

Využitie rozhrania mozog–počítač pri neurorehabilitácii: prehľad aktuálneho výskumu

Barbora Cimrová^{1,2,3}, Igor Farkaš¹, Roman Rosipal⁴

¹Centrum pre kognitívnu vedu, KAI FMFI UK, Univerzita Komenského, Mlynská dolina, 84248 Bratislava,

²Laboratórium kognitívnej neurovedy, ÚNPF, Slovenská akadémia vied, Sienkiewiczova 1, 813 71 Bratislava,

³Katedra psychológie, Filozofická fakulta, Trnavská univerzita v Trnave, Hornopotočná 2, 918 43 Trnava

⁴Oddelenie teoretických metód, ÚM, Slovenská akadémia vied, Dúbravská cesta 9, 841 04 Bratislava

barbora.cimrova@savba.sk, farkas@fmph.uniba.sk, roman.rosipa@savba.sk

Abstrakt

Využitie rozhrania mozog—počítač (BCI) predstavuje sľubnú cestu pre pacientov po cievnej mozgovej príhode, v dôsledku ktorej mohli stratiť schopnosť ovládať svoje končatiny. Cieľom metód BCI je prostredníctvom mentálnych predstáv (myšlienok), potenciálne s využitím efektívnej spätnej väzby, pomôcť pacientom naučiť sa opäť ovládať svoju končatinu. Súčasťou týchto snáh je tiež fyzická neurorehabilitácia, ktorú by bolo možné realizovať pomocou robotického ramena ovládaného myslou. V príspevku ponúkame prehľad rozvíjajúcich sa meracích a výpočtových metód v tejto oblasti výskumu a predstavíme vlastné zámery v rámci začatého kolaboratívneho projektu.

1 Cievna mozgová príhoda

Cievna mozgová príhoda (CMP, mozgový infarkt) patrí k najčastejším príčinám telesného postihnutia nadobudnutého v dospelosti. Môže spôsobiť mierne až veľmi výrazné poškodenie mozgových funkcií či dokonca smrť. Ročne postihuje 15 miliónov ľudí na celom svete a v dôsledku starnutia populácie jej prevalencia naďalej stúpa [1].

CMP vzniká pri poruche zásobovania mozgového tkaniva krvou. Príčinou môže byť buď obštrukcia v krvnom riečisku (ischemická CMP) alebo ruptúra artérie zásobujúcej mozog (hemoragická CMP). Pri ischemickej CMP je mozgová cieva upchaná najčastejšie trombom (krvnou zrazeninou) z aterosklerotického plátu v mozgovej cieve alebo embolom (odtrhnutá zrazenina pochádzajúca zo vzdialenejšieho miesta v tele). Hemoragická CMP vzniká prasknutím mozgovej tepny a následným krvácaním do mozgového parenchýmu alebo do subarachnoideálneho priestoru, ktorý obklopuje mozgové tkanivo [2].

1.1 Dôsledky cievnej mozgovej príhody

V dôsledku nedokrvnenia a nedostatočného okysličenia mozgového tkaniva dochádza náhle k porušeniu až strate funkcie postihnutej mozgovej oblasti, čo môže vyústiť až do neschopnosti pohybovať (paréza) jednou alebo viacerými končatinami na jednej strane tela (hemiparéza), neschopnosti porozumieť reči alebo neschopnosti reč produkovať, poruchám pamäte, či výpadku časti zorného pola. U pacientov s hemiparézou, ktorá je najčastejším následkom CMP sa v dôsledku mozgovej lézie vyskytuje kŕčovitost', svalová slabosť a deficit v koordinácii a hladkosti pohybov postihnutej končatiny. Približne u jednej tretiny postihnutých pacientov zostávajú dôsledky poškodenia, napriek intenzívnym rehabilitačným snahám, trvalé [3].

1.2 Rehabilitácia parézy hornej končatiny

Ľudský mozog nie je rigidná štruktúra, s nemenným zapojením, ale vyznačuje sa neuroplasticitou, schopnosťou učiť sa a meniť prepojenie medzi jednotlivými neurónmi či nervovými štruktúrami. Vďaka neuroplasticite je možné, aby po poškodení mozgovej oblasti, prebrala čiastočne jej funkciu iná oblasť, ktorá pôvodne nebola pre danú funkciu využívaná. Práve táto vlastnosť nervového systému je základným pilierom neurorehabilitácie.

1.2.1 Klasická rehabilitácia

Tradičná fyzioterapeutická rehabilitácia sa zameriava na behaviorálnu repetíciu – opakované telesné cvičenie s postihnutou končatinou, ktoré vedie k zlepšeniu motorickej aktivity a umožňuje vykonávanie hladkých a kontrolovaných pohybov [4]. Pri rozsiahlej paralýze (ochrnutí), kedy pacient nie je schopný postihnutou rukou pohnúť, vykonáva opakované pohyby rehabilitačná sestra. Jedným z problémov pri klasickej rehabilitácii

paralyzovanej končatiny je neexistencia priameho spojenia medzi zámerom pacienta pohnúť postihnutou rukou a skutočným pohybom zabezpečeným vďaka asistencii terapeuta.

1.2.2 Robotom asistovaná rehabilitácia

Snahou robotom asistovanej rehabilitačnej terapie je nahradiť manuálnu prácu rehabilitačného pracovníka a zároveň umožniť efektívne nastaviť a individuálne prispôbiť rehabilitačný tréning a objektívne vyhodnocovať jeho progres u daného pacienta [5]. Táto, ešte stále sa rozvíjajúca oblasť, poukazuje na viaceré výhody automatizovaného prístupu, no samotná robotom asistovaná terapia momentálne neprevyšuje úspešnosť dosahovanú prácou špecializovaného terapeuta.

1.2.3 Technika motorickej predstavy (MP)

Ako pomocná rehabilitačná technika sa v súčasnosti používa tréning pomocou kinestetickkej, teda tzv. motorickej predstavy (MP), počas ktorej dochádza k predstave pohybu v pracovnej pamäti, no bez skutočného vykonania daného pohybu. Táto technika bola pôvodne vyvinutá na zlepšenie športového výkonu u atlétov [6] a neskôr sa začala používať aj na rehabilitáciu po CMP [7]. Počas motorickej predstavy dochádza k aktivácii senzori-motorických kôrových oblastí, ktoré sú aktívne aj počas vykonávania pohybu (viď ďalej – 2.1.1 Motorická rezonancia a 3 Systém zrkadliacich neurónov). [8]

Hoci kombinácia MP s klasickou fyzioterapiou pomáha zlepšiť efekt samotnej tradičnej rehabilitácie, úspešné využitie ich prepojenia sa spája s limitáciami. Presná synchronizácia medzi rehabilitačným úkonom terapeuta a motorickým úmyslom pacienta je obmedzená, nakoľko MP predstavuje čisto mentálny proces bez skutočného telesného motorického výstupu a terapeut nemá kontrolu nad MP alebo mentálnym stavom pacienta. Podobne, schopnosť terapeuta kontrolovať mentálny stav pacienta (únavu, pozornosť, atď.) počas tréningu je rovnako obmedzená. Navyše, pacientovi chýba spätná väzba o jeho mentálnom výkone.

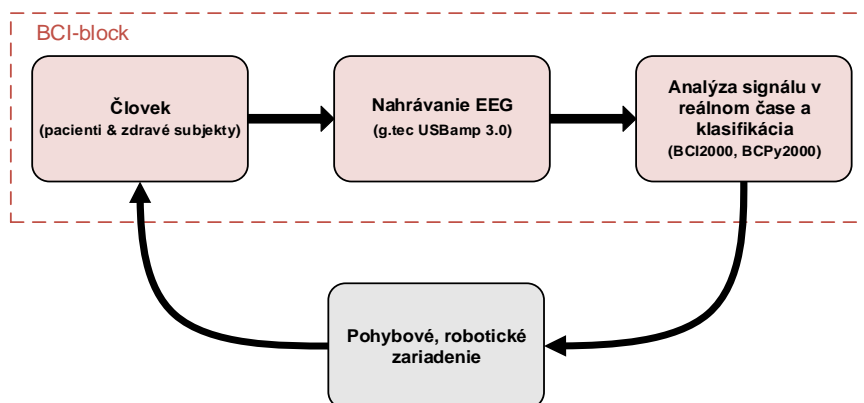
Keďže nie je možné využiť pôvodnú fyziologickú motorickú dráhu, od mozgovej kôry k svalom postihnutej končatiny, prepojenie medzi mozgom pacienta (a jeho vedomým zámerom vykonať pohyb svojou paralyzovanou končatinou) a výkonným orgánom (samotnou končatinou) je snaha zabezpečiť toto prepojenie externou cestou. Na obrázku 1 je znázornená jednoduchá schéma takéhoto zapojenia. Základom je rozhranie mozog—počítač a jeho ďalšie prepojenie na zariadenie (robotické rameno), ktoré vykonáva zámer pacienta pohnúť postihnutou rukou.

2 Rozhranie mozog-počítač (BCI)

Rozhranie mozgu a počítača (BCI, z angl. brain-computer interface) spočíva vo vytvorení komunikačného kanála medzi ľudským mozgom a počítačom, prípadne ďalším technickým zariadením. Toto prepojenie je v princípe obojstranné. Na jednej strane počítač vyhodnocuje prejavy mentálnej aktivity meranej napríklad pomocou elektroencefalografu (EEG) alebo inej metódy na snímanie aktivity mozgu. Systém BCI detekuje takéto zmeny a transformuje ich na riadiace signály, ktoré umožňujú ovládať kurzor na obrazovke počítača, ale aj skutočné objekty, ako napríklad invalidný vozík či iné externé zariadenia [9]. Na strane druhej, užívateľ dostáva okamžitú spätnú väzbu o výsledku svojej snahy a môže tak efektívnejšie modulovať momentálny stav aktivácie svojej mozgovej kôry. V posledných rokoch sa veľmi intenzívne študuje využitie BCI pri neurorehabilitácii [10] [11].

2.1 Typy BCI

Mozgovú aktivitu je možné snímať viacerými spôsobmi – pomocou funkčnej magnetickej rezonancie, pozitronovej emisnej tomografie, magnetoencefalografie, EEG, či elektrokortikografie, prípadne ďalších metód odrážajúcich priame alebo nepriame zmeny v aktivite mozgu. Na praktické využitie pre BCI, väčšina týchto metód, vzhľadom k zložitosti merania, finančnej náročnosti, či časovej nepresnosti, nie je vhodná. Najvhodnejšia a v súčasnosti najviac používaná metóda na získavanie signálu pre BCI je snímanie EEG. V tomto



Obrázok 1 Schematický diagram systému BCI s robotickou asistenciou. Na obrázku je znázornené prepojenie jednotlivých častí systému.

príspevku, ako aj v plánovanom projekte sa preto zameriame na využitie tejto neinvazívnej metódy. Na ovládanie BCI je možné využiť viaceré zložky EEG signálu. K doteraz použitým patrí využitie pomalých kôrových potenciálov (z angl. slow cortical potentials) [12], kognitívnych potenciálov viazaných na udalosť (napríklad P300) [13] či senzori-motorických rytmov spojených s fenoménom motorickej rezonancie [14].

2.1.1 Motorická rezonancia

Princípom jednej z najrozšírejších techník BCI, využívajúcej motorickú rezonanciu, sú špecifické zmeny mozgovej aktivity pozorované prostredníctvom EEG nad senzori-motorickou kôrou. Počas vykonávania pohybu, pozorovania pohybu inej osoby alebo predstavy pohybu (napríklad opakovaného ťukania prstom na ruke) dochádza k zníženiu spektrálneho výkonu EEG vo frekvenčnom pásme 8-12Hz nad senzori-motorickou oblasťou (tzv. desynchronizáciu mí-rytmu), čo sa označuje aj ako desynchronizácia viazaná na udalosť (ERD, z angl. event-related desynchronization). Vo väčšine prípadov je táto ERD výraznejšia v mozgovej hemisfére kontralaterálnej k použitej končatine [15]. Tieto zmeny je možné neinvazívne, v reálnom čase zaznamenávať pomocou elektród priložených k povrchu hlavy.

3 Systém zrkadliacich neurónov

Zistenie, že vykonávanie pohybu a pozorovanie rovnakého pohybu, ktorý však vykonáva niekto iný, zdieľajú spoločný neurologický substrát, bolo prvýkrát zaznamenané na neurónoch v motorickej kôre u makakov [16]. Keďže tieto neuróny „odzrkadľovali“ motorickú akciu iného jedinca, dostali pomenovanie „zrkadliace neuróny“. Neskôr bola pomocou zobrazovacích metód potvrdená ich existencia aj v premotorickej kôre a v suplementárnej motorickej oblasti u ľudí [17]. Rozsiahly výskum ľudského systému zrkadliacich neurónov potvrdil ich význam aj pre množstvo vyšších kognitívnych funkcií, medzi ktoré patrí porozumenie akcií iného človeka, imitácia, procedurálne učenie, vývin jazyka a vytváranie kľúčových sociálnych schopností ako porozumenie zámerom či emočným stavom iných ľudí a sú teda základom aj pre schopnosť empatie [18].

4 Využitie BCI pre neurorehabilitáciu

V našej štúdií plánujeme použiť neinvazívne BCI založené na motorickej rezonancii snímanej pomocou EEG, ako posilňujúci tréningový nástroj pre motorickú rehabilitáciu. Pacientovou snahou bude prostredníctvom mentálnej MP pohybu postihnutou rukou dosiahnuť

reálne uskutočnenie tohto pohybu pomocou externého zariadenia (robotického ramena) riadeného systémom BCI, ktorý bude vyhodnocovať zmeny v mozgovej aktivite pacienta počas MP. Cieľom takéhoto MP-BCI systému nebude iba umožniť pacientovi s hemiparézou využiť mentálnu aktivitu na vykonanie akcie namiesto paralyzovanej končatiny, ale opakovaným tréningom s účinnou spätnoväzobnou senzori-motorickou slučkou podnietiť neuroplastické zmeny a tým dopomôcť prinavrátiť stratenú schopnosť prirodzene pohybovať rukou. Takáto tréningová procedúra navyše pomáha motorickému učeniu aj tým, že si vyžaduje vysokú mieru pozornosti na danú pohybovú úlohu.

4.1 Algoritmus BCI

4.1.1 Extrakcia príznakov

Spracovanie signálu prebieha v dvoch fázach. Prvou je extrakcia príznakov, teda vybrané charakteristik signálu, ktoré budú slúžiť na kódovanie výstupu. Takýmito príznakmi môžu byť jednoduché miery ako amplitúda určitého evokovaného potenciálu (napríklad P300) alebo určitého rytmu (napríklad senzori-motorického rytmu) alebo zložitejšie miery, akými sú koherencia či fázová synchronizácia EEG. V našom prípade sa zameriame na detekciu zmien EEG rytmu viazaného na motorickú kôru a MP, teda už spomínanú ERD mí-rytmu (8-12Hz).

4.1.2 Klasifikácia

Druhou fázou spracovania signálu je prevedenie (klasifikácia) zosnímaných príznakov do riadiacich príkazov. V prípade jednoduchého pohybu rukou v jednom smere (1-D pohyb) musí externé zariadenie pohybujúce rukou reagovať adekvátnym smerom aj rozsahom pohybu na smer a veľkosť zmeny rytmu. Úlohou klasifikátora je stanoviť hranicu medzi jednotlivými podmienkami (viazanými na mentálne stavy – napríklad ERD pri MP a stav pokoja) a na základe toho rozhodnúť o priradení nameraného signálu k príslušnému riadiacemu príkazu. Na takúto klasifikáciu možno použiť napríklad lineárnu diskriminačnú analýzu (LDA), ktorá slúži na nájdenie vhodnej lineárnej kombinácie získaných príznakov, aby tak umožnila čo najlepšie odlišenie daných podmienok (mentálnych stavov). Matematicky predstavuje LDA klasifikátor nadrovinu deliacu n-rozmerný priestor príznakov [19].

4.1.3 Adaptácia

Aby bolo BCI zariadenie efektívne, musí rozsah pohybu prístroja odrážať rozsah hodnôt amplitúdy meraného rytmu (resp. rozsah kombinácie vybraných príznakov). Je

známe, že EEG signál patrí medzi značne nestacionárne signály (jeho štatistické charakteristiky ako priemerná hodnota, rozptyl a podobne, sa v čase menia). Okrem spontánnych zmien v charakteristike EEG signálu môžu na úspešné ovládanie BCI zariadenia zásadne vplyvať aj cirkadiánne variácie EEG, či zmeny spôsobené únavou a ospalosťou. Podobne, u pacienta môže úspešným učením sa v priebehu tréningu dôjsť k výraznému zlepšeniu schopnosti vedome generovať daný rytmus. Je preto nevyhnutné, aby sa algoritmus vedel na zmeny signálu užívateľa (pacienta) vhodne prispôbiť. Na zohľadnenie takýchto zmien slúži adaptácia klasifikátora, ktorá umožňuje v reálnom čase prispôbovať algoritmus na zmeny charakteristík signálu [19].

4.2 Výkon užívateľa BCI

Okrem vhodnej extrakcie príznakov, klasifikácie a adaptácie klasifikátora závisí úspešné použitie BCI systému vo veľkej miere aj od samotného používateľa a jeho schopnosti vedome nadobudnúť želaný mentálny stav (potenciálne spojený s mentálnou predstavou). Ľudský mozog je biologický orgán produkujúci v každom momente obrovské množstvo merateľného signálu, ktorý nevieme presne priradiť ku konkrétnej funkcii alebo procesu a z hľadiska ovládania BCI zariadenia predstavuje táto aktivita v podstate šum, z ktorého je cieľový signál potrebné vyextrahovať. Algoritmus BCI pracuje na rozdiel od mozgu s presnými hodnotami. Napriek pokročilým vyhodnocovacím a adaptačným metódam BCI algoritmu je nutné vlastnou mentálnou aktivitou dokázať vygenerovať klasifikovateľný signál, ktorý by bolo možné jednoznačne (alebo aspoň s určitou nenáhodnou pravdepodobnosťou) priradiť ku konkrétnemu riadiacemu príkazu. Navyše, opakovane vytvárať presne rovnakú mentálnu (kinestetickú) MP bez samotného vykonania pohybu nepatrí ku každodenným ľudským činnostiam. U väčšiny ľudí je preto pre úspešnú komunikáciu cez BCI potrebný istý čas na tréning. Schopnosť človeka naučiť sa túto novú, doposiaľ nevyužívanú zručnosť závisí od mnohých okolností.

Viaceré štúdie sa preto zaoberali skúmaním faktorov, ktoré by mohli úspešnosť v ovládaní BCI zariadenia predpovedať. K doterajším nálezom patrí čiastočný súvis úspešnosti užívateľa MP-BCI s niektorými psychologickými faktormi, ako sú schopnosť zrakovomotorickej koordinácie, pozornosť, schopnosť koncentrácie, či miera kognitívnej záťaže [20] [21]. K fyziologickým mieram, ktoré pozitívne korelovali s výkonom MP-BCI užívateľov patrí amplitúda vysokofrekvenčných gama-oscilácií viazaná na frontoparietálne oblasti mozgovej kôry (pravdepodobne

odrážajúca úroveň lepšieho sústredenia sa na úlohu v danom okamžiku) a amplitúda senzori-motorického rytmu v čase pred úlohou [22] [23].

4.2.1 „BCI-negramotnosť“

Štúdie zverejnené počas posledných rokov používania BCI systémov založených na MP poukázali na neschopnosť časti populácie (pacientov, ale aj zdravých ľudí) naučiť sa ovládať BCI systém. Napriek dlhodobému opakovanému tréningu neboli títo jedinci schopní dosiahnuť úspešnosť štatisticky líšiacu sa od náhody [20]. Je pravdepodobné, že táto situácia môže byť u pacientov po CMP v dôsledku lézie určitej časti mozgovej kôry ešte zhoršená. Na jednej strane môžu byť postihnuté priamo motorické kôrové oblasti zodpovedné za generovanie signálu využívaného pri MP-BCI, no u týchto pacientov je aj výrazný predpoklad zhoršenia ďalších psychologických faktorov, ktoré majú na úspešnosť s BCI vplyv, ako napríklad schopnosť koncentrácie, úroveň pozornosti, ale aj motivácia, nálada, atď.

5 Doplnkové tréningové stratégie

Cieľom kolaboratívneho projektu Oddelenia teoretických metód Ústavu merania, SAV, Centra pre kognitívnu vedu Fakulty matematiky, fyziky a informatiky UK a I. neurologickej kliniky LF UK a UN v Bratislave je vytvoriť neurorehabilitačné zariadenie na princípe MP-BCI pre pacientov s (hemi) parézou hornej končatiny. V rámci realizácie tohto projektu je plánované podrobnejšie preskúmať spomenuté limitácie a zlepšiť úspešnosť BCI tréningu. Pozornosť bude zameraná jednak na monitorovanie psychologického stavu pacientov (mentálnej únavy, kognitívnej záťaže) počas priebehu rehabilitácie [24], no najmä na nové formy stimulácie motorických neuronálnych korelátov pomocou neurofeedback-u (biologickej spätnej väzby) a využitie konceptu zrkadliacich neurónov na posilňovanie korelátov senzo-motorických funkcií pomocou zrakovej stimulácie.

5.1 Neurofeedback (NFB)

Neurofeedback (NFB, z angl. feedback = spätná väzba) je typom biofeedback-u, ktorý predstavuje formu tréningu modulácie mozgovej aktivity pomocou spätnej väzby, ktorá jedinca informuje o úspešnosti jeho snaženia. Pri EEG neurofeedback-u je snahou zmeniť špecifický vzorec elektrickej aktivity mozgu – napríklad zmeniť amplitúdu určitej frekvenčnej zložky EEG rytmu a lokalizácie alebo ovplyvniť súčasný výskyt viacerých typov oscilácií.

Klasický protokol NFB zahŕňa vizuálnu alebo zvukovú informáciu o úspechu dosahovania cieľa, napríklad prostredníctvom počítačovej hry. V takejto hre môže byť na monitore zobrazený vznášajúci sa balónik, pričom úlohou je dosiahnuť, aby balónik vzlietol. Počítač v reálnom čase vyhodnocuje frekvenčnú charakteristiku mozgovej aktivity subjektu. Ak v konkrétnom čase zaznamená cieleň mozgovú aktivitu, subjekt v hre vyhráva (balónik stúpa nahor). Takouto pozitívnu spätnou väzbou dochádza k implicitnému učeniu – mozog zakazdým, keď sa mu podarí dospieť do želaného mentálneho stavu, charakterizovaného tréningom profilom EEG signálu, zaznamená odmenu vo forme úspechu v hre. Po istom čase dokáže tréningový jediniec generovať daný rytmus bez väčšej námahy.

5.1.1 Senzori-motorický rytmus (SMR)

Barry Serman na začiatku 70-tych rokov použil úspešný tréning špecifického EEG rytmu u mačiek [25]. Tento tzv. senzori-motorický rytmus (12–15Hz) alebo SMR prevláda nad sensorimotorickou oblasťou u bdelych mačiek, behaviorálne koreluje so supresiou pohybu a pri vykonaní pohybu dochádza k jeho desynchronizácii. Po tréningu došlo k zvýšeniu SMR v oblasti nad motorickou kôrou a zároveň zníženiu motorickej aktivity zvierat [25]. Neskoršie práce poukázali na vysokú účinnosť tréningu analógie SMR u ľudí a jeho pozitívny vplyv pri liečbe epilepsie, ale aj ďalších diagnóz, napríklad pri poruche pozornosti s hyperaktivitou – ADHD [26] [27].

5.1.2 Predtréning SMR

Ako bolo spomenuté vyššie, na úspešnosť ovládania BCI systému do značnej miery vplývajú bazálne hodnoty EEG rytmov. Konkrétne, vyššia amplitúda SMR v čase pred samotnou úlohou bola spojená s presnejšou kategorizáciou BCI systému. Obvyklá inštrukcia pre používateľa BCI znie: vyvolať si v myslí predstavu určitého špecifického pohybu. Výber konkrétnej stratégie pri tvorbe mentálnej predstavy potom závisí na presnom znení inštrukcie a používateľ sa aktívne snaží vygenerovať vzor motorickej aktivácie (mozgovej aktivity), ktorý musí v navrhnutom BCI protokole uspieť. Začínajúci používateľ má väčšinou pomerne nízku kontrolu nad svojím EEG. Na odstránenie vplyvu samotnej inštrukcie by mohlo byť výhodné natréningovať budúceho používateľa BCI tak, aby dokázal lepšie cielene modulovať vlastný SMR alebo mí-rytmus, prostredníctvom implicitného učenia pomocou EEG NFB, teda bez inštruovania jedinca k vytvoreniu motorickej predstavy.

Zdá sa, že tréningom pomocou NFB zameraného na zvýšenie amplitúdy SMR resp. mí-rytmu vo vybraných motorických oblastiach ešte pred samotným ovládaním BCI je možné podnietiť aktiváciu špecifických neuronálnych korelátov senzori-motorických funkcií. Posilnenie špecifických kôrových rytmov môže byť obzvlášť cenné pre pacientov s hemiparézou po CMP. Podobný efekt by mohol mať doplnkový tréning neuronálnych korelátov motorických funkcií súvisiacich so systémom zrkadliacich neurónov pri vizuálnom pozorovaní pohybu, pred samotným BCI-tréningom založenom na MP.

5.2 Zrkavá stimulácia systému zrkadliacich neurónov

Výsledky neurovedného výskumu z oblasti zrkadliacich neurónov naznačujú, že tréning s realistickou prezentáciou, znázorňujúcou napríklad pohybujúcu sa robotickú alebo ľudskú ruku, môže pravdepodobne interferovať s mozgovými signálmi viazúcimi sa s MP, ktoré využíva BCI. Oberman a spol. pozorovali desynchronizáciu senzori-motorických rytmov, keď bol subjekt inštruovaný, aby sledoval video ľudského (alebo dokonca robotického) ramena vykonávajúceho rôzne pohyby, vrátane otvárania a zatvárania dlane, zdvíhania lopty alebo vôľou ovládaných a externe riadených pohybov rukou [28].

Ideálnou pomôckou pre zrkavú stimuláciu sa v tomto prípade namiesto spomínaných videí javí jednoduché zariadenie, vymyslené Vilayanurom Ramachandranom pre liečbu problémov s fantómovými končatinami [29]. Ide o dutý hranol (škatuľu), so zrkadlom na bočnej stene (tzv. mirror-box). Človek sediaci za stolom môže do škatule vložiť postihnutú ruku (alebo k nej priložiť amputovanú kýpeť) tak, že z určitého uhla vidí v zrkadle odraz svojej zdravej ruky, a to presne na mieste, kde by inak videl svoju postihnutú končatinu. Počas pohybu zdravej ruky potom mozog pacienta dostáva senzoričnú vizuálnu informáciu o bezproblémovom pohybe postihnutej končatiny. Rozsiahle výskumy v tomto smere potvrdili účinnosť takejto falošnej spätnej väzby na podnietenie neuroplastických zmien vedúcich k úspešnej terapii pacientov s fantómovými bolesťami, ale aj pacientov s hemiparézou [30]. Takýto tréning pred samotným použitím BCI by mohol rovnako viesť k zvýšeniu úspechu v BCI na báze MP a k následnej úspešnejšej neurorehabilitácii.

Podakovanie

Tento príspevok vznikol s podporou grantov APVV-0668-12 a VEGA 1/0503/13.

Literatúra

- [1] V. L. Feigin, et al.: Stroke epidemiology: a review of population-based studies of incidence, prevalence, and case-fatality in the late 20th century *The Lancet Neurology* 2(1), 43-53 (2003)
- [2] G. A. Mensah: The atlas of heart disease and stroke. World Health Organization (2004)
- [3] B. H. Dobkin: Rehabilitation after stroke. *N Engl J Med.* 352, 1677-1684 (2005)
- [4] J. A. Stevens, M. E. Phillips Stoykov: Using motor imagery in the rehabilitation of hemiparesis. *Arch Phys Medic Rehabil* 84(7) 1090-109 (2003)
- [5] E. Formaggio et al.: Modulation of event-related desynchronization in robot-assisted hand performance: brain oscillatory changes in active, passive and imagined movements. *J Neuroeng Rehabil* 10(24) 1186 (2013)
- [6] N. Callow a L. Hardy: Types of imagery associated with sport confidence in netball players of varying skill levels. *J App Sport Psych* 13 (1) 1-17 (2001)
- [7] P. L. Jackson et al.: Potential role of mental practice using motor imagery in neurologic rehabilitation. *Arch Phys Medic Rehabil* 82(8) 1133-1141 (2001)
- [8] A. Zimmermann-Schlatter et al.: Efficacy of motor imagery in post-stroke rehabilitation: a systematic,“ *J Neuroeng Rehabil* 5(8) (2008)
- [9] J. R. Wolpaw et al.: Brain-computer interfaces for communication and control. *Clin Neurophys* 113, 767-791 (2002)
- [10] B. Várkut et al.: Resting state changes in functional connectivity correlate with movement recovery for BCI and robot-assisted upper-extremity training after stroke *Neurorh Neu Rrep* 27(1) 53-62 (2013)
- [11] K. K. Ang et al.: Clinical study of neurorehabilitation in stroke using EEG-based motor imagery brain-computer interface with robotic feedback. *Ann Intern Conf IEEE*, Buenos Aires (2010)
- [12] N. Birbaumer: Slow cortical potentials: plasticity, operant control and behavioral effects. *The Neuroscientist* 5, 74-78 (1999)
- [13] E. W. Sellers a E. Donchin: A P300-based brain-computer interface: Initial tests by ALS patients. *Clinic Neurophys* 117, 538-548, (2006)
- [14] M. Lotze a U. Halsband: Motor imagery. *J Physiol* 99, 386-395 (2006)
- [15] G. Pfurtscheller et al.: EEG-based discrimination between imagination of right and left hand movement. *Electroenceph Clin Neurophys* 103(6) 642-651 (1997)
- [16] G. Rizzolatti et al.: Premotor cortex and the recognition of motor actions. *Cog Brain Res* 3(2) 131-141 (1996)
- [17] S. T. Grafton et al.: Localization of grasp representations in humans by positron emission tomography. *Experim Brain Res* 112(1) 103-111 (1996)
- [18] T. Singer et al.: The neuronal basis and ontogeny of empathy and mind reading: review of literature and implications for future research. *Neurosci Biobeh Rev* 30(6) 855-863 (2006)
- [19] C. Vidaurre et al.: Toward unsupervised adaptation of LDA for brain-computer interfaces. *IEEE Trans Biomed Eng* 58(3) 587-597 (2011)
- [20] E. M. Hammer et al.: Psychological predictors of SMR-BCI performance. *Biol Psych* 89(1) 80-86 (2012)
- [21] R. Carabona et al.: Brain-computer interfaces and neurorehabilitation. *Stud. Health Technol. Inform* 145) 160-176 (2009)
- [22] M. Grosse-Wentrup a B. Schölkopf: High gamma-power predicts performance in sensorimotor-rhythm brain-computer interfaces. *J Neural Eng* 9 (2012)
- [23] C. L. Maeder et al.: Pre-Stimulus Sensorimotor Rhythms Influence Brain-Computer Interface Classification Performance. *IEEE Trans Neural Sys Rehabil Eng* 20(5) 653-662 (2012)
- [24] R. Rosipal et al.: Application of Multi-way EEG Decomposition for Cognitive Workload Monitoring. *Proc 6th International Conference on Partial Least Squares and Related Methods*, Beijing, China (2009)
- [25] M. B. Stermann: Effects of brain surgery and EEG operant conditioning on seizure latency following monomethylhydrazine in the cat. *Exp Neurol* 50, 757-765 (1976)
- [26] B. M. Stermann: Basic Concepts and Clinical Findings in the Treatment of Seizure Disorders with EEG Operant Conditioning (2000)
- [27] T. Fuchs et al.: Neurofeedback treatment for attention-deficit/hyperactivity disorder in children: a comparison with methylphenidate. *App Psychophys Biofeedb* 28(1) 1-12 (2003)
- [28] L. M. Oberman et al.: EEG evidence for mirror neuron activity during the observation of human and robot actions. *Neurocomp* 70(13) 2194-2203 (2007)
- [29] V. S. Ramachandran, D. Rogers-Ramachandran: Synaesthesia in phantom limbs induced with mirrors. *Proc Royal Soc Lond.: Biol Scie* (1996)
- [30] C. Dohle et al.: Mirror therapy promotes recovery from severe hemiparesis: a randomized controlled trial. *Neurorehab Neural Rep* 23(3) 209-217 (2009)