

Paradigme področja BCI – raziskovalni seminar

Stephanie Furlan
Univerza na Primorskem
Fakulteta za matematiko, naravoslovje
in informacijske tehnologije
Glagoljaška 8, 6000 Koper
Koper, Slovenija

Povzetek—Namen tega seminarja je predstaviti na pregleden način obstoječe paradigme, ki so se v letih uveljavile na področju BCI. Obstaja cela vrsta paradig, ki slonijo na različnih idejah in konceptih, vsaka pa ima svoje prednosti in slabosti ter različna področja uporabe.

Ključne besede—*EEG, BCI, P300, SSVEP, MI, Slušne paradigme, ErrP paradigme*

I. UVOD

Človeški možgani so eden najbolj kompleksnih organov človeškega telesa in so hkrati center človeškega živčnega sistema, ki ga sestavlja več kot 100 milijard med seboj povezanih živčnih celic. Takšna zapletena arhitektura omogoča možganom, da nadzorujejo telo, kot tudi da izvajajo izvršilne funkcije, kot so sklepanje, odločanje, načrtovanje in obdelovanje misli. Ideja, da bi v prihodnosti lahko razpoznavali možganske aktivnosti, se je uveljavila že v letu 1929, ko se je prvič pojavil EEG (elektroencefalograf), ki omogoča merjenje možganske električne aktivnosti. Električno možgansko aktivnost lahko merimo z dvema pristopoma: invazivni in neinvazivni. Pri invazivnem pristopu je potreben kirurški poseg, pri katerem se senzorje postavi globoko pod lasišče in s pomočjo katerih pridobimo električne možganske signale. Pri neinvazivnem pristopu pa se na lasišče postavi elektrode, ki prav tako merijo električno možgansko aktivnost, le da na neinvaziven način. Da bi možganske aktivnosti preučili, je zato potrebno možgansko aktivnost stimulirati z zunanjimi dražljaji in pri tem izbrati eno izmed poznanih paradig področja BCI [1].

II. PODROČJE BCI

BCI - Brain Computer Interface (*sl. Možgansko-računalniški vmesnik*) definiramo kot zmogljiv računalniški sistem, ki omogoča direktno komunikacijo med možgani in zunanjo tehnologijo ali napravo, ki jo želimo s pomočjo možganov krmiliti in upravljati. Cilj, ki ga imajo taki sistemi, je omogočiti uporabnikom nadzor nad napravo le s pomočjo možganskih aktivnosti ter ukazov in brez nikakršne uporabe zunanjih naprav ter mišičnih posegov. V širšem pomenu besede pa se je v zadnjih letih pojem BCI uveljavil kot raziskovalno

področje, ki se ukvarja z raziskovanjem, razvijanjem in aplikacijami takih možgansko računalniških sistemov oz. vmesnikov. Taki sistemi so predvsem namenjeni invalidom, saj omogočajo upravljanje zunanjih naprav, kot so na primer invalidski vozički, umetne roke ipd., le s pomočjo možganskih ukazov. Novejše aplikacije sistemov BCI so se uveljavile tudi za rehabilitacijske namene, predvsem zaradi naraščajočega nezadovoljstva s sedanji rehabilitacijskimi metodami in potrebami za izboljšanje le teh [2,3]. Rehabilitacija predstavlja najpomembnejši del oskrbe po poškodbi možganov, katere cilj je obnoviti izgubo motoričnega nadzora in povečati neodvisnost in kakovost življenja bolnika. Sistemi BCI so našli svoje mesto tudi na rehabilitacijskih področjih in so predvsem uporabljeni za obnovitev motoričnih sposobnosti bolnikov po možganski kapi. Čeprav se sistemi BCI razvijajo predvsem za zdravstvene namene, so se taki sistemi uveljavili tudi na drugih področjih, kot so računalniške igre.

Kot vsak sistem tudi sistem BCI sestavljajo določene komponente, ki so med seboj povezane in omogočajo delovanje celotnega sistema. V nadaljevanju bodo posamezne komponente bolj splošno opisane, osredotočili pa se bomo na opis metod, ki omogočajo zaznavanje možganskih ukazov uporabnika BCI sistema, znane pod imenom paradigme področja BCI.

2.1 EEG

Glavna komponenta BCI sistema je naprava, ki omogoča pridobivanje signalov iz lasišča. Najbolj uporabljen je nedvomno elektroencefalograf (*EEG*), ki omogoča merjenje možganske električne aktivnosti na neinvaziven način. EEG je vrsta čelade, ki je sestavljena iz številnih elektrod, ki jih je potrebno postaviti na lasišče. S pomočjo postavljenih elektrod izmerimo električne potenciale, katerih spremembe so posledica možganskih aktivnosti bližnjih nevronov ter na tak način pridobimo signale iz možganov.

2.2 Feature extraction

Cilj uporabnika sistema BCI je krmiliti zunanjo napravo le s pomočjo možganskih ukazov. Ukaze pa je zato potrebno iz pridobljenih signalov razpoznati in klasificirati. Poleg naprave za pridobivanje signalov

sestavljata sistem BCI dve komponenti, ki sta ključni za razpoznavanje ukaza subjekta. Iz signalov je zato najprej potrebno pridobiti značilnice (*feature extraction*). Proces pridobivanja značilnic predstavlja analiziranje digitalnih signalov z namenom pridobivanja in razlikovanja med tistimi značilnostmi signalov, ki so povezane z ukazi, ki jih je oseba izvedla.

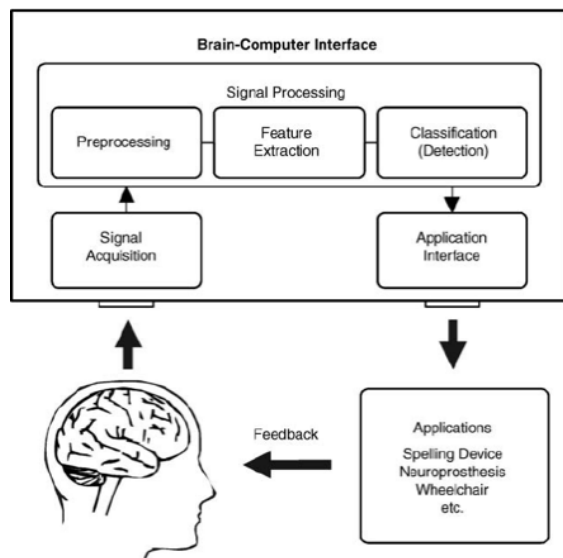
2.3 Feature classification

Priodobljene značilnice pa je nato potrebno klasificirati z namenom identifikacije ukaza uporabnika BCI sistema (*feature classification*). Obstaja cela vrsta algoritmov na področju BCI, ki omogočajo klasificiranje značilnic, ki so na podroben način opisani v [4]. Naloga klasifikacijskih algoritmov je pretvoriti značilnice v ustrezne ukaze uporabnika in pridobljen ukaz izvesti na zunanji napravi.

2.4 Feedback

Razpoznan in klasificiran ukaz je potrebno izvesti na zunanji napravi. Na ta način omogočimo uporabniku, da pridobi *feedback* sistema BCI, to je izveden ukaz, ki ga je uporabnik prvotno želel izvesti s pomočjo možganov na zunanji napravi.

Slika 1 prikazuje celoten opisan sistem BCI s posameznimi komponentami.



Slika 1: BCI sistem [3]

III. PREGLED PARADIGM

Na možgansko aktivnost lahko vplivamo z zunanjimi dražljaji oziroma stimulacijami. Dogodkom povezani potencial (*ang. ERP - event-related potential*) je odgovor živčnih celic v možganih na specifične senzorične, motorične in kognitivne dražljaje. Na splošno se uporabljajo trije glavni viri stimulacij: vizualni, slušni in

taktilni. Z raznovrstnimi stimulacijami lahko torej spodbudimo določene možganske živčne celice in posledično s klasifikacijo značilnic razpoznamo, na kateri dražljaj se je subjekt odzval. To je lahko posledica njegove usmerjene pozornosti, s pomočjo katere lahko subjekt pošilja ukaze. Večina paradig, ki so se tekom let uveljavile, slonijo na različnih tipih stimulacij, nekatere pa, kot bo v nadaljevanju opisano, uporabljajo različne pristope za razpoznavanje možganskih ukazov. Za boljši pregled, so paradigme ločene po vrstah stimulacij. Vsaki pa je potrebno še pripisati pripadajoče prednosti in slabosti, ki bodo prav tako v nadaljevanju opisane.

3.1 Paradigme z zunanjo stimulacijo

Zunanje stimulacije ločimo v tri skupine: vizualne, slušne ter taktilne. Pri paradigmah z zunanjo stimulacijo je subjektu predstavljena stimulacija zato, da bomo spodbudili in posledično zaznali točno določeno možgansko aktivnost, ko bo subjekt v stiku s to stimulacijo. Zaznana stimulacija predstavlja ukaz, ki ga želi subjekt izvesti.

Najbolj uporabljena oblika vizualne stimulacije so utripajoče led lučke, uporaba določenih zvokov pa je primer slušne stimulacije.

Pri stiku z zunanjo stimulacijo pride do pojavov, ki jim pravimo evocirani potenciali. Evocirani potenciali (*slo. izvalbljeni odzivi*) so električni signali, ki jih izmerimo iz lasišča, kot posledica neke zunanje stimulacije. Glede na različne stimulacije ločimo posledično evocirane potenciale v vidne, slušne in taktilne evocirane potenciale. Taki evocirani potenciali spadajo v dogodkovne povezane potenciale (ERP).

3.1.1 Paradigme z vizualno stimulacijo

Naslednji opisani paradigmi sta paradigmi, ki uporabljata zunanjo vizualno stimulacijo. Evocirane potenciale zato imenujemo vizualni evocirani potenciali. Stik z vizualnim dražljajem izjemno poveča amplitudo vizualnega evociranega potenciala. Na podlagi paradigme je potrebno izbrati tiste elektrode, pri katerih se ti potenciali najbolj prikažejo. V nadaljevanju sta opisani paradigmi znani pod imeni SSVEP ter P300.

a) SSVEP

Pradigma SSVEP (*Steady State Visual Evoked Potential* [5,6,7]) spada med najbolj uveljavljenimi in uporabljenimi paradigmi na področju BCI.

Pri SSVEP paradigmi so subjektu predstavljene utripajoče tarče, ki utripajo z različnimi frekvencami. Naloga subjekta je gledati v določeno izmed ponujenih

tarč z namemom izbire ukaza, ki ga dotična tarča predstavlja.

S pomočjo utripajočih tarč (*ang. flickering targets*) je mogoče vplivati na frekvenčne spremembe EEG signalov subjekta. Reakcijo, ki jo lahko opazimo, ko subjekt strmi v utripajočo tarčo, definiramo kot SSVEP. Slednji se močno izkaže v okcipitalnem predelu možganov. Ponavadi se iz EEG-ja skrči množico za pridobivanje signalov na elektrode na pozicijah Oz, O1, O2, Pz, P3, P4 in iz sosednih elektrod. Z utripajočo stimulacijo z določeno frekvenco se SSVEP pojavi kot sinusoidni signal s frekvenco, ki jo ima utripajoča tarča. Ker SSVEP paradigma sloni na frekvencah, je potrebno te izbrati in dodeliti posameznim utripajočim tarčam. Najpogosteje uporabljeni frekvenčni interval je med 4Hz in 60Hz [8]. Pri frekvencah okrog 10Hz daje SSVEP optimalen odziv, na intervalu med 16-18Hz je odziv SSVEP nižji, medtem kot na intervalu med 40-50Hz je odziv SSVEP-ja minimalen.

Ker je glavna osnova paradigme izbira frekvenc, je potrebno te frekvence predstaviti na grafičnem vmesniku. Obstaja vrsta pristopov, s katerimi lahko ponazorimo določeno frekvenco na računalniškem vmesniku. Najpogosteje uporabljamo metodo, kjer se izmenjujeta dve različni barvi. Pri tem je potrebno izbrati taki barvi, ki sta si kontrastni, da dosežemo najboljši odziv. Ne gre seveda zanemariti izbire frekvence, ki jo je treba vsaki tarči dodeliti. S pomočjo izbire barv ter različnih frekvenc je tako mogoče doseči izdelavo utripajočih tarč, ki jih bo v nadaljevanju subjekt uporabil za krmiljenje zunanje naprave oziroma uporabe sistema.

SSVEP se je izkazala za eno izmed najbolj uporabljenih paradig področja BCI. Uporabljena je bila za celo vrsto aplikacij, kot so na primer krmiljenje vozičkov, besedni speller-ji, aplikacije za igralne namene, kot na primer igra, ki omogoči uporabnikom, da se sprehajajo po dvodimenzionalnem prostoru ter številno drugih. Sama paradigma zahteva minimalno usposabljanje uporabnikov in ne zahteva predhodnega učenja. Subjektu ni potrebno nadzirati lastne možganske aktivnosti, zadostuje le da se subjekt osredotoči na utripajoče tarče, ki jih nato usposobljeni klasifikator pretvori v ukaz sistema.

Čeprav je naloga subjekta enostavna, se je izkazalo, da ni uporaba take paradigme uporabniku čisto prijazna, saj lahko frekvence močno utrudijo uporabnika.

b) P300

Najpogosteje uporabljena paradigma področja BCI je znana pod imenom P300 in spada med paradigme z zunanjo stimulacijo. Prve zametke srečamo že v letu 1988, ko sta Farwell in Donchin sestavila BCI sistem

speller P300 [9], ki je omogočil uporabniku, da zbira med množico določenih znakov, ki so predstavljeni na zaslonu le s pomočjo misli. Sistem sestavlja matrika velikosti 6x6, ki vsebuje 26 črk abecede in števk od 0 do 9. Stolpci in matrike na zaslonu utripajo v naključnem vrstnem redu. Od uporabnika sistem zahteva, da se ta osredotoči na določen znak na ekranu, ter da pri tem prešteje, kolikokrat je ta znak utripal. Utripanje dotičnega stolpca ter vrstice izbranega znaka sprožita pojav določenega odziva, ki ga poznamo pod imenom P300. Zaznavanje P300 omogoča, da se posledično identificira, v katero vrstico ter v kateri stoplec je uporabnik gledal in posledično se prepozna, kateri znak je bil izbran od uporabnika.

P300 sloni na paradigmi znani pod imenom *oddball*, pri kateri so subjektu dražljaji predstavljeni v ponavljajočem zaporedju. Dražljaje ločimo v dve skupini: ciljne (*ang. target*) ter ne-ciljne (*ang. non-target*) dražljaje. Subjektu so predstavljena zaporedja ne-ciljnih dražljajev z redkimi in naključnimi prekinitvami ciljnih dražljajev. Pokazalo se je, da prekinitve s ciljnim dražljajem povzročajo posebne električne dogodke, ki jih je mogoče posneti iz lasišča. Takim dogodkom pravimo dogodkovni povezani potenciali (ERP). Z ERP torej označujemo izmerjen odziv možganov, ki je posledica določenega senzoričnega, kognitivnega ali motoričnega dogodka. Specifična komponenta ERP, ki jo izmerimo iz parientalnega režnja, znana kot P300, se poveča zaradi nenavadnih dogodkov. Ime izhaja iz dejstva, da se P300 ERP pojavi po približno 300 milisekundah (P300) po začetku vzbujanja, čeprav je latenca med 250 in 500 milisekundami [10] in ker se ERP P300 odraža kot pozitivna sprememba električnega potenciala (P300).

Čeprav specifičnega izvora P300 ne poznamo, izgleda, da P300 izhaja iz odločanja oziroma spoznanja iz strani subjekta, da je prišlo do nekega redkega dogodka.

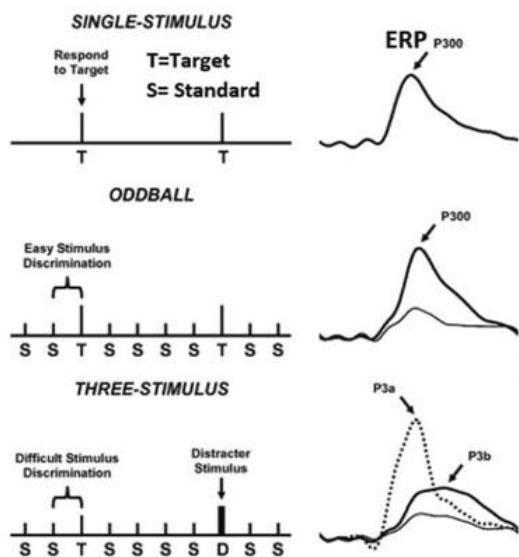
Poleg *oddball* paradigme se uporabljata še dve paradigmi za generiranje P300 ERP, ki sta sicer znani kot *single-stimulus* in *three-stimulus paradigmi*. Tako kot pri *oddball* paradigmi se od subjekta zahteva, da prešteje število ciljnih dražljajev.

Single-stimulus paradigma sloni na tem, da je uporabniku predstavljena le ena vrsta dražljaja in ni prisotnosti nikakršnega koli drugega dražljaja. Dražljaji so subjektu predstavljeni v nepravilnem vrstnem redu. Vsi generirani dražljaji so v tej paradigmi ciljni.

Kot je že bilo prej opisano, sta pri *oddball* paradigmi prisotni dve vrsti dražljajev in sicer ciljni in ne-ciljni. *Three-single stimulus* pa je različica *oddball* paradigme, ki poleg ciljnih in ne-ciljnih dražljajev vsebuje še druge dražljaje, ki naj bi subjekta zmotili in jih uvrščamo v ne-ciljne dražljaje. S pomočjo novega dražljaja dosežemo, da se v ERP P300 pojavita dva dodatna signala, P3a in P3b.

P3a je najbolj izrazitejši v frontalnem režnju, medtem ko je P3b izrazitejši v parietalnem režnju.

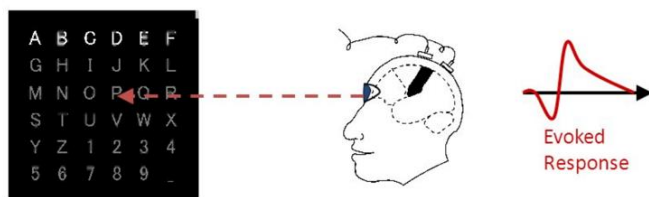
Slika 2 predstavlja grafični prikaz zgoraj opisanih paradig.



Slika 2: ERP P300 (1) single-stimulus paradigma, (2) oddball paradigma, (3) three-stimulus paradigma [11]

Poleg že opisanega P300 spellerja je paradigma bila uporabljena tudi v druge namene. Uporabili so jo na primer za premikanje kurzorja v eno od štirih smeri, kot tudi za nadzor robota. Ker se je področje BCI najbolj usmerilo v izdelavo sistemov za osebe s posebnimi potrebami, je P300 našel svoje mesto tudi v aplikacijah kot so krmiljenje in nadzorovanje invalidskih vozičkov. Podobno so tudi druge raziskave P300 BCI dosegle velik napredek pri razvoju drugih privlačnih aplikacij, kot so nadzor pametnih domov, oblikovanje iger, odkrivanje laži in številno drugih [11,12].

Slika 3 prikazuje P300 speller iz leta 1988.



Slika 3: BCI ERP P300 speller

Z uporabo sistemov področja BCI, ki uporabljajo paradigmo P300, je mogoče doseči visoko natančnost pri izbiri ukazov uporabnika. Ker pa P300 zahteva, da se uporabniki osredotočijo na vidne dražljaje, je uporaba te

paradigme neprimerna za slabovidne in slepe osebe. Poleg tega se od uporabnikov zahteva, da se osredotočijo na vidne dražljaje, ki lahko uporabnika močno utrudijo zaradi pre visoke zahtevane pozornosti od uporabnika.

3.1.2 Paradigme s slušno stimulacijo

Da bi nevidnim in slepim osebam omogočili krmiljenje zunanjih naprav s pomočjo misli, so se na področju BCI uveljavili številni pristopi, ki slonijo na uporabi zvokov. Stimulacije, ki so v takih sistemih uporabnikom predstavljene, so slušne vrste, s katerimi lahko vplivamo na možgansko aktivnost. Različica paradigme P300, znana pod imenom *auditory P300*, uporablja zvoke s pomočjo katerih je mogoče evocirati tako zvane odzive na zvoke (ASSR – auditory steady-state responses). ASSR so evocirani potenciali, ki se pojavijo zaradi kakega zvočnega dražljaja. Subjekt dobiva različne zvočne amplitudno modulirane signale, pri čemer se možganski odziv sinhronizira z modulationsko frekvenco, na katero se subjekt koncentrira. Subjektom so zvoki predstavljeni na različnih frekvencah ter vsak zvok predstavlja svoj ukaz. Kot pri oddball paradigmi so tudi v tem primeru subjektu predstavljeni ciljni in ne-ciljni dražljaji, le da se v tem primeru poslužimo zvočnih oblik. Z različico paradigme P300, kjer je bilo od subjekta zahtevano, da prešteje število dražljajev, je pri *auditory P300* zahtevano od subjekta, da mentalno ponovi željen izbrani zvok, ko se ta pojavi v zaporedju dražljajev [13].

Pri paradigmah, ki uporabljajo slušne dražljaje je potrebno izbrati katere zvoke predvajati subjektom. V [14] so na primer uporabili dve vrsti zvokov: piske na različnih frekvencah ter šest tonov, ki izhajajo iz diatonične lestvice. Posamezni zvoki so bili predvajani na različnih zvočnikih, ki so bili nameščeni na različnih lokacijah. Uporabili so tak pristop, ker se je izkazalo, da sta bili smer in zvok dražljajev glavni značilnosti, ki sta omogočili, da lahko prepoznamo kateri zvok oziroma ukaz je bil izbran od subjekta. Izkazalo se je, da je uporaba piskov privedla do boljših rezultatov kot uporaba šestih tonov in sicer do, re, mi, fa, sol in la diatonične lestvice.

Čeprav so taki sistemi namenjeni nevidnim in slepim osebam, ne gre zanemariti dejstva, da je vizualni P300 učinkovitejši kot auditory P300. Namreč s pomočjo zvokov je od uporabnika zahtevano, da se osredotoči na določen zvok, ki je med možnostmi predvajanih zvokov težko identificiran.

3.1.3 Paradigme s taktilno stimulacijo

Poleg vizualnih in slušnih paradig so se na področju BCI uveljavile tudi paradigme, ki slonijo na taktilni

stimulaciji. Pri takih paradigmah se senzorje postavi na točno določene dele telesa. Stimulacija na senzorjih je v obliki vibracije in posamezni senzorji vibrirajo z različnimi frekvencami, kar vzbudi v možganski aktivnosti steady-state somatosenzorične evocirane potenciale [15, 16].

3.2 Ostale paradigme področja BCI

Poleg vizualnih, slušnih in taktilnih so se na področju BCI uveljavile tudi paradigme, ki slonijo samo na razmišljanju in ne uporabljajo dodatnih zunanjih stimulacij. V nadaljevanju sta opisani paradigmi *Motor Imagery* ter *Error-related potentials*.

a) *Motor Imagery*

Motorično domišljijo (*ang. Motor imagery*) opisujemo kot možgansko simulacijo prostovoljnega motoričnega dejanja brez njegovega dejanskega izvajanja. Številno raziskav je pokazalo in potrdilo, da zamisel motoričnega giba aktivira tista področja možganov, ki so odgovorna za izvedbo dejanskega giba [17,18]. Paradigma, ki sloni na tej osnovi je znana pod imenom MI (*Motor imagery*). V MI vključujemo dve glavni paradigmi področja BCI: IBK (*imagined body kinematics*) ter SMR (*sensorimotor rhythms*).

Paradigma SMR sloni na razmišljanju gibov velikih delov telesa, kot so noge, roke in jezik [1,19,20]. Tako razmišljanje povzroči spremembe v možganski aktivnosti. Razmišljanje določenega giba povzroči dve vrsti sprememb v EEG signalih. Oblika spremembe v EEG signalih, specifično v mu (8-12Hz) in beta (18-26Hz) valovih, se prikaže kot desinhronizacija (*ERD—event-related desynchronization*) ali kot sinhronizacija povezanega dogodka (*ERS—event-related synchronization*) [21]. Desinhronizacija je kratkoročno in lokalizirano zmanjšanje ritmične aktivnosti, sinhronizacija pa se pokaže v povečanju ritmične aktivnosti. ERD in ERS sta najbolj izrazita v EEG signalih pridobljenih iz elektrod C3 in C4. Taki signali so bili uporabljeni za krmiljenje prostetskih naprav, kot so umetne roke ter noge [22]. Čeprav je osnova paradigme le razmišljanje giba, je potrebno subjekte, ki bodo uporabljali tak BCI sistem, predhodno trenirati. Subjekte je potrebno naučiti, kako aktivirati posamezne možganske aktivnosti, ki bodo uporabljenje kot ukaz na zunanji napravi.

IBK pa sloni na sledečem principu. Subjektu je dodeljena naloga, da razmišlja o nenehnem premikanju določenega dela telesa v tri-dimenzionalnem prostoru. Tako premikanje predstavlja neko naravno razmišljanje o gibu. Z razliko SMR paradigme je bila IBK predvsem uporabljena z invazivnimi pristopi. Raziskali so številne

uporabe te paradigme, kot so na primer uporaba razmišljanja o gibanju ramen, komolcev, zapestij in prstov. Čeprav obstajajo aplikacije in sistemi BCI, ki to paradigmo uporabljajo [23], je uporaba IBK paradigme na področju BCI omejena, saj predstavlja večinoma le del raziskav.

b) *ErrP*

Ko pride do napake subjekta ali do njenje percepcije, je mogoče iz EEG-ja zaznati komponente ERP, ki jim pravimo potenciali povezani z napako (*ang. ErrPs - Error-related potentials*). ErrP se pojavi, ker pride do neskladja med namenom subjekta pri izvedbi določene naloge in odzivom, ki ga zagotovi BCI [24,25,26].

Če subjekt želi na primer premakniti miško iz sredine ekrana na levi rob ekrana in se miška premakne v drugo smer, to je desno, se pojavi zgoraj opisan ErrP. Slednjega je mogoče zaznati iz elektrod postavljenih na frontalnem in parietalnem režnju in se pojavi po približno 200-700 milisekundah [27].

Cilj paradigme, ki uporablja zaznavanje napak je zagotoviti sistemu, da se odziva na percepcije napak subjekta. Namreč je s pomočjo zaznavanja napak mogoče sistem BCI izboljšati, in zagotoviti sistemu BCI, da preveri, ali se je sam sistem pravilno odzval na izbiro oziroma ukaz uporabnika.

IV. ZAKLJUČEK

Sistemi BCI omogočijo krmiljenje zunanje naprave le s pomočjo misli. Da bi takim sistemom omogočili pravilno delovanje, je potrebno izbrati in v sistem integrirati eno izmed obstoječih paradigme področja BCI. Na možgansko aktivnost je mogoče vplivati z zunanjimi stimulacijami, ki so lahko vizualne, slušne in taktilne vrste. Paradigmi, ki sta se najbolj uveljavili na področju BCI, sta znani pod imenom P300 in SSVEP in spadata v paradigme z vizualno stimulacijo. Poleg vizualnih paradigme so se uveljavile tudi paradigme, ki slonijo na taktilnih in slušnih stimulacijah. Ker pa so taki sistemi predvsem namenjeni tistim, ki imajo kake motorične težave, obstajajo tudi paradigme, ki slonijo le na izvajanju ukazov le s pomočjo misli, kot so na primer *Motor Imagery* in *ErrP*.

Opisane paradigme so bile uporabljene za celo vrsto aplikacij, kot so krmiljenje invalidskih vozičkov, igranje računalniških iger, premikanje robotov ter številno drugih. Vsaka je glede na posamezne značilnosti našla svoje mesto na različnih področjih uporabe in v različnih aplikacijah.

V. LITERATURA

- [1] Abiri, Reza & Borhani, Soheil & Sellers, Eric & Jiang, Yang & Zhao, Xiaopeng, "A comprehensive review of EEG-based brain-computer interface paradigms", *Journal of Neural Engineering*, 16, 2018.
- [2] Cervera, M. A., Soekadar, S. R., Ushiba, J., Millán, J., Liu, M., Birbaumer, N., & Garipelli, G, "Brain-computer interfaces for post-stroke motor rehabilitation: a meta-analysis", *Annals of clinical and translational neurology*, 5(5), 651–663, 2018.
- [3] Kaiser, Vera & Kreiling, Alex & Müller-Putz, Gernot & Neuper, Christa, "First Steps Toward a Motor Imagery Based Stroke BCI: New Strategy to Set up a Classifier", *Frontiers in neuroscience*, 5, 86, 2011.
- [4] Lotte, Fabien & Bougrain, Laurent & Cichocki, Andrzej & Clerc, Maureen & Congedo, Marco & Rakotomamonjy, Alain & Yger, Florian, "A Review of Classification Algorithms for EEG-based Brain-Computer Interfaces: A 10-year Update", *Journal of Neural Engineering*, 15, 2018.
- [5] Rajesh S., "SSVEP-Based BCI", *Evolving BCI Therapy*, IntechOpen, 6, 2018.
- [6] S. Amiri, A. Rabbi, L. Azinfar, and R. Fazel-Rezai, "A review of P300, SSVEP, and hybrid P300/SSVEP brain-computer interface systems", *Brain-Computer Interface Systems—Recent Progress and Future Prospects*, 2013.
- [7] F.-B. Vialatte, M. Maurice, J. Dauwels, and A. Cichocki, "Steady-state visually evoked potentials: focus on essential paradigms and future perspectives", *Progress in neurobiology*, vol. 90, no. 4, pp. 418-438, 2010.
- [8] C. S. Herrmann, "Human EEG responses to 1–100 Hz flicker: resonance phenomena in visual cortex and their potential correlation to cognitive phenomena", *Experimental brain research*, vol. 137, no. 3-4, pp. 346-353, 2001.
- [9] L. A. Farwell and E. Donchin, "Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials", *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, vol. 70, no. 6, pp. 510-523, 1988.
- [10] S. Halder et al., "Prediction of P300 BCI aptitude in severe motor impairment", *PloS one*, vol. 8, no. 10, p. e76148, 2013.
- [11] Haider, Md & Fazel-Rezai, Reza, "Application of P300 Event-Related Potential in Brain-Computer Interface", 2017.
- [12] Rezeika, Aya & Benda, Mihaly & Stawicki, Piotr & Gemblar, Felix & Sa, Ab & Volosyak, Ivan, "Brain-Computer Interface Spellers: A Review", *Brain Sciences*, 8, 57, 2018.
- [13] 15 -Kaongoen, N., & Jo, S., "A novel hybrid auditory BCI paradigm combining ASSR and P300", *Journal of Neuroscience Methods*, 279, 44-51, 2017.
- [14] Huang, M., Daly, I., Jin, J., Zhang, Y., Wang, X., & Cichocki, A, "An exploration of spatial auditory BCI paradigms with different sounds: music notes versus beeps", *Cognitive neurodynamics*, 10(3), 201-209, 2016
- [15] Liburkina, Sofya & Vasilyev, Anatoly & Yakovlev, L.V. & Gordleeva, Susan & Kaplan, Alexander, "Motor imagery based brain computer interface with vibrotactile interaction", *Zhurnal Vysshei Nervnoi Deyatelnosti Imeni I.P. Pavlova*, 67, 414-429, 2017.
- [16] Aness Belhaouari, Abdelkader Nasreddine Belkacem, Nasreddine Berrached, "A Tactile P300 Brain-Computer Interface: Principle and Paradigm", *EasyChair Preprint no. 117*, 2018.
- [17] T. Mulder, "Motor imagery and action observation: cognitive tools for rehabilitation", *Journal of neural transmission*, vol. 114, no. 10, pp. 1265-1278, Oct. 2007.
- [18] Mokienco, Olesya & Lyudmila, Chernikova & Frolov, Alexander & Bobrov, Pavel, "Motor Imagery and Its Practical Application", *Neuroscience and Behavioral Physiology*, vol. 44, pp. 483-489, 2014.
- [19] Yuan, Han & He, Bin., "Brain-Computer Interfaces Using Sensorimotor Rhythms: Current State and Future Perspectives", *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 61, pp. 1425-35, 2014.
- [20] V. Morash, O. Bai, S. Furlani, P. Lin, and M. Hallett, "Classifying EEG signals preceding right hand, left hand, tongue, and right foot movements and motor imageries", *Clinical neurophysiology*, vol. 119, no. 11, pp. 2570-2578, 2008.
- [21] G. Pfurtscheller and F. L. Da Silva, "Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles", *Clinical neurophysiology*, vol. 110, no. 11, pp. 1842-1857, 1999.
- [22] Guger, C., Harkam, W., Hertenæs, C., & Pfurtscheller, G., "Prosthetic Control by an EEG-based Brain-Computer Interface (BCI)", 2001.
- [23] Abiri, Reza & Heise, Griffin & Schwartz, Fernando & Zhao, Xiaopeng., "EEG-Based Control of a Unidimensional Computer Cursor Using Imagined Body Kinematics", 2015.
- [24] Spüler, Martin & Niethammer, Christian & Rosenstiel, Wolfgang & Bogdan, Martin, "Classification of error-related potentials in EEG during continuous feedback", *Proceedings of the 6th International Brain-Computer Interface Conference (BCI2014)*, 2014.
- [25] Spüler, M., & Niethammer, C., "Error-related potentials during continuous feedback: using EEG to detect errors of different type and severity", *Frontiers in human neuroscience*, vol. 9, p. 155, 2015.
- [26] Cruz, A., Pires, G., & Nunes, U.J., "Double ErrP Detection for Automatic Error Correction in an ERP-Based BCI Speller", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26, 26-36, 2018.
- [27] R. Chavarriaga, A. Sobolewski, and J. d. R. Millán, "Errare machinale est: the use of error-related potentials in brain-machine interfaces", *Using Neurophysiological Signals that Reflect Cognitive or Affective State*, p. 53, 2015.

