



# Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně

## Fakulta aplikované informatiky

Disertační práce

### **Řízení systémů pomocí aktivizace mozkových center**

**Control Systems by Means of Activation of Brain Centers**

Autor:

**Ing. Roman Žák**

Studijní program:

Inženýrská informatika

Studijní obor:

Inženýrská informatika

Školitel:

prof. Mgr. Roman Jašek, Ph.D.

Zlín, Červenec 2017

© Roman Žák

Vydala **Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně** v edici **Doctoral Thesis Summary**.  
Publikace byla vydána v roce 2017

*Klíčová slova: Elektroencefalografie (EEG), Rozhraní mozek – počítač (BCI), Emotiv, Mindstorm EV3*

*Key words: Electroencephalography (EEG), Brain Computer Interface (BCI), Emotiv, Mindstorm EV3*

Plná verze disertační práce je dostupná v Knihovně UTB ve Zlíně.

## **PODĚKOVÁNÍ**

Děkuji především školiteli mé diplomové práce panu prof. Mgr. Romanu Jaškovi, Ph.D. za cenné rady a trpělivost.

Zvláště pak děkuji svým nejbližším a přátelům za pomoc při psaní teoretické části diktováním a za připomínky spojené s testováním a laděním navrženého modelu.

## **ABSTRAKT**

Ke snímání elektrických signálů z mozku se používá zařízení využívající výsledky posledních vědeckých výzkumů v oblasti neuro-technologií. Samotná komunikace je zabezpečována bezdrátovým přenosem signálu ze zařízení do počítače, kde dochází k jeho dalšímu zpracování a případnému využití jak při řízení dalších systémů napojených na výpočetní techniku, tak při ovládání softwaru. Komunikační rozhraní mezi mozkem a počítačem je primárním těžištěm této práce.

## **ABSTRACT**

To capture electrical signals from the brain there exists a device that is using the latest results of neuro-technology scientific research. Communication itself is secured by wireless signal transfer from this device to the computer, where it can be further processed and eventually used to manage other systems connected with computer technology and to control the software. The communication interface between the brain and the computer is a main focus of this work.

## **OBSAH**

PODĚKOVÁNÍ .....	III
ABSTRAKT .....	IV
ABSTRACT.....	IV
OBSAH .....	V
1. ÚVOD.....	1
2. SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY .....	3
3. CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE .....	5
4. TEORETICKÝ RÁMEC .....	6
4.1 Terminologie v oblasti BCI technologii.....	6
4.1.1 Artefakty (Artifacts).....	6
4.1.2 Mozek (Brain) .....	6
4.1.3 EEG, Elektroencefalogram (Electroencephalography) .....	7
4.1.4 ECoG, Electrocorticography .....	8
4.1.5 ERP/EP – Event related Potentials / Evoked Potentials .....	8
4.1.6 fMRI, funkční magnetické rezonance a BOLD (blood oxygen level dependent) .....	8
4.1.7 Neuronová síť.....	9
4.1.8 10-20 systémy .....	9
4.1.9 Rozhraní - Interface.....	10
4.2 Historie BCI.....	10
4.2.1 Invazivní BCI .....	10
4.2.2 Částečně invazivní BCI.....	12
4.2.3 Neinvazivní BCI.....	12
4.2.4 Pokusy na zvířatech.....	13
4.2.5 Začátky výzkumu .....	14
4.2.6 Významné výzkumné úspěchy .....	14

4.2.7	Buněčná kultura BCI .....	16
4.2.8	Technické prostředky BCI.....	16
4.2.9	EMOTIV EPOC headset.....	18
4.2.10	BCI Aplikace .....	20
4.2.11	BCI2000 .....	21
4.2.12	Soft Robotics.....	21
4.2.13	Rehabilitační zařízení .....	22
4.2.14	CAD systémy .....	23
4.2.15	actiCAP .....	24
4.2.16	MoBI (Mobile Brain/Body Imaging) .....	27
5.	ZVOLENÉ METODY ZPRACOVÁNÍ.....	28
6.	EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST .....	29
6.1	Navržení architektury BCI modelu .....	29
6.1.1	Signály vstupu.....	30
6.1.2	Výstupní zařízení .....	33
6.1.3	Propojení vstupu s výstupem .....	33
6.2	Popis řešení.....	35
6.1	Testování BCI v reálných podmínkách.....	39
6.1.1	Testování robota dětmi .....	39
6.1.2	Aplikace 3RO.....	40
6.1.3	Ovládání světla.....	41
6.2	Výsledky.....	42
6.2.1	Nevýhody .....	43
6.2.2	Výhody.....	43
7.	PŘÍNOS PRÁCE PRO VĚDU A PRAXI .....	45
7.1	Nasazení BCI systémů.....	46
7.2	Možnosti využití.....	47

8. ZÁVĚR.....	48
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY .....	50
SEZNAM OBRÁZKŮ.....	54
SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK.....	55
PUBLIKAČNÍ AKTIVITY AUTORA .....	56
ODBORNÝ ŽIVOTOPIS AUTORA.....	58





# 1. ÚVOD

Mozek je velmi složitý systém. „Frontal cortex“ je oblast, která provádí téměř jednu desetinu celkové aktivity mozku, zde jsou zpracovávány všechny vědomé myšlenky a rozhodnutí.

Plánování, modelování svého okolí, interpretace smyslových vstupů až do svého vnímání reality, zpracování paměti a skladování a základní řízení nálad a emocí se vyskytují v mnoha funkčních oblastech rozmístěných po celém mozku včetně „visual cortex“ na zadní straně, „temporal cortex“ po stranách, „parietal cortex“ v horní části mozku a limbického systému hluboko uvnitř mozku. Limbický systém řídí základní nálady a emoce a hlubší kódování dlouhodobé paměti, stejně jako kontrolu základních tělesných funkcí jako je dýchání a srdeční tep.

Většina z těchto hlubších funkcí úzce interaguje s různými částmi mozkové kůry (vnější vrstva, která je přístupná pro měření EEG), avšak interakce je poměrně složitá a distribuovaná. Pro účely mapování správné mozkové činnosti je velmi důležité měření signálů z různých kortikálních struktur nacházejících se po celém povrchu mozku. Není možné, aby tyto signály byly čisté z předních a spánkových oblastí. Stanovení úplného duševního stavu uživatele lze velmi těžce aproximovat.

Při správném pokrytí a uspořádání elektrod je možné rekonstruovat zdrojový model všech důležitých oblastí mozku a vidět jejich souhrn. Obecně platí, že jsou omezeny na určení úrovně vědomí, množství a intenzitu zpracování a (v některých případech) nerovnováhu levé/pravé hemisféry v čelních signálech. Poskytují velmi omezený a nepřesný pohled na stav mysli uživatele.

V rámci prohlubování znalostí o BCI technologiích je nutné se zabývat zejména studiem dosavadních fyziologických poznatků o lidském mozku. Vědecké disciplíny, které je potřeba ve spojitosti s touto prací studovat, jsou zejména početní neurovědy, neuroinformatika a medicína. První ze zmíněných se pokouší o nalezení matematického a biofyzikálního modelu vhodného k modelování základních dějů v neuronech a neuronových sítích. Jedním z hlavních cílů neuroinformatiky je systematicky vyvíjet databáze pro shromažďování dat získaných o mozku (morfologie, anatomie částí mozku a jejich funkční propojení, elektrofyziologie, mozkové stavy získané pomocí magnetické rezonance apod.) a jejich integrace. Dále se snaží vyvinout nástroje pro modelování, kde je cílem se co nejvíce přiblížit emulaci mozkové činnosti.

Přínos medicíny k celkovému poznání mozku je nezpochybnitelný zejména u jeho fyziologické stavby.

Hlubší analýzu mozkových vln je možné provádět pouze tehdy, je-li k dispozici dostatečné množství dat, které byly naměřeny pomocí EEG (elektroencefalografie). Elektroencefalografie je neinvazivní metoda snímání elektrické aktivity mozku, která je získávána prostřednictvím elektrod přiložených na povrch hlavy subjektu. Měří se zprůměrovaná elektrická aktivita skupiny neuronů (milion a více). Medicína tuto technologii využívá k diagnostice epilepsie, poruch spánku apod. V rámci disertační práce bylo zakoupeno zařízení Emotiv EPOC neuroheadset, který EEG využívá ke snímání elektrické aktivity mozku. V průběhu analýzy bude cílem nalézt charakteristické vzory chování mozku na podněty, které by v rámci BCI bylo možné využít při interakci s následnými systémy. Zde je potřeba brát ohled na fakt, že každý jedinec může na stejný podnět reagovat odlišně, i když v současné době již existují takové podněty, u nichž lze hovořit o možnosti univerzálního využití pro většinu obyvatel světa.

## 2. SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY

Propojení centrální nervové soustavy s uměle vytvořeným systémem je hlavní náplní této práce. Výzkum této oblasti vědy začal v roce 1970. Po letech pokusů na zvířatech se první pracovní experimentální implantáty u lidí objevily v roce 1990. Původní myšlenkou bylo navrhnout náhrady a obnovení poškozených částí mozku jako je sluch, zrak a pohyb – čímž se v dnešní době zabývá neuroprotetika. Díky nedávným pokrokům v oblasti technologií se zjistilo, že je možné sestavit systém bez nutnosti přímého spojení s centrální nervovou soustavou. Snímat elektrickou aktivitu neuronů lze například neinvazivní metodou za pomoci elektrod. Průkopnické výzkumy ukazují, že teoreticky jde spíše o rozšiřující lidské funkce než jen o jejich obnovení.

Mnoho laboratoří a vědeckých týmů po celém světě začalo rozvíjet techniky, které se zabývají řízením systémů prostřednictvím aktivity mozku. Tento druh technologie tzn. BCI systém (Obr. 1) je znám jako rozhraní mezi počítačem a mozkiem (Pfurtscheller, 2000). Jako jeden z prvních ucelených zdokumentovaných principů celé technologie byla sestavena platforma pod názvem BCI2000 (Schalk, 2004).

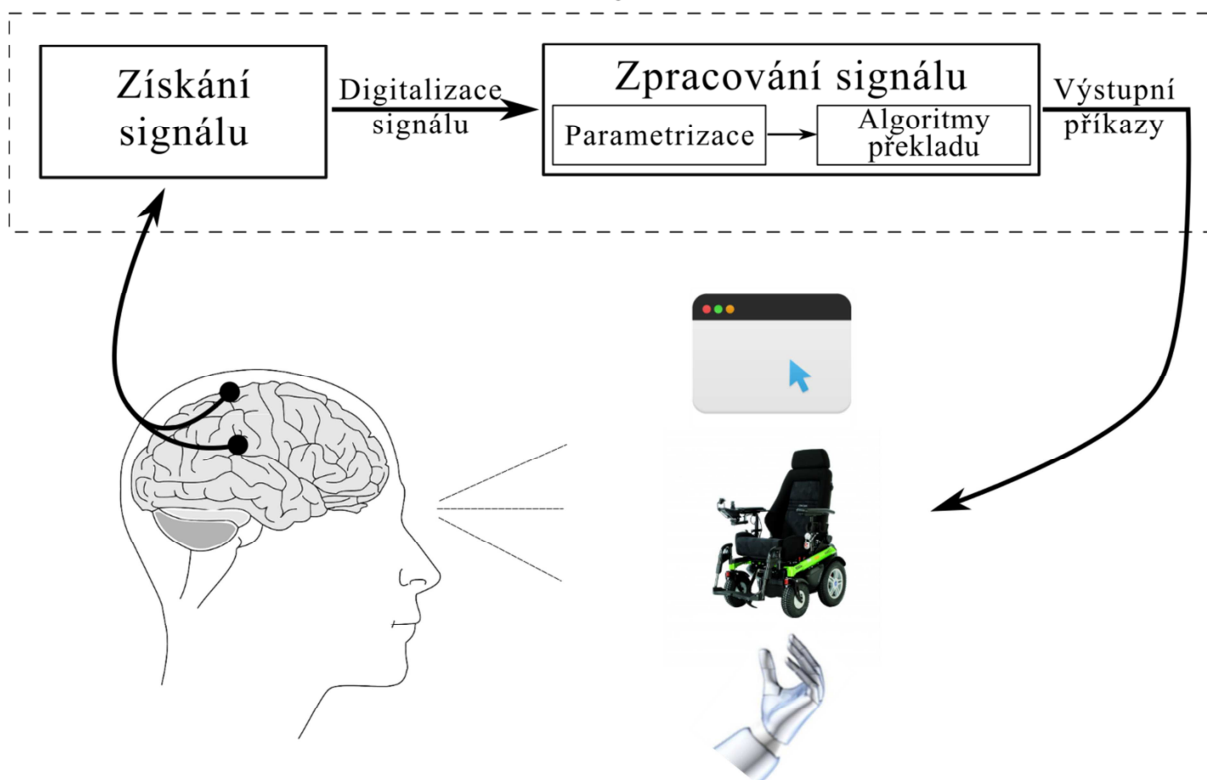
Technologie samotná spadá do několika vědních disciplín. Metod, které měří projevy mozku, je několik (ECoG, EEG, fMRI a BOLD – bude popsáno dále), je tedy zřejmé, že velkou měrou znalosti o mozkové činnosti vycházejí z poznatků medicíny. Dále signály, neboli naměřená data v jakékoliv podobě, mají svou specifickou formu, což spadá do oboru zpracování signálu, fyziky a matematiky. Aby bylo možné rozeznávat dotyčné vzory, musí být zasazeny do problematiky umělé neuronové sítě (Hazrati, 2010; Kaper, 2004; Lotte, 2007). Další klíčovou záležitostí, která nemůže být opomenuta, je komunikační kanál, jež musí být efektivní pro přenos dat. Poslední vědní disciplínou, kterou technologie využívá, je algoritmizace, a to buď softwarů, nebo nasazení zařízení na robotické soustavy.

Cílem celého BCI je výzkum vytvoření nového komunikačního systému, který překládá lidské podněty do řídicích signálů pro výstupní zařízení, jak uvádí skupina mnoha odborníků ve své práci o stavu techniky zpracování signálu a jejich klasifikační metody: The BCI Competition 2003: Progress and Perspectives in Detection and Discrimination of EEG Single Trials (Blankertz, Muller, Curio, Vaughan, Schalk, Wolpaw, Schlogl, Neuper, Pfurtscheller, Hinterberger, Schroder, Birbaumer).

V této specifické oblasti je ve světě poměrně málo řešitelů. Prostřednictvím BCI systémů se měří mozková aktivita, ze které jsou následně odvozeny její specifické vlastnosti, jež jsou dále převedeny na signály vhodné pro ovládání koncového zařízení. Dobrým příkladem je společnost Emotiv, která vyvinula osobní BCI rozhraní pro interakci člověka s počítačem na zmiňovaném principu, které je založeno na zpracování elektromagnetických vln (EEG) z lidského mozku (Emotiv, 2015).

Rozhraní obecně nabízí škálu možných odvětví, ve kterých je možno BCI prakticky využít. Jsou například v komerční sféře – interaktivní aplikace, inteligentní adaptivní prostředí, audio vizuální umění a design, automobilový průmysl, další využití v medicíně, robotice a v neposlední řadě obrovské možnosti ve vědě a výzkumu (Emotiv, 2015; Esfahani, 2011; Fabiani, 2004; Gao, 2003; Guger, 2003; Lal, 2004; Li, 2009; Pozo-Bozos, 2004; Wolpaw, 2003). Výzkumy ukazují, že BCI systémy fungují dobře i v reálném čase pro splnění přísných podmínek za provozu (Guger, 2000 – 2003).

### BCI systém



Obr. 1: Schéma BCI systému. První část: mozková aktivita; druhá část: rozhraní – signal acquisition [získání signálu], digitized signal [digitalizace signálu], signal processing [zpracování signálu], feature extraction [parametrizace], translation algorithm [algoritmy překladu], device commands [výstupní příkazy]; třetí část: aplikace, externí zařízení a komponenty (Wolpaw, 2002)

### 3. CÍLE DISERTAČNÍ PRÁCE

Cílem disertační práce bude zkoumání BCI systémů včetně navržení funkčního modelu a jejich následné otestování. Cílem této práce není vytvořit konkurenční prostředí, ba právě naopak; licence vývoje, která je k dispozici, umožňuje nasadit již zmíněné základní principy dílčích funkčních bloků.

Práce si klade za cíl provést analýzu dalších možností využití technického vybavení nakoupeného v rámci projektů – náhlavní zařízení Emotiv EPOC neuroheadset a robotický systém Mindstorms EV3. Výzkum bude směřován zejména k praktickému uplatnění poznatků získaných v průběhu analýzy. Projekt má dokázat využitelnost BCI na poli vývoje nových aplikací i při interakci s reálnými modely.

V rámci tématu disertační práce je prvním cílem navrhnout vhodnou architekturu uvažovaného BCI modelu, který bude využitelný především v real-time aplikacích. Zde bude nutné zohlednit synchronizaci komunikace mezi vstupem (EEG snímač) a výstupem (robot) tak, aby k odezvě robota na zvolenou aktivitu docházelo v nejkratším možném čase.

Dalším cílem je z navržené architektury vyvinout funkční prototyp, jehož funkcionalita bude následně ověřena řadou testů. Testy budou navrženy tak, aby byly prověřeny reakce výstupního zařízení na předem definované mozkové podněty (pohyby úst, očí, obočí apod.). Cílem testů bude také odhalit reálné parametry navrženého systému s ohledem na jeho potenciální využití v reálném čase.

Cílů bude dosaženo studiem poznatků zkoumané oblasti. Dílčí výsledky budou řádně testovány a odladěny.

Očekává se, že disertační práce ověří platnost následujících předpokladů:

- Je možné navrhnout vlastní model BCI na předem daných požadavcích.
- Navrhovaná architektura poskytuje a splňuje spolehlivou funkcionalitu v reálném čase tak, jak vyplývá z jiných výzkumů.
- V již sestaveném prototypu lze najít další uplatnění se splňujícími podmínkami pro obecný princip BCI.

## 4. TEORETICKÝ RÁMEC

### 4.1 Terminologie v oblasti BCI technologií.

Technologie BCI je natolik rozsáhlá, že zahrnuje terminologie ze spousty různých oborů. Co se týče architektury rozhraní mozek – počítač, takřka neexistuje žádný přehled všech termínů a zkratek pro tuto oblast výzkumu, v českém jazyce nevyjímaje. Z tohoto důvodu jsou dále definovány pojmy, které logicky náleží k této technologii.

#### 4.1.1 Artefakty (Artifacts)

Artefakt je nežádoucí signál v EEG záznamu. Druhy těchto signálů jsou buď tzv. technické artefakty typu EEG síťové rušení, síťový brum, šum přístroje, elektrostatické potenciály nebo biologického charakteru např. svalová aktivita, mrkání očí, dýchání apod. Aby byl signál potlačen, musí být použit specifický filtr z výpočetního hlediska dostatečně rychlý a přesný na to, aby nepoškozoval žádoucí stopu signálu, což do značné míry komplikuje jeho návrh.

#### Biologické artefakty:

- Artefakty vyvolané pohybem očí – oko generuje při svém pohybu elektrický dipól, což má za následek značně vysoké amplitudy v měřeném signálu. Ač se to zdá jako rušivý element, tak pro potřeby BCI aplikací je tento podnět dobře využitelný.
- Artefakty srdeční aktivity – na záznamu se projevuje i signál s kmitočtem srdečních stahů. Dotyčná amplituda signálu je však velice nízká, tvar signálu připomíná hrot, který je jedním z faktorů naznačující často např. epilepsii.
- Artefakty vyvolané svalovou aktivitou – příčinou je elektrické pole, generované při kontrakci svalů. Asi nejběžnější vyskytující se jev v EEG záznamech.

#### 4.1.2 Mozek (Brain)

Mozek je jedna z nejsložitějších struktur v nám známém vesmíru. V tomto kontextu je brán jako nervový organický systém, ne však z pohledu mysli.

K účelu měření existují komerční dostupné přístroje, které umožňují spolehlivé měření signálů. Nejčastější a uživatelsky přívětivá je neinvazivní metoda EEG (více o ní v kapitole 4.2 Historie BCI), další techniky jsou pro úplnost také ve stručnosti uvedeny. Pro větší přesnost je možné tyto metody kombinovat. V celém rozsahu práce bylo ke snímání vybráno zařízení EPOC

Emotiv headset, jež má řadu výhod, které již v sobě zahrnují vyřešené elementární zpracování snímaného signálu. Takže s jeho pomocí není již třeba pracovat se surovými daty. Jde jen o to, jak se naměřená data dají použít dále.

Byť je spektrum těchto dat z mozku možné využívat v mnoha a mnoha realizacích, není příliš snadné pochopit veškerý význam celého signálu i za předpokladu, že procento šumu je minimální (Lotte, 2007).

### **4.1.3 EEG, Elektroencefalogram (Electroencephalography)**

EEG je záznam časové změny elektrického potenciálu způsobeného mozkovou aktivitou. Tento záznam je pořízen standardní neinvazivní metodou elektrické aktivity centrálního nervového systému. Nedostatkem této metody je sumace neuronových signálů. Každá aktivní synapse při vzruchu vyšle do prostředí elektromagnetický puls. Hlavním zdrojem EEG je elektrická aktivita synapto-dendrických membrán v povrchových vrstvách kortexu. Počty těchto pulsů jsou ve vysokých řádech a také jejich lokalizace v rámci celé hlavy není možné zachytit jen několika snímači na pokožce hlavy.

Aktivita EEG signálu je zpravidla snímána ve čtyřech základních kanálech: (Krajča, 2011)

- Alpha (8 – 13 Hz)
- Beta (14 – 30 Hz)
- Theta (4 – 7,5 Hz)
- Delta (0,5 – 4 Hz)

### **Specifikace frekvencí mozkových oscilací**

Obecně platí, že frekvence mozkových kmitů je v negativní korelaci s jejich amplitudou, což znamená, že amplituda výkyvů klesá s rostoucí frekvencí. Například Rolandic *mu* rytmus s frekvencí mezi 8 a 13 Hz má větší amplitudu než centrální beta rytmus, který má frekvenci kolem 20 Hz. Beta rytmus má opět větší amplitudu než oscilaci, má kolem 40 Hz. Vzhledem k tomu, že amplituda oscilace je úměrná počtu synchronně aktivních neurálních prvků, obsahují pomalu oscilující buněčné sestavy více neuronů než rychle oscilující buňky. To platí nejen při porovnávání oscilace kolem 10, 20 a 40 Hz, ale také pro složky v jednotlivých frekvenčních pásmech. S rostoucím počtem propojovacích neuronů a se zvyšujícím se počtem souvisle aktivovaných neuronů se amplituda zvyšuje a frekvence klesá.

#### 4.1.4 ECoG, Electrocorticography

Jde o invazivní metodu, kde je jedna z elektrod implantována uvnitř lebky a druhá se nachází zcela mimo mozek. Technologie ECoG (Electrocorticography) používá ke své činnosti elektrody umístěné přímo na obnaženém povrchu mozku. K jejich umístění je vyžadován chirurgický zákrok (kraniotomie). Signál je silnější než u neinvazivních metod a je zároveň méně citlivý na tvorbu zjizvené tkáně (Hiremath et al, 2015).

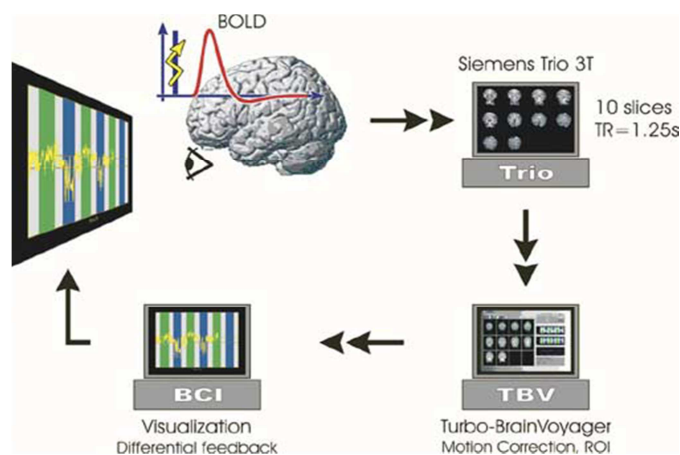
#### 4.1.5 ERP/EP – Event related Potentials / Evoked Potentials

ERP (event-related potential) je jakákoli stereotypní elektrofyziologická odpověď na vnitřní nebo vnější podněty. Je to měření odezvy mozku, které je přímým důsledkem procesu myšlení a vnímání (Oostenveld, 2001; Brainproducts.com, 2017).

#### 4.1.6 fMRI, funkční magnetické rezonance a BOLD (blood oxygen level dependent)

Na základě funkční magnetické rezonance (fMRI) se zaznamenává činnost celého mozku neinvazivně ve vysokém prostorovém rozlišení. Oproti EEG, měří fMRI kyslík v krvi tzv. metoda BOLD (blood oxygen level dependent) a signály jsou korelovány.

Příkladem je nastavení a tok dat u fMRI BCI. Naměřená hemodynamická odezva je zpožděna o přibližně 3 - 6s od neuronové aktivity. Data jsou načítána přes LAN a provádí se předzpracování a statistika analýzy dat. Průběh signálu je exportován do vizualizačního softwaru, který poskytuje zpětnou vazbu subjektu prostřednictvím video vizualizace, jak je znázorněno na schématu (Obr. 2) (Weiskopf, 2004).



Obr. 2: Průběh zpracování signálu fMRI s BOLD (Weiskopf, 2004).



#### 4.1.7 Neuronová síť

Neuronová síť je algoritmus, který napodobuje činnost lidského mozku. Již v dřívějších dobách bylo zjištěno, že mozek je tvořen velkým množstvím vzájemně propletených buněk, které nazýváme neurony, jež spolu komunikují pomocí elektrických impulzů. S neuronovou sítí úzce souvisí pojem umělá inteligence, který výsledky takového snažení někdy více a někdy méně reprezentuje. Princip neuronových sítí je v dnešní době implementován v řadě dostupných analytických a rozhodovacích softwarů a v různých oborech lidské činnosti podává extrémně dobré výsledky, tedy ve srovnání se „standardními“ typy rozhodovacích algoritmů (StatSoft.cz, 2013).

Neuronové sítě se používají k rozpoznávání signálů, a to při fázi zpracování signálu v modelu BCI2000 je to Signal Processing. Signál již musí být předzpracován tak, aby neuronová síť mohla použít své předdefinované postupy.

#### 4.1.8 10-20 systémy

Elektrody jsou na hlavě rozmístěny obvykle na standardizovaných pozicích, které jsou dány mezinárodním 10 – 20 systémem (Homan, 1987) nebo jeho modifikací (MCN – Modified Combinatorial Nomenclature) (Oostenveld, 2001), která je určena pro měření podrobnějšího EEG signálu z většího počtu elektrod. Číslice v názvu systému odkazují na fakt, že skutečná vzdálenost mezi sousedními elektrodami je rovna 10% nebo 20% z celkové šířky popřípadě délky lidské lebky. Oba systémy tak přináší metodiku pojmenování pozic jednotlivých elektrod (Interpreting EEG Functional Brain Activity, 2004).

Název pozice je složen ze dvou částí. První část odkazuje pomocí písmen na konkrétní mozkový lalok: F – čelní, T – spánkový, C – centrální, P – parietální a O – týlní. Vzhledem k tomu, že v mozku neexistuje žádný centrální lalok, je nutné dodat, že písmeno C je použito pouze pro identifikační účely. V písmenném označení je dále používáno i písmeno A, které odkazuje na elektrody umístěné na pomyslné středové linii; konkrétně jde o oblast v okolí ušního boltce. Dále jsou definovány i pozice s označením Pg (oblast v okolí nosohltanu) a Fp (oblast v okolí čelní oblasti mozku). Druhá část pak pomocí čísla odkazuje na pozici v pravé/levé hemisféře; sudá čísla (2, 4, 6, 8) označují pozice v pravé hemisféře, zatímco lichá čísla (1, 3, 5, 7) v levé.

MCN systém popisuje nové pozice, které jsou lokalizovány vždy v půli cesty mezi pozicemi, které byly popsány v původním 10 – 20 systému. Tyto nové pozice jsou od sebe opět vzdálené o 10% z celkové vzdálenosti mezi krajními

body lebky subjektu. Nové pozice si vyžádaly řadu změn ve značení jednotlivých lokací. Zatímco pro pozice v levé hemisféře bylo nutné k číselné části přidat pouze číslo 9, písmenná část si vyžádala výraznější změny. Pozice jsou označovány pomocí dvou písmen, které udávají, mezi kterými dvěma původními pozicemi se nová lokace nachází. Například FC je oblast mezi původní čelní (F) a centrální (C) oblastí. Jedinou výjimkou je AF, které označuje oblast mezi Fp a F. Pro účely MCN systému musely být navíc přejmenovány čtyři body z původního 10 – 20 systému (T3, T4, T5 a T6) na T7, T8, P7 a P8 (DIY, 2012).

Z každé elektrody je naměřena elektrická aktivita mozku, jejíž napěťová úroveň se pohybuje v řádech jednotek až stovek  $\mu\text{V}$ . Získaný signál je však nestacionární a jeho statistické vlastnosti jsou závislé jak na konkrétním subjektu, tak i na konkrétní pozici elektrody.

#### **4.1.9 Rozhraní - Interface**

Spojuje zdánlivě neslučitelné - analogické biologické signály na straně jedné a uměle vytvořené elektrické signály na straně druhé.

### **4.2 Historie BCI**

Historie BCI je velmi rozmanitá a plná zlomových okamžiků. Za celou dobu vývoje BCI vznikly následující tři základní typy BCI systémů: invazivní, částečně invazivní a neinvazivní. Jednotlivé typy se technicky odlišují použitým rozhraním. Každý z nich má své výhody i nevýhody, které předurčují daný typ pro použití na určité kategorie úloh. V následujících podkapitolách jsou jednotlivé typy BCI systémů charakterizovány podrobněji. Pro ilustraci je na Obr. 1 v úvodní kapitole zobrazeno schéma obecného principu BCI systému. K obecnému schématu BCI systému lze v této chvíli poznamenat, že v části získávání signálu se mohou uplatnit již zmíněné typy rozhraní. Bližší popis systému BCI bude uveden později.

#### **4.2.1 Invazivní BCI**

Invazivní BCI má název podle přímé implementace do šedé kůry mozkové během neurochirurgického zákroku. Tento způsob má výhodu v tom, že signály mají nejlepší kvalitu. Invazivní BCI se zaměřuje na léčby poškozeného zraku. U uvedených zákroků je zvýšené riziko poškození mozkové tkáně, což způsobuje nejen zeslabení signálu, ale také nevratné poškození mozku.

Vědeckou metodou je léčení zraku oslepených osob bez vrozených vad. Jedním z prvních vědců, který se úspěšně zabýval touto metodou je soukromý badatel William Dobbelle (Kumar, 2008).

První Dobbellův prototyp byl implantován v roce 1978 muži jménem Jerry, který oslepl v dospělosti. BCI zařízení obsahovalo 68 elektrod. Toto zařízení bylo implantováno Jerrymu do zrakové kůry a pomocí vjemu navodilo pocit viděného světla. Toto zařízení bylo součástí systému tehdejších televizních kamer umístěných na brýle. Tento systém kamer posílal signál do implantátu. Zpočátku implantát dovoľoval Jerrymu vidět v odstínech šedé v omezeném zorném poli. Systém pracoval při nízké snímkovací frekvenci. Díky minimalizaci a postupnému zvyšování rychlosti počítačů se vyrobilo lépe přenositelné umělé oko, které umožňovalo provádět jednoduché úkoly bez pomoci (Kumar, 2008).

V roce 2002 se stal Jens Neumann, který byl také v dospělosti oslepen, prvním ze série 16 platících pacientů, kteří začali využívat Dobbellův implantát druhé generace, což bylo první komerční využití BCI technologie. Tato druhá generace zařízení používala sofistikovanější implantát umožňující lepší zmapování vjemů do podoby promyšlené vize. Zrakové vjemy jsou rozprostřeny po celém zorném poli. Tento efekt vědci nazývají „starry-night effect“ (Kumar, 2008).

BCI zaměřené na motorické neuroprotézy mají za cíl obnovit pohyb ochrnutých jedinců nebo zprostředkovat komunikaci s počítačem nebo robotickou končetinou.

Vědci z Emory University v Atlantě pod vedením Philipa Kennedy a Roye Bakay, nejprve instalovali do mozku člověka implantát, který produkoval dostatečně kvalitní signály, na to aby stimulovaly pohyb. Jejich pacient Johnny Ray byl po mrtvici mozkového kmene. Rayovi zavedli implantát v roce 1998. Ray se nakonec naučil ovládat kurzor počítače (Kumar, 2008).

Ochrnutý Matt Nagle se stal první osobou, která ovládala umělou ruku pomocí BCI v roce 2005. Implantát se 96 elektrodami byl umístěn do precentral gyrus (oblast motorické kůry pro pohyb paží). Braingatův implantát dovoľoval ovládání robotického ramene tím, že dotyčný myslel na to, kam paží pohne, stejně jako na ovládání počítačového kurzoru, světel či TV (Kumar, 2008).

### 4.2.2 Částečně invazivní BCI

Částečně invazivní BCI zařízení jsou implantovány dovnitř lebky, ale část snímacího systému se nachází mimo mozek, nikoliv v šedé mozkové hmotě. Produkují daleko kvalitnější signál než neinvazivní metoda, kde kostní tkáň lebky vychýlí a zkreslí signál, a mají menší riziko poškození mozkové tkáně.

Typickým představitelem technologie, která do této kategorie spadá, je ECoG (Elektrokortikografie). V tomto případě se používá stejná technologie jako v případě invazivních systémů s tím rozdílem, že elektrody jsou zapouzdřeny v tenkém plastovém pouzdře, které je zpravidla umístěno nad mozkovou kůrou a zároveň pod tvrdou mozkovou plenou. ECoG technologie byly poprvé zkoušeny na lidech v roce 2004 Ericem Leuthardtem a Danielem Moranem z Washingtonské Univerzity v St. Louis. V pozdějších pokusech umožnili vědci dospívajícímu klukovi hrát hru Space Invaders pomocí jeho ECoG implantátu. Tento výzkum ukazuje, že je s technologií ECoG obtížné vytvářet kinematické BCI zařízení s více než jednou dimenzí kontroly pohybu (Kumar, 2008).

Další představitelem jsou lehká pokroková zobrazovací BCI zařízení, která ale jsou stále jen v oblasti teoretického výzkumu. Uvnitř lebky by tato zařízení vyžadovala implantaci laseru. Laser by byl použit na jednom neuronu a odrazivost neuronů by se měřila samostatným snímačem. Laser sleduje vzruch jednotlivých neuronů, a toto by umožnilo výzkumníkům sledovat aktivitu každého neuronu. Výzkumníci požadují, aby byl menší kontakt s organickou tkání.

### 4.2.3 Neinvazivní BCI

Pokusy na lidech byly prováděny i s využitím neinvazivních neurozobrazovacích technologií.

Signály zaznamenané tímto způsobem byly použity pro napájení svalových implantátů a pro obnovení částečné pohyblivosti u experimentálního dobrovolníka. Neinvazivní implantáty se sice snadno používají, ale produkují signál se špatným rozlišením, protože lebka tlumí a rozptyluje elektromagnetické vlny vytvořené neurony. I když mohou být vlny signálu stále detekovány, je obtížnější stanovit oblast mozku, která je zdrojem těchto vln.

Dalším parametrem neinvazivní metody, kterým se výzkum zabýval, je typ měřených vln. Birbaumerův pozdější výzkum s Jonathanem Wolpawem z New York State University se zaměřuje na vývoj technologií, který by umožnil

uživatelům vybrat si mozkové signály, zjednodušující ovládání BCI, včetně *mu* a *beta* vln (Kumar, 2008).

Kromě stanovení zdroje a typu měřených vln byl zkoumán i způsob použití zpětné vazby, který je uveden ve studiích signálů P300. Vzory P300 vln jsou generovány nedobrovolně (stimul-feedback). Když lidé vidí něco, co dovedou rozpoznat, BCI to může umožnit dekodováním kategorií myšlenek, aniž by byl nutný trénink pacientů. Naproti tomu metody biofeedbacku vyžadují výuku v ovládání mozkovými vlnami. Například v roce 2000 prováděla Jessica Bayliss na University of Rochester výzkum, který ukázal, že dobrovolníci byli schopni ovládat prvky z virtuální reality pomocí speciálních přileb pro virtuální realitu s využitím P300 EEG vzorů (např. zapínání a vypínání světel) (Kumar, 2008).

V roce 1999 vědci z Case Western Reserve University, vedené Hunterem Peckhamem, použili čepici s 64 elektrodami EEG a tím vrátili omezený pohyb rukou kvadruplegikovi Jimu Jatichovi. Jatich se soustředil na jednoduché, ale opačné pojmy jako nahoru a dolů. Jeho beta rytmus byl analyzován pomocí softwaru pro identifikaci vzorů v hluku. Základní vzor byl identifikován a sloužil k ovládání přepínače: nadprůměrná aktivita znamenala zapnout, podprůměrná vypnout. Stejně tak umožňoval Jatichovi ovládat počítačový kurzor. Signály byly také použity k řízení nervových zakončení v jeho dlaních, aby obnovily jeho pohyb (Kumar, 2008).

Elektrické neurální sítě byly nasazeny, aby posunuly fázi učení od uživatele do počítače. Pokusy vědců z Fraunhofer Society v roce 2004 s neuronovou sítí vedly k výraznému zlepšení už během 30 minutového tréninku (Kumar, 2008).

Experimenty Edurada Miranda se snažily o využití EEG nahrávky mentální aktivity spojené s hudbou, aby se osoby se zdravotním postižením mohly hudebně vyjádřit přes encephalophone.

Jako neinvazivní BCI byly úspěšně použity i technologie Magnetoencephalography (MEG) a funkční magnetická rezonance (fMRI). Ve všeobecně známém experimentu umožnilo fMRI snímat dva uživatele hrající Pong v reálném čase tím, že změnili jejich hemodynamické odezvy nebo průtok krve v mozku díky biofeedback technice. fMRI bylo také použito pro ovládání ramen robota se sedmi sekundovým zpožděním mezi myšlenkou a pohybem.

#### **4.2.4 Pokusy na zvířatech**

Doposud byly uvedené pouze výzkumy, které zahrnovaly účast lidských dobrovolníků. Nebyli to ale vždycky jen lidé, na kterých byly pokusy

prováděny. Ve skutečnosti se velká část výzkumu BCI systémů zaměřila na zvířata.

Několika laboratořím se například podařilo získat záznam signálu z opičích a krysích mozkových kůr, a to za účelem provozu BCI, které vykonávalo pohyb. Opice navigovala počítačový kurzor na obrazovce a přikazovala robotické ruce provádět jednoduché úkoly jednoduše tím, že přemýšlela o úkolu. Předmětem jiného výzkumu se staly kočky. Cílem bylo dekodovat obrazové signály (Kumar, 2008).

#### **4.2.5 Začátky výzkumu**

Studie, které vyvíjely algoritmy pro rekonstrukci pohybů z motorické kůry (část mozkové kůry zodpovědné za kontrolu pohybu) sahají až do roku 1970. Skupiny vedené Schmidtem, Fetzem a Bakerem v tomto roce zjistily, že se opice rychle naučily kontrolovat mozkovou aktivitu s použitím tréninkové metody trest - odměna.

V roce 1980 Apostoles Georgopoulos v Johns Hopkins Univesity zjistil, že matematický vztah mezi elektrickými odpověďmi jednotlivých motor-cortex neuronů makaků a směrem, kterým opice přesunula své ruce (na základě funkce cosinus). Také zjistil, že rozptýlené skupiny neuronů v různých oblastech mozku kolektivně řídí motorické příkazy. Byl však schopen zaznamenat vzruch neuronů jen v jedné jediné oblasti, protože byl omezen svým technickým vybavením.

Od poloviny devadesátých let došlo k prudkému rozvoji v BCI. Několika skupinám, včetně výzkumné skupiny v čele s Richardem Andersenem, Johnem Donoghuelem, Phillipem Kennedym, Miguelem Nicolelisem a Andrewem Schwartzem, se podařilo zachytit signály mozkových motorických center a použít je k ovládní externích zařízení.

#### **4.2.6 Významné výzkumné úspěchy**

Phillip Kennedy a jeho kolegové stavěli první intra-kortikální BCI implantaci „neurotrophic-cone“ elektrod do opic.

V roce 1999 výzkumníci pod vedením Garreta Stanleyho z Harvard University dekovali neuronové vzruchy, a z nich reprodukovali kočičí vidění. Tým použil řadu elektrod vložených do thalamusu (oblast, která integruje všechny smyslové vjemy v mozku) s ostrýma očima kočky. Výzkumníci cílili na 177 mozkových buněk v thalamu, který dekoval signály od sítnice oka. Kočkám bylo ukazováno osm krátkých filmů a bylo zaznamenáno jejich

neuronové propouštění. Signál byl dekodován na obraz použitím matematických filtrů. Tím byli schopni rekonstruovat rozpoznatelné scény a pohybující se objekty.

Miguel Nicolelis byl významným stoupencem použití více elektrod rozložených do větší oblasti mozku za účelem získání neuronálních signálů k řízení BCI. Tyto nervové soubory snižují variabilitu na výstupu, kterou produkují jednotlivé elektrody; ona zmíněná variabilita výstupu jednotlivých elektrod způsobuje obtížnější obsluhu BCI.

Po provedení počátečních studií u krys v průběhu roku 1990, Nicolelis a jeho kolegové vyvinuli takové BCI, které dekoduje mozkovou aktivitu opic. Díky tomu bylo vyvinuto zařízení, které reprodukuje opičí pohyby robotickými pažemi. Opice mají pokročilé schopnosti uchopení a manipulace s předměty, proto jsou ideální testovací subjekty pro tento druh práce.

Do roku 2000 se této skupině podařilo vybudovat BCI, které reprodukovalo pohyby opice, přičemž opice používala joystick nebo se natáhla pro jídlo. Ale opice neviděla pohyb ramene a neobdržela žádnou zpětnou vazbu, šlo o takzvanou otevřenou smyčku BCI. Tento systém byl provozován v reálném čase a mohl by také řídit samostatného robota vzdáleně před internetový protokol.

Pozdějšími pokusy podle Nicolelise, který pracoval s makaky, se podařilo uzavřít zpětnovazební smyčku. Makakové byli schopni cvičením dosáhnout a uchopit předměty na obrazovce počítače tím, že manipulovali s joystickem, zatímco odpovídající pohyby robotického ramene byly skryty. Makakům byl později ukázán robot a mohli se naučit ovládat jeho pohyb přímo tím, že na něj viděli. BCI používalo rychlosti předpovědi trajektorie pohybu uchopení a síly úchopu.

Ostatní laboratoře, ve kterých se vyvíjely BCI algoritmy, které dekodují signály neuronu, vedli John Donoghue z Brown University, Andrew Schwartz z University of Pittsburgh a Richard Andersen z Caltech. Tito výzkumníci byli schopni produkovat pracovní BCI i přesto, že zaznamenávali signály z mnohem menšího počtu neuronů než Nicolelis (15-30 neuronů oproti 50-200 neuronům).

Donoghueova skupina nahlásila výcvik makaků pro použití BCI. Tito makakové by sledovali vizuální cíle na obrazovce počítače s nebo bez pomoci joysticku (uzavřená smyčka BCI). Schwartzova skupina vytvořila BCI pro trojrozměrné sledování ve virtuální realitě.

Kromě předvídání kinematických a kinetických parametrů pohybů končetin, jsou vyvíjeny i BCI, které předpovídají elektromyografickou nebo elektrickou aktivitu svalů. Takové BCI by mohly být použity k obnovení mobility ochrnutých končetin pomocí stimulu svalů elektřinou.

#### **4.2.7 Buněčná kultura BCI**

Vědci vyrobili zařízení pro komunikaci s nervovými buňkami a celou neuronovou sítí v kulturách. Stejně podporovali výzkum veterinárních implantátů. Experimenty na kultivované nervové tkáni se zaměřily na budování sítě pro řešení problémů, vývoj základních počítačů a manipulaci s robotickým zařízením. Výzkum technik pro stimulaci a nahrávání z jednotlivých neuronů vypěstovaných na polovodičových čipech je někdy označován jako neuroelektronika a neuročipy.

Vývojem prvního pracovního neuročipu se zabýval tým Caltech pod vedením Jerome Pine a Michaela Mahera v roce 1997.

V roce 2003 tým vedený Theodorem Bergerem na University of Southern California začal pracovat na neuročipu navrženém tak, aby fungoval jako umělý nebo jako hippocampus prosthesis, což je druh kognitivní protézy implantované do nervového systému za účelem zlepšení nebo nahrazení funkce poškozené mozkové tkáně. Neuročip byl navržen tak, aby fungoval u potkaních mozků, a je zamýšlen jako prototyp pro eventuální vývoj vyšší mozkové protézy. Hippocampus byl vybrán, protože je to nejvíce studovaná oblast mozku. Jeho funkcí je uchovávání krátkodobých informací a prostorová orientace.

Thomas DeMarse na University of Florida použil kultury 25 000 neuronů odebraných z krysího mozku pro let stíhačky F-22 na leteckém simulátoru. Po sběru byly kortikální neurony kultivovány v Petriho misce a rychle se začaly znovu vytvářet živé neuronové sítě. Buňky byly uspořádány na mřížce 60 elektrod a naučily se ovládat základní funkce simulátoru. Studie byla zaměřena na pochopení toho, jak lidský mozek provádí a učí se výpočetní úlohy na buněčné úrovni.

#### **4.2.8 Technické prostředky BCI**

Nejdůležitější součástí architektury BCI systému je samotné rozhraní, které má za úkol na jedné straně měřit elektrický signál mozku a na straně druhé tento signál poskytnout počítači k dalšímu zpracování. Za účelem realizace tohoto rozhraní byla vyvinuta celá řada technických prostředků. Nejvýznamnější z nich jsou představeny v této kapitole.



## **Detekce P300**

L.A. Farwell z Illinoiské univerzity v roce 1988 popsal techniku pro detekci tzv. P300 vln souvisejících s tzv. ERP (event-related brain potential). Tuto techniku použil k výběru z pole 36 obrazkových pozic. Vlna P300 se v EEG signálu projevuje jako vychýlení směrem ke kladným hodnotám s 300ms latencí (doba mezi stimulem a reakcí). EEG bylo v původním experimentu zaznamenáno pomocí elektrod umístěných na místě Pz (parietální, podle mezinárodního systému 10-20). Dále byla u každého subjektu zaznamenána data z Electro-oculogramu (EOG) prostřednictvím elektrod umístěných nad a pod pravým okem. Záznam P300 byl prováděn dle "Odd-ball" paradigmatu; ten spočívá v tom, že je subjektu předložena sekvence stejných stimulů, která je nepravidelně přerušována zcela odlišným (tzv. deviantním) stimulem. Každý dobrovolník tedy věnoval pozornost nepravidelnému výskytu deviantního stimulu a měl za úkol na tento výskyt reagovat nějakou nemotorickou reakcí, jako je třeba počítání výskytů. Pro detekci P300 odezvy je vyžadován průměr EEG odezvy získané z mnoha prezentací stimulů. Účelem tohoto experimentu bylo zjistit minimální počet reprezentací potřebných pro rozpoznání P300 vln pro dva různé inter-stimulační intervaly (ISI). Experiment používal pro prezentaci stimulů pole o 36 pozicích (6 x 6 polí), na kterém na náhodných pozicích problikávaly náhodně vybrané znaky (písmena, běžně psané znaky a ovládací prvky (např. mezerník, backspace). Pokusy, které obsahovaly signály se svalovou nebo EOG aktivitou, byly zamítnuty. Výsledky ukázaly, že z 36 znaků lze jeden vybraný znak detekovat až s 95% přesností, a to během 26 sekund (Kumar, 2008).

## **Brain Gate**

Brain Gate je systém mozek-implantát, který vyvinula bio-tech společnost Cyberkinetics v roce 2003 ve spolupráci s Ústavem neurověd na Brownově Univerzitě. Přístroj byl navržen tak, aby pomohl těm, kteří ztratili kontrolu nad svými končetinami nebo jinými tělesnými funkcemi, jako jsou pacienti s amyotrofickou laterální sklerózou (ALS) nebo pacienti s poraněnou míchou. Počítačový čip se implantuje do mozku, monitoruje mozkovou aktivitu u pacienta a převádí úmysl uživatele do počítačových příkazů.

Používá se čip s elektrodami, které snímají elektromagnetický vzruch neuronů ve specifických oblastech mozku, např. oblast, která ovládá pohyb paží. Aktivita je převedena do elektrických signálů a ty jsou poté přeneseny a dekodovány pomocí programu, který může pohybovat buď s robotických ramenem nebo

počítačovým kurzorem. Podle internetových stránek společnosti Cyberkinetics byl Brain Gate systém implantován třem pacientům. Společnost potvrdila, že jeden pacient (Matt Nagle) měl poranění míchy.

Kromě toho, že byl tento systém schopen pracovat v reálném čase, byl také schopen zaznamenávat data pro pozdější analýzu. Potenciální využití této funkce bylo studium vzorů záchvatů u pacientů s epilepsií.

#### **4.2.9 EMOTIV EPOC headset**

Přístroj byl vyvinut pro výzkumné a vývojové aplikace. Zachovává nekompromisní přístup k návrhu a vývoji mobilních EEG systémů. Prostorové rozlišení a detekce aktivity v rámci hlavní kůry mozku jsou rozhodující pro získání vysoce kvalitních dat. Data jsou analyzována pomocí detekčních algoritmů.

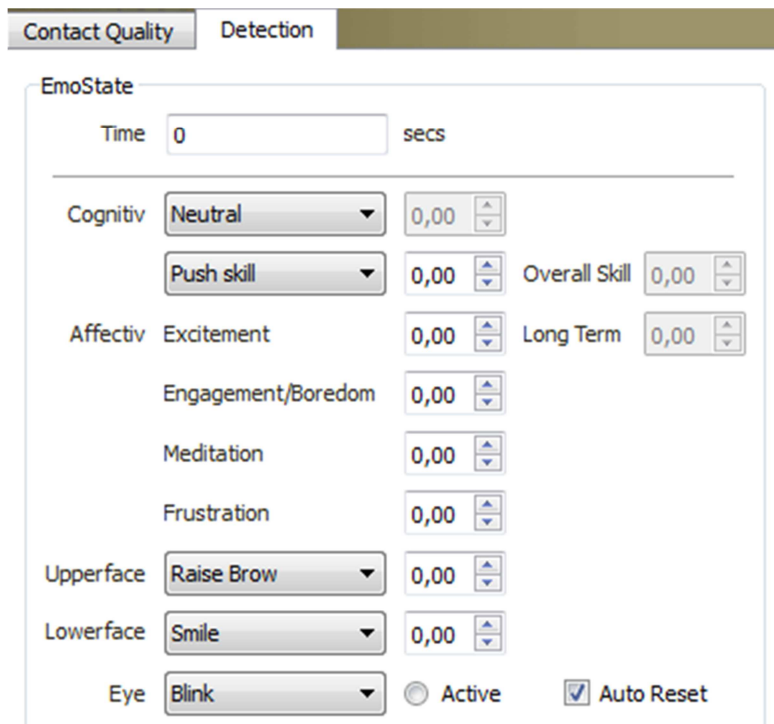


*Obr. 3: EPOC headset (Emotiv.com, 2017)*

Materiály, které byly použity na senzory, jsou bezpečné, pohodlné a snadno se používají po delší dobu. Všechny oddělitelné části jsou vyměnitelné a poskytují dlouhou životnost a výkon.

Přednosti tohoto zařízení jsou hlavně snadná montáž, flexibilní konstrukce a uživatelsky přívětivé používání (Obr. 3). Zařízení používá bezdrátovou komunikaci, tudíž je závislé na dobíjení baterií, ale uživatel se s ním může volně pohybovat v různých prostředích, kde by se jinak podobné drátové přístroje nedaly použít. Husté pole senzorů zajišťuje prostorové rozlišení pro měření celého mozku. Lepší vodivost zajišťuje solný roztok (nepoužívají se lepkavé gely). Výrobci doporučují používat kromě jejich roztoku i běžně dostupný roztok pro kontaktní čočky.

Emotiv EPOC obsahuje knihovnu pro detekci mentálních příkazů a výrazů obličeje (mrkání, úsměv, atd.). Detekce události je zpracována v knihovně EmoEngine, např. metoda pro mrknutí je definována `ExpressivIsBlink()`; Přiložený balík v sobě obsahuje řadu nástrojů pro zpracování, testování a detekci signálů jako je např. `EmoComposer` viz Obr. 4.



Obr. 4: Ukázka aplikace `EmoComposer`

## Detekční algoritmy

Emotiv nabízí tři různé druhy algoritmů pro detekci, všechny z nich jsou postavené na rozsáhlých vědeckých studiích (vývoj přesných algoritmů se strojovým učením klasifikace a stupně intenzity různých podmínek).

- Výrazy obličeje (svalové artefakty) – tyto artefakty se běžně zamítaly v laboratorních studiích EEG, nyní se zařazují do mapování aktivit v různých svalových skupinách např. události spojené s pohyby očí. Univerzální detekce může být vyladěna pro každého jednotlivce. Je k dispozici 12 různých výrazů tváře nebo událostí. Jedinci s částečným ochrnutím či poruchou pohybového aparátu mohou trénovat jednotlivé aktivace. Tyto události mohou být použity k animaci avatara, detekci specifických odpovědí a mohou mít za úkol provést příkazy.
- Výkonnostní metrika – Emotiv měří 6 různých emocionálních a subvědomých rozměrů v reálném čase – nadšení/rozčilení, zaneprázdnění nebo angažovanost/nuda, frustrace a meditace.

- Duševní příkazy – Uživatel učí systém rozpoznat myšlenkové vzory vztahující se k různým požadovaným výsledkům, např. pohybujících se objektů nebo jejich zmizení. Systém může být naučen tak, aby uznal jeden příkaz za méně než 20 sekund.

### **Technické specifikace náhlavního zařízení**

K dispozici je 14 kanálů, které odpovídají pozicím 10-20 systému. Tyto kanály se označují: AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF42. Písmena a číslice určují polohy senzoru na hlavě. Tyto zkratky jsou dále použity jako identifikátory v knihovně ve výzkumné edici zařízení.

Dále pak referenční senzory, které mají označení CMS/DRL pro korelaci šumu. Tyto senzory se nacházejí v lokalitě P3 a P4.

Vzorkovací metodou je sekvenční vzorkování. Signál je převeden převodníkem ADC (Analog Digital Channel). Vzorkovací frekvence je 128 Hz nebo 256 Hz (dle typu zařízení). Šířka pásma je 0,2 – 43 Hz, digitální úzkopásmové filtry při 50 Hz a 60 Hz.

Konektivitu zajišťuje hardwarový klíč, který je kompatibilní s USB a nevyžaduje žádné vlastní ovladače. Je možné se připojit přes chráněnou 2,4 GHz bezdrátovou síť. Napájení je řešeno lithiovou baterií s kapacitou 640 mAh, která poskytuje 12 hodin bezdrátového připojení, 6 hodin používání.

Emotiv Epoc+ je kompatibilní s PC, tablety a smartphony napříč platformami: Windows, Linux, Mac OSX, Android nebo iOS.

Společnost Emotiv poskytuje výzkumné edice, ve kterých je k dispozici sada vlastních nástrojů (SDK Research Edition). Zdarma jsou následující API: výrazy obličejů, mentální příkazy a další. Všechny soubory a dokumentace jsou ke stažení ze stránky GitHub (Emotiv, 2017).

#### **4.2.10 BCI Aplikace**

BCI technologie přinesla možnost realizovat dosud nepředstavitelné aplikace. Jejich kompletní výčet pochopitelně není možný, protože se ze stran vědců každou chvíli objevují nové nápady. Některé z těchto BCI aplikací jsou stručně představeny na následujících řádcích.

#### **Mentální psací stroj**

14. března 2006 na veletrhu CeBIT v Berlíně vědci demonstrovali BCI, které překládalo mozkové signály do řídicích signálů počítače. Počáteční projekt ukazoval, jak byl schopen ochrnutý pacient komunikovat pomocí mentálního

psacího stroje (v originále The Mental Typewriter) sám – bez dotyku klávesnice. V případech závažnějších úrazů či onemocnění, mohou být pacientovy končetiny paralyzovány, a to vážně omezuje komunikaci s vnějším světem. Rozhraní ukazuje, jak je možné tyto pacienty naučit používat tento systém, a tak komunikovat se svým prostředím.

### **Adaptivní BCI pro rozšířené poznání a akce**

Cílem tohoto projektu je ukázat zlepšení výkonu člověka/počítače pro specifické akce v reálném čase. Např. úkoly, pro které existuje kompromis mezi reakční dobou a četností chyb (jako je např. psaní nebo vizuální vyhledávání), může být prospěšné opravovat chyby uživatele bez nutnosti přerušování jeho tempa při provádění primárního úkolu.

#### **4.2.11 BCI2000**

BCI systémy začala vyvíjet řada laboratoří, které poskytovaly ovládací a komunikační zařízení pro osoby s těžkým motorickým handicapem. Další pokrok a realizace praktických aplikací závisely na systematickém hodnocení a porovnávání různých mozkových signálů, technice záznamu signálů, algoritmech zpracování signálů, výstupních formátech a operačních protokolech. Klasické BCI systémy byly vždy navrženy pro konkrétní BCI metodu. Byl vypracován dokument pro platformu výzkumu a vývoje nazvaný BCI2000 (Schalk, 2004), který byl univerzální pro budoucí BCI systémy a mohl zahrnovat jeden nebo více druhů operačních protokolů, metod zpracování signálů, mozkových signálů, výstupních zařízení a aplikací.

Data ukazovala, že tyto systémy fungují dobře i v real-time úlohách a splňují přísné požadavky na provoz. BCI2000 disponuje kompletní dokumentací a je bezplatná pro výzkumné a vzdělávací účely.

#### **4.2.12 Soft Robotics**

Brain Computer Interface (BCI) by mohlo být použito jako účinný nástroj pro aktivní zapojení rehabilitujících pacientů tím, že jim bude umožněno zahájit pohyb zasláním příkazu k BCI přímo prostřednictvím jejich mozku. Vědci vyvinuli BCI pomocí nové analýzy EEG, díky které mohou ovládat avatara ve virtuální realitě a rehabilitační zařízení Soft Robotics. Toto BCI je schopno identifikovat a předvídat pohyb horních končetin (Wairagkar, 2016).

Analýza autokorelace byla provedena na EEG pro studium komplexních oscilujících procesů zapojených do příkazu motoru. Cílem prozkoumání změn rozkladu exponenciální křivky bylo překrytí autokorelace EEG okny, které

zachytily autokorelací rozklad. Bylo vyzorováno, že autokorelací rozklad probíhá pomaleji během volných pohybů a rychleji při záměrném pohybu (záměrný pohyb může být lépe identifikován). Tato metoda byla zpracována do on-line zpracování signálu k ovládní ruky virtuálních avatara a zároveň horní končetiny rehabilitačního přístroje Soft Robotics. Soft Robotics zařízení je umístěné na kloubu mezi horním a dolním ramenem.

EEG bylo zaznamenáno od čtrnácti intaktních účastníků pro offline analýzu, která byla později přeložena do on-line BCI a testováno v pilotních experimentech. Autokorelace byla vypočítána na vzorcích o délce 1 s mezi 0,5 – 30 Hz každých 100 ms z kanálů získaných Laplacian filtrováním C3 a C4 kanálů se čtyřmi okolními. Exponenciální rozpad křivky byl přizpůsoben autokorelaci a konstantě rozkladu a byl použit jako prvek k identifikaci pohybu. Rameno virtuálních avatara se pohybovalo po obdržení příkazu z BCI. BCI také současně posílalo příkaz modulu umístěného na koleni (Wairagkar, 2016).

Soft Robotics Inc. navrhuje a staví chapadla a kontrolní systémy, které mohou manipulovat s předměty různé velikosti, tvaru a hmotnosti pomocí jediného zařízení. Díky využití poznatků o robotických pohonech je možné automatizovat zařízení, která mají za úkol manuální práci (Soft Robotics, 2017).

#### **4.2.13 Rehabilitační zařízení**

Neurologické stavy jako je cévní mozková příhoda, poranění míchy nebo Parkinsonova nemoc mají často za následek zhoršení motorické kontroly a následné obtíže pacienta vykonávat běžné denní aktivity. Jedním z cílů rehabilitace je podporovat nezávislost pacienta s cílem zpomalit progredující tendence. Roboti mohou dokončovat pohyby bez nutnosti zapojení pacientů, ale bylo prokázáno, že aktivní účast pacienta je velmi důležitá pro zlepšení výsledku rehabilitace (Fabio, 2002).

Jako doplňkové a perspektivní odvětví v rámci rehabilitace a asistence jsou systémy BCI. BCI technologie poskytují prostředky pro přenos kontrolních příkazů přímo z mozku a mohou být použity buď pro přímé ovládní rehabilitačního zařízení nebo poskytovat zpětnou vazbu k pacientovi založené na jeho mozkové aktivitě (Neuromodulace). Jestliže se pacient aktivně zapojí do procesu rehabilitace, pak působí zpětná vazba rehabilitačního zařízení (Ma, 2016).

Ve všech pokusech byl použit aktivní elektrodový systém EEG activCap od společnosti Brainproducts GmbH). EEG elektrody byly umístěny podle systému

10-20. Jejich umístění bylo FZ, FC1, FC2, C3, Cz, C4, CP1, CP2, Pz, T7, T8 a Fp2. Pravý ušní lalůček byl použit jako referenční. ActivCap systém byl spojen s 16-ti kanálovým gUSBamp EEG zesilovačem (Guger Technologies OG). Získané EEG bylo pak posíláno do programu Matlab na počítači prostřednictvím rozhraní API gUSBamp Matlab (Jiang, 2014).

#### 4.2.14 CAD systémy

BCI bylo použito i pro CAD systémy. Experimenty a algoritmy používají BCI pro rozlišování primitivních tvarů jako jsou krychle, koule, válec, jehlan nebo kužel, které si uživatel představuje. Data byla analyzována pomocí ICA analýzy nebo Hilbert-Huang transformací (HHT).

Tento systém podporuje snahu nahradit tradiční myš a klávesnici. Vznik technologií jako jsou systémy na bázi pera, hmatová zařízení a software pro rozpoznávání řeči poskytují alternativní způsoby interakce. Tyto alternativy se snaží snížit počet kroků, které jsou potřebné pro vytvoření či úpravu CAD modelů a získávají rychlejší odezvu od uživatelů (Esfahani, 2012).

Obecným cílem BCI je použití mozkové aktivity konstruktéra pro vytváření a upravování geometrií CAD. Aby BCI systém uspěl jako CAD rozhraní, musí přinejmenším umožnit základní interakce, které tradiční CAD používá. Typický CAD systém umožňuje uživatelům vytvářet geometrické tvary, upravovat tvary změnou velikosti nebo operace jako je *Boolean*, tažení a protlačování a pro rotaci tvaru. Kromě toho CAD systém poskytuje rozsáhlé možnosti prohlížení, jako jsou přiblížení a rotace. Za účelem provozování CAD systému s BCI je třeba řešit tyto otázky (Esfahani, 2012):

- Reprezentace geometrie: Před navrhováním 3D geometrického modelu objektu má uživatel svoji vizuální reprezentaci ve své hlavě. Je možné zachytit a použít tyto vizuální představy ke konstrukci modelu ve 3D CAD? Může BCI zachytit tvar a jeho atributy, jako jsou rozměry a proporce, k přesnému vytvoření CAD tvaru?
- Geometrická editace: Lze BCI použít k editaci tvarů, které byly již vytvořeny? Např. může to být použito k provedení *Boolean* operace nebo přesnému tažení?
- Manipulace objektem: Chcete-li upravit design, je důležité se pohybovat, zoomovat a otáčet objektem v požadovaném směru. Může být použito BCI pro přesnou lokalizaci a orientaci objektů?

- Oprava chyb: Můžeme získat zpětnou vazbu z mysli uživatelů k opravě chyb v modelu vytvořeného BCI rozhraním?
- Trénovací období: Jak dlouhá je trénovací fáze potřebná k nácvičku BCI příkazu? Musí začít výcvik pro každý subjekt pokaždé od začátku znovu nebo můžeme stanovit základní klasifikátory pro různé operace?

#### 4.2.15 actiCAP

actiCAP je průkopnický vývoj zaměřený na zlepšování EEG a ERP výzkumu na další úroveň. Spojuje v sobě aktivní elektrody třetí generace vysoce kvalitních Ag/AgCl senzorů s novým typem integrovaných obvodů, které oddělují šum účinněji, než je možné dosáhnout pomocí jakékoliv jiné běžné aktivní elektrody.

actiCAP je možné připojit k téměř každému existujícímu výzkumu, který se zabývá zesilovacími systémy EEG signálů. Tento systém obsahuje 64 kanálů a příprava subjektu je možná za méně než 10 minut.

Impedance jsou měřeny a zobrazeny na každé elektrodě pomocí LED diod. Hodnoty impedance jsou uloženy v textovém souboru a mohou být prohlíženy kdykoliv během datové analýzy. Každá elektroda může být odpojena a nahrazena novou v případě poruchy. Elektrody lze zapojit do čepice před samotným umístěním na objekt Obr. 5.

actiCAP poskytuje také nástroje pro vzdělávání v tomto oboru, jak po teoretické, tak i po praktické stránce. Student by měl nejprve projít teoretickou výukou a následně se věnovat praktickým cvičením, ve kterých projde krok po kroku základy EEG záznamu, analýzy a zpracování signálu. Firma Brain Products nabízí také studentské licence softwaru.

Běžně je EEG záznam získán pomocí vodivého gelu nebo pasty mezi elektrodami a pokožkou hlavy. Obvykle se po přípravě vlasové pokožky sníží impedance elektroda-skalp díky lehkému oděru. Mnoho systémů používá elektrody, které jsou individuálně napojené na dráty. Některé systémy používají krytky, do kterých jsou vloženy elektrody. Tato druhá metoda je běžnější v případě pole s vysokou hustotou elektrod.





*Obr. 5 actiCAP Xpress set (Brainproducts.com, 2017)*

Bez ohledu na to, jaké řešení uživatel požaduje, společnost Brain Products nabízí tyto specifikace:

- Pasivní, aktivní a suché elektrody a různé senzory
- Vysoce kvalitní zesilovače
- Mobilní a stacionární zařízení
- Software k okamžitému použití, platforma Open Source a dostupné frameworky
- SDK (Software development kit)
- Flexibilní, rozšiřitelná a uživatelsky přívětivá konfigurace
- Dobrá technická podpora

Brain Products EEG zesilovače jsou vybaveny řadou technik ke snížení hluku, např. aktivní potlačení hluku a aktivní elektrody. Zařízení samo o sobě produkuje šum, který se potlačuje zesilovačem, a tím může produkovat kvalitní signál. Nabízený sortiment zahrnuje celou řadu elektrod a čepice s vlastní nebo standardní montáží, stejně jako celou řadu nezbytných doplňků.

Mobilní / bezdrátové EEG aplikace a MoBI (Mobile Brain/Body Imaging) jsou stále více populární v posledních několika letech. Stále více vědců chce

posunout hranice svých EEG výzkumů a získat odpovědi na otázky typu: Co dělá mozek, když se objekt pohybuje (např. při skoku z letadla, při běhu nebo při různých aktivních činnostech)? Jinými slovy „provádět záznam EEG za mimořádných a neobvyklých podmínek“ je na vzestupu. Původně se vědecké skupiny snažily o tradiční přístup měření EEG signálů v laboratořích, odstíněných kabinách nebo se snažili o to, aby se objekt pohyboval co nejméně. Od tohoto tradičního přístupu se ale upouští.

Vzhledem k neustálému zlepšování a zdokonalování EEG zařízení jsou předchozí omezení nahrávání EEG překonány. Používají se pohodlné, těsně přiléhající a robustní čepice s elektrodami, které mohou být rychle použity, stejně jako malé, lehké a bezdrátové, ale přesto robustní zesilovače otevírají nové oblasti pro experimenty v exteriéru a náročnějších okolních podmínkách.

NIRS (Near Infrared Spectroscopy) je funkční zobrazovací metoda, která využívá nízkoenergetické optické záření (většinou ve 2 až 3 různých vlnových délkách), aby posoudila změny absorpce v podkladové mozkové tkáni. Ve skutečnosti jsou tyto změny absorpce odráženy ve změnách v lokální koncentraci oxy- a deoxy-hemoglobinu. To znamená, že NIRS je neinvazivní zobrazovací nástroj a využívá endogenní chromofory k posouzení funkční aktivity mozku.

EEG a NIRS jsou citlivé na různé kaskády událostí, které jsou ještě spojeny se stejnou neuronální aktivitou. Kombinace EEG a fNIRS proto nabízí možnost zkoumat funkční aktivitu mozku komplexněji. I přesto, že fMRI je lepší než fNIRS z hlediska prostorového rozlišení, pokrytého území a možností řešit hlubší oblasti mozku, má jednu velkou nevýhodu: nehybnost. To znamená, že rys NIRS je mnohem kompaktnější i mobilní a dělá to z něj dobrého společníka pro EEG.

Z technického hlediska lze kombinaci zařízení Brain Products EEG a systému NIRS poměrně snadno provést. Většina komerčně dostupných systémů NIRS není v rozporu s EEG signálem nebo indukovanými artefakty. To znamená, že všechny zesilovače systému mohou být použity pro simultánní EEG-fNIRS měření. Přesto v kombinaci těchto obou technik je třeba zvážit tyto dvě otázky: senzor/umístění elektrod a datový tok synchronizace (Brainproducts.com, 2017).

### **Umístění senzoru**

Úchyty EEG pro actiCAP a EasyCap nabízejí dobrou platformu pro uložení „NIRS optodes“ a EEG elektrod ve stejné čepici. Z tohoto důvodu se obvykle

používají tyto EEG čepice pro kombinované měření. Doporučuje se použít čepice vyrobené z černé tkaniny s cílem snížit nežádoucí optický odraz.

NIRS a EEG senzory lze umístit buď společně (stejnou pozici má i typ čidla) nebo střídavě. První z této varianty je náročnější a používá se v případě, že je oblast zájmu omezena, např. na měření u dětí. Společné umístění je možné pouze tehdy, pokud je použit kroužek EEG elektrody a transparentní gel a „NIRS optode“ je dostatečně malý, aby se vešel do štěrbin elektrody.

#### **Data Stream synchronizace**

Během kombinovaného měření pracují systémy EEG a NIRS nezávisle na sobě, a proto je nutné mít označen stejný časový okamžik v obou datových tocích. To se obvykle provádí pomocí „triggeru“: stejná časová značka musí být zaslána do EEG a do systému NIRS. Spouštěcí mechanismy založené na hardwarovém TTL nabízejí nejvyšší možnou přesnost.

#### **4.2.16 MoBI (Mobile Brain/Body Imaging)**

Zobrazování lidského mozku během aktivního chování může vysvětlit, jak mozek podporuje přirozené kognitivní procesy, které jsou založeny na využití naší fyzické struktury. Nová zobrazovací metoda MoBI používá elektroencefalografii synchronizovanou se snímáním pohybu a dalších datových toků, které zkoumají mozkovou aktivitu, zatímco se osoby aktivně pohybují a interagují jejich prostředím.

Po desetiletích studií zobrazování mozku byla popsána funkční architektura lidského mozku na dosud neznámou úroveň rozlišovací schopnosti. Ve všech těchto studiích se zkoumané subjekty nemohou pohybovat a ve většině EEG experimentů ani pohybem očí, aby se zabránilo ohrožení signálu zájmu (Brainproducts.com, 2017).

## 5. ZVOLENÉ METODY ZPRACOVÁNÍ

- Pro měření EEG dat byl zvolen Emotiv EPOC z důvodu dobré kompatibility pro širokou škálu programovacích jazyků (např.: C#, Matlab, Java, C++ a další).
- Analýza naměřených dat a jejich zpracování bylo prováděno pomocí softwaru dodaného společností Emotiv.
- Ověření základních vlastností EEG zařízení na předem definovaném množství elementárních úloh v součinnosti s vybranými množinami osob.
- Archivace dat pro další zpracování ve formátu EDF (European Data Format). EDF je standardně používaný formát pro ukládání biologických dat.
- Konektivita mezi vstupním zařízením (Emotiv EPOC) a počítačovým softwarem společně s ověřením latence připojení.
- Syntéza výstupních aplikací a zařízení, které jsou schopny spolehlivě komunikovat v reálném čase.
- Analýza obecných modelů BCI a jejich ověření.

Návrh vlastního modelu BCI, jehož charakteristika bude podrobněji popsána níže. Funkčnost navrženého modelu BCI byla otestována na zvoleném příkladu s robotickou soustavou a vlastních prostředcích.

## 6. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

V této kapitole je popsán princip vlastního návrhu. Popis je v dalších podkapitolách systematicky rozdělen do logických celků, které popisují následující:

- Návrh – co bylo použito a vymyšleno na základě teoretických skutečností.
- Popis řešení – jak byl realizován návrh.
- Testování – ověření funkčnosti řešení.
- Výsledky – na základě testování bylo provedeno shrnutí dané problematiky.

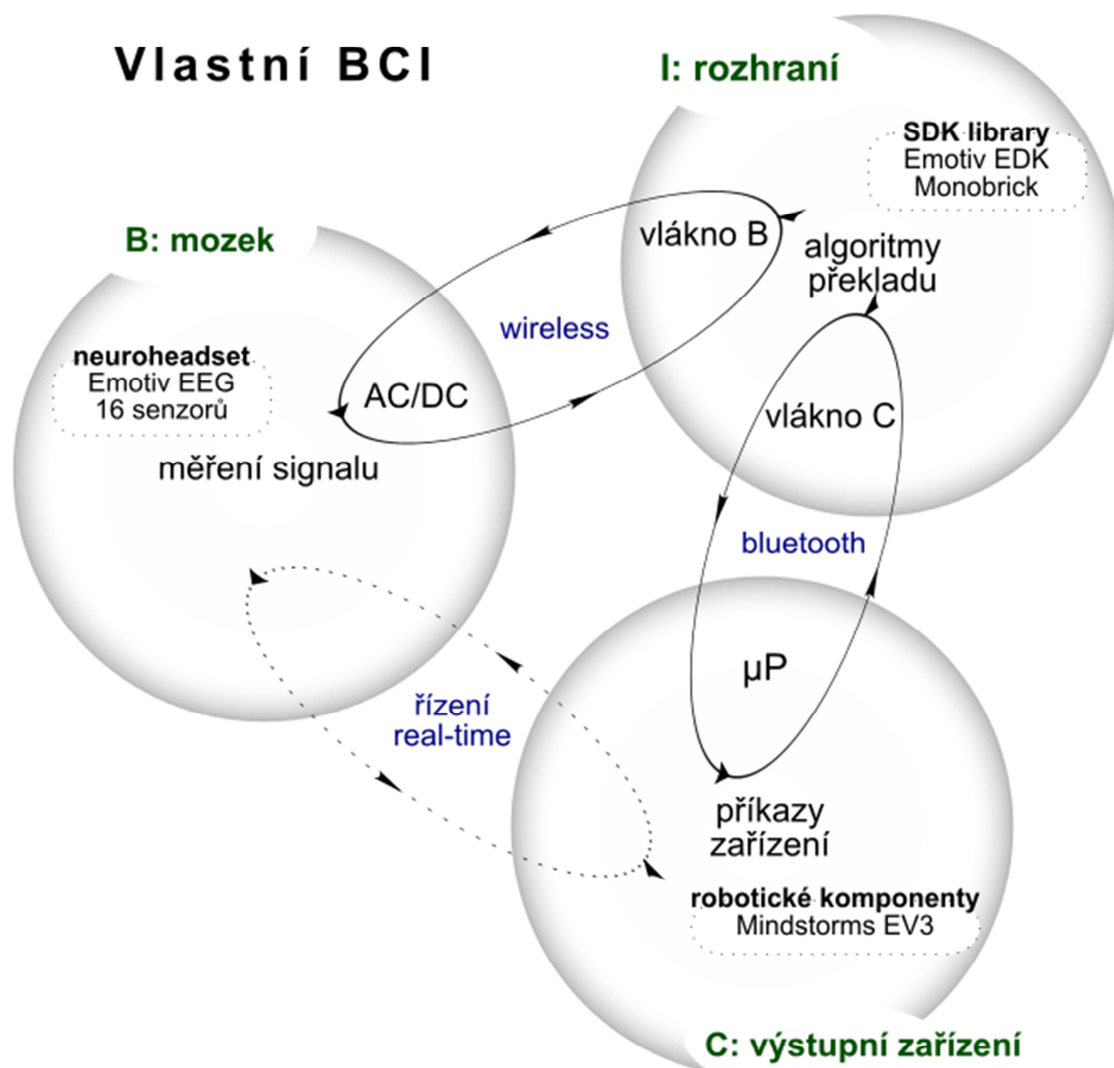
### 6.1 Navržení architektury BCI modelu

Celá architektura je navržena tak, že jsou prostředky kompatibilní mezi sebou, jak už bylo nastíněno v cílech práce. Návrh architektury se opírá o základní model BCI, z něhož vyplývá následující popis principu rozhraní (Obr. 6).

Z důvodu odezvy v reálném čase byla zvolena metoda paralelního programování. Programové vlákno označené jako B (Brain) obstarává komunikaci s neuroheadsetem a naslouchá události, která vyhodnocuje a následně vrací diskrétní (například true/false) stavy mozkové činnosti. Analogicky bylo implementováno vlákno C (Computer/device), které sleduje výstupní zařízení. Rutina vlákna spíná akční zásahy na výstupním zařízení v závislosti na stavech, které se předávají mezi obslužnými vlákny B a C. Časové konstanty ve smyčkách byly zvoleny v řádech milisekund, a to v závislosti na konkrétním druhu realizace. V prvotní fázi byly změny signálu otestovány v simulátoru, který komunikuje přes síťový protokol.

Detailní popis i s konkrétními příklady toho, co bylo použito pro model BCI, uvádí následující podkapitoly:

- Vlákno B obstarává: 6.1.1 Signály vstupu.
- Vlákno C řeší: 6.1.2 Výstupní zařízení.
- Vlákno I aplikuje: 6.1.3 Propojení vstupu s výstupem.



Obr. 6: Návrh modelu BCI

### 6.1.1 Signály vstupu

Emotiv Epop sestava umí rozpoznávat následující druhy signálů:

#### Afektivní signály

Lidské emoce a stav meditace se v mozku projevují signály, které jsou odborně označovány jako afektivní. Aplikace EmoComposer dokáže simulovat vysílání tohoto druhu signálu. Na druhé straně běží aplikace Emotiv Control Panel, která naopak tyto signály dokáže detekovat. Konkrétní stavy lidské mysli, které odpovídají afektivnímu signálu, jsou:

- vzrušení nebo rozčilení (Excitement),
- zaneprázdnění nebo angažovanost/nuda (Engagement/Boredom),
- meditace (Meditation),

- frustrace (Frustration).

V navrženém modelu BCI nebyl uplatněn žádný z afektivních signálů, dlouhého soustředění; nejsou tudíž vhodné k ovládání externích systému.

### **Expresivní signály**

Mimika obličeje a pohyb očí patří mezi signály expresivní. Aplikace EmoComposer opět umožňuje simulovat vysílání těchto druhů signálů a Emotiv Control Panel je umožňuje přijímat. Mezi expresivní signály tedy patří:

- mrknutí oběma očima (Blink),
- mrknutí levým okem (Left Wink),
- mrknutí pravým okem (Right Wink),
- pohled doleva (Look Left),
- pohled doprava (Look Right),
- zvednutí obočí (Raise Brow),
- zamračení (Furrow Brow),
- úsměv (Smile),
- úšklebek (Clench),
- úšklebek s pravým koutkem nahoru (Right Smirk),
- úšklebek s levým koutkem nahoru (Left Smirk),
- smích (Laugh).

### **Kognitivní signály**

Kognitivní signály jsou spojené s poznávacími (kognitivními) funkcemi mozku. U kognitivních úloh se v mozku „vytváří“ představy, které je možné namapovat na konkrétní činnost. Uživateli může být zobrazen virtuální předmět, u kterého si uživatel bude představovat, že se má pohybovat vlevo. Takto zformovaná představa pohybu je pak zaznamenána ve formě EEG signálu a přiřazena ke spuštění animace pohybu vlevo. Po tomto „naučení“ může pak aplikace reagovat na naučenou představu pohybu vlevo a v pravém okamžiku přehrát tu správnou animaci. V případě aplikace Emotiv Control Panel je jako virtuální objekt pro účely testování použita kostka. Aplikace EmoComposer opět dokáže simulovat představu pohybu v základních směrech, které následně Emotiv Control Panel dokáže detekovat. Kromě simulovaných signálů

umožňuje Emotiv Control Panel využít i možnosti naučení na reálné představy uživatele. Pro tyto účely je v aplikaci využita neuronová síť. Mezi základní kognitivní signály patří:

- tlačit (Push),
- přitáhnout (Pull),
- zvednout (Lift),
- klesnout (Drop),
- vlevo (Left),
- vpravo (Right),
- rotace doleva (Rotate Left),
- rotace doprava (Rotate Right),
- rotace podle hodinových ručiček (Rotate Clockwise),
- rotace proti hodinovým ručičkám (Rotate Counter-clockwise),
- rotace dopředu (Rotate Forward),
- rotace dozadu (Rotate Reverse).

Výše uvedené signály vstupů jsou definovány také v knihovně EmoEngine, která je součástí API poskytovaného výrobcem Emotiv pro další využití ve vědeckých nebo komerčních aplikacích.

Výzkumná edice EPOC nabízí softwarový ovladač a elementární knihovnu pro načítání a zpracování dat získaných s headsetu. Konektivitu se zařízením ukazuje příklad zdrojového kódu 1.

```
1 EmoEngine engine;  
2 engine = EmoEngine.Instance;  
3 engine.EmoStateUpdated += new  
  EmoEngine.EmoStateUpdatedEventHandler(EmoStateUpdated);  
4 engine.Connect();
```

*Zdrojový kód 1: Samotný EmoEngine je knihovna, která obsahuje Emotiv přístroj. Je nutné přiřadit naslouchač událostí, ve kterém se mohou načítat již konkrétní vstupy. Na řádce 4 je vlastní připojení, je možné se též připojit k simulátoru skrz metodu RemoteConnect("127.0.0.1", 1726).*



### 6.1.2 Výstupní zařízení

Jako výstupní zařízení byl zvolen Mindstorm EV3. Variabilní robotická stavebnice je kvalitní variabilní řešení, které má všestranné využití právě i pro účely simulací a výzkumné testy. Jádrem hlavní komponenty tzn. Bricku je programovatelný mikropočítač s ARM9 procesorem, na kterém běží Linux. Brick je schopen přijímat vstupy z pole elektrických senzorů a může být spojen s běžným počítačem, a to přes rozhraní USB, Bluetooth a lze také připojit rozšiřující blok pro Wi-Fi přenos. Výstupy posílá na motory, speakery nebo displej, který je součástí této hlavní části. Souprava obsahuje mnoho pasivních a aktivních dílů jako jsou nosníky, ozubená kola, nápravy, čepy a další pohyblivé části. Lze tudíž zkonstruovat důmyslného sofistikovaného robota, který je plně programovatelný na úrovni podpory jazyků C# a Java (Garber, 2013) .

Pro účely disertační práce byl sestaven robotický model a vytvořena programovatelná podpora pro flexibilní přidávání funkcionalit. Ovládání samotného robota je ve výsledné fázi již relativně snadnou záležitostí, jak ukazuje zdrojový kód 2, viz níže.

```
5 public void moveLeft() {
6     speed = 30; // rychlost/výkon v %
7     brick.MotorB.Brake();
8     System.Threading.Thread.Sleep(sleep);
9     brick.MotorC.Brake();
10    brick.MotorB.On((sbyte)-speed);
11    System.Threading.Thread.Sleep(sleep);
12    brick.MotorC.On(speed);
13 }
```

*Zdrojový kód 2: Metoda objektu moveLeft() pro pohyb robota vlevo. Na řádcích 7, 9, 10, 12 jsou příkazy, které obsluhují činnost motorových komponent. Mezi akčními zásahy na hardware a pro plynulý chod procesu je nutné přidat časovou v rádech pouze několik ms, viz konstantní hodnota sleep. Zvolená konstanta rychlosti 30 je pouze orientační, její hodnota se odvíjí od nastavení uživatelem.*

### 6.1.3 Propojení vstupu s výstupem

Vlastní algoritmy překladů obstarává rozhraní, které je realizované třídou Interface. Následující zdrojové kódy ukazují pouze klíčové struktury algoritmu, aby byl patrný princip funkční architektury BCI.

```

14 public Interface(Brain brain, Computer comp)
15 {
16     B = brain;
17     C = comp;
18 }

```

*Zdrojový kód 3: Konstruktor třídy Interface, kde vstupem jsou objekty třídy Brain a Computer. Tato třída je univerzálně nadefinována tak, aby se dala přidávat další provázanost – bude popsáno dále v textu.*

```

19 Thread i = new Thread(new ThreadStart(Run));
20 i.IsBackground = true;
21 i.Start();

```

*Zdrojový kód 4: Samotná celá třída Interface běží ve vláknech. Všechny algoritmy překladač jsou v metodě Run().*

```

22 public void Run()
23 {
24     while (true)
25     {
26         drawEngine.connect = B.connected?true:false;
27         ...
28         if (B.isCalm)
29             C.motorOff();
30         if (B.isRight)
31             C.moveRight();
32         if (B.isLeft)
33             C.moveLeft(); // popsán výše na řádce 5
34         if (!B.isBlink)
35             wasCloseEye = true;
36         ...

```

*Zdrojový kód 5: Mapování všech vstupů na výstup dle specifik aplikačních řešení.*

## 6.2 Popis řešení

Diagram celého systému je znázorněn na Obr. 8. Celá struktura je navržena tak, aby byla univerzální pro libovolná specifika vstupu. Popis jednotlivých kroků a vazeb:

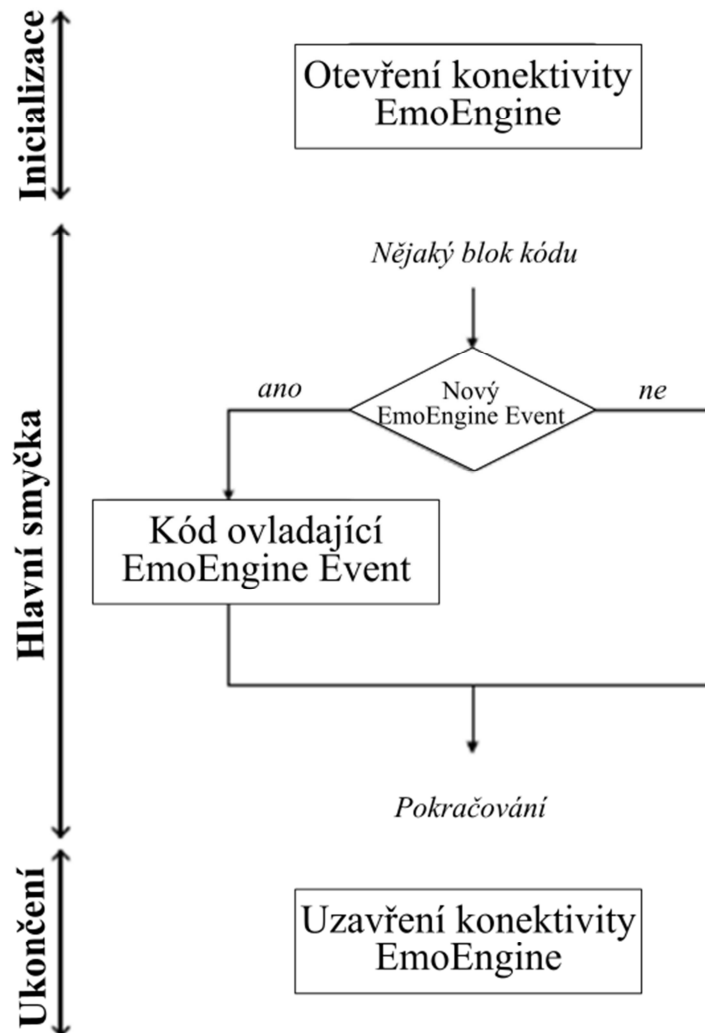
**Realtime řízení systému BCI** – vstupní bod celé architektury, který je definován požadavky samotného systému např. jaký má účel nebo čeho má systém být schopen dosáhnout vůči svému prostředí, do kterého je zasazen. Musí být schopen pracovat v reálném čase dle specifik BCI2000, aby byl považován za systém tohoto typu.

**Mozková aktivita** – nejdůležitější částí systému je osoba, pro kterou je systém určen. Příkazy a specifika výstupu si uživatel volí podle vlastní potřeby. Každý mozek a tudíž i jeho signály jsou jedinečné. Uživatel by si měl subjektivně definovat chování BCI, protože akce, které fungují pro jeden subjekt, nemusí nutně pracovat u druhého subjektu; proto má uživatel možnost volby mapování, jež bude vysvětleno dále. Subjekt by také měl učinit počáteční inicializaci (viz další bod), která může být provedena „ručně“ nebo pokud z nějakých, například zdravotních, důvodů není subjekt schopen provést inicializaci samostatně, musí být v systému zavedena i závislost na další osobě, která nastavuje a činí spuštění autonomního systému BCI. Ukončení používání systému může být spravováno buď další osobou, anebo lze provést přiřazení akce přímo v BCI systému. Značnou nevýhodou systému je, že mozková aktivita je dobře klasifikovatelná pouze za určitých podmínek, mezi které patří: klidové prostředí a soustředěnost, což však platí obecně pro většinu BCI neinvazivních metod. Další nevýhodou BCI systému je dlouhá a uživatelsky relativně náročná inicializační instalace. Nicméně uživatelé s handicapem, kterým je systém primárně určen, jsou ochotni zmíněné nevýhody akceptovat. Důvodem je, že jim systém může poskytnout obecné rozhraní mezi mozkiem a okolním světem.

**UI prvek BCI vlákna start()** – inicializace a spuštění celého systému. Musí být vybráno vhodné zařízení, na kterém softwarový proces běží a obstarává komunikaci mezi komponentami. Uživatelské rozhraní (UI) indikuje stavy jednotlivých částí, případně může být v jistých aplikacích i skryto pro tzv. „tichý chod na pozadí“.

**Běžící vlákno B** – třída Brain obstarává všechny akce prováděné s náhlavním zařízením. Je nezávislá a může například signalizovat stavy aktivity mozku v daném uživatelském rozhraní.

- Měření signálu – sběr dat z náhlavního zařízení Emotiv.
- Předzpracování – naměřená data a již hotové události obstarává EmoEngine pomocí logické abstraktní funkce v knihovně výzkumné edice edk.dll (Obr. 7).



Obr. 7: Událost EmoEngine (Emotiv, 2017)

**Běžící vlákno I** – třída Interface je navržena tak, aby byla univerzální. Probíhá v ní přímé propojení mezi vstupem a výstupem.

- Algoritmy překladu, mapování – obsahuje podmínky závislé na stavech třídy Brain, které při splnění nebo nesplnění volají metody třídy Computer. Avšak nemusí se nutně volat tyto metody, ale mohou se pouze indikovat a zpracovávat vizuální stavy v UI, jak ukazuje Zdrojový kód 5 – řádek 34, kde nastavuje příznak zavřených očí.

Příkladem univerzálního řešení je zapínání/vypínání světel v místnosti, které dále též bylo realizováno ve Zdrojový kód 6.

```
37  if (B.isSmirkRight)
38      C.light(3, true);
```

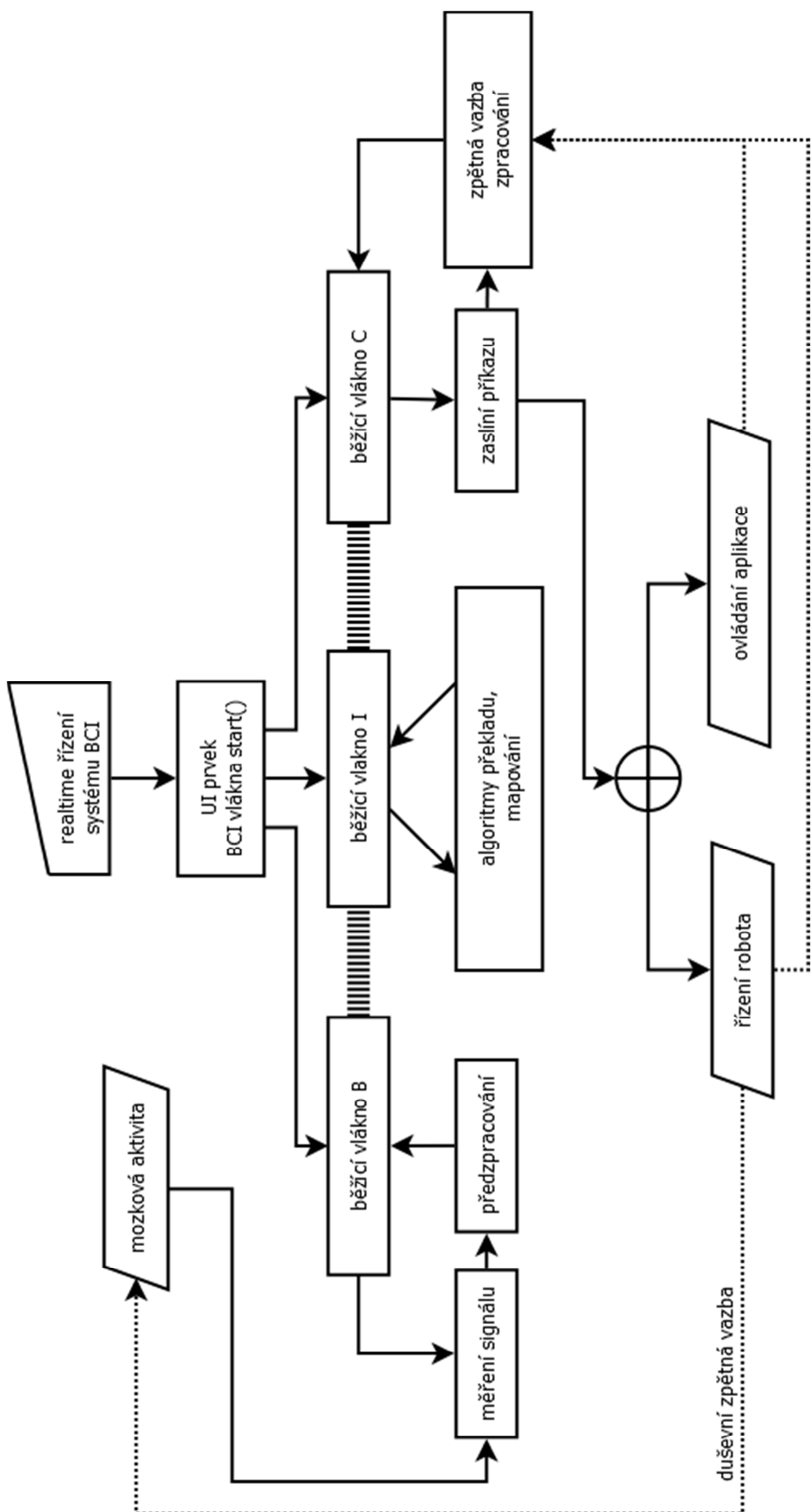
*Zdrojový kód 6: Metoda light(int id, bool state), kde id je číslo světla, které má být zapnuto či vypnut.*

**Běžící vlákno C** – třída Computer, je pojmenována jako „počítač“, ale jen z důvodu terminologie podle druhého písmena zkratky BCI. Nemusí se jednat nutně o počítač jako takový, ale spíše se tím vyjadřují C – CPU řízené soustavy. Opět je i tento objekt nezávislý. Nabízí nespočetné množství realizací, co vše je možné ovládat ať už softwarově či hardwarově.

- Zaslání příkazů – každý ovládaný systém má své specifické podmínky a definice akčních zásahů. Podle nich je, nutné připravit si je tak, aby byly kompatibilní s celým systémem BCI, jelikož se jedná o zařízení či aplikace tzv. třetích stran. V této modelové situaci byla zvolena modifikovatelná robotická soustava, která splňuje real-timové požadavky. Rovněž má robot své vývojové prostředky, který byly použity k implementaci objektu Computer, konkrétně se jedná o využití dynamické knihovny MonoBrick.dll. Knihovna pak komunikuje s mikroprocesorem robota pomocí bezdrátového Bluetooth nebo přes kabel USB a je možné s ní pracovat v programovacím jazyku C#.

Příkladem nemusí být jen zmíněný robot, ale také ovládání světel pomocí reléové karty, která má jiné řídicí mechanismy a je programovatelná ve Visual Basicu uvedeného ve Zdrojový kód 7. Jak je možné vidět, výstup může být realizován v jiném programovacím jazyku než je samotná BCI architektura. Příslušný popis bude popsán v následujícím textu, aby bylo vidět, jak je daný systém flexibilní.

- Zpětná vazba zpracování – pro potřeby řízení je také nutné mít u většiny aplikací informaci o stavech koncového zařízení např.: dostupnost, konektivita nebo i další mechanismy ovlivňující celý systém jako jsou využití různých senzorů. U robotické soustavy se dá využít IR senzor, který může detekovat kolizi či vzdálenost od překážky nebo využití gyroskopu a hodnot z něj. U ovládání softwarového řešení to může být detekce dostupnosti systémových příkazů apod. Proto musí být celý objekt C samostatný, aby řešil správu a vyhodnocování autonomně. Vlákno Interface může opět zobrazit indikaci stavů v UI.



Obr. 8: Diagram funkčního modelu BCI

**Řízení robota** – hardwarová řešení. Pro modelovou situaci byl sestaven robot s motorovými pohony kol a senzory. Obecně se však jedná o řízenou fyzickou soustavu.

**Ovládání aplikace** – softwarová řešení.

**Duševní zpětná vazba** – tato vazba vyjadřuje, že jde obecně o tzv. uzavřenou smyčku BCI. Subjekt má přímý (vizuální či jiný smyslový) vjem s ovládanou soustavou a je toho součástí.

## **6.1 Testování BCI v reálných podmínkách**

Výše popsaná architektura byla vyzkoušena v reálných podmínkách během výzkumu aktivizace mozkových center. Každá dílčí realizace má jiné nároky a požadavky, nicméně navrženou strukturu BCI, jak byla vymyšlena, se povedlo řádně otestovat a zdokumentovat. Každý test otevřel řadu dalších otázek a možností, kam výzkum posunout. Nicméně se objevilo i několik nedostatků, které budou popsány níže.

### **6.1.1 Testování robota dětmi**

Neboť dlouhodobým cílem výzkumu je nasazení těchto systémů do prostředí, kde by pomáhaly lidem s různým handicapem, byla pro účely testování zvolena Základní škola Zlín, Středová, která je jediným zařízením svého typu na Zlínsku. Jejich žáky jsou děti s mentální retardací různého stupně a s dalším postižením, ať již tělesným či smyslovým. Většina dětí je imobilních, ale mají i žáky nevidomé a žáky s poruchou autistického spektra.

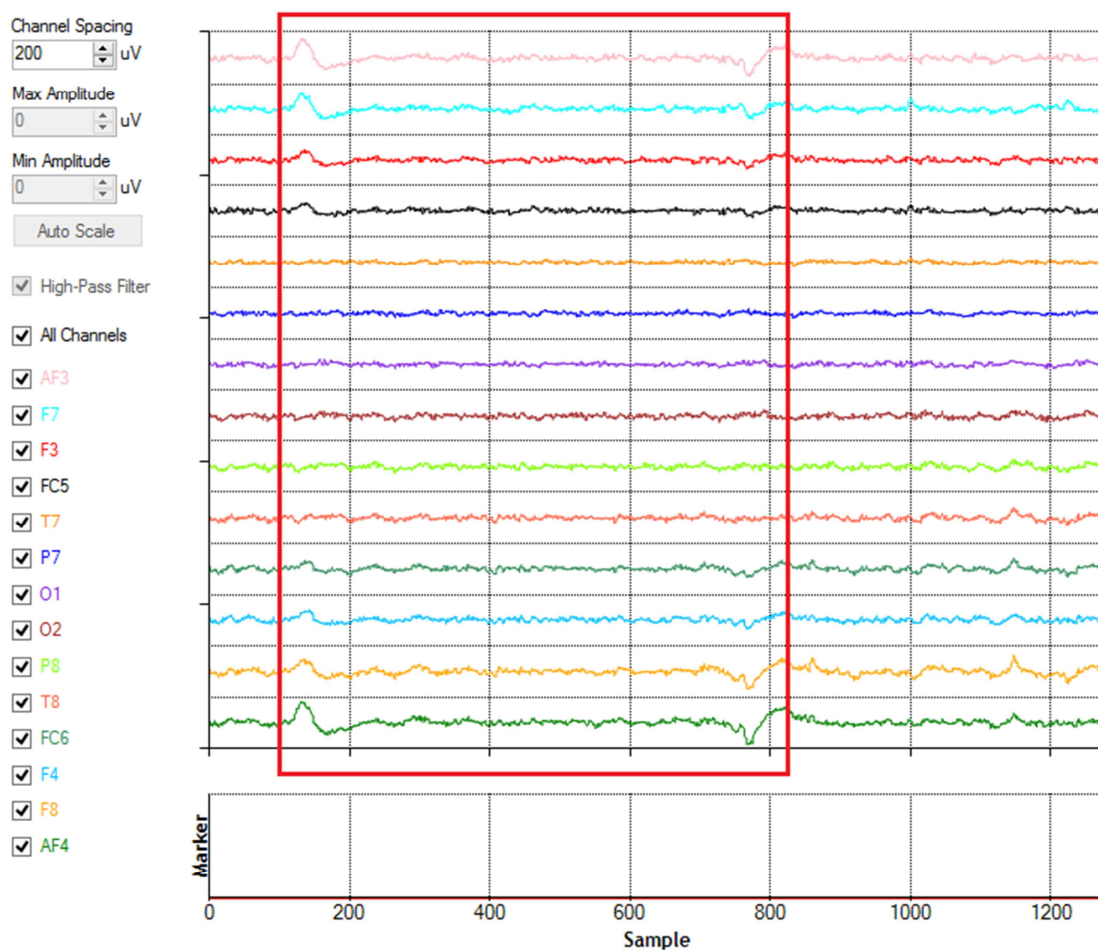
Pro děti se testování systému stalo zpestřením dne a pro ověření funkčnosti vhodnou zátěžovou zkouškou, protože v reálných podmínkách je spoustu rušivých elementů, navíc přimět děti k soustředěným stavům mysli je také těžší než samotné testování. Proto byli vybráni jedinci, pro které je testovaný systém primárně určen, tedy:

- Imobilní s tělesným handicapem.
- S poruchou komunikace.
- Mentálně vyspělejší, aby si uvědomovali nejen, co se po nich chce, ale také uvědomění toho, že existuje možnost usnadnění ku prospěchu svému.

Je nutné dodat, že tyto tři indispozice nejsou zastoupeny u jedince samostatně, ale je zde obvykle jejich kombinace.

Při samotném testování systému se ukázalo, že systém jako takový je v reálném čase relativně funkční. Avšak za těchto podmínek se stává nepříliš použitelný pro praktické účely, a to zejména pokud by byl určen jako kompenzační pomůcka při vzdělávání. Dá se však nasadit individuálně třeba v prostředí, kde jsou dítě nebo osoba schopny se soustředit.

Byly také pořízeny offline EEG záznamy, aby bylo možné dále analyzovat signály v závislosti na dalších výzkumech zaměřených na klasifikaci ať už artefaktů (příklad na Obr. 9) nebo celého signálu v porovnání s jinou osobou. Pořízené signály byly také zkoumány v matematickém programu Wolfram Mathematica.



Obr. 9: Záznam EEG v programu Control Panel: Příklad zavřených očí (znázorněn červeným ohraničením) a stav otevřených očí.

### 6.1.2 Aplikace 3RO

Návrh architektury byl použit k diplomové práci dnes už Ing. Romany Nehodové: Řízení externích malých robotických systémů pomocí EEG signálů, 2016.



V tomto BCI byla navržena aplikace 3RO, u které byla ověřena funkčnost v prostorách Fakulty aplikované informatiky Univerzity Tomáše Bati ve Zlíně. Testování bylo zdokumentováno videozáznamem. Jak píše autorka, využití aplikace v edukační oblasti, citováno:

*“Představená problematika je schopna rozvíjet u žáků zájem o výzkum a vědu v uvedené oblasti a je významná v oblasti zájmové a odborné činnosti žáků.*

*Výstup práce je přesně popsán a ve školní praxi použitelný postup, jak pomocí EEG signálů ovládat externí zařízení. Uvedený zdrojový kód lze použít celý nebo je možné ho poupravit tak, aby vyhovoval požadavkům budoucích uživatelů.*

*K přímému ověření ve školním prostředí vzhledem k malému časovému prostoru a specifickým požadavkům na snímání EEG v laboratorních podmínkách nedošlo. Uvedená práce reprezentovala FAI UTB v mezinárodní soutěži STOČ na VŠB v Ostravě.”*

Autor této disertační práce byl přímým konzultantem diplomové práce. Programování BCI 3RO ještě nevyužívá zcela myšlenku paralelního přístupu, nicméně aplikace byla ověřena jako funkční, proto bylo hledáno další rozšíření a univerzálnost, které je v práci popsáno jako paralelní přístup architektury BCI.

### 6.1.3 Ovládání světel

System může ovládat také jiné zařízení než je robot. Handicapované osoby mají různé potřeby, které jsou výrazně odlišné od potřeb intaktních lidí. Těmto lidem se pak problémy handicapovaných zdají až příliš triviální a nedokážou si tudíž představit jak výraznou pomoc může jakkoliv jednoduchá aplikace představovat.

Příkladem z praxe, který do těchto úloh spadá, je využití pro rozsvěcování světel. Byla pořízena „Reléová karta 8nás. Conrad, 212 x 100 x 29 mm, 23 V/AC, 16 A (modul)“. Kably k jednotlivým spínačům světel byly vpraveny přímo do zdi. Karta je připojena přes USB k počítači. Samotné nízko-úrovňové naprogramování je realizováno pro každé světlo zvlášť viz Zdrojový kód 7.

```
39  _serialPort.PortName = "COM15"  
40  ...  
41  Send_buffer(2) = 4  ` pošle 0100
```

*Zdrojový kód 7: Příklad konkrétního sepnutí druhého relé na desce. Třída C spouští přeložený dílčí spustitelný soubor (exe), který je překompilován ve Visual Basicu.*

Na Obr. 10 je ukázka grafické uživatelské rozhraní aplikace, které slouží pro indikace stavu světel. Aplikace běží permanentně v pozadí operačního systému jako rezidentní. Nebylo cílem udělat jen řízení světel pomocí mozkové aktivity, přece jen je nepraktické mít náhlavní zařízení neustále na hlavě. Šlo o ověření univerzálního řešení BCI. Samotná aplikace je využívána plně autonomně, takže je doba zapnutí jednoho (nastavitelného světla) na západ slunce. Sepínání je možné buď za pomoci Emotivu nebo ručně klávesovou zkratkou, kterou zachytává aplikace. Možnost rozšíření je na detekce hlasu nebo snímání světelných podmínek webovou kamerou.



*Obr. 10: Indikace tří světel, první zleva hlavní stropní, uprostřed nad postelí, třetí světlo nad částí místnosti.*

Účelem bylo také zjištění, jak cenově dostupné je mít vlastní inteligentní domácnost podle svých potřeb. Náklady na pořízení a montáž byly vyčísleny na 10 000,- (koupě Emotiv headsetu + reléová karta s montáží kabelů).

## **6.2 Výsledky**

Během výzkumu bylo nutné se zaměřit na kritické body řešení, kterými jsou chyby měření, citlivost a okolní vlivy prostředí u řízeného modelu. Chyby měření náhlavního přístroje mohou vznikat zejména kvůli přítomnosti nežádoucích vstupů (artefaktů), na které lidský mozek reaguje a tím je ovlivněn i samotný průběh měřených signálů. Samotná reakce mozku na tyto podněty je pochopitelně neovlivnitelná, takže je potřeba s tímto problémem počítat. Díky tomu mohou vznikat mylné podněty pro řízení mozkovou aktivitou. Při samotném snímání mozkové aktivity je také nutné počítat s vysokou citlivostí použitého zařízení, která se projevuje zejména při prudkých pohybech hlavy.

Na základě testů a pozorování byly stanoveny následující pozitivní a negativní výsledky, které jsou zobecněny na celý popisovaný model BCI.

### 6.2.1 Nevýhody

Obecně jsou v BCI systémech i nežádoucí vlastnosti, plynoucí z nestacionárního biologického signálu EEG:

- Kalibrace – instalace měřicí helmy trvá řádově minuty, každý kontakt se musí navlhčit slaným roztokem pro dobrou vodivost. Jednotlivé senzory se musí umístit do pozic 10 – 20 systému. Musí se ověřit konektivita jak se vstupem, tak i s výstupem. Každý uživatel má své unikátní potřeby, které je nutné brát v úvahu, proto se u každého může nastavit citlivost např. konstanta rychlosti motoru. Nevýhodou jsou také delší či husté vlasy. Tuto skutečnost neuvádí téměř žádná publikace o BCI, ale přitom toto nemůže být v reálné praxi zanedbáno.
- Jedinečnost subjektu – u každého je spolehlivost ovladatelnosti systému jiná i za předpokladu klidového stavu. Nedá se objektivně zjistit procentuální úspěšnost.
- Rušivé prostředí – okolní vlivy se projevují prostřednictvím lidských smyslových vjemů do EEG jako nežádoucí artefakty.

### 6.2.2 Výhody

Jak se ukázalo, systém vykazuje vlastnosti pro další možné využití, protože bylo ověřeno, že je přínosné v mnoha ohledech:

- Variabilita - největší výhodou je a také na to byl kladen důraz, modifikovatelnost mapování vstupů na výstup. V poměrně relativně krátkém čase lze přiřazovat podle specifik uživatele funkčnost Brain Computer Interface. Již nadefinovaný systém pracuje spolehlivě bez zásahu další osoby. Je také nutné dodat, že jádro navrženého systému běží na PC, nicméně je žádoucí s rostoucí technickou a výpočetní dobou mít na paměti přepis a kompilaci i na jiných zařízeních, jež budou můstkem mezi náhlavním zařízením a řízenou soustavou. Takže aplikace může být realizována i multiplatformně.
- Real-time odezva - v dnešní době již je překonaná reakční doba mezi mozkovou aktivitou a akčními zásahy díky dostatečným výkonům CPU a návrhem v paralelním zpracování. Časové zpoždění všech tří vláken je synchronizováno na stejný čas v řádech desítek ms, což se ukázalo jako dostačující s ohledem na plynulou bezdrátovou komunikaci mezi náhlavním zařízením a výstupním hardwarem. Pokud systém například využívá zpětné vazby jiného výstupu např. gyroskop, je nutné u

příslušného senzoru brát ohled na nezávislé zpoždění 550ms. Každý systém má svá specifika časových konstant, která však zásadně nezpomalují celou soustavu, ale jen dílčí akce ovládání.

- Neinvazivní metoda – snadné měření signálů v reálných podmínkách a její manipulace je přínosná pro celý systém.
- Dostupnost – jak bylo navrženo a odzkoušeno, je systém BCI již dostupný nejen z ekonomického hlediska, ale i z pohledu informačních technologií jsou komponenty k dispozici i pro širokou veřejnost. Je čím dál snazší realizovat a kombinovat různé technologie dohromady.

## 7. PŘÍNOS PRÁCE PRO VĚDU A PRAXI

Na základně zkoumané problematiky byl vytvořen vlastní model, který byl ověřen a posouzen jako technologie, která má budoucnost v mnoha směrech využití. Nabízí spoustu nových možností a zlepšení, která mohou být dále zkoumána. Vylepšení jsou zřejmá ve dvou zásadních směrech modelu BCI:

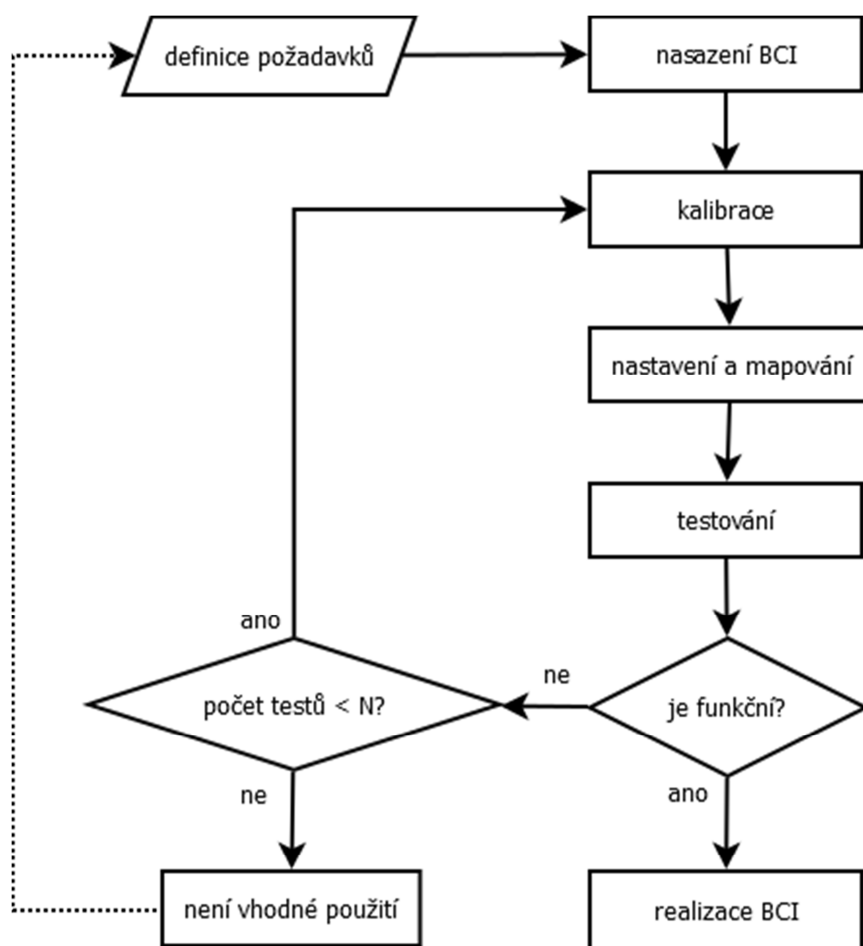
- Měření signálu – vychází z fyzikálních zákonů a řeší jak nejlépe měřit sumaci elektromagnetických vln, jak zvolit vhodný materiál pro senzory a také jaké jsou možnosti nastavení citlivosti. Důležitá je i volba technologie, která by měla být nejen kompaktní a uživatelsky snadno instalovatelná na hlavu subjektu, ale také dostatečně přesná. Lze tvrdit, že nelze stále hledat takováto zlepšení, protože jsme limitováni právě fyzikálními zákony a na nich závislými omezeními biologických charakteristik EEG signálů, které i sebelepší měřící technika není schopna překonat. V případě EEG signálu je technologie měření odkázána pouze na měření sumace elektrické aktivity velké skupiny neuronů.
- Identifikace mozkových akcí – zpracování signálů je na přijatelné a vypovídající úrovni. Avšak abychom mohli rozpoznávat příslušné vědomé reakce mozku v signálu, který obsahuje spousty vedlejších artefaktů a biologických složek, je nutné lépe pochopit zákonitosti mozku. Na identifikaci se používají umělé neuronové sítě, což jsou algoritmy, které samy o sobě jsou ve fázi permanentního zkoumání. Nalezení a vyzkoušení těchto algoritmických principů je téma k dalšímu výzkumu nejen na poli BCI.

Jak bylo zmíněno v předešlé kapitole, má BCI několik nežádoucích vlastností, které před nasazením do reálného prostředí nemohou být podceňovány. V první řadě samotná kalibrace může zabírat až několik desítek minut, což se může v některých realizacích brát jako velká překážka. Je nutné si však uvědomit, že pro cílovou skupinu, které je rozhraní určeno, je tento čas v konečném důsledku irelevantní, neboť jim má přinést mnohá usnadnění.

S tím souvisí i další zmínka o nežádoucím rušivém prostředí a i zde platí, že pokud bude aplikace směřována do klidového prostředí se smyslem pomoci uživateli, stává se systém žádoucí a prospěšný.

## 7.1 Nasazení BCI systémů

System je možné využít různým způsobem za jistých podmínek v daném prostředí. Je nutné si definovat, co se od systému očekává a zda neexistují jiné alternativy. Především se očekává, že uživatel, pro kterého je BCI určeno, je dobře seznámen s touto technologií, přičemž nemusí znát technické detaily. Než se daný systém začne používat, měl by proběhnout test všech požadavků, jak je znázorněno na diagramu Obr. 11.



Obr. 11: Diagram realizace BCI

Pod kalibrací se rozumí správná poloha senzoru na hlavě, který tudíž správně vypovídá o síle jednotlivých kanálů. Nastavení a mapování je krok naprosto volitelný a do jisté míry je dostatečně univerzální na to, aby splnil definované požadavky, které jsou nastaveny implicitně.

Samotné testování je záležitostí pokusů a omylů, proto by mělo být stanoveno, kolik pokusů je třeba učinit, než stanovíme verdikt – nefunkční. V opačném případě, pokud se ověří správnost řešení, se může nasadit k použití. Je-li systém pro daného uživatele funkční, pak lze dále řešit otázku, zda by se podobné nastavení mohlo využít i v jiných úlohách.

Pokud je učiněn závěr, že je systém nevhodný, je to předmětem další analýzy nebo výzkumu. Za některých podmínek se dá předpokládat, že i definice požadavků se dá měnit. Poté by následovala nová smyčka testování.

## 7.2 Možnosti využití

Je celá řada možností kam BCI nasadit nebo na čem jej testovat. BCI mají dva směry rozvoje. První je pomoc handicapovaným osobám (na tuto oblast se práce zaměřuje). Druhým směrem je odvětví zábavního průmyslu.

**Usnadnění ovládní domácnosti** – kromě ovládní světel existují i další možnosti využití. Na příkladu světel se ukázalo, že je to možné, proč by tedy hardware nemohl ovládat i jinou komponentu v domácím prostředí např.: rolety u oken, polohování postele, ovládní televizoru aj.

**Mobilní aplikace** – z teorie vyplývá, že se upouští od tradičního měření EEG jen v klidových podmínkách, jak ukazuje technologie MoBi, která naopak monitoruje mozek při aktivních činnostech. Dalším předmětem výzkumu může být implementace do přenositelných zařízení, jako jsou tablety a mobilní telefony.

**Sociální síť** – osoby s indispozicí pohybu v kombinaci s poruchou komunikace mají bariéru právě při interakci s okolním světem. Usnadnění práce a správné mapování na povely ve virtuálních internetových sociálních sítích je hudbou budoucnosti, ale jak tato práce ukazuje, technologicky to možné je.

**Brain Art** – snadnější sekundární snahou je vyvinout další zajímavé aplikace určené ke kreativním účelům. I krása, umění, kultura a různé druhy zábavních činností jsou součástí lidského života. Aplikace založené na audio-vizuálních interagujících prostředích především motivují a odreagovávají od všední reality. Něco podobného se již ve světě vědcům povedlo, a to s výstupem audio melodie. Předpokládalo se, že půjde o směs šumu a neposlouchatelných kombinací zvuků, ale opak byl pravdou. Vznikla poslouchatelná melodie, kterou tvořilo několik mozků v kolektivu (jednalo se také o subjekty imobilní). To se stalo inspirací a již v rámci disertace byl, na základě dosavadního výzkumu, rozpracován návrh, který řeší zobrazení emočních stavů do obrazů, které nejen mohou být animovány, ale také ukládány na plátno virtuálního obrazu. Takto vytvořený obraz může být vytištěn jako hodnotné umění „emoce mého mozku“. Myšlenka šla ještě dál, a to na úroveň rozšíření obrazu o další rozměr, tedy vytištění libovolné plastiky na 3D tiskárně.

## 8. ZÁVĚR

Disertační práce se zabývá zkoumáním řízení systémů pomocí mozkové aktivity.

Lidský mozek je asi nejznámějším adeptem na nejsložitěji fungující systém v námi objeveném známém vesmíru, proto je přirozené se zabývat tím, jak pracuje a jak je možno jeho potenciál využít pro usnadnění bytí. Zdravý mozek nemusí mít od svého vzniku vždy k dispozici fungující prostředky k interakci s okolním světem. Pokud je poškozena tělesná schránka, můžeme se pokusit o kompenzaci vytvořením umělého rozhraní, prozatím ne zcela dokonale, prostřednictvím spojení mozek-počítač-prostředí. Vytvoření takového propojení je primárním cílem celé práce o technologii BCI.

V úvodu byl představen nástin souvislostí tématu v dané oblasti. Byla shrnuta historická fakta a popis stávajících výzkumů a poznatků o BCI obecně. Směr, kterým se práce ubírá, je patrný z teoretické části, která popisuje principy modelu BCI. Zmiňované rozhraní (I), jež komunikuje mezi mozkem (B) a počítačem (C), je již vlastním návrhem architektury. Odvození dílčích principů od již známých řešení je nutným předpokladem k dalším realizacím ve zmíněném oboru, proto také bylo klíčovým základem práce hledání literární rešerše z dostupných relevantní zdrojů.

Práce si kladla za cíl provést analýzu dalších možností využití technického vybavení nakoupeného v rámci projektů – náhlavní zařízení Emotiv EPOC neuroheadset a robotický systém Mindstorms EV3.

Prvním cílem bylo navrhnout vhodnou architekturu BCI modelu, který bude využitelný především v real-time aplikacích. Zde bylo nutné zohlednit synchronizaci komunikace mezi vstupem (EEG snímač) a výstupem (robot) tak, aby k odezvě robota na zvolenou aktivitu docházelo v nejkratším možném čase.

Dalším cílem bylo z navržené architektury vyvinout funkční prototyp, jehož funkcionality bude následně ověřena řadou testů. Testy byly navrženy tak, aby byly prověřeny reakce výstupního zařízení na předem definované mozkové podněty (pohyby úst, očí, obočí apod.). Cílem testů bylo také odhalit reálné parametry navrženého systému s ohledem na jeho potenciální využití v reálném čase.

Pomocí navržené architektury lze univerzálně mapovat nejen řídicí akce pro hardwarové platformy, ale i příkazy operačního systému či systémové zkratky bez nutnosti uživatelského prostředí. Pokud to bude možné, tak by bylo dalším



budoucím řešením nasazení komplexního BCI rozhraní do oboru robotiky, ovládání RC modelů, externích zařízení či ovládání softwaru.

Důvodem výzkumu je snaha ovládání umělých technických zařízení pomocí lidského mozku, což je dlouhodobá vize tohoto výzkumu. Uplatnění jakéhokoliv dílčího poznání nebo realizace má svá opodstatnění - téměř žádné národní zázemí v tomto druhu výzkumu BCI není (důkazem toho jsou zdroje, které nejsou popsány v českém jazyce), z čehož plyne obrovský potenciál do praktičnosti využití. Dalším faktem je, že se v průběhu řešení ukázaly další myšlenky, směry a nové nápady, které jsou natolik jedinečné, že by stálo zato se jim dále věnovat, ale jejich realizovatelnost je spojená s vysokou časovou náročností.

## SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

BLANKERTZ, B., K.-R. MULLER, G. CURIO, T.M. VAUGHAN, G. SCHALK, J.R. WOLPAW, A. SCHLOGL, C. NEUPER, G. PFURTSCHELLER, T. HINTERBERGER, M. SCHRODER a N. BIRBAUMER. The BCI Competition 2003: Progress and Perspectives in Detection and Discrimination of EEG Single Trials. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2004, vol. 51, iss. 6, s. 1044-1051 DOI: 10.1109/tbme.2004.826692.

Brain Products GmbH - Solutions for neurophysiological research [online]. © 2017 [cit. 2017-03-05]. Dostupné z: <http://www.brainproducts.com/>.

DIY tDCS. Where Do The Electrodes Go? [online]. 2012 [cit. 2017-06-14]. Dostupné z: <http://www.diytdcs.com/tag/1020-positioning/>.

EMOTIV.Emotiv | EEG System | Electroencephalography [online]. © 2017 [cit. 2017-02-08]. Dostupné z: <http://www.emotiv.com/>.

ESFAHANI, Ehsan Tarkesh a V. SUNDARARAJAN. Classification of primitive shapes using brain-computer interfaces. *Computer-Aided Design*. 2012, vol. 44, iss. 10, s. 1011-1019. DOI: 10.1016/j.cad.2011.04.008.

FABIANI, G.E., D.J. MCFARLAND, J.R. WOLPAW a G. PFURTSCHELLER. Conversion of EEG Activity Into Cursor Movement by a Brain-Computer Interface (BCI). *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2004, vol. 12, iss. 3, s. 331-338. DOI: 10.1109/tnsre.2004.834627.

FABIO, Babiloni, Femke NIJBOER a Ursula BROERMANN. Brain Computer Interfaces for communication and control. *Frontiers in Neuroscience*. 2002, vol. 4, s. 185-201. DOI: 10.1007/978-3-642-02091-9\_11.

GAO, Xiaorong, Dingfeng XU, Ming CHENG a Shangkai GAO. A bci-based environmental controller for the motion-disabled. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2003, vol. 11, iss. 2, s. 137-140. DOI: 10.1109/tnsre.2003.814449.

GARBER, Gary. Instant LEGO Mindstorm EV3 your guide to building and programming your very own advanced robot using LEGO Mindstorm EV3. Birmingham, UK: Packt Pub, 2013. ISBN 9781849519748.

GUGER, C., A. SCHLOGL, C. NEUPER, D. WALTERSPACHER, T. STREIN a G. PFURTSCHELLER. Rapid prototyping of an EEG-based brain-computer interface (BCI). *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2001, vol. 9, iss. 1, s. 49-58. DOI: 10.1109/7333.918276.

GUGER, C., G. EDLINGER, W. HARKAM, I. NIEDERMAYER a G. PFURTSCHELLER. How many people are able to operate an eeg-based brain-computer interface (bci)?. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2003, vol. 11, iss. 2, s. 145-147. DOI: 10.1109/tnsre.2003.814481.

GUGER, C., H. RAMOSER a G. PFURTSCHELLER. Real-time EEG analysis with subject-specific spatial patterns for a brain-computer interface (BCI). *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*. 2000, vol. 8, iss. 4, s. 447-456. DOI: 10.1109/86.895947.

HAZRATI, Mehrnaz Kh. a Abbas ERFANIAN. An online EEG-based brain-computer interface for controlling hand grasp using an adaptive probabilistic neural network. *Medical Engineering & Physics*. 2010, vol. 32, iss. 7, s. 730-739. DOI: 10.1016/j.medengphy.2010.04.016.

HIREMATH, Shivayogi V., et al. Brain computer interface learning for systems based on electrocorticography and intracortical microelectrode arrays. *Frontiers in integrative neuroscience*. 2015, vol. 9.

HOMAN, Richard W, John HERMAN a Phillip PURDY. Cerebral location of international 10–20 system electrode placement. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1987, vol. 66, iss. 4, s. 376-382. DOI: 10.1016/0013-4694(87)90206-9. ISSN 00134694.

Interpreting EEG Functional Brain Activity. *FIU* [online]. 2004 [cit. 2016-04-07].

Dostupné z: <https://cate.fiu.edu/sites/default/files/Publications/01266932.pdf>

JIANG, Ning, Leonardo GIZZI, Natalie MRACHACZ-KERSTING, Kim DREMSTRUP a Dario FARINA. A brain-computer interface for single-trial detection of gait initiation from movement related cortical potentials. *Clinical Neurophysiology*. 2014, vol. 126, iss. 1, s. 154-159. DOI: 10.1016/j.clinph.2014.05.003. ISSN 13882457.

KAPER, M., P. MEINICKE, U. GROSSEKATHOEFER, T. LINGNER a H. RITTER. BCI Competition 2003—Data Set Iib: Support Vector Machines for the P300 Speller Paradigm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2004, vol. 51, iss. 6, s. 1073-1076. DOI: 10.1109/tbme.2004.826698.

KRAJČA, V., Jitka Mohylová. Číslicové zpracování neurofyziologických signálů. 1. vyd. V Praze: České vysoké učení technické, 2011. ISBN 9788001047217.

KUMAR, Nitish. BRAIN COMPUTER INTERFACE. In: Digital Library CUSAT [online]. 2008 [cit. 2016-01-13]. Dostupné z: <http://dspace.cusat.ac.in/jspui/bitstream/123456789/2621/1/Brain%20computer%20interface.pdf>

LAL, T.N., M. SCHRODER, T. HINTERBERGER, J. WESTON, M. BOGDAN, N. BIRBAUMER a B. SCHOLKOPF. Support Vector Channel Selection in BCI. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2004, vol. 51, iss. 6, s. 1003-1010. DOI: 10.1109/tbme.2004.827827.

LI, Mu a Bao-Liang LU. Emotion classification based on gamma-band EEG. *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2009. DOI: 10.1109/iembs.2009.5334139.

LOTTE, F, M CONGEDO, A LÉCUYER, F LAMARCHE a B ARNALDI. A review of classification algorithms for EEG-based brain–computer interfaces. *Journal of Neural Engineering*. 2007, vol. 4, iss. 2, R1-R13. DOI: 10.1088/1741-2560/4/2/r01.

OOSTENVELD, Robert a Peter PRAAMSTRA. The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements. *Clinical Neurophysiology*. 2001, vol. 112, iss. 4, s. 713-719. DOI: 10.1016/S1388-2457(00)00527-7. ISSN 13882457.

POZO-BANOS, Marcos Del, Jesús B. ALONSO, Jaime R. TICAY-RIVAS a Carlos M. TRAVIESO. Electroencephalogram subject identification: A review. *Expert Systems with Applications*. 2014, vol. 41, iss. 15, s. 6537-6554. DOI: 10.1016/j.eswa.2014.05.013.

PFURTSCHHELLER, G., C. NEUPER, C. GUGER, W. HARKAM, H. RAMOSER, A. SCHLOGL, B. OBERMAIER, M. PREGENZER, Christoph GUGER a Brendan Z. ALLISON. Current trends in Graz brain-computer interface (BCI) research. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*. 2000, vol. 8, iss. 2, s. 133-137. DOI: 10.1007/978-3-319-09979-8\_11.

SCHALK, G., D.J. MCFARLAND, T. HINTERBERGER, N. BIRBAUMER a J.R. WOLPAW. BCI2000: A General-Purpose Brain-Computer Interface (BCI) System. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2004, vol. 51, iss. 6, s. 1034-1043. DOI: 10.1109/tbme.2004.827072.

Soft Robotics [online]. © 2017 [cit. 2017-03-04]. Dostupné z: <https://www.softroboticsinc.com/>.

StatSoft.cz. *Úvod do neuronových sítí* [online]. © 2013 [cit. 2017-05-19]. Dostupné z: [http://www.statsoft.cz/file1/PDF/newsletter/2013\\_02\\_05\\_StatSoft\\_Neuronove\\_site\\_linky.pdf](http://www.statsoft.cz/file1/PDF/newsletter/2013_02_05_StatSoft_Neuronove_site_linky.pdf).

WAIRAGKAR, Maitreyee, Ioannis ZOULIAS, Victoria OGUNTOSIN, Yoshikatsu HAYASHI a Slawomir NASUTO. Movement intention based Brain Computer Interface for Virtual Reality and Soft Robotics rehabilitation using novel autocorrelation analysis of EEG. *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*. IEEE, 2016, s. 685-685. DOI: 10.1109/BIOROB.2016.7523705. ISBN 978-1-5090-3287-7.

WEISKOPF, N., K. MATHIAK, S.W. BOCK, F. SCHARNOWSKI, R. VEIT, W. GRODD, R. GOEBEL a N. BIRBAUMER. Principles of a Brain-Computer Interface (BCI) Based on Real-Time Functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI). *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2004, vol. 51, iss. 6, s. 966-970. DOI: 10.1109/tbme.2004.827063.

WOLPAW, J.R., D.J. MCFARLAND, T.M. VAUGHAN a G. SCHALK. The wadsworth center brain-computer interface (bci) research and development program. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2003, vol. 11, iss. 2, s. 204-207. DOI: 10.1109/tnsre.2003.814442.

WOLPAW, Jonathan R, Niels BIRBAUMER, Dennis J MCFARLAND, Gert PFURTSCHHELLER a Theresa M VAUGHAN. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*. 2002, vol. 113, iss. 6, s. 767-791. DOI: 10.1016/s1388-2457(02)00057-3.

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1: Schéma BCI systému. První část: mozková aktivita; druhá část: rozhraní – signal acquisition [získání signálu], digitized signal [digitalizace signálu], signal processing [zpracování signálu], feature extraction [parametrizace], translation algorithm [algoritmy překladu], device commands [výstupní příkazy]; třetí část: aplikace, externí zařízení a komponenty (Wolpaw, 2002) ....	4
Obr. 2: Průběh zpracování signálu fMRI s BOLD (Weiskopf, 2004). .....	8
Obr. 3: EPOC headset (Emotiv.com, 2017) .....	18
Obr. 4: Ukázka aplikace EmoComposer .....	19
Obr. 5 actiCAP Xpress set (Brainproducts.com, 2017) .....	25
Obr. 6: Návrh modelu BCI .....	30
Obr. 7: Událost EmoEngine (Emotiv, 2017) .....	36
Obr. 8: Diagram funkčního modelu BCI.....	38
Obr. 9: Záznam EEG v programu Control Panel: Příklad zavřených očí (znázorněn červeným ohraničením) a stav otevřených očí. ....	40
Obr. 10: Indikace tří světel, první zleva hlavní stropní, uprostřed nad postelí, třetí světlo nad částí místnosti. ....	42
Obr. 11: Diagram realizace BCI.....	46

## SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

ADC	Analog-to-Digital Converter
API	Application Programming Interface
BOLD	Blood Oxygen Level Dependent
BCI	Brain – Computer Interface
CAD	Computer Aided Design
CPU	Central Processing Unit
ECoG	Electrocorticography
EDF	European Data Format
EEG	Elektroencefalografie / Elektroencefalogram
ERP/EP	Event related Potentials / Evoked Potentials
fMRI	Functional Magnetic Resonance Imaging
IR	Infrared Radiation
LAN	Local Area Network
MCN	Modiffied Combinatorial Nomenclature
MEG	Magnetoencephalography
MoBi	Mobile Brain/Body Imaging
NIRS	Near-infrared Spectroscopy
RC	Remote Control
SDK	Software Development Kit
TTL	Time to live
UI	User Interface
USB	Universal Serial Bus

## PUBLIKAČNÍ AKTIVITY AUTORA

SVEJDA, Jaromir, Roman ZAK a Roman JASEK. Zpracování mozkové aktivity v bci systémech. *Odborný vědecký časopis Trilobit*. 2012, č. 1. ISSN 1804-1795.

SVEJDA, Jaromir, Roman ZAK a Roman JASEK. Systémy identifikace vstupu a biometrické systémy. *Odborný vědecký časopis Trilobit*. 2012, č. 2. ISSN 1804-1795.

POKORNY, Pavel, Roman ZAK a Jaromir SVEJDA. The Design and Realization of Ascii Art Software. *Advances in Sensors, Signals, Visualization, Imaging and Simulation. Sliema : WSEAS*. 2012, s. 159-162. ISSN 1790-5117. ISBN 978-1-61804-119-7.

PLUHACEK, Michal, Jaromir SVEJDA, Hana TALANDOVA, Roman ZAK a Roman JASEK. Artificial intelligence in biometrical identification systems. *Bezpečnostní technologie, Systémy a Management 2013: Sborník příspěvků 4. mezinárodní konference*. Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně Fakulta aplikované informatiky, 2013, s. 5. ISBN 978-80-7454-289-3

SVEJDA, Jaromir, Roman ZAK, Roman JASEK a Roman SENKERIK. On the Simulation of the Brain Activity: A Brief Survey. *Modern Trends and Techniques in Computer Science*. Springer, Cham, 2014, s. 105-115.

ZAK, Roman, Jaromir SVEJDA, Roman SENKERIK a Roman JASEK. Analysis of EEG signal for using in biometrical classification. *ECMS*. 2014, s. 377-381.

SVEJDA, Jaromir, Roman ZAK, Roman SENKERIK a Roman JASEK. Complex Analysis of EEG Signal for Biometrical Classification Purposes. *Nostradamus 2014: Prediction, Modeling and Analysis of Complex Systems*. Springer, Cham, 2014, s. 449-459.

JASEK, Roman, Lukas KRALIK, Jaromír SVEJDA a Alena KOLCAVOVA. Differences between ITIL® V2 and ITIL® V3 with Respect to Service Strategy and Service Design. *AIP Conference Proceedings*. AIP Publishing, 2015, s. 550016.

SVEJDA, Jaromir, ZAK, Roman a Roman JASEK. Concept of software interface for BCI systems. *AIP Conference Proceedings*. AIP Publishing, 2016, s. 120022.



ZAK, Roman, Jaromir SVEJDA, Roman JASEK a Roman SENKERIK. The Architecture of Software Interface for BCI System. *Intelligent Systems in Cybernetics and Automation Theory*. Springer, Cham, 2015, s. 307-316.

SVEJDA, Jaromir, Roman ZAK, Roman SENKERIK a Roman JASEK. Using brain - Computer interface for control robot movement. *ECMS*. 2015, s. 475-480.

ŠAUR, David, Roman ŽÁK a Jaromír ŠVEJDA. Data Mining from Radar Precipitation Measurement of the CZRAD Network. 19. *International Conference on Systems (CSCC '15), Special Session: Informatics in Control Theory and its Applications – Control Applications. Recent Advances in Systems*. Zakynthos Island, Greece, July 16-20, 2015, s. 280-285. ISBN: 978-1-61804-321-4. ISSN: 1790-5117

SVEJDA, Jaromir, Roman ZAK, Roman SENKERIK a Roman JASEK. Research on Processing the Brain Activity in BCI System. *Pattern Recognition and Classification in Time Series Data*. IGI Global, 2016. s. 152-178.

# ODBORNÝ ŽIVOTOPIS AUTORA

OSOBNÍ ÚDAJE Žák Roman



📍 Papírenská 253,  
76311 Želechovice nad Dřevnicí (Česká republika)

✉️ rzak@fai.utb.cz

Pohlaví Muž | Datum narození 6. 12. 1983 | Státní příslušnost/i Česká republika

## PRACOVNÍ ZKUŠENOSTI

- 2015 – dosud Programátor  
GEMINI oční klinika a.s., Zlín (Česká republika)
- 2014 – 2015 IT specialista  
RISING creative studio s.r.o., Zlín (Česká republika)
- 2011 – 2014 Pedagogická činnost  
Vedení kurzů v rámci výuky na Fakultě aplikované informatiky  
Univerzity Tomáše Bati ve Zlíně, Zlín (Česká republika)

## VZDĚLÁNÍ, ODBORNÁ PŘÍPRAVA A KURZY

- 2014 University of Algarve, Faro (Portugalsko), studijní stáž
- 2009–2011 Vysokoškolské vzdělání v oboru: Informační technologie (Ing.)  
Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta aplikované informatiky
- 2006–2009 Vysokoškolské vzdělání v oboru: Informační technologie (Bc.)  
Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně, Fakulta aplikované informatiky

2002–2006 Středoškolské vzdělání  
Střední průmyslová škola Zlín, Ekonomické lyceum

**OSOBNÍ  
DOVEDNOSTI**

Mateřský jazyk Čeština

Další jazyky	POROZUMĚNÍ		MLUVENÍ		PÍSEMNÝ PROJEV
	Poslech	Čtení	Ústní interakce	Samostatný ústní projev	
angličtina	B1	B2	B1	B1	B2

Úrovně: A1/A2: Začátečník - B1/B2: Nezávislý uživatel - C1/C2: Způsobilý uživatel

Organizační/manažerské dovednosti Vedení šachového klubu - Zlínské aplikované sporty z.s. - ŠK

Odborné dovednosti Znalosti programovacích, značkovacích a dotazovacích jazyků: ActionScript, Assembler, C/C++, C#, CSS, HTML5, Java, JavaScript, Python, PHP, SQL, UML, XML

Počítačové dovednosti Velmi dobré dovednosti v uživatelských, vývojových a grafických prostředích:  
Adobe Flash CS3, Codelite, Eclipse, GIMP, Inkscape, Microsoft Office, Microsoft Visual Studio, Wolfram Mathematica

Další dovednosti I. výkonnostní třída v deskové hře Česká dáma, v rámci České republiky

## DOPLŇUJÍCÍ INFORMACE

1998 – dosud Základní umělecká škola, Zlín (Česká republika) Malba a kresba

Umělecké výstavy 4. – 30.9.2015  
Okamžik; Alternativa - kulturní institut Zlín.  
3. – 30.10.2012  
Tvorba Romana Žáka; Galerie II. patro, radnice, Zlín  
16.11. – 22.12.2007  
Obrázky z vozíčku; Galerie 1499, Olomouc  
30.11. - 23.12.1999  
Šance pro každého; Galerie Masson, Zlín

Zdravotní stav Držitel průkazu ZTP/P

Roman Žák

**Řízení systémů pomocí aktivizace mozkových center**

Control Systems by Means of Activation of Brain Centers

Disertační práce

Vydala Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně,  
nám. T. G. Masaryka 5555, 760 01 Zlín.

Náklad: výtisků

Sazba: autor

Publikace neprošla jazykovou ani redakční úpravou.

Rok vydání 2017