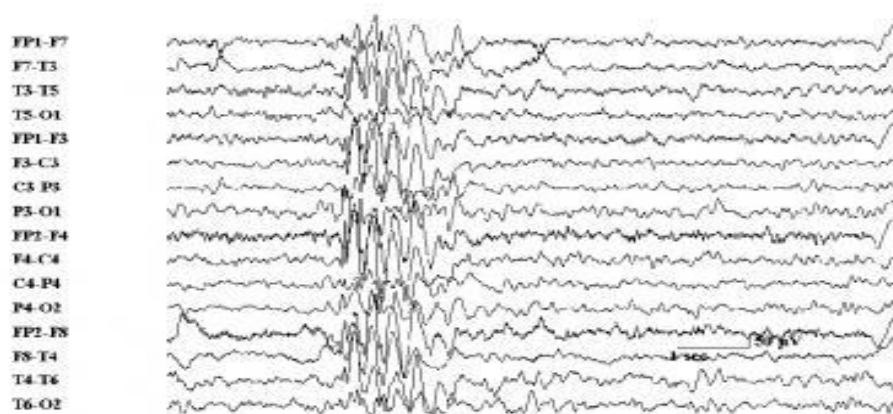
V praxi sa táto metóda zatiaľ vo veľkej miere nevyužíva, keďže celá problematika je zatiaľ v štádiu skúmania a nie je spoľahlivá natoľko, aby ju bolo možné masovo využívať. Ale aj v tomto smere sa veda posúva míľovými krokmi a už dnes pozorujeme značné prínosy z výskumu mozgu, ako takého a pomocou postupného chápania jeho signálov sme pomaly schopní vyvíjať nové aplikácie. Akými sú napríklad umelé videnie alebo umelý sluch, kedy je pacientovi implantovaný čip do mozgovej kôry, kde dnes už vieme jednotlivé elektródy napojiť na úrovni jednotlivých neurónov. Ak vieme posielat' správne signály do mozgu, tak vieme zatiaľ aspoň čiastočne pacientovi prinavrátiť sluch alebo zrak.

Tato problematika ma fascinuje, tak som sa v rámci diplomovej práce rozhodol skúsiť časť týchto poznatkov implementovať v rámci HMI.

# 1 Všeobecný prehľad

## 1.1 História

V roku 1924 Hans Berger objavil elektrickú aktivitu ľudského mozgu a vyvinul elektroencefalogram (EEG). Prístroj EEG signály (elektrické prúdy) mnohonásobne zosilní a prevedie ich na grafické znázornenie – krivky, obr.1. Tvar a charakter krivky je priamo závislý na aktuálnej aktivite mozgu, vid' tab.1. Iné sú krivky počas spánku a iné počas bdenia. Aktuálna mozgová aktivita závisí na práve vykonávanej činnosti [1].

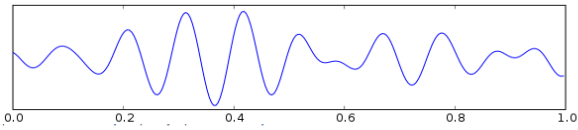
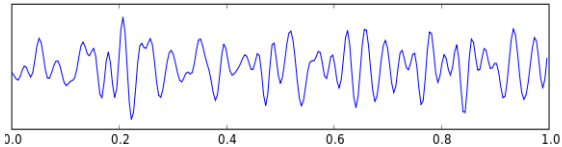
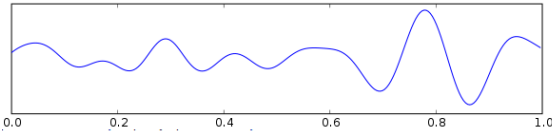
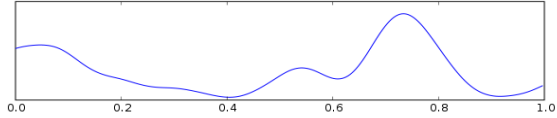


**Obr. 1** Záznam EEG [1]

Ďalší pokrok vo výskume aktivity mozgu nasledoval roku 1969, keď Eberhard E. Fetz ukázal, že opice dokážu ovládať pohyblivé elektrické rameno pomocou neurónovej aktivity mozgu. V rámci využitia tejto technológie pre účely HMI, bol dôležitý objav neurológa Nielsa Birbaumera, ktorý zistil, že niektoré elektromagnetické vlny mozgovej aktivity môžu subjekty do určitej miery ovládať vôľou.

Poznatky N.Birbaumera využil José del Millán, zo švajčiarskeho ústavu pre umelú inteligenciu, kde vyvinul systém, ktorý sa riadi zmenami zaznamenanými ôsmimi elektródami pripevnenými k hlave subjektu [1].

**Tab.1** Základné typy rytmov EEG [2]

Typ rytmu	Graf	Podmienky prítomnosti
Alfa		Bdenie, zavreté oči
Beta		Bdenie, motorický pokoj
Theta		Bdenie, vzrušenie alebo stres
Delta		Ospalosť

## 1.2 Charakteristika EEG

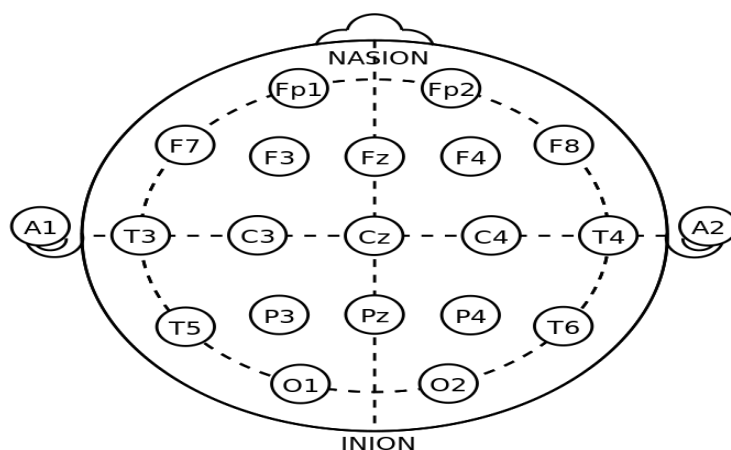
EEG predstavuje časový záznam zmeny polarizácie neurónov v centrálnej nervovej sústave. Dôležitým je predovšetkým aktivita povrchových štruktúr a amplitúda potenciálov z povrchu kože lebky v desiatkach  $\mu\text{V}$ . Zdroj EEG predstavuje hlavne excitačný a inhibičný postsynaptický potenciál.

Predpokladom synchronizované aktivity EEG sú akčné potenciály, hromadné excitačné postsynaptické potenciály na kôrových neurónoch. Podstatou synchronizácie aktivity je synchronizovaný výboj tamických jadier a následná zmena membránového potenciálu, pričom prechádzajúca informácia vyvolá aktiváciu napäťových vápnikových ( $\text{Ca}^{2+}$ ) kanálov. Zmena membránového potenciálu vstupom vápnikového katiónu spôsobí aktiváciu ďalších  $\text{Ca}^{2+}$  kanálov, čo vedie k činnosti talamických neurónov a hyperpolarizácii membrán, ktorá je opäť obnovená spôsobeným tokom draslíka. Membránový potenciál talamických jadier blízky prahu, je udržiavaný cholinergným vstupom katiónov z mozgového kmeňa a predného mozgu, čo umožňuje prevod senzorických informácií do mozgovej kôry v bdelom stave.

Technicky sa pri zázname EEG porovnávajú potenciály dvoch bodov na koži lebky, a to bipolárny a unipolárny záznam. Bipolárny záznam predstavuje rozdiel elektrického potenciálu medzi aktívnym bodom mozgovej hmoty k bodu s nulovým potenciálom, čo je unipolárny záznam [3].

EEG elektródy sú umiestnené na kožu hlavy (obr.2) a merajú zmeny v postsynaptických potenciáloch neurónov v mozgovej kôre.

Označenie elektród: A= Ear lobe; C= Central; P= Parietal; F= Frontal; O= Occipital; T= Temporal, nepárne čísla zodpovedajú umiestneniu elektród nad ľavou mozgovou hemisférou a párne čísla elektródam nad pravou hemisférou. Postsynaptický potenciál je vytvorený kombináciou inhibičných a excitačných potenciálov lokalizovaných v dendritoch. Tieto potenciály sú vytvorené v oblasti lokálnej depolarizácie alebo polarizácie, pričom nasledujú zmeny vo vodivosti membrány pri uvoľnení neurotransmitera. Každá elektróda má štandardnú senzitivitu  $7 \mu\text{V/mm}$  [2].



**Obr. 2** Rozmiestnenie elektród na povrchu hlavy, systém 10-20 [2]

Mozog na komunikáciu využíva elektrické impulzy. Na pochopenie, čo tieto impulzy znamenajú je potrebné zariadenie, ktoré je schopné nahrávať mozgovú aktivitu. Najčastejšie sa používajú zariadenia ako elektroencefalogram (EEG), funkčná magnetická zobrazovacia rezonancia (fMRI), magnetoencefalografia (MEG).

Keď sú údaje z EEG zaznamenané, nasleduje dekodovanie informácií. EEG signál obsahuje vo všeobecnosti príliš veľa šumových signálov, ktoré musia byť odstránené. Napríklad, ak pacient počúva určitý zvuk a mozgová odpoveď je zachytená, tak mozgové vlny budú obsahovať určitý signál, ktorý sa vyskytol kvôli kolísaniu koncentrácie zvuku. Na odstránenie nechceného signálu sa využívajú techniky potláčajúce nežiaduce signály [4].

### 1.3 BCI systémy

BCI (angl. Brain Computer Interface, Rozhranie medzi mozgom a počítačom) bolo vyvinuté v rokoch 1960, keď Grey Walter použil EEG na kontrolu projektora, a následne Eberhard Fetz naučil opice kontrolovať ihlu pomocou ovplyvňovania jedného kortikálneho neurónu.

BCI je jednou z najdynamickejších oblastí vo svete umelej inteligencie. BCI zahŕňa priame neurálne rozhranie medzi subjektom a prístrojom, pričom informácia je extrahovaná z mozgu vo forme mozgových vĺn. BCI zahŕňa použitie vybavenia umiestneného na hlave na zachytenie mozgových vĺn, EEG. BCI má obsiahle využitie, pričom k hlavným výhodám patrí pochopenie potrieb postihnutých pacientov, ktorí prekonal napríklad mozgovú prírodu, úraz miechy, sklerózu alebo muskulárnu dystrofiu.

Táto snaha je podporovaná predovšetkým narastajúcou potrebou sociálneho uznania potrieb ľudí s rôznymi postihnutiami a ich realizáciou a zapájaním sa do produktívneho života [4].

BCI určuje a meria vlastnosti signálov mozgu, ktoré odhaľujú pacientove zámery a prekladá tieto vlastnosti v reálnom čase na príkazy, ktoré dosahujú pacientove zámery.

BCI má 4 základné komponenty:

1. získanie signálu
2. extrakcia vlastností
3. preklad vlastností
4. výstupné príkazové zariadenie

BCI má aj operačný protokol, ktoré špecifikuje ako je počiatok a načasovanie operácie kontrolované, a akým spôsobom je prekladač vlastností parametrizovaný. Rovnako ako sú povaha príkazov BCI procesu a výskyt chýb pri preklade zaistené.

Komponent získavajúci signál merania mozgové signály použitím konkrétneho senzora (napríklad kmeňové alebo intrakraniálne elektródy na meranie elektrofyziologickej aktivity, funkčná magnetická rezonancia zobrazujúca hemodynamickú aktivitu) [5].

## 1.4 Rozdelenie BCI systémov

Medzi najčastejšie typy BCI systémov sa radia:

- **Neinvazívne techniky** – vid' obr.č.3, redukujú riziko pre pacientov, pretože nie je potrebný chirurgický zásah alebo permanentné umiestnenie meracieho zariadenia. Medzi neinvazívne techniky merania aktivity mozgu sa radí: pozitronová emisná tomografia (PET), fMRI, funkčná blízko – infračervená spektroskopia (fNIRS), MEG a EEG.

Medzi nevýhody neinvazívnych techník sa radí menšia citlivosť pri snímaní signálu. Pre umiestnenie elektród sa využíva systém 10/20.

- **Invazívny** – vid' obr. 3, mozgový signál je získaný primárne pomocou elektrofyziologického nahrávania z elektród, ktoré sú neurochirurgicky implantované, buď dovnútra mozgu, alebo okolo povrchu mozgu. Motorická kôra je preferovaná na implementáciu elektród, pretože je jednoduchšie prístupná a má veľké množstvo pyramídových buniek, ktoré produkujú merateľné signály, ktoré sú generované cez jednoduché úlohy ako napríklad reálny alebo imaginárny motorický pohyb.

- **Čiastočne invazívny** - Jedna časť je implantovaná do šedej kôry. Druhá časť sa potom nachádza mimo organizmus [5].



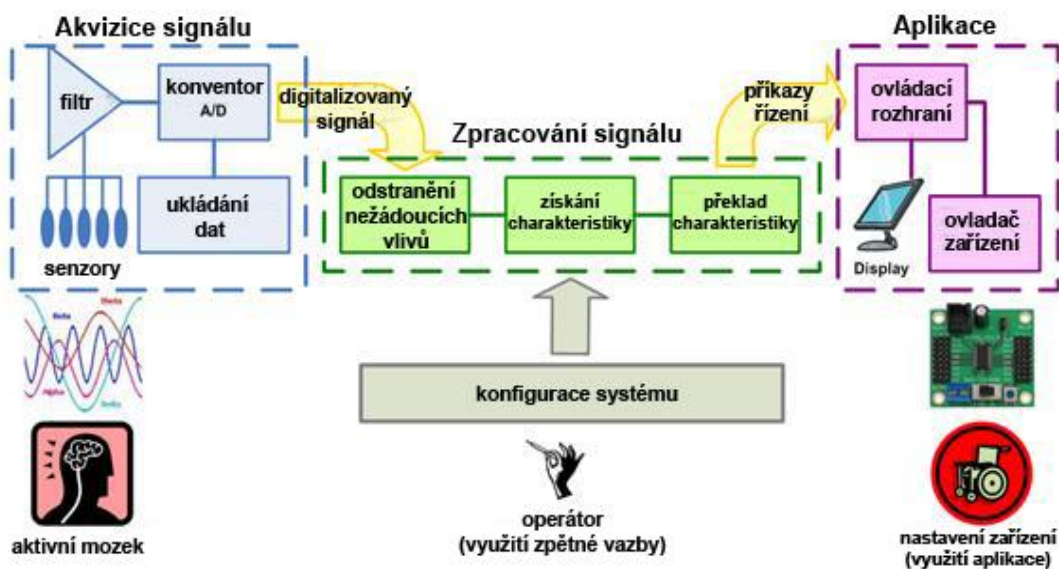
**Obr. 3** Neinvazívna technika (vľavo) a invazívna technika (vpravo) [5]

## 1.5 Architektúra BCI systému

Odozva je nevyhnutná pre BCI systémy a dovoľuje používateľovi pochopiť, čo mozgové vlny znamenajú a pomáha ich klasifikácii. Odozva môže byť vo forme vizuálnej, akustickej alebo hmatovej, pričom pokročilý výskum sa snaží zistiť, ktorá forma odozvy je optimálna.

EEG-BCI systém rozdeľujeme na synchronný a asynchronný. Počítač riadi synchronný systém tak, že dáva používateľovi možnosť vykonať určitú mentálnu činnosť a následne počítač nahráva používateľove EEG vzory do fixovaného časového okna. Na druhej strane, asynchronný systém je riadený používateľom a monitoruje pasívne alebo kontinuálne používateľove EEG dáta, so snahou ich klasifikovať. Synchronne protokoly sú omnoho ľahšie na vytvorenie a historicky boli primárne používané na riadenie BCI systémov, viď obr.4.

EEG-BCI systémy dosiahli neuveriteľný pokrok v rokoch 2000, kedy boli vedci schopní vytvoriť myšlienkový prekladač, ktorý dovolil úplne paralyzovaným pacientom selektovať možnosti na základe ich myšlienok, hoci proces selekcie bol časovo náročný a nie celkom presný [6].



Obr.4 Architektúra BCI systému [6]

## 1.6 HMI – Rozhranie medzi človekom a strojom

HMI predstavuje interakciu/ rozhranie medzi človekom a strojom a zároveň popisuje ako človek dokáže interagovať so strojom. HMI má 5 kategórii: akustickú, optickú, bionickú, pohybovú a hmatovú.

- **Optické technológie** - primárne používajú kameru, pričom HMI použije tento hardvér na počítačové videnie.
- **Akustická technológia** - používa sa na rozoznanie reči a na konverziu slov na text, manipuláciu alebo kontrolovanie zariadení, alebo na komunikáciu s prístrojom. Cieľom akustickej technológie je presne rozpoznať hlas každého človeka s minimom chýb, odhliadnuc od toho ako ťažko môže reč danej osoby znieť. Princípom tejto technológie je: keď hovoríte, tak je hlas prenesený na mikrofón, ktorý konvertuje hlasové vlny na elektrický signál, ktorý počítač spracováva. Ťažšou časťou je analýza hlasu. Použitím techník rozpoznávacích vzorov reči dokáže počítač extrahovať dôležité vlastnosti hlasu a rozpoznať jednotlivé slová.
- **Bionické technológie** - kombinácia biológie, robotiky a počítačovej vedy, ktorá sa používa v akejkoľvek technológii monitoring biologických funkcií tela. Táto HMI technológia využíva na zber elektrických dát elektródy.
- **Hmatová technológie** - využíva dotyk nejakého gombíka na klávesnici, na telefóne alebo na hracej konzole.
- **Pohybová technológia** - založená na detekcii pohybu, pričom sa najčastejšie používajú gyroskop a akcelerometer. Pohybová technológia sa často využíva v kombinácii s vyššie uvedenými technikami [7].



## 1.7 Komerčné zariadenia

V súčasnosti je dostupných niekoľko komerčných zariadení, ktoré boli zvyčajne vyvinuté firmami, a preto sa s nimi nedá robiť viac, ako odporúča výrobca. Taktiež sú na trhu dostupné aj open-source projekty, do ktorých sa dá samostatne naprogramovať kód podľa vlastných potrieb a následne skúsiť použiť zariadenie podľa daných parametrov. Jedným z najznámejších komerčných zariadení je Emotiv<sup>®</sup> systém.

Emotiv<sup>®</sup> systém sa označuje revolučným osobným rozhraním pre interakciu človeka s počítačom. Základom systému sú EPOC slúchadlá, ktoré slúžia na nahrávanie EEG signálu a softvér, ktorý spracúva a analyzuje dáta. Emotiv ponúka, buď užívateľské slúchadlá, alebo vývojárske slúchadlá, ktoré podporujú vývoj a zahŕňajú aj softvér. Oba typy slúchadiel sú bezdrôtové, prioritne komunikujúce cez USB Bluetooth, v pásme 2,4 GHz.

Výskumníci často používajú vývojárske EPOC slúchadlá, ktoré obsahujú nabíjateľnú 12 hodinovú lítiovú batériu, 14 EEG senzorov, gyroskop a majú efektívnu vlnovú dĺžku 0,16-43 Hz (obr.5). Emotiv ponúka 6 rozdielnych softvérových setov, ktoré zaručujú rôzne kontrolné módy nad EPOC slúchadlami, ďalej vyhľadávacie knižnice v 4 rôznych programoch. Vo výskume sa používa Vyhľadávač SDK a jeho upgrade „Research Edition“, zahŕňajúci Emotiv Control Panel, EmoComposer (emulátor stimulujúci EEG signál), Emokey (nástroj mapujúci rôzne udalosti detekované slúchadlami), TestBench a upgradovaný API, ktorý umožňuje zachytiť nespracované EEG dáta z jednotlivých senzorov [6].



**Obr. 5** Emotiv slúchadlá [6]

## 1.8 OpenBCI systém

OpenBCI (obr.6) doska je open source „mozgovo – počítačová“ platforma, ktorá bola vytvorená v roku 2013 Murphym a Russomannom. OpenBCI doska môže byť použitá na meranie a nahrávanie elektrickej aktivity mozgu (EEG), svalov (EMG) a srdca (EKG), pričom je kompatibilná so štandardnými EEG elektródami.

OpenBCI 32bitová doska používa ADS1299 a bola vyvinutá na meranie biologických potenciálov. OpenBCI ďalej používa mikroradič pre on-board spracovanie – 8bitová verzia využíva Arduino –Atmega328P, zatiaľ čo 32bitová doska PIC mikroradič (dokáže zapísať EEG dáta do SD karty, alebo ich odovzdať softvéru cez Bluetooth link). OpenBCI vydali „open-source“ aplikáciu na používanie OpenBCI systému. Softvér na zobrazovanie a spracovanie je napísaný v NodeJS a Python jazyku. Design navrhnutý pre 3D slúchadlá pre pre-výrobu OpenBCI je dostupný na GitHubu. Slúchadlá známe ako Ultracortex držia elektródy na presnom mieste, čo umožňuje ich ľahkú konfiguráciu na miesto s využitím systému 10-20.

K najznámejším použitiam OpenBCI sa radí kontrola robota Hexbug pomocou SSVEPs („Steady State Visually Evoked Potentials“ Ustálený stav vizuálne evokovaných potenciálov). Ďalej sa OpenBCI používa ako Eyewriter, v systéme sledujúcom pohyb oka po obrazovke, ktorý umožňuje písanie a kreslenie pacientom, ktorým bola diagnostikovaná degeneratívna nervová choroba ALS [8].



**Obr. 6** Schéma OpenBCI systém [8]

## 1.9 Spracovanie a analýza signálu

Pre úspešnú interpretáciu signálu EEG je nevyhnutné ho správne zosnímať, zosilniť a zakódovať pre možnosť spracovania v počítači. Okrem toho je však nevyhnutné signál aj filtrovať. Frekvenčné spektrum, ktoré dokážeme použiť, je v rozsahu 0,5 Hz až 70 Hz, preto je dôležité použiť hardvérové a softvérové filtre. V obvode je nutné odfiltrovať všetky zložky nad 70 Hz, a to docielime použitím filtrov s hornou a dolnou priepusťou a s úzkopásmovou zádržou.

Našou snahou je dosiahnuť čo možno najpresnejšiu interpretáciu dejov mozgu, je nutné signál analyzovať. Najčastejšie používané analýzy sú:

- Časová analýza- nepoužívajú sa žiadne transformácie, pozorovanie signálu v reálnom čase. Dokážeme si zmeniť alebo zosilniť rýchlosť vykresľovania frekvenčného spektra signálu.

**Holterovo monitorovanie** zaznamenáva 24 hodinovú mozgovú a srdечnú aktivitu, ktoré ukladá na prenosné médium.

**Video EEG** je prepojenie audiovizuálneho modulu a EEG prístroja, pričom jeho cieľom je monitorovanie mozgovej aktivity a video/ audio monitoring pacienta. Metóda sa často využíva pri pozorovaní ľudí s epilepsiou alebo mozgovou chorobou.

- Spektrálna analýza- slúži k popisu signálu pomocou jeho zložiek v spektrálnej oblasti z pohľadu Fourierovej transformácie.
  - Diskrétna Fourierova transformácia (DFT)- ak spojitý periodický signál  $f(t)$  nahradíme časovou postupnosťou  $N$ - tou vzorkou  $f(nT)$ , potom dokážeme stanoviť zodpovedajúci súbor  $N$  vzoriek spektra (1).

$$DF\left(\frac{k}{NT_0}\right) = T_0 \sum_{n=0}^{N-1} f(nT_0) e^{-j\frac{2\pi kn}{N}}, \quad k = 0, 1, 2, 3, \dots, N-1 \quad (1)$$

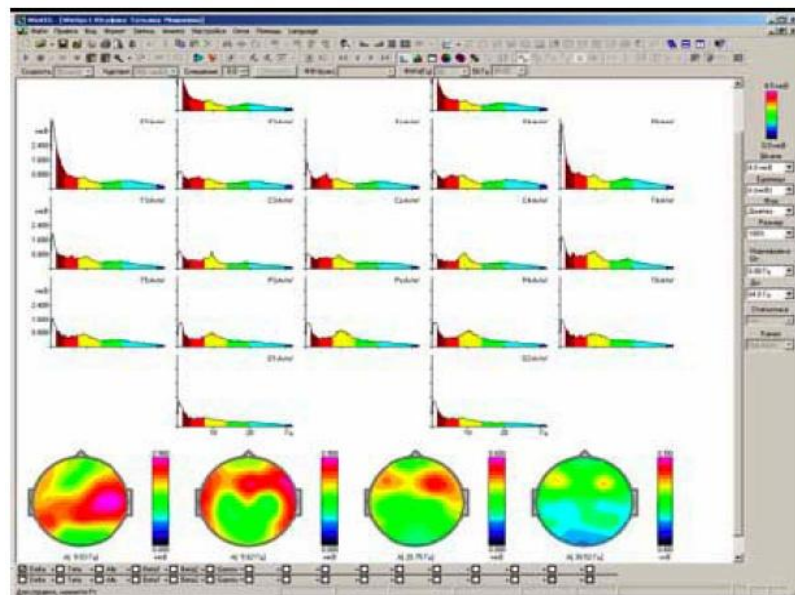
$T_0$  – perióda vzorkovacieho signálu,  $k$ - stupeň harmonického frekvenčného spektra,

$n$ - poradové číslo vzorky,  $N$ - súbor vzoriek signálu.

- Rýchla Fourierova transformácia (FFT)- menej náročná pre výpočtovú techniku ako DFT, ale dosiahnuté výsledky sú rovnaké. Rozdielnym je čas výpočtu oproti DFT, a teda (2):

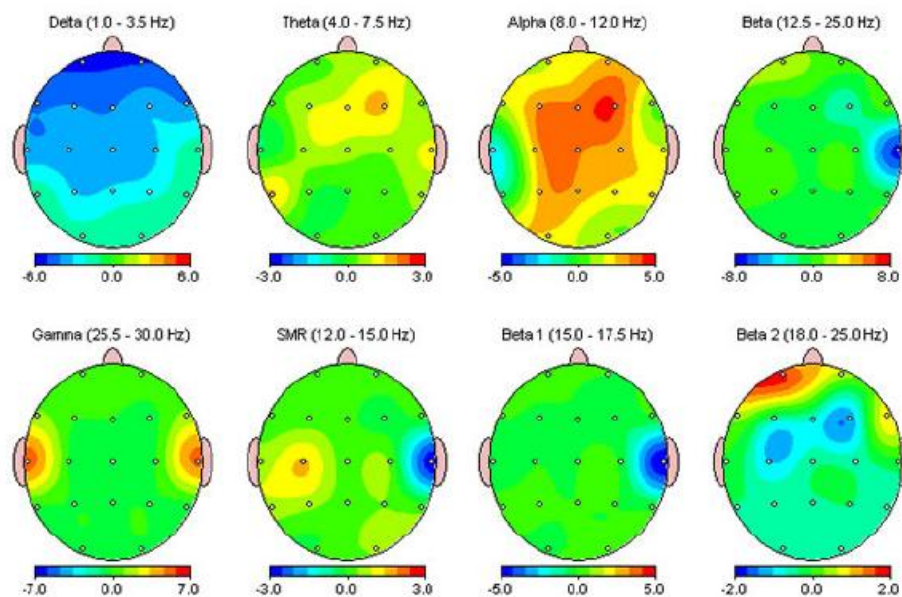
$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{\frac{2\pi i}{N} nk}, k = 0, \dots, N-1 \quad (2)$$

Transformácia úseku grafu z časovej osi do frekvenčnej domény umožňuje povedať, aké je celkové množstvo vln v jednotlivých frekvenčných pásmach, a určiť frekvenciu, ktorá je najviac v zázname zastúpená (obr.7).



**Obr.7** Spektrálna analýza, topografické mapovanie aktivity [9]

- Topografické mapovanie aktivity mozgu = Brain mapping – mapovanie pomocou rýchlej Fourierovej transformácie, pričom mapy zobrazujú topografické rozloženie aktivity mozgu a jej množstva na povrchu lebky (obr.8) [9].



**Obr.8** Topografické mapovanie aktivity mozgu [9]

- Časovo- frekvenčná analýza- pri analýze signáloch prechodového charakteru (charakter sa v čase rýchlo mení) je dôležité zobrať do úvahy frekvenčný obsah krátkych časových úsekov signálu. Tento fakt nám dovoľuje vytvoriť spektrum ako dvojrozmernú funkciu závislú na čase a frekvencii, tzv. časovo- frekvenčnú analýzu.
- Vlnková transformácia- je typom transformácie, ktorá má spoločne zvolenú bázu funkcie. Od Fourierovej transformácie sa líši tým, že každá bazová funkcia je podporovaná (má nenulovú hodnotu) iba v konečnom časovom intervale. Dôsledkom toho je hociktorá hodnota spektra ovplyvnená iba zodpovedajúcim úsekom analyzovaného signálu.
- Evokované potenciály- nastáva zmena akčného potenciálu v mozgu, pričom k nemu dochádza extrémnym podráždením. Metóda bola populárna hlavne v 70. rokoch minulého storočia.
- Aplikácia umelých neurónových sietí- využitie pri detekcii grafoelementov, teda technických artefaktov, biologických alebo patologických. Využívajú sa aj pokročilé metódy analýzy hlavných komponentov alebo analýzy nezávislých komponentov [10].

## 2 Umelá neurónová sieť

V posledných rokoch spoločnosti ako IBM alebo Darpa vyvíjajú systémy na rozpoznávanie ľudských myšlienok k čomu pomáhajú práve umelé neurónové siete (UNS). K základným vlastnostiam UNS patrí schopnosť abstrakcie pravidiel medzi hodnotami vstupnými a výstupnými, a teda následnou aplikáciou nadobudnutých pravidiel na vstupné hodnoty. Najčastejšie sa UNS používajú v regulačnej a simulačnej technike. Počas učenia, proces abstrakcie, sa aktualizujú hodnoty váhových spojení. Po skončení učenia sa, sa hodnoty váh nemenia, a preto sieť produkuje výstupy podľa pravidiel aplikovaných na vstupné hodnoty.

Základné výhody UNS sú: paralelné spracovanie informácií, nevyžaduje znalosť štruktúry procesu, možnosť zmeny parametrov, siete sú rýchle a sú univerzálnym aproximátorom na akúkoľvek spojitú funkciu.

Medzi nevýhody UNS možno zaradiť: nie je prístupná žiadna metodika na návrh štruktúry siete a funkcií opisujúcich neurón, nevhodný na systémy požadujúce presné riešenia a učenie trvá dlho [25].

UNS rozumieme realizáciu zobrazenia vstupného vektorového priestoru do vektorového priestoru výstupného,  $\{x\} \rightarrow \{y\}$ , dimenzie priestorov môžu byť všeobecne rôzne.

UNS dokáže spracovávať informácie paralelne, pričom v hardvérovej realizácii omnoho viac zvyšuje rýchlosť spracovania signálu, ale pri použití sekvenčných počítačov je to práve naopak. Neuróny, nazývané aj procesné elementy, pracujú prevažne autonómne, ale v prípade UNS nie je centrálna synchronizácia, ale jedná sa o asynchrónnu činnosť s distribuovaným riadením [9].

UNS je výpočtový systém vytvorený z veľkého množstva jednoduchých, vysoko prepojených spracovateľských prvkov (nazývaných uzly alebo umelé neuróny), ktoré abstraktne napodobňujú štruktúru a činnosť biologických nervových systémov. Učenie sa v UNS bolo dokázané cez špeciálny tréningový algoritmus vytvorený na základe pravidiel učenia sa mimických mechanizmov v biologických systémoch [11].

Neurón (obr.9) sa definuje ako procesný prvok, ktorý má N vstupov a jeden výstup, charakterizovaný rovnicou 3:

$$y = f(\sum_{i=1}^N w_i x_i - v) \quad (3)$$

y= výstup

x= vstupný vektor  $x=[x_1, x_2, \dots, x_N]^T$

w= vektor aktuálnych váh  $[w_1, w_2, \dots, w_N]^T$

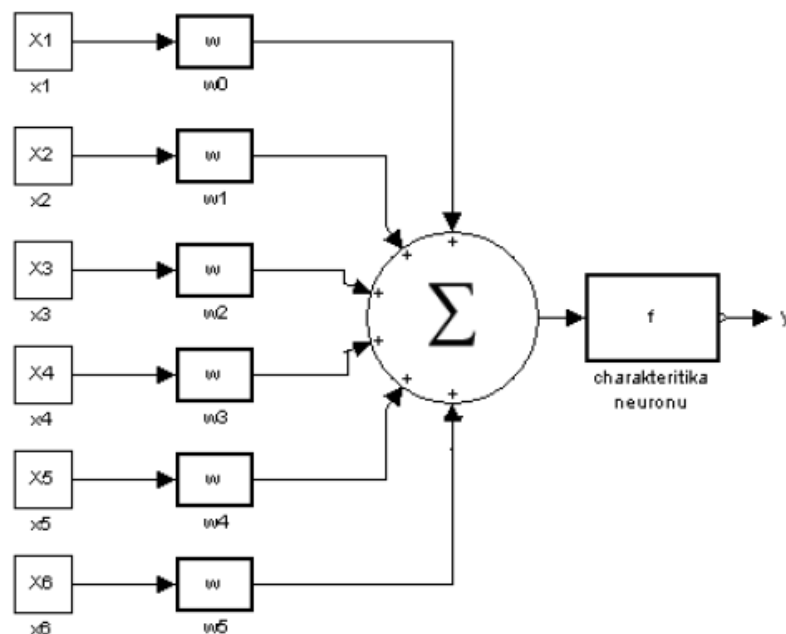
v= aktuálny prah neurónov

f (α)= nemenná nelineárna funkcia, ktorá sa správa ako charakteristika neurónu.

Argument funkcie neurónu sa volá aktivácia neurónu

Priebeh charakteristík neurónu má prevažne tvar lineárnej charakteristiky, definovanej ako vzorec 4:

$$f(\alpha) = \frac{1}{1+e^{-\frac{\alpha}{T}}} \quad (4)$$

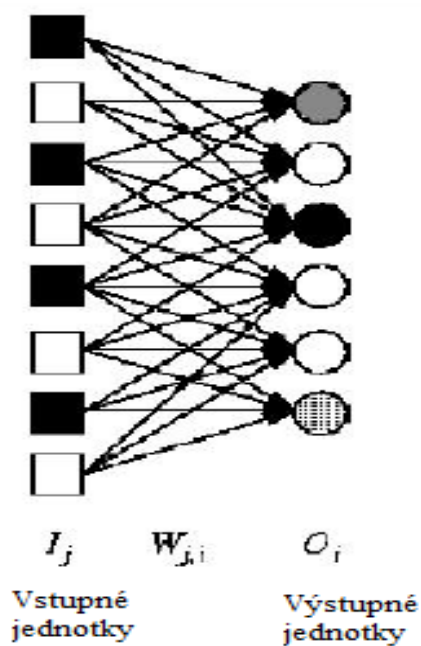


Obr. 9 Model neurónu [9]

Riadené učenie neurónu berie ako predpoklad fakt, že existuje trž. učebná množina dvojíc  $(x, y_d)$ , ktorá reprezentuje žiadanú korešpondenciu,  $y_d$  je žiadaná odozva neurónu na vstupný vektor  $x$ . Princípom učenia je porovnávanie skutočnej odozvy neurónu s odozvou žiadanou. Na základe toho je vhodne upravený vektor váh  $w$  [9].

## 2.1 Dopredné siete

Dopredné siete sú definované tak, že informácia prechádza od vstupov do výstupov cez vrstvy UNS tvorené neurónmi. Medzi koncepčne najjednoduchší UNS patrí jednovrstvový perceptron (obr.10). Charakteristiky všetkých neurónov sú rovnaké v sieti, odlišujú sa však vektorom váh medzi nimi [12].

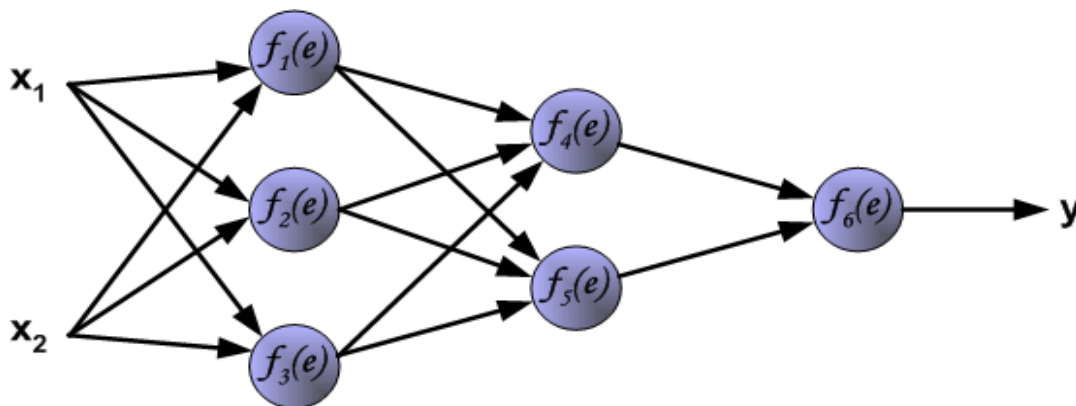


**Obr. 10** Jednovrstvový receptor [12]



## 2.2 Backpropagation – učenie sa so spätným šírením chýb

Samozrejme okrem jednosmerných sietí poznáme aj siete so spätným šírením chýb. Na obr.11 je znázornená trojvrstvová sieť.



Obr. 11 Trojvrstvová sieť [12]

Na to, aby sa UNS mohla niečo naučiť, je potrebné poslať na vstup siete  $X_1$  a  $X_2$  nejaké dáta, nazývané aj tréningovou množinou, čo môže byť aj EEG signál. Týmto spôsobom sa informácia šíri po neurónoch z vrstvy na vrstvu až k výstupnému neurónu. Výstupný signál siete  $y$  sa porovná s žiadanou hodnotou, ich rozdiel sa označí ako  $\delta$ , ktorá sa posiela späť opäť opačným smerom k vstupným neurónom.

Ďalším krokom je vypočítať hodnoty  $\delta$  pre každý neurón v sieti. Keď sa vypočíta posledná hodnota, tak UNS začne upravovať, na základe tejto hodnoty, váhy medzi neurónmi. Pre úpravu váh je UNS pripravená na ďalší tréning, alebo testovanie funkčnosti [12].

### 3 Prehľad využitia EEG v systémoch HMI

Belluomo a kol. vo svojej práci navrhol interaktívny BCI systém dovoľujúci komunikáciu medzi dvoma koordinovanými robotmi a užívateľom. Roboti sú vybavení s LED osvetlením, takže užívateľ môže ovládať ich trajektóriu a počas pohybu vytvárajú luminiscenčnú stopu. BCI interaktívny systém sa skladá z EEG systému, počítača, dvojice robotov a kamery. BCI systém poskytuje odozvu pre užívateľa, pričom môže byť vo forme zvukovej, hmatovej alebo vizuálnej. Interaktívna BCI platforma je navrhnutá tak, aby dovoľovala dvom koordinovaným robotom a užívateľovi komunikovať cez moduláciu užívateľovho senzor- motorických rytmov (SMR).

Analýza SMR v reálnom čase je základom komunikácie medzi užívateľom a robotmi. Používateľ bez akejkoľvek svalovej aktivity, modifikuje svoju neurónovú aktivitu v primárnych SMR pomocou vykonávania predstavy pohybu. EEG bolo snímané v oblastiach F3, F4, T7, C3, Cz, C4, T8, Pz, podľa medzinárodného systému 10-20.

Počas experimentu kamera zaznamenávala každých 10,15 alebo 20 sekúnd, pričom obrazy boli posielané užívateľovi, ktorý na ich základe dokázal kontrolovať svoju EEG aktivitu. Užívateľ kontrolujúci robotov prostredníctvom ich hýbania, vytváral luminiscenčné obrazy (obr. 12).

Výsledkom výskumu bola prístupnejšia komunikácia pre pacientov, ktorí trpia rôznymi ochoreniami pohybového aparátu. Práca dovoľila vytvárať umelecké obrazy cez moduláciu SMR. Aplikáciou do budúcnosti je zapojenie tretieho robota tak, aby mal užívateľ pocit využitia oboch rúk [13].



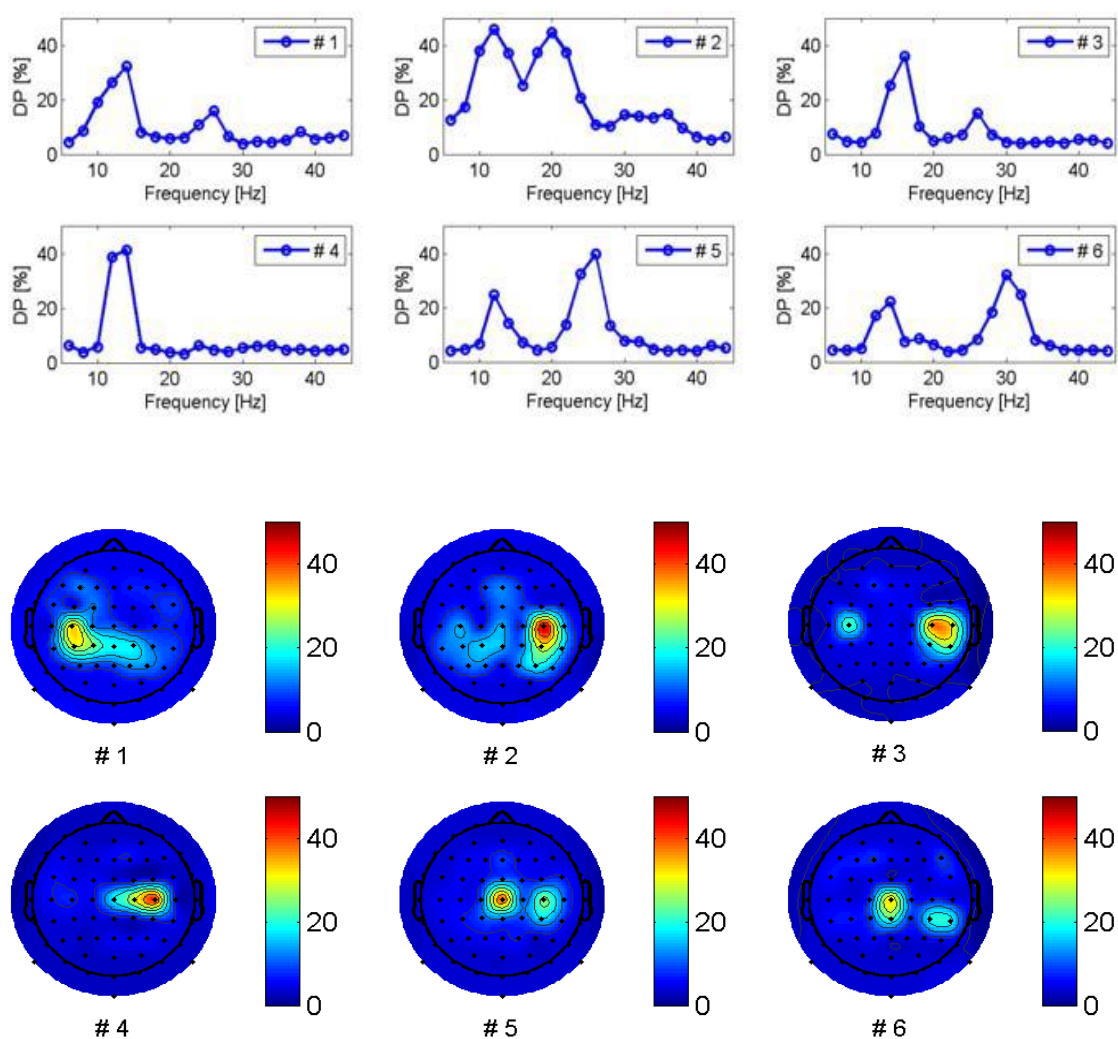
**Obr. 12** Obrazy vytvorené užívateľom kontrolujúcim dvoch robotov cez moduláciu svoju mozgových signálov v 10 sekundových (hore) a v 15 sekundových (dolu) intervaloch [13]

Ferrez a Millán vo svojej práci skúmali výskyt nového druhu chybových potenciálov (ErrP) vyvolaných veľkou odozvou poskytovanou BCI počas rozpoznávania užívateľových myšlienok. Hlavnou myšlienkou práce bolo skúmať výskyt ErrP v reálnej BCI úlohe.

Výsledkom výskumu bolo potvrdenie existencie ErrP, uskutočniteľnosť a spokojnosť detekovaných chybových odpovedí rozhrania so zadefinovaním motorickej predstaviteľnosti kontroly zariadenia v jednom teste. Uvedenie automatickej odpovede odporuje silným interferenciám s BCI. Užívateľ potrebuje spracovať dodatočné informácie a dosiahnuť vyššiu pracovnú záťaž, ktorá je zodpovedná za zníženie interakcie. Tieto poruchy boli skúmané počas online BCI experimentov s integrovanou automatickou detekciou. Užívatelia nemali predchádzajúce skúsenosti s BCI systémom. Testované subjekty mali za úlohu si predstaviť pohyb svojej ľavej ruky so zamieraním na ľavý terč a ďalej pohyb pravej ruky so zameraním na pravý terč. EEG kanály a použité frekvencie boli vybraté na základe selektovacieho algoritmy založeného

na prekrytí distribúcie. Obr.13 znázorňuje diskriminačný výkon (DP) frekvencií (top) a elektród (bottom) šiestich subjektov.

Na základe výsledkov sa aktuálne zavádza online ErrP detekcia do BCI systému. Predbežné sľubné výsledky potvrdzujú, že online detekcia chýb je výborným nástrojom, hlavne pri užívateľov, ktorí nemali predchádzajúcu skúsenosť s BCI systémom. Výskum navrhuje, že by bolo možné rozpoznať v reálnom čase vysoko kognitívne a emočné stavy z EEG, ako napríklad frustrácia, zmätenosť, pozornosť [14].

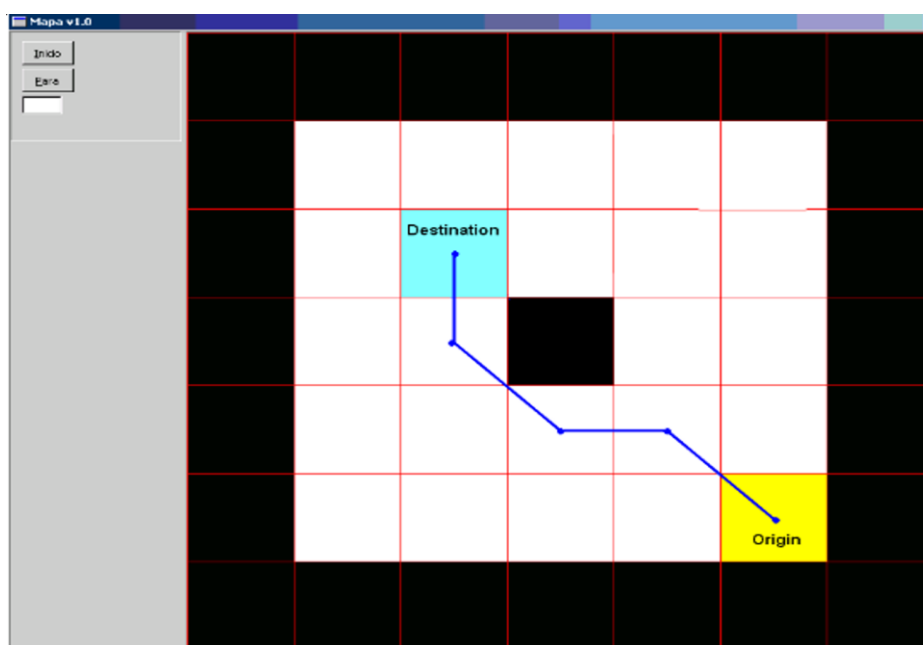


**Obr. 13** Diskriminačný výkon frekvencií. Sensorický motorický výkon (12-16 Hz) a beta komponenty sú diskriminantné pre všetky subjekty. Najdôležitejšie elektródy sú v centrálnej časti (C3, C4, Cz) pri predstave pohybu ruky a chodidla [14]

Ferreira a kol. uskutočnili experiment na subjektoch, ktorí už mali skúsenosti s ovládaním robotických zariadení. EMG- založená HMI kontrolovala mobilného robota, zatiaľ čo EEG- založená HMI bola použitá na kontrolu mobilného robota a aj robotického manipulátora.

Pri experimente s EMG boli dobrovoľníci požiadaní uskutočniť 10 bliknutí okom na otestovanie algoritmu identifikujúceho očného bliknutia. Po úspešnom teste mali dobrovoľníci úlohu určiť miesto na elektrickej doske. Po určení miesta pomocou očného bliknutia, kontrolný softvér začal navádzať robota na dané miesto, pričom nasledoval dráhu určenú algoritmom, ktorý je založený na Dijkstrovom algoritme, určujúci bezpečnú dráhu (tak aby robot nenarazil do stien a prekážok), vid' obr.14.

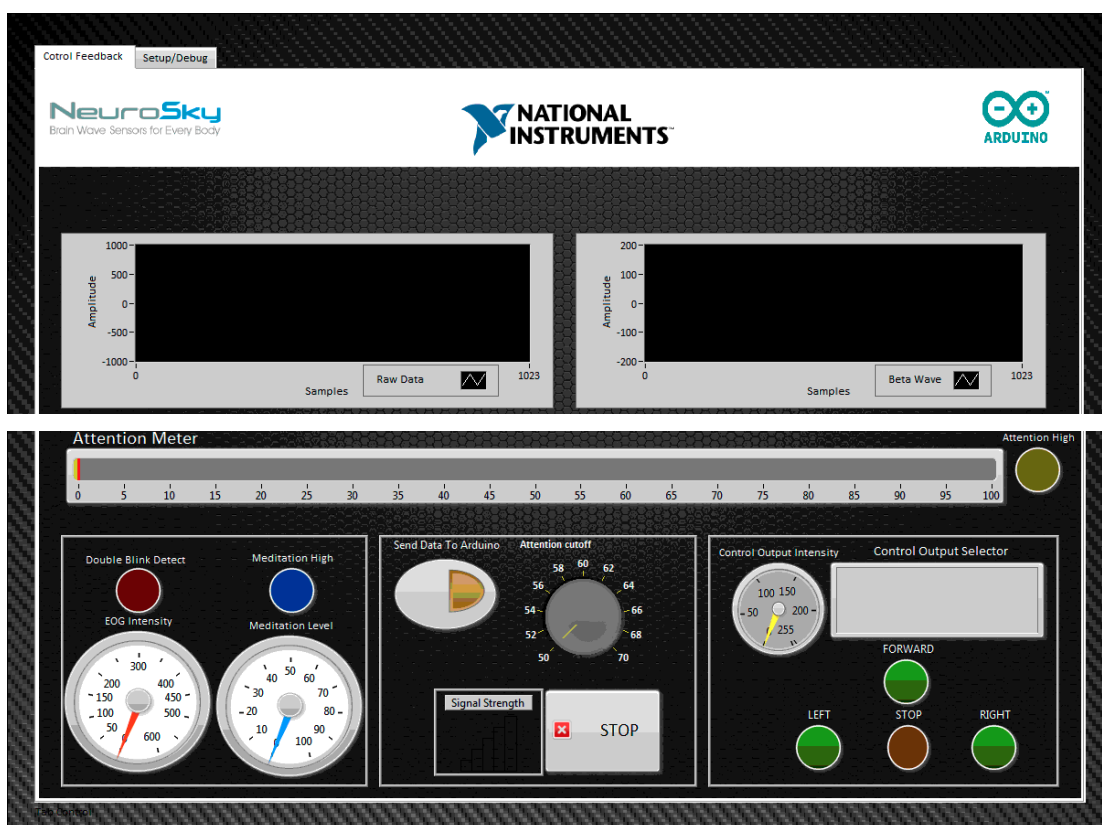
Pri experimente s EEG boli dobrovoľníci pozvaní otestovať a naučiť sa používať BCI na jednom stretnutí. Priemerný čas tréningu na kontrolu BCI a na dosiahnutie istých mentálnych úloh bol približne 15 minút. Niektorým dobrovoľníkom boli diagnostikované ochorenia ako meningitída, epilepsia, pričom BCI doposiaľ nebola testovaná ľuďmi s nejakými neuromotorickými problémami. Tieto testy boli práve preto veľmi dôležité, berúc do úvahy, že pre týchto ľudí je táto technológia určená [15].



**Obr. 14** Dráha generovaná systémom [15]

Varada a kol. mali za cieľ vo svojom výskume merať, nahrávať a analyzovať neupravené signály mozgových vĺn pomocou EEG senzorov umiestnených na povrch lebky neinvazívnou technikou BCI. Použitý systém BCI je NeuroSky MindWave Brainwave HeadSet. Extrahuje EEG dáta z povrchu lebky pomocou „suchých,, elektród, ktoré nevyžadujú žiaden vodivý gél aplikujúci sa na pokožku. BCI posiela mozgové vlny a ladiacu informáciu bezdrôtovo cez Bluetooth.

LabVIEW programovacie prostredie vytvára jednoduchú platformu na vývoj komplexných znakov na zaobchádzanie s vytvorenými schopnosťami, a rovnako aj vytvorenie intuitívneho a interaktívneho rozhrania s užívateľom. LabVIEW komunikuje s BCI pomocou „The think gear communication driver“ (TGCD). LabVIEW ponúka excelentný spôsob implementácie neurologickej odpovede, viď obr.15. Takto navrhnuté zariadenie by napomohlo ľuďom ochrnutým od krku nadol kontrolovať hardvér, ako napríklad elektrický vozík alebo robotické rameno. Rovnako aj úplne ochrnutým ľuďom systém dovolí kontrolovať zariadenie iba telepaticky bez pohnutia prsta. Neurologická odozva jedincovi vo forme vizuálneho alebo hmatového stimulu umožní kontrolovať výstup ich mozgových vĺn ľahšie a umožní efektívnejší kontrolný systém [16].



**Obr. 15** Neurologická odpoveď používajúca LabVIEW predný panel [16]

## 4 Využitie EEG a umelej neurónovej siete v biomedicínskych aplikáciách

V posledných rokoch sa pozornosť mnohých vedcov upriamuje na prepojenie EEG techník s umelou neurónovou sieťou, tak aby vytvorili hardvérové/ softvérové zariadenia, ktoré by v budúcnosti mohli pomôcť pacientom s prevažne motorickými ochoreniami.

Nové hranice technologického modelovania, cyber- fyzikálnych systémov (CPS), sú viazané prevažne k vytváraniu nových systémov, ktoré integrujú fyzikálne systémy a schopnosti výpočtovej techniky v reálnom čase. Tieto vlastnosti plne inteligentných systémov riešia množstvo oblastí, ako napríklad robotika, inteligentné budovy, biomedicína, výrobné kontrolné systémy a podobne. V biomedicínskej CPS oblasti, a to hlavne v kognitívnej neurovede, majú dôležité zastúpenie inovácie, ktoré by zlepšili kvalitu života jedincov s postihom. V nasledujúcich príkladoch by som uviedol niekoľko vybraných výskumov popisujúcich využitie EEG a umelej neurónovej siete v prevažne biomedicínskych aplikáciách.

Chai a kolektív prezentujú vo svojej práci unikátny prototyp : hybridné počítačové rozhranie mozgu (BCI), ktoré sníma kombinovanú klasifikáciu mentálnych úloh, vyvolaného potenciálu v ustálenom stave (SSVEP) a detekciu pomocou dvoch EEG kanálov (P3, O2) pri zatvorených očiach. Dobrovoľníci boli počas experimentu požiadaní uskutočniť úlohy ako: mentálne počítanie, mentálne otáčanie predmetom, mentálne vizuálne počítanie, koncentrácia na LED svetielka, zatvorenie očí a podobne. Mentálne úlohy sa podarilo splniť až s 70 % presnosťou. Hybridný systém úspešne dokázal kombinovať mentálne úlohy. Do budúca sa uvažuje o vytvorení invalidného vozíka kontrolovaného mozgom v reálnom čase, s použitím senzorov, ktoré dokážu identifikovať bezpečnosť jedinca a detekovať možné prekážky [17].

Abiyev a kolektív vytvorili BCI pre invalidný vozík, pričom systém je založený na prijímaní, spracovaní a klasifikácii EEG signálu pri kontrolovaní vozíka s využitím nejasných neurónových sietí. Experiment bol uskutočnený na šiestich mentálnych aktivitách: pohyb dozadu, pohyb dopredu, otočenie vľavo, vpravo, vypnutie, zapnutie a zastavenie. Na vytvorenie neurónovej siete bol použitý gradientný zostupný

algoritmus. Prístup použitý v práci dovolil redukcii pravdepodobnosti nesprávnej kvalifikácie a zlepšenie presnosti kontroly vozíka [18].

Chai a kolektív prezentujú vo svojej práci zlepšenie kvalifikácie výkonu na EEG založenej na únave a výstražnými stavmi u 43 dobrovoľníkov. Únava počas šoférovania motorového vozidla je hlavnou príčinou mnohých dopravných nehôd. V súčasnosti boli navrhnuté učiace sa prístroje, ktoré dokážu predpovedať šoférovu únavu. Podmienky výskumu boli nasledovné: 32 EEG kanálov od 43 dobrovoľníkov, 20 sekundový výstražný stav, 20 sekundový stav únavy. Autoregresívny algoritmus bol použitý na extrakciu vlastností a roztrúsený DBN (riedko- hlboké domnienkové siete) sa využil na klasifikáciu. Výsledky naznačujú nadradenosť výkonu klasifikácie únavy, hlavne v podobe cestovnej senzitivity, presnosti klasifikácie únavy a výstražných stavov. Do budúca sa uvažuje o vytvorení programu v reálnom čase, ktorý presne určí únavu vodiča. Výzvou na vytvorenie takej technológie bude implementovať platné hodnotenia EEG a klasifikácie založené na fakte únavy s použitím optimálneho počtu EEG kanálov [19].

Subasi skúmal vo svojej práci mechanizmus a pochopenie epileptických záchvatov s využitím EEG signálov. Epileptické záchvaty sú abnormáliou v EEG nahrávkach a sú charakterizované ako krátke, čiastkové neuronálne, synchrotrónne výboje s dramatickými nárastmi amplitúd. Tieto anomálie sa môžu vyskytnúť v mozgu lokálne, a preto ich dokážu registrovať len niekoľké EEG kanály, alebo sa vyskytnú v celom mozgu a registrujú ich všetky EEG kanály. Cieľom výskumu bolo vytvorenie pokročilejšej neuronálnej siete, ako matematického nástroja na vytvorenie klasifikácie detekcie epileptických stavov v multi- kanálovom EEG. Preto vznikla technika s názvom viacvrstvá neuronálna sieť perceptronov (MLPNN).

V štúdiu boli extrahované delta, theta, alpha a beta subfrekvencie EEG signálu pomocou zdvíhajúcej diskkrétnej transformácie vlnových dĺžok. Schopnosť matematického mikroskopu analyzovať rôzne škály neuronálnych rytmov, sa ukázala ako silný nástroj na vyšetrenie malých oscilácií v signáli v mozgu. V budúcnosti by sa mohla MLPNN metóda použiť na diagnostiku rozhodujúcich podporných mechanizmov na liečbu pacientov s epilepsiou [11].



## 5 Praktická časť

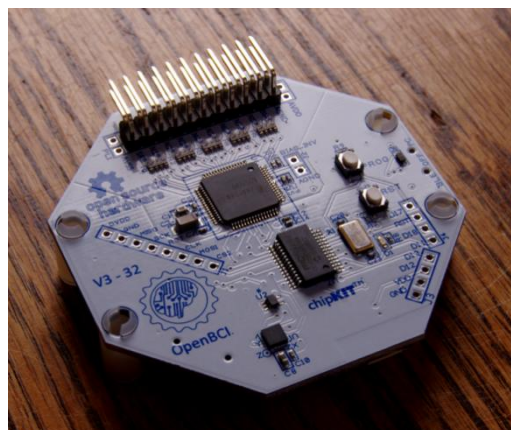
### 5.1 Hardvér

OpenBCI doska (obr.16) používa ADS1299 vhodné na biopotenciálové merania, zároveň používa mikroradič pre spracovanie signálu na doske.

OpenBCI doska sa skladá z nasledovných častí:

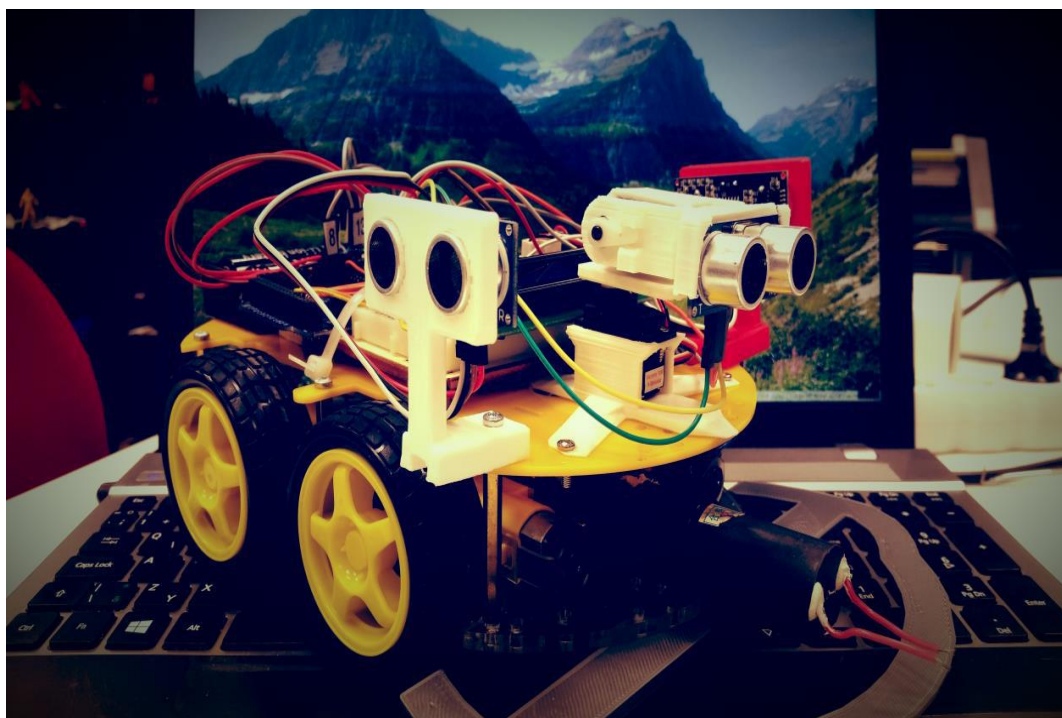
- 8 biopotenciálových vstupných kanálov – meranie EEG (aktivita mozgu), EMG (aktivita svalov), ECG (aktivita srdca), prízemné meranie bežného hluku
- Vysoko výkonný analógový front- end – Texas Instruments ADS 1299- vysoké zosilnenie, nízky šum ADC, 24 bitové kanálové riešenie, až do 16 kHz vzorkovacej frekvencie
- Akcelerometer – ST LIS3DH – trojosový, 16 bitový dátový výstup
- Programovateľná časť – PIC32 uC (mikročip), kompatibilný s Arduino
- Bezdrôtová komunikácia – RFDigital RFD22301, Bluetooth, USB, kompatibilné s Arduino

OpenBCI bol vytvorený ako open – source aplikácia napísaná v Processing [20].



Obr. 16 OpenBCI doska [20]

V experimente som použil robustné autíčko (obr.17) s pohonom všetkých štyroch kolies, ktoré využíva diferenciálny podvozok pre pohyb v priestore podobne ako tank. Autíčko vykonáva pohyby dopredu, dozadu, otáča sa na mieste, alebo vie parametricky zatačať počas jazdy. Autíčko je vybavené ultrazvukovými senzormi, ktoré dokážu merať vzdialenosť až na tri metre. Autíčko sa ovláda prostredníctvom Bluetooth.



**Obr. 17** Autíčko použité v experimente

Základné parametre autíčka:

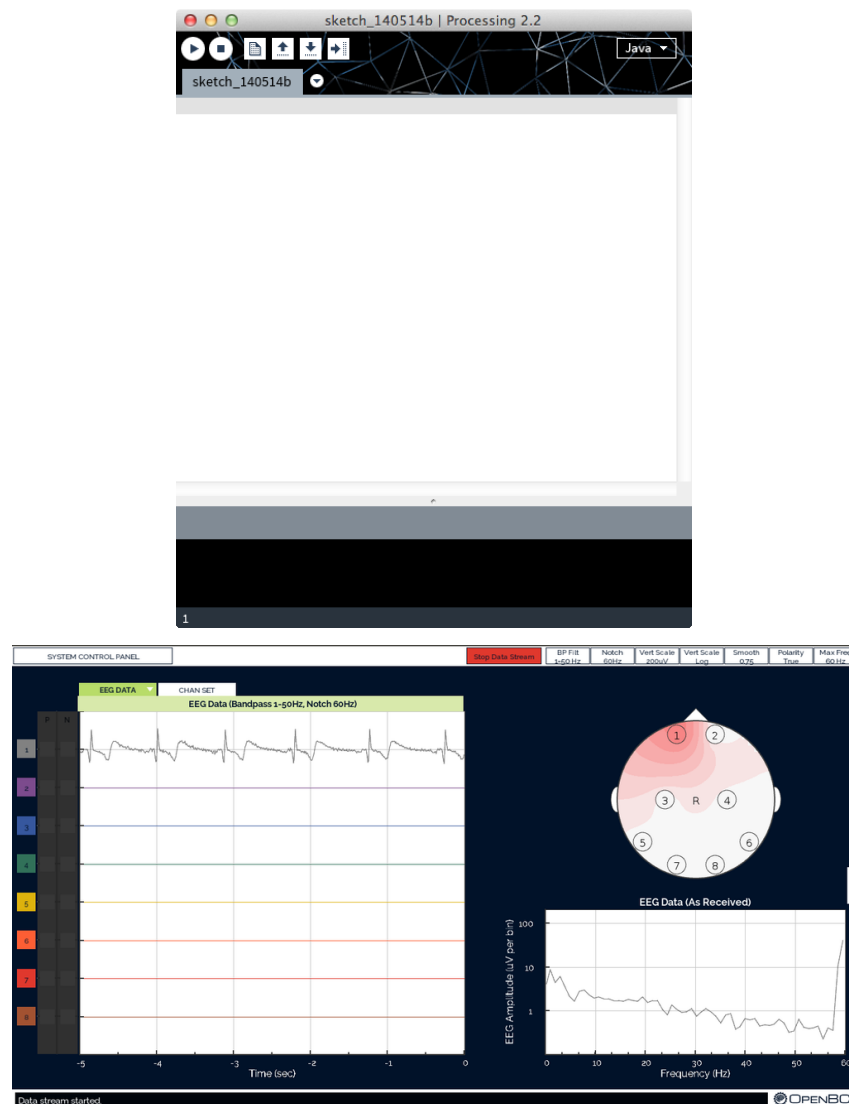
-maximálna rýchlosť: 6,3 km/h

-rýchlosť otočenia o  $90^\circ$  : 0,5 s

-rýchlosť otočenia okolo svojej osi: 1,5 s

## 5.2 Softvér

Programovací jazyk Processing (obr.19) bol vytvorený prevažne pre účely elektronického umenia a vizuálneho dizajnu, ktorý mal komunikovať s počítačom za účelom naučenia sa základných vedomostí programovania vo vizuálnom kontexte. Hlavným cieľom Processingu bola snaha dovoliť ne – programátorom začať programovať za podpory vizuálnej odozvy. Processing je postavený na jazyku Java, ale používa zjednodušený syntax a grafické používateľské rozhranie. [21].



**Obr. 19** Používateľské rozhranie a príklad meranie EEG v jazyku Processing [21]

Pri práci som použil metódu ustáleného stavu vizuálne vyvolaným potenciálom, SSVEP („Steady state visually evoked potential“). Princípom tejto metódy sú signály, ktoré sa tvoria ako prirodzená odozva na vizuálny stimul pri špecifickej frekvencii. Sietnica je excitovaná pri vizuálnom stimule v rozsahu frekvencie 3,5 Hz až 75 Hz, mozog generuje elektrickú aktivitu v rovnakej frekvencii vizuálneho stimulu. Sledovanie preblikávajúceho svetla určitej frekvencie stimuluje vizuálnu cestu, čo spôsobuje vyžarovanie tejto frekvencie v celom mozgu. Tento stimul produkuje elektrické signály na oboch základných frekvenciách a násobí ich. Napríklad ak sa pozeráte na preblikávajúci obraz na frekvencii 5 Hz, Váš mozog by mal produkovať frekvencie 5 Hz, 10 Hz, 15 Hz atď.

Technika SSVEP sa rozsiahlo používa vo výskume EEG v súvislosti s videním a pozornosťou. So zvýšením frekvencie stimulácie môžeme pozorovať zvýšenú mozgovú aktivitu, ktorá sa meria pomocou EEG elektród umiestnených nad primárnou oblasťou kortexu. Spracovaním týchto signálov je možné identifikovať rôzne komponenty EEG signálu [22].

Nedávno bola SSVEP technika použitá pri tvorbe BCI, ktorá prekladá mozgovú aktivitu na riadiaci príkaz, napríklad na pohyb kurzora po obrazovke alebo na kontrolu robotického ramena. Na základe prirodzenej odozvy mozgu na podnet, je jednoduché sa naučiť ovládať BCI systém. Ďalšou možnosťou použitia SSVEP metódy je možnosť interakcie paralyzovaných pacientov so svojim okolím. Napríklad známy vedec Stephen Hawking používa na komunikáciu s okolím textový systém hláskovania, ktorý využíva preblikávajúce svetlo na identifikáciu rôznych slov [23].

SNR (“Signal-to-noise ratio”) je meranie, ktoré dáva do pomeru hodnotu požadovaného signálu voči hodnote hluku pozadia. SNR je definované v jednotkách decibelov. Všetky merania sú rušené hlukom, ktorý zahŕňa elektrický hluk, alebo vietor, vibrácie zmena teploty atď. V prípade ak je signál konštantný alebo periodický a hluk je len náhodný, je možné zvýšiť SNR pomocou spriemerovania merania. V tomto prípade sa hluk znižuje s druhou mocninou priemerovaných vzoriek [24].

## 5.3 Implementácia

Pri riešení praktickej časti diplomovej práce som testoval platformu OpenBCI, ktorá bola zapojená s jednou elektródou na plastovej prilbe. Plastová prilba bola vyrobená na 3D tlačiarňi s rozlíšením  $> 20$  mikrónov v spoločnosti Fablab Bratislava.

Pri experimente som postupoval nasledovným spôsobom:

**1. EEG nastavenie:** Cieľom merania je zmerať alfa mozgové vlny, vyvolané vizuálnym stimulom. Na základe predchádzajúcich meraní som sa rozhodol umiestniť EEG elektródy na pozíciu O1 (podľa štandardu 10-20 umiestňovania elektród), teda na zadnú časť hlavy a nebolo potrebné umiestnenie elektród po celom povrchu hlavy. Samozrejme EEG systémy potrebujú referenčnú elektródu, ktorú som umiestnil na jeden ušný lalôčik a taktiež väčšina systémov používa elektródu s názvom „bias“ alebo „driven ground“, ktorú som pripol na druhý lalôčik.

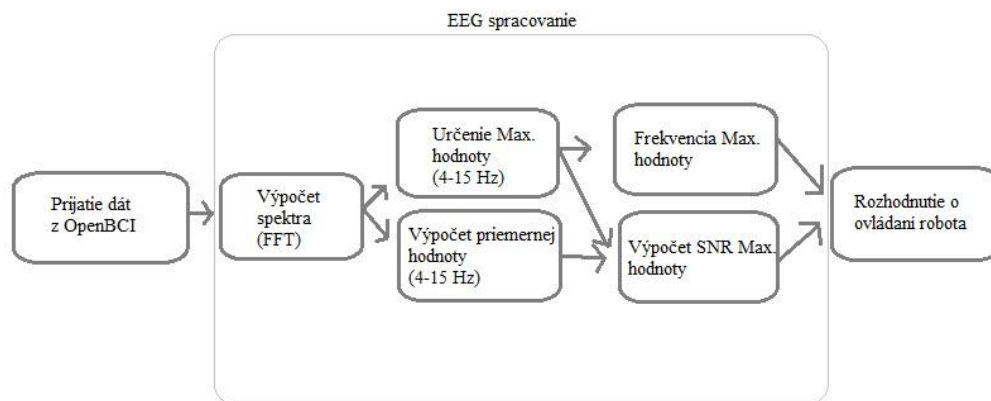
**2. Hľadanie frekvencie EEG vln:** Cieľom ovládanie štvorca na obrazovke a následné reálne ovládanie autíčka pomocou detekovania alfa vln a detekovania vln pomocou SSVEP, ktoré sú ľahko detekovateľné, pretože sa vyskytujú pri určitých vybraných frekvenciách. Alfa vlny sa vyskytujú približne pri frekvencii 10 Hz a SSVEP vlny sa mi darilo najlepšie namerať od 4Hz do 8Hz. Preto pri ovládaní robota skúsím využiť dané frekvencie, tak že pri spracovaní EEG signálov budem hľadať, či sa v nich nachádzajú tieto frekvencie.

**3. Spracovanie EEG signálu:** Keď počítač dostane EEG dáta z OpenBCI dosky, prvým krokom je spočítanie spektra signálu. Výsledkom je obsah EEG signálu ako funkcia frekvencie. Následne v relevantnom spektre (4- 15 Hz) hľadá vrcholovú hodnotu, pričom určí jeho frekvenciu a amplitúdu.

Popri tom sa počíta aj priemerná amplitúdu vo frekvenčnom páse 4 – 15 Hz. Táto priemerná hodnota je základnou hodnotou pre rozhodnutie sa, či je hľadaný vrchol vysoký (silný) alebo nízky (slabý). Podelením amplitúdy hľadaného vrcholu

so základnou hodnotou som získal hodnotu SNR („Signal- to –noise ratio“) vrcholu. Hodnota SNR je mierou sily vrcholu.

Výstupom spracovania EEG signálu sú dve hodnoty: frekvencia vrcholu a SNR vrcholu.



**Obr. 20** Schéma spracovania EEG signálu

**4. Proces rozhodovania príkazu:** Po tom ako EEG spracovanie signálu a určilo frekvenciu a SNR vrcholu v spektre, sa treba rozhodnúť ako spracovať dané informácie. Postupne po skúšaniach a nezdaroch sa mi podarilo napísať algoritmus opísaný nižšie:

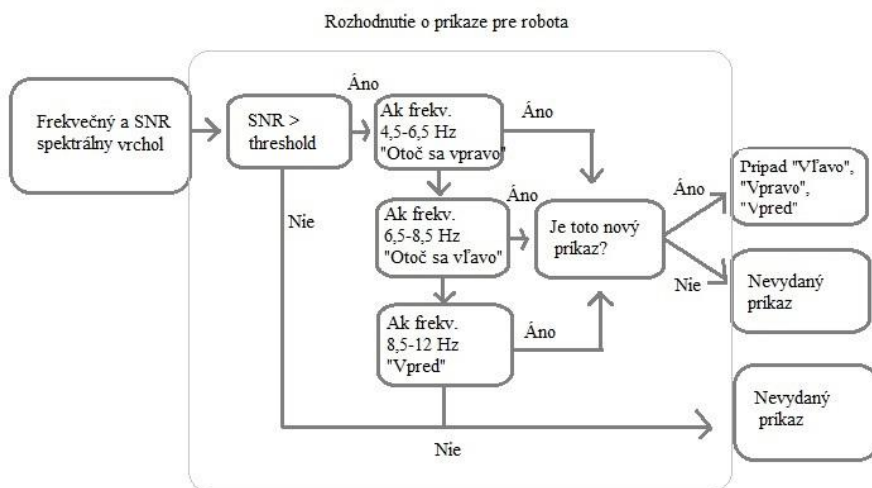
Kontrola SNR: Najprv som zisťoval, či sa daný vrchol v spektre vyskytuje opodstatnene, alebo je len súčasťou šumu. Nechcel som daný príkaz vydať, ak by bol vrchol len súčasťou šumu, pretože by potom moje autíčko vykonávalo príkazy, ktoré som nemal v úmysle vykonať.

Preto som sa rozhodol sledovať SNR spektra, či je daný vrchol legitímny. Ak mal vrchol dostatočnú hodnotu SNR, tak som považoval takýto vrchol za legitímny, ak mal malú hodnotu SNR, tak som takýto vrchol nebral do úvahy.

Kontrola frekvencie: V prípade ak vrchol vyzerá byť legitímny, tak som sa rozhodoval aký príkaz vydať na základe frekvencie vrcholu. Ak bol vrchol v rozsahu frekvencie 4,5 – 6,5 Hz, pozeral som sa na blikajúci objekt obrazovky s frekvenciou 5Hz a následne

počítač vydal príkaz „zatoč v pravo“. V prípade ak bol vrchol v rozsahu frekvencií 6,5 – 8,5Hz, pozeral som sa na blikajúci objekt obrazovky s frekvenciou 7.5Hz, a počítač vydal príkaz „zatoč v ľavo“. Na záver, ak bol EEG vrchol v rozsahu frekvencií 8,5 – 12 Hz, vznikajú Alfa vlny zo zatvorených očí a počítač vykonal príkaz „Pohyb vpred“.

Kontrola nového príkazu: Pred vydaním príkazu som skontroloval, či je príkaz rovnaký ako posledný príkaz, ktorý bol extrahovaný z mojich mozgových vln. Ak bol posledný príkaz rozdielny, tak som daný príkaz vydal. Ak bol posledný príkaz rovnaký, tak som príkaz ignoroval z dôvodu obmedzenia posielania rovnakých príkazov za sebou. Pretože pri simulácii využívam virtuálne stlačenie klávesníc, ak by chodili viac krát rovnaké príkazy obmedzilo by to prácu operačného systému.



**Obr. 21** Rozhodovanie sa o príkaze

Testovací program: Pre potreby testovania príkazov som vytvoril jednoduchý testovací program s názvom „BCI\_TrainingProgram“, ktorým cieľom je vyskúšať si odozvy mozgu na vizuálne stimuly. Opis funkcionality je popísaný v používateľskej príručke. Štvorec sa pohybuje smerom akým mu používateľ zadá pomocou šípok na klávesnici. V aplikácii „OpenBCI\_GUI“ spracúvajúcej EEG signály som využil triedu „Robot“, ktorá obsahuje metódu pre virtuálne stlačenie klávesnice, týmto spôsobom simulujem komunikáciu medzi týmito dvoma aplikáciami. Ak spracovanie EEG signálu vydá

príkaz, to v pozadí znamená, že sa virtuálne stlačí šípka patriaca k danému príkazu, a týmto spôsobom ovládam pohyb štvorca v testovacej aplikácii. Pre prácu s oboma programami treba mať stiahnutý Processing IDE verzia 2.2.1

(<http://processing.org/download/>).

Pre účely vizuálnej stimulácie som použil video, ktoré blikalo v dvoch rôznych frekvenciách, na vytvorenie som použil matlab, scrip sa nachádza v zložke “BCI\_Training” s názvom “blinkmovie”.



# **Záver**

Cieľom diplomovej práce bolo urobiť prehľad o momentálne dostupných BCI riešeniach a preštudovania si problematiky fungovania daných metód.

Následne si vybrať niektoré z riešení a skúsiť ho implementovať najskôr v PC kvôli možnosti vyskúšania si ako reaguje mozog na dané podnety a následne aj realizácia na ľubovoľnom podvozku.

V praktickej časti som pokračoval v implementácii konkrétneho zariadenia, tak aby som bol schopný spracovať signály snímané z mozgu a následne sa rozhodnúť, aký príkaz chcel operátor vykonať. Tieto poznatky je možné v budúcnosti využiť pri experimentálnom ovládaní akéhokoľvek robotického zariadenia a posúvať tým HMI v robotike ďalej. Verím, že poznatky daného typu sa raz budú vedieť úspešne uplatniť hlavne v rámci HMI v zdravotníctve, kde môžu pomôcť širokej škále pacientov z rôznymi stupňami ochrnutosti, čo by mohlo znamenať značný prínos pre ich kvalitu života.

# Referencie

- [1] Vague, 1999, The History of EEG Hans Berger, Journal of Neurotherapy: Investigations in Neuromodulation, Neurofeedback and Applied Neuroscience, 3:2, DOI: 10.1300/J184v03n02 01
- [2] Hrazdira, 2001, Lekárská biofyzika a přístrojová technika, 1.vydání, Brno: Neptun, 2001, ISBN: 80-902896-1-4
- [3] Mysliveček, 2009, Základy neurovědy, 2. Vydání, Praha: Triton, ISBN: 978-80-7387-088-1
- [4] Venkatasubramanian a kol, 2013, A methodology to extract information from the Brain Waves in a multi-core environment, International Journal of Engineering and Technology, Vol 5, No 2, ISSN: 0975-4024
- [5] He a kol., 2013, Neural Engineering, Springer Science + Business Media New York, DOI 10.1007/978-1-4614-5227-0\_2
- [6] Szafir, 2009, Non-invasive BCI through EEG, An exploration of the Utilization of Electroencephalography to create thought-based brain-computer interfaces, Senior honor thesis, Boston College, Computer Science Department
- [7] Cannan a Hu, 2009, Human-Machine interaction (HMI): a Survey, Technical Report:CES-508, School of Computer Science and electronic engineering, University of Essex
- [8] Pate, 2014, Brainwriter helps graffiti artist suffering from ALS to draw using OpenBCI, Neurogadget, 2015
- [9] Jan, 2002, Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů, Vyd.2, Brno : VUTUM, 2002, 427s, IBN 80-214-1558-4

- [10] Rozman, 2006, Elektronické přístroje v lékařství, Vyd.1, Praha: Academia, 2006, 406s, ISBN 80-200-1308-3
- [11] Subasi, 2005, Classification of EEG signals using neural network and logistic regression, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Vol 78, strany 87-99
- [12] Schmidhuber, 2015, Deep learning in neural networks : An overview, *Neural Networks*, 61, 85-117
- [13] Belluomo a kol., 2012, Robot control through brain-computer interface for pattern generation, *Complex systems*, 20, Complex systems publications, Inc., 243- 250
- [14] Ferréz a Millán, 2007, EEG-Based Brain-Computer Interaction: Improved accuracy by automatic single-trial error detection, European IST Programme FET Project FP6-003758
- [15] Ferreira a kol., 2008, Human-machine interfaces based on EMG and EEG applied to robotic systems, *Journal of neuroEngineering and Rehabilitation*, 2008, 5:10, doi: 10.1186/1743-0003-5-10
- [16] Varada a kol., 2013, Measuring and processing the brain's EEG signals with visual feedback for human machine interface, *International Journal of Scientific and Engineering Research*, Vol.4, Issue 1, 2013, ISSN 2229-5518
- [17] Chai a kol., 2017, Hybrid brain- computer interface for biomedical cyber-physical system application using wireless embedded EEG systems, *BioMed Eng Online* (2017) 16:5, DOI 10.1186

- [18] Abiyev a kol., 2016, Brain-Computer interface for control of wheelchair using fuzzy neural networks, *BioMed Research International*, DOI 10.1155
- [19] Chai a kol., 2017, Improving EEG-based driver fatigue classification using sparse-deep belief networks, *Original Research*, doi: 10.3389
- [20] <http://openbci.com/>
- [21] <https://processing.org/>
- [22] Min a kol., 2016, Decoding of top- down cognitive processing for SSVEP – controlled BMI, *Scientific Reports*, 6:36267, doi: 10.1038
- [23] Friman a kol., 2007, Multiple channel detection of steady- state visual evoked potentials for brain-computer interfaces, *IEEE transactions on biomedical engineering*, Vol.54, Issue 4, 2007, 742-750, doi: 10.1109
- [24] Schroeder, 1999, Astronimacal optics, *Academic Press*, 433, ISBN> 978-0-12-629810-9
- [25] Kvasnička, 1997, Úvod do teórie neurónových sietí, Vydavateľstvo IRIS Bratislava, ISBN 80-88778-30-1, 1997

# Prílohy

## Príloha A: Technická dokumentácia

### 1. Príslušenstvo

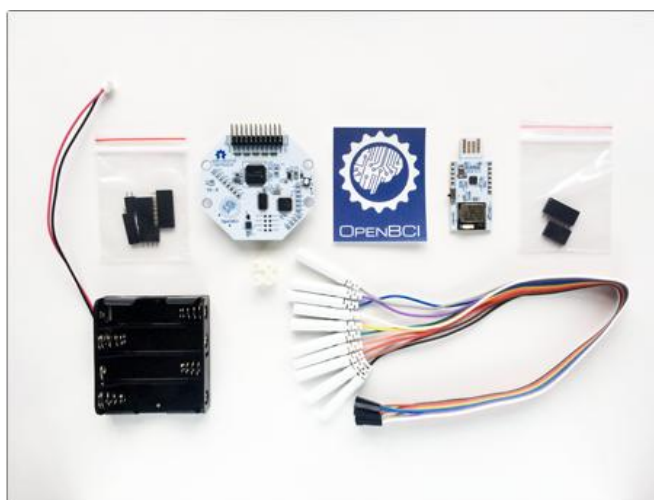
OpenBCI doska

OpenBCI dongle

OpenBCI Electrode Starter Kit, alebo vlastné elektródy

6V AA batérie

x4 plastové nožičky pre stabilizáciu dosky (Obr.1)

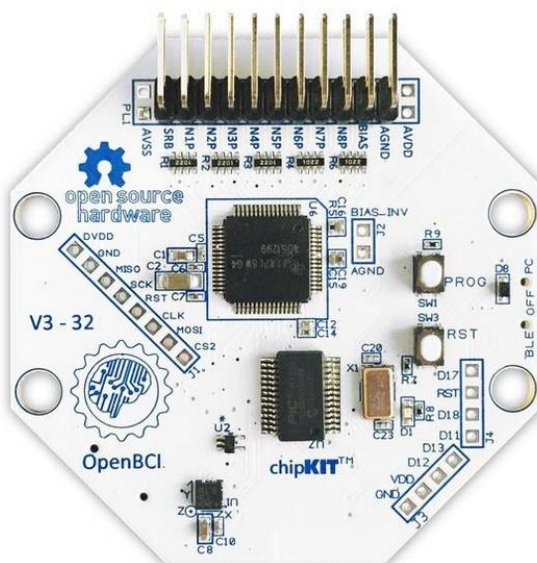


**Obr.1** Príslušenstvo

### Doska

V práci bola použitá doska Cyton Biosensing Board (8 – kanálová) (Obr.2)

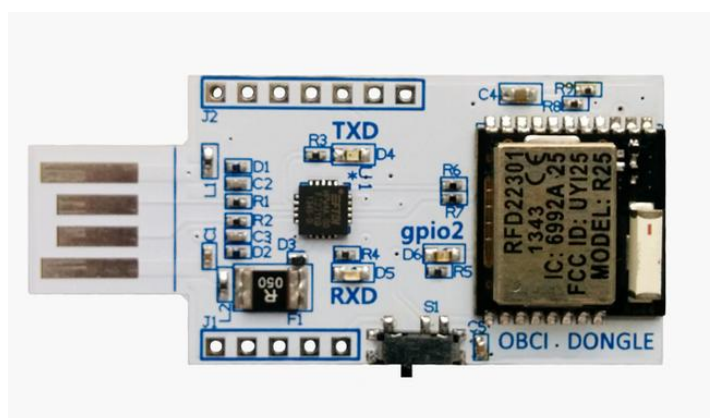
(<http://shop.openbci.com/collections/frontpage/products/cyton-biosensing-board-8-channel?variant=38958638542>).



**Obr. 2** Doska Cyton Biosensing Board (8 – kanálová)

### OpenBCI USB Dongle

Dongle (Obr.3) má integrovanú RFDuino, ktorá komunikuje s RFDuino na Cyton doske. Dongle zriaďuje sériové spojenie s vaším počítačovým on board FTDI čipom. Sériový port sa nazýva /dev/tty\* (ak používate Linux alebo Mac) a COM\* (ak používate Windows). Následne budete spojený so seriovým portom z OpenBCI GUI, alebo iného softvéru, ktorý používate, na rozhranie Cyton dosky.



**Obr. 3** Dongle

## Elektródy a vodivá elektrónová pasta

Najčastejšie sa používa 10 pasívnych zlatých elektród a Ten20 vodivá elektrónová pasta (Obr.4).

Pasta nie je súčasťou balenia, je možné ju objednať z Čiech.

([http://eportal.alien.cz/index.php?page=shop.product\\_details&flypage=flypage.tpl&product\\_id=457&category\\_id=113145&option=com\\_virtuemart&Itemid=1&lang=cs](http://eportal.alien.cz/index.php?page=shop.product_details&flypage=flypage.tpl&product_id=457&category_id=113145&option=com_virtuemart&Itemid=1&lang=cs))

Pre pohodlnejšiu prácu odporúčam kúpiť suché elektródy, ktoré sú potrebné pre využitie headsetu.

(<https://fri-fl-shop.com/product/tde-200/>)

Taktiež pre lepšie pripojenie ušných elektród sú dobré ušné klipsy (Obr.5).

([http://eportal.alien.cz/index.php?page=shop.product\\_details&flypage=flypage.tpl&product\\_id=429&category\\_id=113125&option=com\\_virtuemart&Itemid=1&lang=cs](http://eportal.alien.cz/index.php?page=shop.product_details&flypage=flypage.tpl&product_id=429&category_id=113125&option=com_virtuemart&Itemid=1&lang=cs))



**Obr.4** Elektródy a vodivá elektrónová pasta



**Obr.5** Ušné klipsy

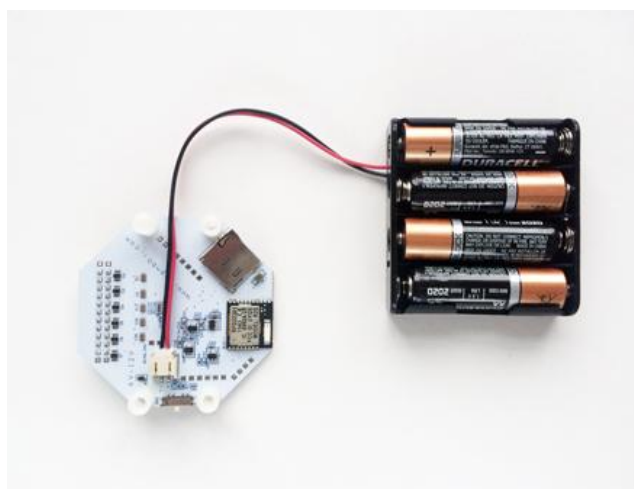
## 6V AA batérie

Cyton dosky majú špecifický rozsah vstupného napätia. Tieto rozsahy vstupného napätia môžu byť umiestnené na zadnej strane dosky, vedľa napájacieho zariadenia. Je nutné byť opatrný nezasobovať dosku s napätím nad daný rozsah, pretože by došlo k poškodeniu napájacieho zariadenia dosky. Z tohto dôvodu Vám odporúčam vždy použiť batériový balíček (Obr.6), ktorým obdržíte s OpenBCI kitom.

Pre montáž dosky na headset je potrebné mať napájanie ktoré je možné schovať za dosku, ja som dane napájanie nemal, práca s prilbou nebola príliš praktická.

(<https://www.adafruit.com/product/1578>)

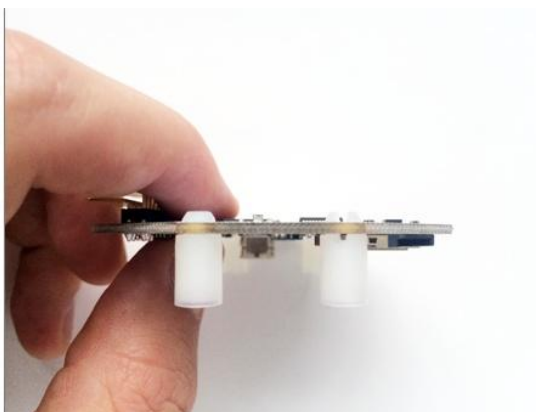
(<https://www.sparkfun.com/products/13851>)



**Obr.6** 6V AA batérie

## x4 plastické nožičky

Cyton kit obsahuje 4 plastové nožičky (Obr.7), ktoré môžu byť vložené do dierok na dosku a poskytujú extra stabilitu počas práce.



**Obr.7** x4 plastové nožičky



## 2. Príprava OpenBCI hardvéru

### **Uistite sa, že FTDI drivery sú nainštalované a aktualizované**

FTDI čipy na OpenBCI dongle vyžadujú nainštalovanie FTDI driver na vaše zariadenie. Pravdepodobne ich máte nainštalované, ak ste už pracovali s Arduino alebo iným USB hardvérom. Môžete si najnovšie FTDI drivery na váš operačný systém stiahnuť na: <http://www.ftdichip.com/Drivers/VCP.htm>. Následne je nutné reštartovať GUI.

### **Zapojenie OpenBCI USB dongle**

Zapojte (prednou stranou nahor) do USB portu (Obr.8) a mali by ste vidieť modré LED svetielko na dongle. Uistite sa, že USB dongle je prepnutý na GPIO 6 a nie na RESET. Prepínač by mal byť umiestnený bližšie k počítaču.



**Obr.8** Zapojenie dongle

### **Prepnutie Cyton doska na PC**

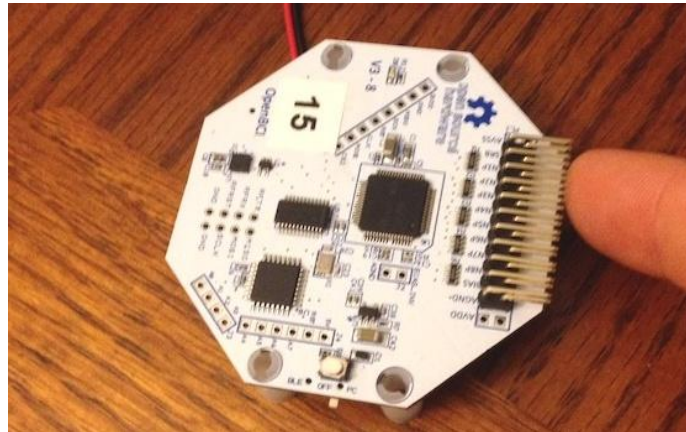
Uistite sa, že hýbete malým vypínačom na pravej strane dosky z OFF na PC. Akonáhle vykonáte tento pohyb, modré LED svetlo trikrát zabliká. Ak nie, stlačte reset naľavo. Ak LED svetlo stále neblinká, skontrolujte batérie.

Je dôležité zapojiť dongle ešte predtým ako zapnete Cyton dosku. Niekedy ak je dátový tok pokazený, budete potrebovať odpojiť USB dongle a vypnúť Cyton dosku.

## Oživenie OpenBCI

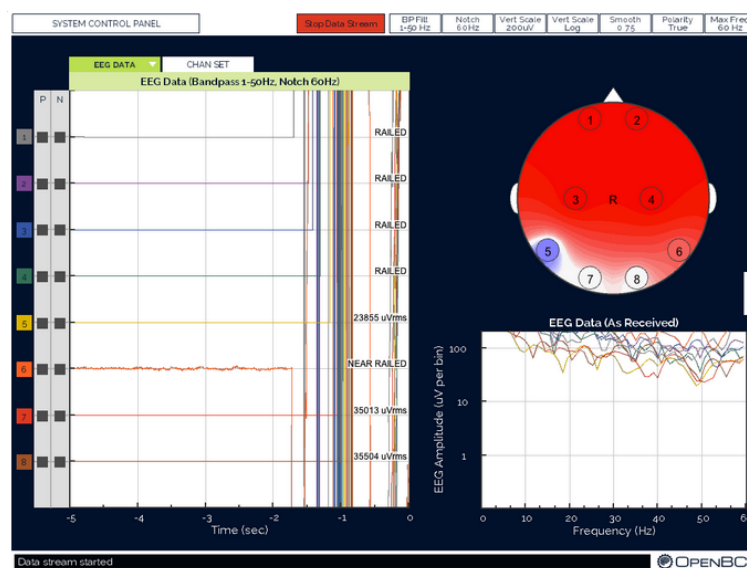
Akonáhle je GUI úspešne pripojený k Cyton doske, kliknite niekam mimo SYSTEM CONTROL PANELa na prístup reštartovania vlastnosti GUI.

Stlačte svetlo zelenú Start Data Stream kolónku a začnite vysielat' naživo dáta z Vašej Cyton dosky. Uistite sa, že doska odpovedá, skúste prejsť prstom v blízkosti elektród na doske (Obr.9).



**Obr.9** Testovanie odpovede elektród dosky

Potom by ste mali vidieť 8 kanálov na EEG dáta (Obr.10), ktoré chaoticky odpovedajú na pohyb Vášho prsta. Headplot na pravej strane GUI by mal byť plne saturovaný. Ostatné traccs FFT grafu by mali byť okamžite posunuté nahor. Ak nastane tento prípad, tak ste úspešne pripojili Cyton dosku a je možné ju používať.



**Obr.10** GUI pri prechode prsta pri elektródach

### 3. Zapojenie subjektu k OpenBCI

#### Príslušenstvo

Ten20 vodivý elektródový gél

Cyton doska, USB dongle, batériový balík, x4 AA batérie

2x kábel s koncovkou touch proof 1,6mm (súčasť kitu)

2x ušné klipsy

1x suchá EEG elektróda (TDE-200) (Obr.11)



**Obr.11** Suchá EEG elektróda

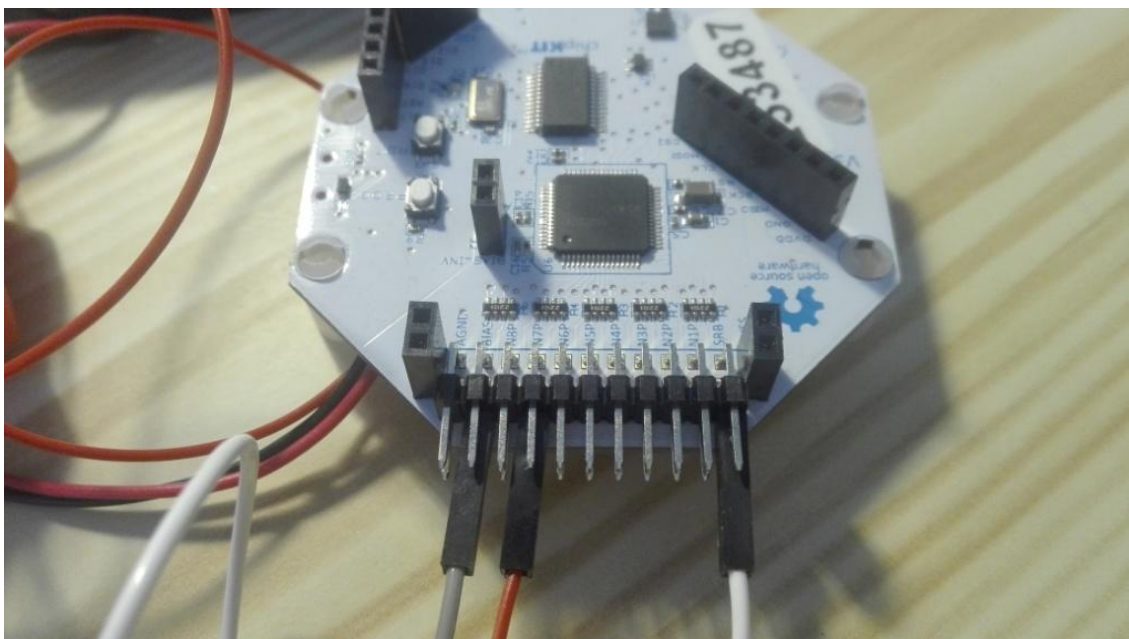
#### Pripojenie elektród k OpenBCI

Zapojte bielu elektródu do SRB2 pinu (spodný SRB pin). SRB2 pin je štandardný referenčný pin pre OpenBCI vstupné kanály.

Zapojte šedú elektródu na spodný BIAS pin. BIAS pin je podobný uzemňovaciemu pinu bežného EEG systému, ale používa deštruktívne techniky interferenčných kriviek na eliminovanie hluku v bežnom režime všetkých aktívnych kanálov.

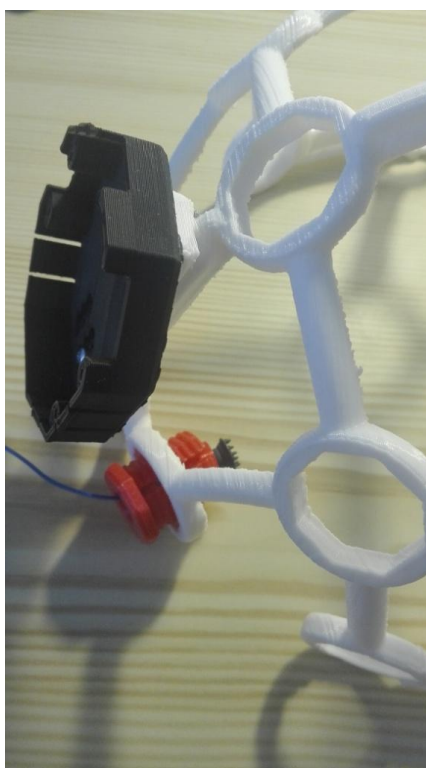
Zapojte červenú elektródu do 7N pinu (spodný pin N7P vstupu.) (Obr.12)

Spodné piny sú (N) vstupy, a vrchné piny sú (P) vstupy. Štandardné nastavenia dosky na N kanáloch sú SRB2. SRB1 môže byť tiež použitý ako referenčný, ale v prípade ak je aktivovaný, tak sú aktívne všetky kanály. Ak používame SRB1 ako referenčnú elektródu, P vstupy musia byť použité ako iné vstupy na meranie potenciálového rozdielu. Na druhej strane, jednotlivé kanály môžu byť odobraté z SRB2 a potom sú skúmané ako jedinečné napäťové potenciály medzi N a P pinmi kanálov.



**Obr.12** Zapojenie do pinov v OpenBCI

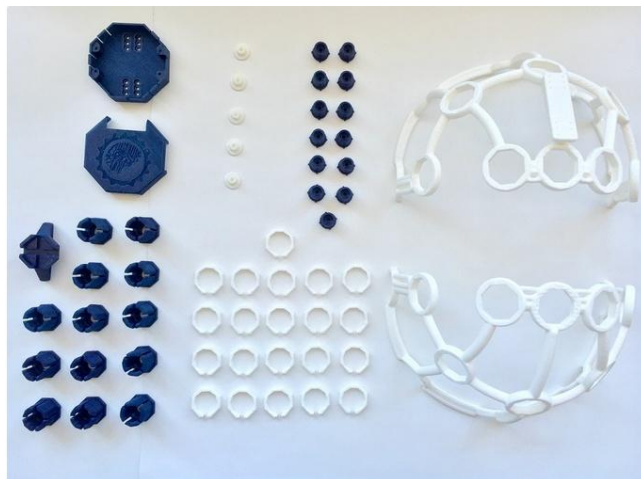
Pre naše účely som použil na headsete pripojenú iba jednu elektródu v oblasti O1 (Obr.13), ale v návode je zobrazené zloženie headsetu so všetkými elektródami.



**Obr.13** konfigurácia nášho headsetu

### Výroba headset príslušenstva

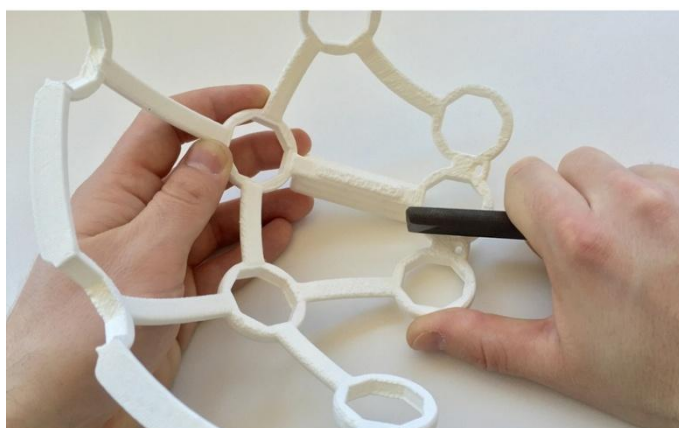
Ultrakortex je open – source projekt, ktorý pozostáva z 3D plastového headsetu (Obr.14), ktorý je určený na prácu s OpenBCI systémom.



**Obr.14** Komponenty potrebné na poskladanie headsetu

### Návod na montáž headsetu

Odstránenie prebytočných podporných materiálov a kazov po 3D tlači pomocou brúsneho papiera (Obr.15).



**Obr.15** Odstraňovanie prebytočného materiálu na headsete

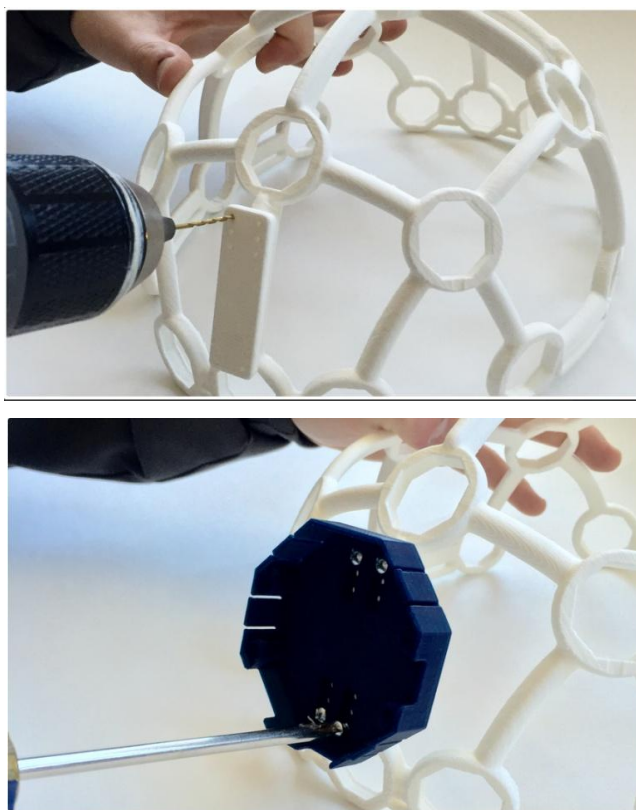
Spojenie prednej a zadnej strany headsetu pomocou lepidla (Obr.16). Najlepším spôsobom je priloženie oboch častí k sebe na rovnej podložke a jemné pritlačenie k sebe.





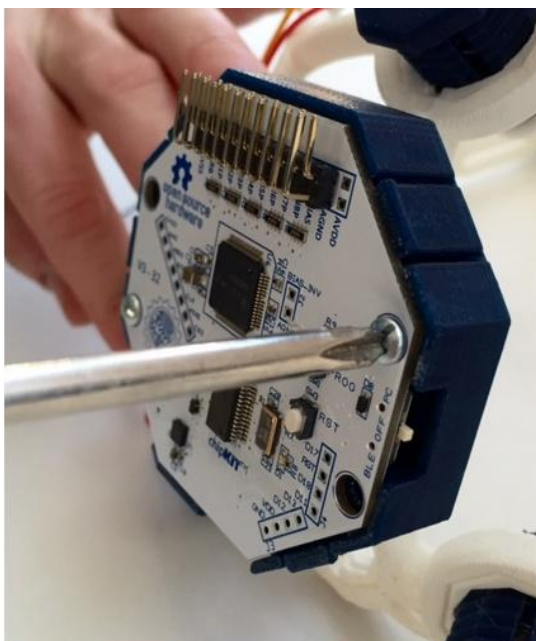
**Obr.16** Zlepenie prednej a zadnej časti pomocou lepidla

Následne treba navŕtať diery do headsetu na umiestnenie držiaka na dosku (Obr.17).



**Obr.17** Navŕtanie dier a montáž držiaka na dosku

Ďalším krokom je pripojenie 500 mA lítiovej batérie k OpenBCI doske. Batériu založte za dosku ešte predtým ako dosku vložíte do držiaka na headsete (Obr.18).



**Obr.18** Montáž OpenBCI dosky do držiaka na headsete

Systém 10-20 sa využíva na rozmiestnenie elektród na headsete, pričom jednotlivé kanály odpovedajú vybraným oblastiam.

Kanál 1- Fp1

Kanál 2 – Fp2

Kanál 3- C3

Kanál 4 – C4

Kanál 5 - P7

Kanál 6 – P8

Kanál 7- O1

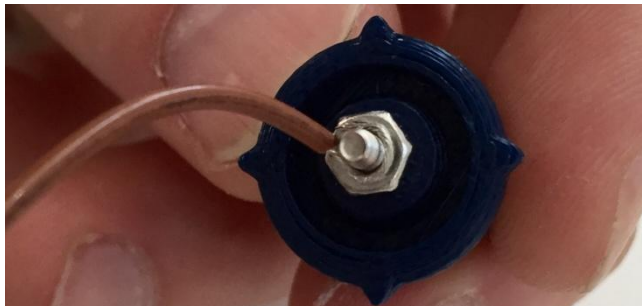
Kanál 8 – O2

K montáži elektródovej jednotky je nutné použiť komponenty na Obr.19.



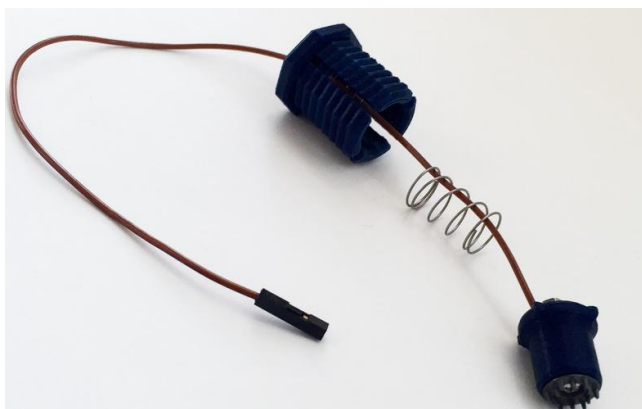
**Obr.19** Komponenty k montáži elektródovej jednotky

Najprv umiestnime elektródu do elektródového držiaka a odstránime pretŕčajúcu časť. Odhalenú kovovú časť káblíka ohneme a obtočíme okolo konca skrutky, ktorým je prichytená elektróda (Obr.20).



**Obr.20** Zapojenie káblíka k elektróde

Kompletnú elektródu vložíme do jednotky, vid' Obr.21.



**Obr.21** Elektróda vložená do jednotky

Po zložením všetkých elektródových jednotiek ich postupne umiestnime do headsetu, Obr.22.



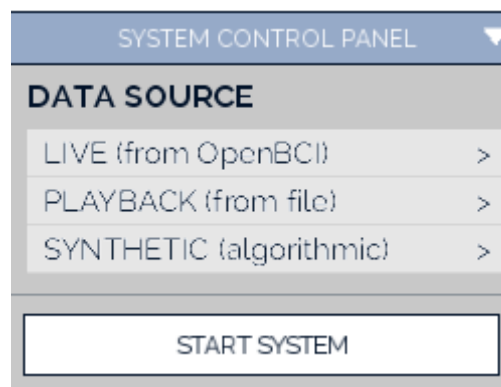
**Obr.22** Vkládanie elektródových jednotiek do headsetu



## Príloha B: Používateľská príručka

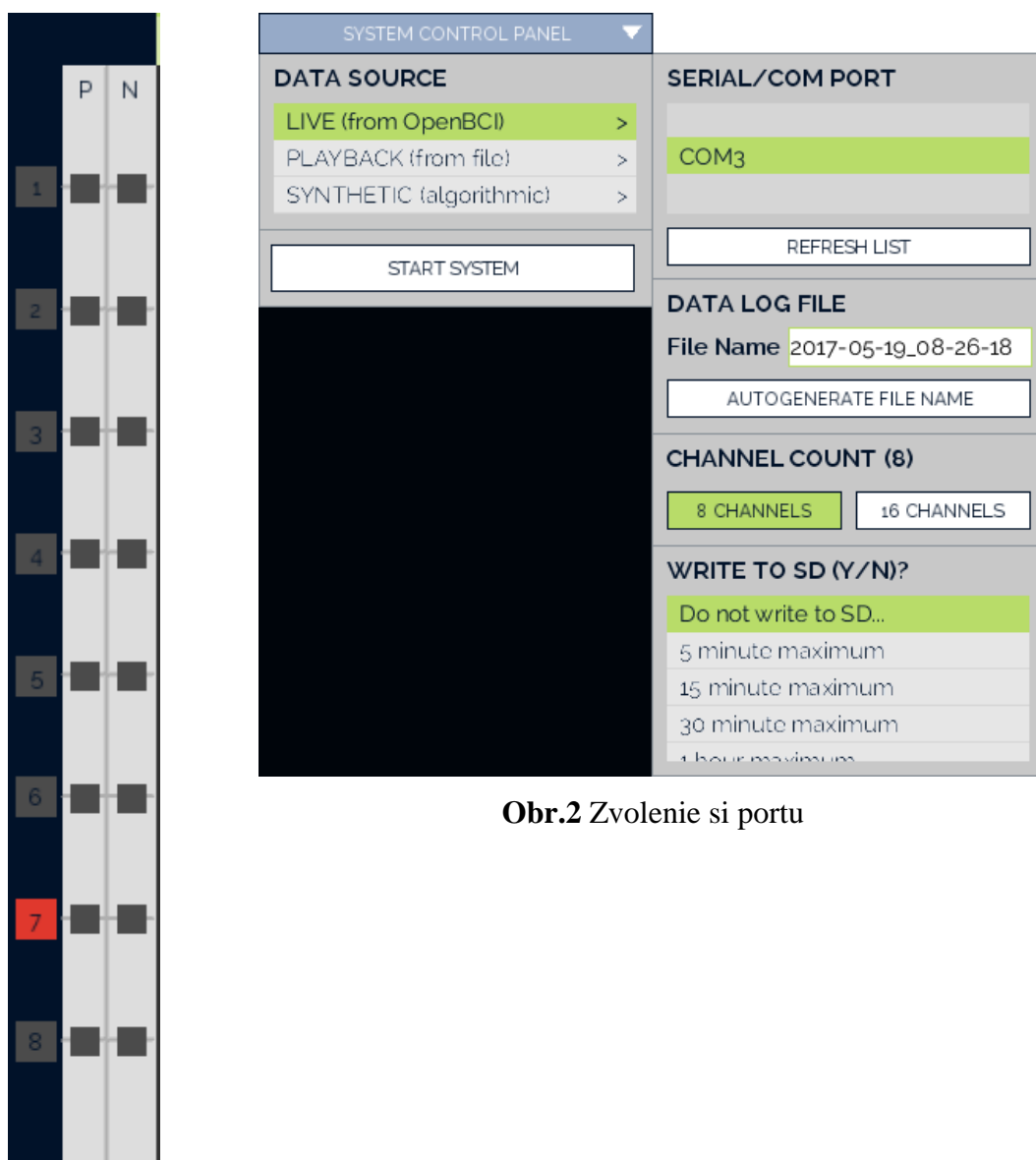
Ak máme zariadenie pripravené podľa opisu v technickej dokumentácii, môžeme začať pracovať so softvérom. Najprv si otvoríme program s názvom „OpenBCI\_GUI.exe“, ktorý sa nachádza v zložke BCI\_GUI.

Otvorí sa okno (Obr.1) a v ľavom hornom rohu vidíme „SYSTEM CONTROL PANEL“, v ktorom si vieme zvoliť zdroj dát na spracovanie, v našom prípade si zvolíme možnosť „LIVE(from OpenBCI)“.



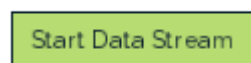
**Obr. 1** System Control Panel

Následne sa objaví okno v ktorom si máme možnosť nastaviť komunikáciu a parametre ukladania dát. Potrebujeme zvoliť port, na ktorom je pripojený USB dongle, v našom prípade zvolíme „COM3“ (Obr.2). Následne si zvolíme počet kanálov, ktoré má naša doska, čiže predvolených 8 kanálov nezmeníme a keďže nepoužívame SD kartu na ukladanie dát zo systému taktiež necháme zvolenú možnosť „Do not write to SD...“. Keď máme všetky parametre nastavené klikneme na tlačidlo „START SYSTEM“.



**Obr.2** Zvolenie si portu

Týmto spôsobom sme sa dostali na hlavnú obrazovku spracovacieho programu. Pre naše potreby nepotrebujeme, aby boli všetky kanály zapnuté, takže ako vidno na obrázku kliknutým na číslo kanálu sa daný kanál vypne a graficky je prezentovaný ako zašednuté políčko. Necháme si zapnutý iba kanál číslo 7. Potom v hornej časti zvolíme tlačidlo s názvom „Start Data Stream“ (Obr.3).



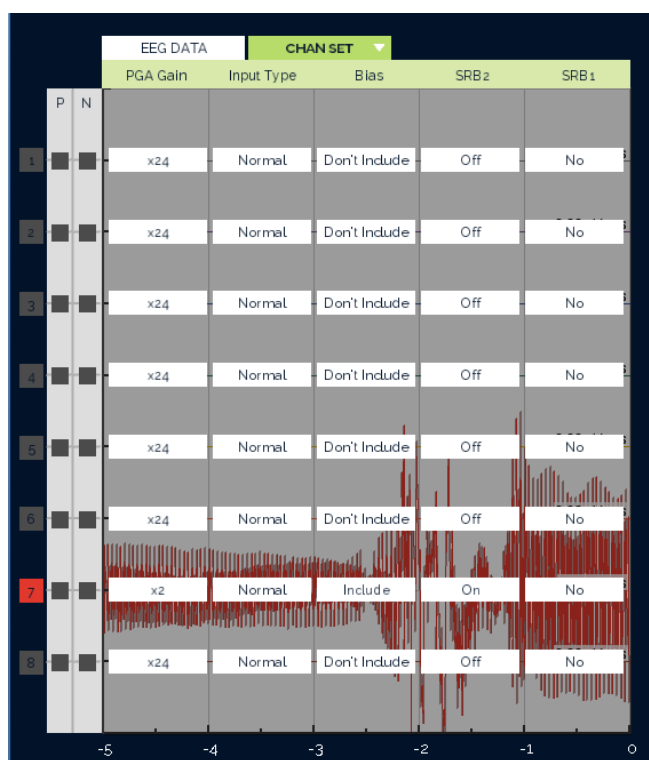
**Obr.3** Tlačidlo Start Data Stream

Okamžite začnú prichádzať dáta z OpenBCI systému, ako môžeme vidieť napätie na elektróde je silno saturované „RAILED“ (Obr.4), je potrebné zmeniť zosilnenie signálu na danom kanály.



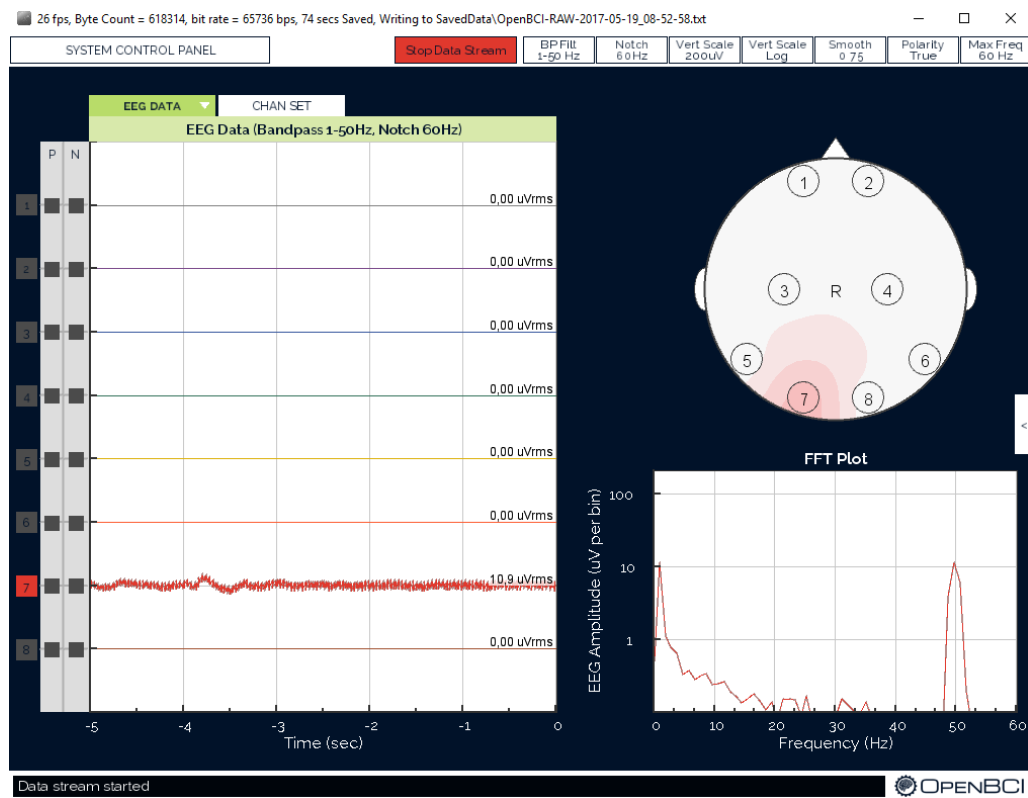
**Obr.4** Saturované napätie

Zosilnenie zmeníme, v tabe „CHAN SET“ (Obr.5), kde v stĺpci „PGA Gain“ nájdeme riadok s našim kanálom a kliknutím na zosilnenie, ktoré je prednastavené na 24x zmeníme na 2x, čo je postačujúce zosilnenie.



**Obr.5** Zmena zosilnenia v Chan Set

Keď máme zosilnenie nastavené, môžeme sa vrátiť späť na tab „EEG DATA“ (Obr.6), kde sa už zobrazuje signál z elektródy v ľavej časti programu, v pravom dolnom rohu sa zobrazuje graf spracovaného signálu po FFT. A v ľavom hornom rohu vidíme, kde na hlave je umiestnená elektróda a jej aktivitu. Čím je signál na elektróde silnejší, tým viac je oblasť elektródy červená.



**Obr.6 EEG data**

Program spracovania EEG signálu je nastavený a beží, teraz v zložke s názvom „BCI\_Training“ otvoríme aplikáciu s názvom „BCI\_TrainingProgram.exe“. Aplikácia je veľmi jednoduchá, biely štvorec (Obr.7) pohybujúci sa konštantnou rýchlosťou, ktorý mení smer podľa stlačenej šípky na klávesnici. Šípku stačí stlačiť a pustiť, smer sa ostane držať sám. Aby aplikácia správne pracovala, treba byť kliknutý v okne tejto aplikácie. Pre overenie správnosti okna, v ktorom sa nachádzame môžeme skúsiť ovládať štvorec fyzicky klávesmi. Treba spustiť video nachádzajúce sa v zložke „BCI\_Training“ s názvom „TwoSpeedMovie\_10HzToggle\_6.67HzToggle“, ktoré slúži ako vizuálna stimulácia.



**Obr.7** Biely štvorec