

**Andrzej Cudo<sup>1</sup>, Emilia Zabielska<sup>2</sup>, Dariusz Zapala<sup>3</sup>**

Katedra Psychologii Eksperymentalnej  
Instytut Psychologii KUL

## **INTERFEJSY MÓZG-KOMPUTER OPARTE O TECHNIKI ELEKTROENCEFALOGRAFICZNE**

### **Streszczenie**

Interfejsy mózg-komputer (*brain-computer interfaces* – BCI) umożliwiają sterowanie urządzeniami elektronicznymi i aplikacjami komputerowymi za pomocą aktywności umysłowej użytkownika, bez pośrednictwa zwykłych dróg zstępujących mózgu, takich jak nerwy obwodowe czy mięśnie. Powstają one w oparciu o techniki obrazowania pracy mózgu, wyrażającej się głównie w postaci fal mózgowych rejestrowanych za pomocą elektroencefalografu (EEG). W takim interfejsie wiadomości są zakodowane w sygnale EEG i samo odczytanie tego sygnału pozwala na sterowanie urządzeniem (Wolpaw i in., 2002). Niniejsza praca omawia trzy najpopularniejsze sposoby konstruowania interfejsów mózg-komputer w oparciu o: 1) komponent P300, 2) potencjały wywołane stanu ustalonego, które są związane z uwagą kierowaną przez osobę sterującą interfejsem oraz 3) synchronizację i desynchronizację rytmu alfa, która towarzyszy wykonywaniu, obserwacji i wyobrażaniu sobie ruchu. Każda z tych metod wykorzystuje sygnał rejestrowany przez EEG, jednak różnią się one procesami umysłowymi używanymi do sterowania BCI oraz skutecznością i łatwością obsługi. Część z nich bazuje na względnie mimowolnym zjawisku kierowania uwagi wzrokowej na obiekt (P300, SSEP), zaś inne angażują znacznie bardziej złożony mechanizm wyobraźni motorycznej (ERS/ERD). Odmierna natura tych procesów wymusza zatem stosowanie

---

<sup>1</sup> E-mail: andrew.cudo@gmail.com

<sup>2</sup> E-mail: zabielska.emilia@op.pl

<sup>3</sup> E-mail: d.zapala@gmail.com

różnych rozwiązań technicznych (urządzenia i algorytmy) oraz proceduralnych (nauka obsługi). Prace badawcze z dziedziny interfejsów mózg-komputer mają duże znaczenie aplikacyjne. Dzięki nim osoby niepełnosprawne mogą ponownie nawiązać komunikację ze światem i zdobyć większą samodzielność, zaś osoby zdrowe zyskują nowy, alternatywny kanał komunikacji. W niniejszym artykule podejmiemy próbę scharakteryzowania trzech głównych grup interfejsów mózg-komputer w kontekście podobieństw i różnic w zakresie elementów składających się na działanie każdego BCI. Przedstawimy również zalety i wady każdego z tych rozwiązań.

**Słowa kluczowe:** interfejs mózg-komputer, potencjały wywołane stanu ustalonego, P300, synchronizacja/desynchronizacja rytmu alfa, EEG, uwaga selektywna, wyobrażenia motoryczna

## **BRAIN-COMPUTER INTERFACES BASED ON ELECTROENCEPHALOGRAPHY METHOD**

### **Abstract**

Brain-computer interfaces are devices which allow the control of electronic devices and computer applications without the use of muscles, with mental activity of the user only. BCI construction is based on brain-imaging techniques such as brain waves recording by electroencephalograph (EEG). This paper discusses three most popular methods of constructing brain-computer interfaces based on 1) P300 component of event-related potentials, 2) the steady-state evoked potentials and 3) synchronization and desynchronization of alpha rhythm. EEG signal is used in each of this methods, however different cognitive processes are used in acquiring control over BCI.

BCI research area has a great applicative value. Thanks to it, people with disabilities can re-establish communication with the world and they can gain more independence. Healthy people, on the other hand, can obtain a new alternative channel of communication.

**Key words:** brain-computer interface, steady-state evoked potentials, P300, synchronization/desynchronization of alpha rhythm, EEG, selective attention, motor imagery

## Wprowadzenie

Według jednej z najprostszych definicji interfejsy mózg-komputer (*brain-computer interfaces* – BCI) to systemy łączności, które z pominięciem dróg aferentnych układu nerwowego pozwalają na bezpośrednią kontrolę urządzeń zewnętrznych za pomocą mózgu (Scherer i in., 2009). Tego typu łączność jest możliwa poprzez odczytywanie aktywności mózgu za pomocą różnych technik neuroobrazowania. Mogą to być techniki wymagające interwencji neurochirurgicznej (elektrokortykografia, rejestracja wewnątrzkorowa) lub bezinwazyjne (EEG, MEG, SPECT, PET, fMRI). Obecnie zdecydowana większość interfejsów mózg-komputer bazuje na metodzie rejestracji pracy mózgu za pomocą elektroencefalografu (EEG). Dzieje się tak ze względu na: ogólnodostępność, łatwość w aplikacji, niską ceną eksploatacji oraz dobrą rozdzielczość czasową tej metody (Graitmann i in., 2010). Dodatkowo przez lata rozwoju elektroencefalografii poznano wiele specyficznych wzorców zapisu EEG, które odpowiadają określonym procesom mentalnym. Właśnie dzięki identyfikacji tych wzorców możliwe jest przełożenie konkretnych reakcji mózgu na polecenia wysyłane do urządzeń zewnętrznych, takich jak komputer, proteza lub pojazd.

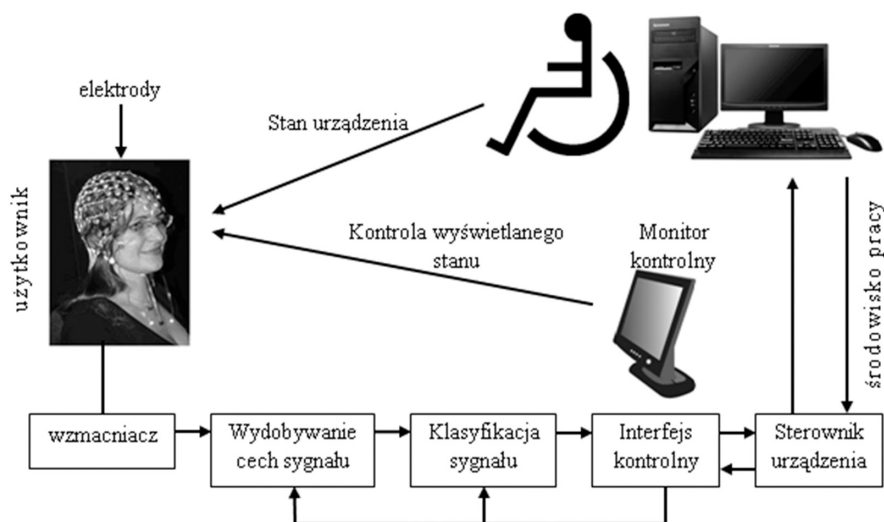
Wśród interfejsów opartych na EEG istnieje duże zróżnicowanie, w zależności od tego, jaki proces umysłowy i jego psychofizjologiczny wskaźnik jest wykorzystywany do sterowania systemem. Obecnie dominują trzy typy stosowanych wzorców: dwa z nich związane są z uwagą selektywną użytkownika, zaś ostatni reprezentuje wyobrażenia związane z ruchem. Pierwszy ze wspomnianych wskaźników to tzw. komponent P300, który stanowi specyficzną zmianę w zapisie elektroencefalogramu towarzyszącą skierowaniu przez osobę uwagi na konkretny bodziec znaczący (np. poprzez jego podświetlenie na ekranie). Jest to reakcja, która występuje z reguły ok. 300 ms po zaistnieniu takiego bodźca w polu percepcyjnym. Druga metoda określana angielskim skrótem SSVEP (*steady state visual evoked potentials* – wzrokowe potencjały wywołane stanu ustalonego) również oparta jest o świadomie kierowaną przez osobę sterującą interfejsem uwagę wzrokową. W tym wypadku jednak sytuacja wyboru określonego elementu wygląda nieco inaczej. Podobnie jak w BCI, opartych na komponencie P300, użytkownik ma przed sobą szereg bodźców na ekranie, lecz nie są one sukcesywnie podświetlane, tylko wyświetlane z różną częstotliwością (przeważnie od ok. 6 do 40 Hz). Zwracając uwagę na określony element, wywoływane są synchroniczne wyładowania komórek nerwowych w korze wzrokowej mózgu, które są rejestrowane jako wzrost mocy sygnału na elektrodach mających swoje odprowadzenia w tej okolicy, w tej samej częstotliwości, co wybrany bodziec. W ten sposób program sterujący BCI umożliwia rozpoznanie częstotliwości prezentacji poszczególnych elementów i oznacza go jako wybór użytkownika (Kelly i in., 2005). Ostatni rodzaj interfejsu mózg-komputer, który zostanie przedstawiony w tym artykule, to tzw. BCI ERS/ERD (*event-related synchronisation/event-related desynchronisation*), czyli typ

oparty na zjawisku synchronizacji i desynchronizacji fal pochodzących z kory motorycznej w reakcji na wyobrażony ruch kończyn.

Niezależnie od wyboru wskaźnika, który ma służyć sterowaniu interfejsem, zasada działania BCI opartych o EEG jest taka sama. Składają się one z kilku stałych etapów, które są jednocześnie cechami wyróżniającymi je spośród innych kategorii urządzeń pracujących w oparciu o aktywność mózgu (Wolpaw i in., 2002; Allison i in., 2007). Na interfejs mózg-komputer składa się:

- *Rejestracja sygnału*, czyli zapis bezpośredniej aktywności mózgu użytkownika wykonującego bieżącą czynność umysłową, służącą do sterowania BCI.
- *Wydobywanie charakterystycznych cech sygnału*, tj. wyprowadzanie z zapisu aktywności mózgu w danej chwili informacji istotnych do sterowania interfejsem.
- *Klasyfikacja*, czyli procedura dopasowywania zarejestrowanego sygnału do znanych wzorców aktywności w celu określenia, jaką operację umysłową wykonuje użytkownik.
- *Działanie na otoczenie*, system sterujący działaniem interfejsu przekazuje informację zwrotną dla użytkownika oraz formułuje polecenia dla sterowanych urządzeń.

Trzeba przy tym zaznaczyć, że sterowanie BCI odbywa się zawsze na zasadzie sprzężenia zwrotnego (tzw. *feedback*), co oznacza, że użytkownik na bieżąco otrzymuje informacje od urządzenia o sposobie, w jaki zostały sklasyfikowane jego reakcje. Pozwala mu to wpływać na swoje kolejne reakcje (zobacz ryc. 1).



Rycina 1. Funkcjonalny model systemów BCI (na podstawie: Mason, Birch, 2003)

## Interfejsy mózg-komputer oparte o komponent P300

Przetwarzając bodźce zmysłowe, mózg może wytwarzać serie załamków w sygnale EEG ściśle związanych czasowo (*time-locked*) z bodźcem (Wolpaw, Boulay, 2010). Załamki te nazywane są w polskojęzycznej literaturze za Szelenbergerem (2001) potencjałami wywołanymi (*event-related potential* – ERP) (Luck, 2005) lub za Jaśkowskim (2009) – potencjałami skorelowanymi ze zdarzeniem. Odzwierciedlają one potencjały postsynaptyczne, które są zmianami napięcia na błonie komórkowej komórki nerwowej i powstają na przykład pod wpływem neuroprzekazników.

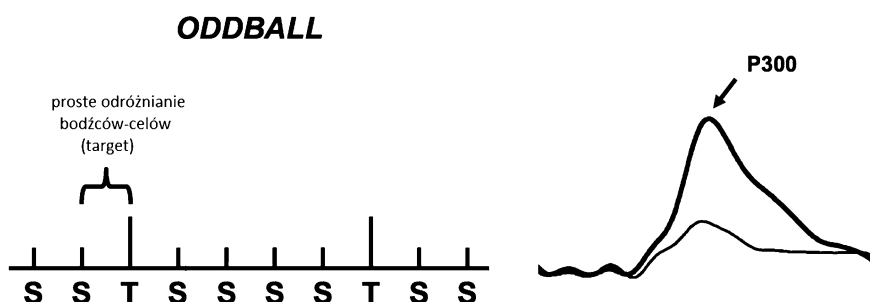
Sygnał EEG rejestrowany na pojedynczej elektrodzie pochodzi z całych grup komórek nerwowych. Zanim zostanie zarejestrowany przez odpowiednie urządzenie, musi pokonać barierę opon mózgowych, czaszki i skóry głowy. Dodatkowo napięcie fal mózgowych jest dość niskie, a wiele obszarów mózgu jest aktywnych jednocześnie, co jest źródłem dodatkowych sygnałów, niebędących przedmiotem zainteresowania badacza (Luck, 2005). Z tego powodu wykrycie potencjałów wywołanych wymaga wykonania przez osobę wielu takich samych prób, a następnie uśrednienia sygnału przez badacza. Dzięki takiej procedurze, która została wprowadzona w latach 60. XX wieku przez Dawsona (Dawson, 1954), szum zostaje wyciszony, zaś komponent potencjału wywołanego wzmocniony.

Potencjały wywołane charakteryzuje specyficzna lokalizacja rozumiana jako miejsce rejestracji sygnału na skórze czaszki, pozytywna lub negatywna amplituda napięcia elektrycznego mierzonego na skórze czaszki oraz latencja, czyli czas od pojawienia się bodźca do rejestracji określonego komponentu.

Komponenty o krótkiej latencji z reguły mają swoje źródło w pierwszorzędowej korze zmysłowej odpowiedniej modalności i są związane z cechami bodźca, który je wywołał. Komponenty o latencji około 100-500 milisekund w większym stopniu odzwierciedlają procesy zachodzące w mózgu na dalszych etapach przetwarzania bodźca, a ich źródłem są obszary kory odpowiedzialne za złożone przetwarzanie bodźców. Późne komponenty mogą trwać od kilkuset milisekund nawet do kilku sekund czy minut. Są związane z reakcjami orientacyjnymi w mózgu, czyli pojawiają się w odpowiedzi na bodźce nowe, niespodziewane lub nieprzewidywalne (Wolpaw, Boulay, 2010).

Jednym z najlepiej poznanych komponentów ERP jest P300. Jest on komponentem o pozytywnej amplitudzie, pojawiającym się około 300 milisekund od wystąpienia bodźca. Rejestruje się go na elektrodach umieszczonych nad centralno-ciemieniowym obszarem czaszki (np. lokalizacja Pz według międzynarodowego systemu 10-20). Uwidacznia się w reakcji na pojawiający się co jakiś czas, oczekiwany bodziec wzrokowy, słuchowy lub dotykowy. Może wystąpić także w odpowiedzi na inny rodzaj bodźca pojawiającego się wśród bodźców typowych. Kiedy wśród różnych bodźców pojawi się ten, na który oczekuje osoba badana, rejestrowany jest komponent P300, zatem wymaga on zwracania uwagi na bodziec będący celem, a ignorowania pozostałych bodźców – szumu. Taka reakcja mózgu

jest uzyskiwana w procedurze eksperymentalnej zwanej *oddball paradigm* (ryc. 2) (patrz np. Pritchard, 1981). Szum także wywołuje P300, ale jest on znacznie słabszy, niż gdy pojawia się bodziec oczekiwany (Allison, Neuper, 2010). Obecnie zwraca się uwagę, że P300 nie jest fenomenem o jednolitym charakterze. Badacze wyróżniają subkomponent P3a, który jest nazywany komponentem nowości oraz P3b (Conroy, Polich, 2007). Pierwszy z nich jest obserwowany w przypadku, kiedy osoba badana nie ma żadnego zadania, a mózg reaguje na swobodnie pojawiające się nowe bodźce o charakterze dystraktora, zaś drugi ujawnia się, kiedy przetwarzany jest bodziec-cel, na który ma zareagować badany.



Rycina 2. Osoba badana ogląda wyświetlane na ekranie bodźce wizualne. Jej zadaniem jest liczenie, ile razy pojawi się bodziec „T”. Większość wyświetlanych bodźców to jednak „S”. Kiedy na monitorze pojawi się „T”, zarejestrowany zostanie komponent P300 (na podstawie: Polich, 2007).

Interfejs mózg-komputer może zostać oparty na wykrywaniu potencjałów wywołanych. W interfejsach, które rejestrują pojawienie się komponentu P300, wykorzystywana jest selektywność uwagi, jakiej wymagają zadania, w których jest on rejestrowany. W takim systemie zadaniem jest zwracanie uwagi na docelowy bodziec (wzrokowy, słuchowy, dotykowy), reprezentujący akcję, którą osoba badana chce wykonać. Często taką akcją jest pisanie poszczególnych liter alfabetu w celu stworzenia pisemnego komunikatu. Zwracanie uwagi na dany bodziec powoduje pojawienie się komponentu P300, który zostaje rozpoznany przez interfejs, a zastosowany algorytm sterujący interfejsem przekłada to na określaną czynność, np. zapisanie jednej z liter alfabetu (Graumann, Allison, Pfurtscheller, 2010). Na taki BCI składa się matryca bodźców wizualnych, przedstawiająca litery, cyfry bądź znaki interpunkcyjne. Są one podświetlane w seriach (rzędy i kolumny matrycy, patrz ryc. 3). Osoba badana, chcąc napisać słowo „kot”, zwraca uwagę na literę „k” i np. liczy, ile razy została ona podświetlona. Wynikiem takiego działania jest pojawienie się komponentu P300. Ponieważ podświetlane są całe rzędy i kolumny znaków, w ramach jednego symbolu następuje ich przecięcie, które

jest źródłem najwyraźniejszego sygnału, który zostaje rozpoznany przez interfejs mózg-komputer.

Pierwszy interfejs wykorzystujący komponent P300 został opracowany przez zespół Donchina (Donchin, Spencer, Wijesinghe, 2000, Farwell, Donchin, 1988). Składa się z matrycy 6 x 6 znaków i działa w sposób opisany powyżej. Obecnie badania nad interfejsami opartymi o P300 dotyczą poprawy ich stabilności podczas używania przez różne osoby, które je stosują, a także szybkości transferu informacji (Cecotti, 2011).

A	G	M	S	Y	*
B	H	N	T	Z	*
C	I	O	U	*	TALK
D	J	P	V	FLN	SPAC
E	K	Q	W	*	BKSP
F	L	R	X	SPL	QUIT

Rycina 3. Przykładowa matryca znaków w interfejsie mózg-komputer opartym o komponent P300. Znaki są podświetlane seriami w rzędach i kolumnach, kiedy osoba badana zwraca uwagę na dany znak, który jest podświetlony, rejestrowany jest komponent P300. Kiedy rząd i kolumna ze znakiem-celem się przetną, interfejs dokonuje wyboru właściwej litery [na podstawie interfejsu opracowanego przez Donchina i współpracowników (2000)].

Interfejs oparty na komponencie P300 ma kilka zalet. Przede wszystkim P300 jest wykrywalny u większości ludzi, co jest znaczącą zaletą interfejsów opierających się na tym komponencie, ponieważ większość ludzi może stosunkowo łatwo ich używać. Nie zawsze jest to możliwe w innych typach interfejsów, np. opartych na wyobrażeniach motorycznych, które mogą być trudne do zarejestrowania u niektórych osób. Zwykle w badaniach nad tym typem interfejsu uzyskuje się podobne wyniki, niezależnie od osób badanych czy ilości sesji, w których biorą one udział. Dzięki temu daje on także możliwość stosunkowo szybkiej komunikacji (Graimann i in., 2010).

Dodatkowo obsługiwanie takiego interfejsu wymaga niewielkiego treningu, a osoby z problemami ze wzrokiem mogą korzystać z interfejsów opartych na innej modalności zmysłowej (Wolpaw, Boulay, 2010).

Istnieją także pewne wady BCI opartych na komponencie P300. Interfejsy oparte o potencjały wywołane posiadają ograniczenia wynikające wprost z ograniczeń samej metodologii rejestrowania tych potencjałów. Ponieważ potencjały



wywołane mają niewielkie napięcie (Luck, 2005), wykrycie ich na tle szumu innych sygnałów wytwarzanych przez mózg wymaga wielokrotnego powtarzania bodźców oraz uśredniania sygnału EEG. Im więcej powtórzeń, tym większa szansa na wykrycie danego komponentu. Niestety, w interfejsach mózg-komputer liczy się bardziej szybkość i łatwość komunikacji. Najlepiej byłoby, aby od razu po zwróceniu uwagi na wybraną literę, była ona „zapisywana” przez interfejs, tymczasem w metodologii potencjałów wywołanych jest to trudne. W związku z tym, celem badaczy jest opracowanie takiego interfejsu, który rozpoznawałby pojedyncze próby (*single trial analysis*), czyli wykrywał komponent P300 już po pierwszym pojawieniu się bodźca, na który zwraca uwagę osoba badana. W typowym interfejsie opartym na P300 wymagane jest około 10 powtórzeń bodźca-celu, aby komponent został rozpoznany przez algorytm (Ganin, Shishkin, Kochetova, Kaplan, 2012).

Zadanie interfejsu polega na klasyfikowaniu sygnału EEG, co sprowadza się do identyfikowania, przy którym podświetleniu pojawił się komponent P300. Czasem do takiej klasyfikacji mogą zostać włączone inne potencjały wywołane, które pojawiają się w podobnym czasie od wystąpienia bodźca (Allison, Neuper, 2010). Jeśli bodziec-cel, na który osoba badana zwraca uwagę, nie wywoła wyraźnego potencjału, może on nie zostać odróżniony od innych potencjałów pojawiających się w tym samym czasie. Wtedy komunikacja za pomocą interfejsu mózg-komputer opartego na komponencie P300 jest niemożliwa.

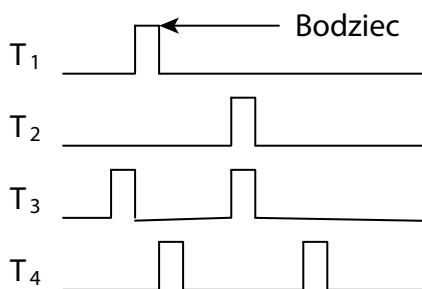
Niestety, ten rodzaj interfejsów na razie znajduje zastosowanie głównie w laboratoriach badawczych. Ich działanie często nie spełnia wymagań docelowych użytkowników, dla których obsługa aplikacji za jego pomocą powinna być łatwa (Cecotii, 2011). Znanych jest zaledwie kilka przykładów ich zastosowania dla użytku domowego przez pacjentów chorujących na stwardnienie zanikowe boczne (Sellers, Vaughan, Wolpaw, 2010). BCI tego typu to Intendix Solution, zaprojektowany przez firmę g.tech, również na potrzeby domowe osób chorych i opiekujących się nimi. Nie wymaga wiele nauki, aby móc go obsłużyć, ale można z niego efektywnie korzystać jedynie przez około dziesięć minut. Średnia ilość znaków pisanych za jego pomocą na minutę to 5 do 10 (Cecotii, 2011).

### **Interfejsy mózg-komputer oparte na wzrokowych potencjałach wywołanych stanu ustalonego**

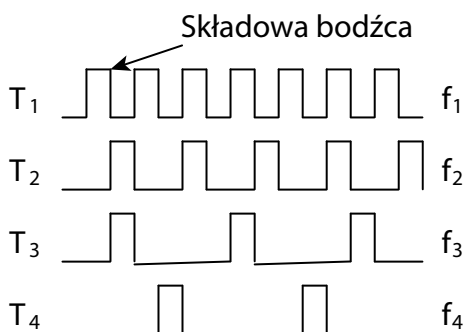
Kolejną grupą interfejsów mózg-komputer wyróżnioną ze względu na metodę pomiaru aktywności EEG są BCI wykorzystujące potencjały wywołane stanu ustalonego (*steady-state evoked potentials* – SSEP), czyli elektryczną odpowiedź mózgu na szybko powtarzające się składowe bodźca (zob. Regan, 1966, 1972, 1977; Regan, Regan, 2003; Vialatte i in., 2010).

Należy zauważyć, że w przeciwieństwie do potencjałów wywołanych, czyli bioelektrycznej reakcji mózgu na pojedyncze zdarzenie, potencjały wywołane stanu

ustalonego są neuronalną odpowiedzią na synchronicznie pojawiające się składowe bodźca, który jest opisany poprzez częstotliwość i fazę (zob. Regan, 1966, 1972, 1977; Regan, Regan, 2003; Luck, 2005; Moratti i in., 2007; Heinrich, 2010; Vialatte i in., 2010). Na rycinie 4 przedstawiono przykładowy schemat badań w paradygmacie potencjałów wywołanych, w których bodźcem jest dokładnie określone, jednostkowe zdarzenie (np. pojawienie się na ekranie monitora obiektu, na który osoba ma zareagować poprzez naciśnięcie przycisku). Pomiędzy tymi wydarzeniami następuje przerwa czasowa. W przypadku potencjałów wywołanych stanu ustalonego mamy do czynienia z odmiennym rodzajem bodźca, którym nie jest pojedyncze zdarzenie, ale systematyczna stymulacja (patrz ryc. 5). Składowa bodźca w przypadku SSEP to jeden okres stymulacji, np. pojedynczy dźwięk, błysk światła lub nacisk mechaniczny, który dopiero pojawiając się, periodycznie tworzy bodziec (Bin i in., 2009; Vialatte i in., 2010).



Rycina 4. Przykładowy przebieg badań w paradygmacie potencjałów wywołanych ze względu na pojawianie się bodźca w różnych odcinkach czasu (na podstawie: Bin i in., 2009; Vialatte i in., 2010).



Rycina 5. Przykładowy przebieg czasowy czterech różnych bodźców o odmiennej częstotliwości (na podstawie: Bin i in., 2009; Vialatte i in., 2010).

W zależności od modalności, która zostaje poddana stymulacji, można wyróżnić trzy rodzaje potencjałów wywołanych stanu ustalonego:

1. Czuciowe SSEP (*steady-state somatosensory evoked potentials* – SSSEP), które wywoływane są przy użyciu bodźca mechanicznego.
2. Słuchowe SSEP (*auditory steady-state evoked potentials* – ASSEP), w których stymulacja odbywa się za pomocą bodźca dźwiękowego.
3. Wzrokowe SSEP (*steady-state visual evoked potentials* – SSVEP), gdzie mamy do czynienia ze stymulacją bodźcem wizualnym.

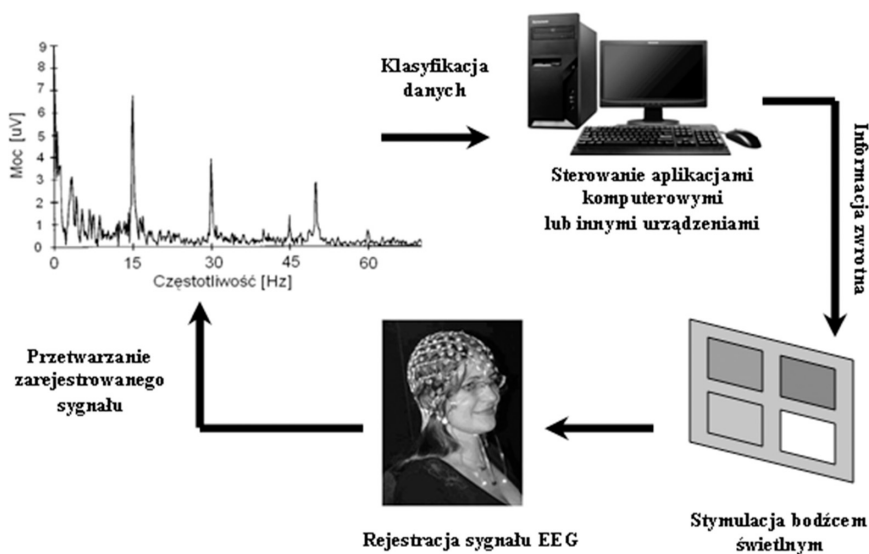
Potencjały wywołane charakteryzuje się za pomocą takich parametrów, jak: polaryzacja (pozytywna lub negatywna), latencja i amplituda załamków oraz topografia związana z odprowadzeniami elektrod z określonych części głowy. Natomiast SSEP, z racji specyfiki zjawiska, opisuje się m.in. w zakresie mocy sygnału w danej częstotliwości, fazy oraz przebiegu czasowo-częstotliwościowego (zob. Allison i in., 2008; Lopez-Gordo i in., 2010; Manyakov i in., 2011).

Charakterystyczną cechą zjawiska związanego z potencjałami wywołanymi czasu ustalonego jest wzrost mocy sygnału EEG w częstotliwości, z którą powtarzane są składowe bodźca. Jeśli na monitorze, na który patrzy osoba, pojawia się czarny kwadrat w odstępach 5 ms, to następuje wzrost mocy rejestrowanej bioelektrycznej aktywności mózgu dla częstotliwości 20 Hz. Należy przy tym pamiętać, iż częstotliwość 1 Hz odpowiada występowaniu jednej składowej bodźca w ciągu 1 sekundy. Dlatego w przypadku powyższej figury pojawiającej się co 5 ms, czyli 20 razy w ciągu sekundy, jej częstotliwość wynosi 20 Hz.

Ponadto takie podwyższenie następuje również dla jej częstotliwości harmonicznych i podharmonicznych (Müller-Putz i in., 2005; Allison i in., 2008; Allison, Neuper, 2010; Vialatte i in., 2010; Allison, Faller, Neuper, 2012). Częstotliwości harmoniczne są to kolejne wielokrotności częstotliwości podstawowej określone wzorem  $f = k \cdot f_p$ , gdzie  $f$  – częstotliwość  $k$ -tej harmonicznej,  $k$  – rząd harmonicznej ( $k$  należy do zbioru  $N_+$ ),  $f_p$  – częstotliwość podstawowa. Natomiast częstotliwości podharmoniczne są to kolejne składowe o częstotliwościach mniejszych od częstotliwości podstawowej określone wzorem  $f = f_p/k$ , gdzie  $f$  – częstotliwość  $k$ -tej podharmonicznej,  $k$  – rząd podharmonicznej ( $k$  należy do zbioru  $N_+$ ),  $f_p$  – częstotliwość podstawowa. Ilustrując to dokładniej, jeśli na ekranie monitora prezentowane są cztery migające obrazy o częstotliwościach 5 Hz, 8,5 Hz, 15 Hz, 17 Hz, a osoba skupia swój wzrok na jednym z nich, to reakcja mózgu dopasowuje się do tej częstotliwości. W przypadku gdyby był to obiekt migoczący w zakresie 15 Hz, to oprócz wzrostu mocy sygnału w tym przedziale następuje również jej podwyższenie w kolejnych składowych harmonicznych (np. dla 15 Hz kolejne harmoniczne to 30 Hz, 45 Hz, 60 Hz i dalsze wielokrotności) oraz podharmonicznych (np. dla 15 Hz drugą podharmoniczną jest 7,5 Hz). Moc sygnału ulega zwiększeniu także wtedy, gdy osoba koncentruje swoją uwagę na bodźcu (Müller i in., 1998; Müller, Hillyard, 2000; Giabbiconi i in., 2004; Skosnik, Krishnan, O'Donnell, 2007).

Z racji m.in. wyżej wymienionej specyfiki zjawiska potencjały wywołane stanu ustalonego są wykorzystywane w interfejsach mózg-komputer. Ze względu na

brak zaangażowania osoby w generowanie tej odpowiedzi zalicza się je do interfejsów pasywnych (Cudo, Zabielska, Bałaj, 2011). Najczęściej zaś stosuje się interfejsy oparte na wzrokowych potencjałach wywołanych stanu ustalonego (SSVEP). Podobnie jak w przypadku komponentu P300, interfejsy te bazują na selektywnej uwadze. Jednakże wybór bodźca spośród kilku wyświetlanych jednocześnie jest dokonywany poprzez porównanie częstotliwości jego wyświetlania z częstotliwością rejestrowaną z odprowadzeń w okolicy kory wzrokowej mózgu (Müller-Putz i in., 2005; Allison i in., 2008; Bakardjian, Tanaka, Cichocki, 2010a; Shyu i in., 2010). Każdy bodziec wzrokowy związany jest z kolei z określoną komendą, którą wykonuje interfejs mózg-komputer. Poprzez przenoszenie uwagi pomiędzy bodźcami, osoba dokonuje wyboru interesującej ją opcji. Dzieje się tak, gdyż sygnał bioelektryczny mózgu dostosowuje się do częstotliwości migającego obiektu, na którym jednostka skupia swój wzrok (zob. Nielsen, Cabrera, do Nascimento, 2006; Graimann, Allison, Pfurtscheller, 2010). Powyższy mechanizm przedstawiony jest na schemacie 1. W ten sposób osoba może sterować nie tylko aplikacjami komputerowymi, ale również innymi urządzeniami elektronicznymi (zob. Müller-Putz, Pfurtscheller, 2008).



Schemat 1. Przykładowy schemat funkcjonowania interfejsów mózg-komputer opartych na SSVEP.

W interfejsach opartych na SSVEP używa się trzech głównych rodzajów bodźców: typowo świetlnych (np. diody LED, lampy ksenonowe), pojedynczych figur graficznych (np. kwadraty, strzałki) oraz wzorów, które ulegają zmianom (np. szachownica, pionowe linie) (Vialatte i in., 2010; Zhu i in., 2010). W przypadku

pierwszej kategorii osoba koncentruje się na jednej z migających diod czy lamp (zob. Müller-Putz, Pfurtscheller, 2008). W drugiej koncentracja dotyczy określonego kształtu, który pojawia się i znika z ustaloną częstotliwością (zob. Nielsen, Cabrera, do Nascimento, 2006). Natomiast w trzeciej użytkownik koncentruje się na wzorze, który ulega systematycznej zmianie, np. w przypadku szachownicy następuje cykliczna zmiana koloru pól białych na czarne, a czarnych na białe (zob. Allison i in., 2008). Prowadzone są także badania nad wykorzystaniem innych bodźców, m.in. liter, obrazów czy twarzy przedstawiających określony afekt (Bakardjian, Tanaka, Cichocki, 2010b, 2011).

Należy podkreślić, iż w przypadku BCI opartych na SSVEP można również wyróżnić cztery główne platformy prezentacji bodźców. Najczęściej wykorzystywaną jest monitor komputerowy, który służy zarazem do prezentacji bodźców, jak również przekazywania informacji zwrotnej osobie obsługującej interfejs (zob. Bakardjian, Tanaka, Cichocki, 2010a). W takich przypadkach stosuje się najczęściej pojedyncze figury geometryczne, zmieniające się wzory lub inne obrazy pokazywane z określoną częstotliwością. Kolejnym sposobem jest wykorzystanie zewnętrznego źródła stymulacji względem ekranu komputera, gdzie na monitorze pokazywany jest efekt sterowania interfejsem przez daną osobę. Przykładowo źródła stymulacji, np. lampy ksenonowe, przyłączone są do czterech boków monitora, dzięki czemu osoba może m.in. sterować kursorem czy innym obiektem na ekranie w czterech kierunkach zgodnie z wcześniej przedstawioną zasadą działania interfejsów opartych na potencjałach wywołanych stanu ustalonego (zob. Diez i in., 2011). Istnieją również interfejsy o charakterystyce odwrotnej do powyższej, gdzie prezentacji bodźca dokonuje się na ekranie monitora komputerowego, a jednostka, wybierając odpowiednie komendy, steruje urządzeniem zewnętrznym, np. ramieniem robota (zob. Bakardjian, Tanaka, Cichocki, 2010b). Czwartą platformą są urządzenia stanowiące oddzielną całość, gdzie nie wykorzystuje się ekranów komputerowych (zob. Akhtar, Kasraie, Bretl, 2012).

W przypadku SSVEP wyróżnia się także trzy typy stosowanych częstotliwości: niskie (1-12 Hz), średnie (12-30 Hz) i wysokie (30-60 Hz). Należy zwrócić uwagę, że w przypadku dwóch pierwszych może dochodzić do szybkiego zmęczenia narządu wzroku, a niekiedy do napadów padaczkowych. Ponadto częstotliwości niskie wchodzą w zakres fal alfa, co dodatkowo może powodować błędne reakcje BCI (Zhu i in., 2010). W przypadku SSVEP obiecujące wydają się badania nad wyższymi częstotliwościami i ich wykorzystaniem w interfejsach mózg-komputer (Zhu i in., 2010). Jednakże BCI oparte na wzrokowych potencjałach wywołanych stanu ustalonego napotykają tutaj ograniczenia związane z prezentacją bodźców. Ekran monitorów mają własną częstotliwość odświeżania obrazu, która waha się od ok. 60 Hz do ok. 100 Hz, co powoduje, iż nie można na nich wyświetlać dużej ilości bodźców o różnych częstotliwościach. Dlatego ekrany ciekłokrystaliczne są optymalne dla BCI umożliwiających wykorzystanie do 10 komend. Monitory CRT i LCD najlepiej sprawdzają się w sytuacjach wymagających użycia od 10 do ok. 20 komend. Natomiast w sytuacji gdy dana osoba będzie musiała wybrać spośród

więcej niż 20 komend, wtedy ich prezentacja powinna odbywać się za pomocą bodźców typowo świetlnych, tzn. diod LED czy lamp ksenonowych (Vialatte i in., 2010).

Ponadto BCI oparte na wzrokowych potencjałach wywołanych stanu ustalonego zdecydowanie gorzej sprawdzają się w odniesieniu do osób na przykład z zespołem zamknięcia, u których świadome kierowanie wzroku w wybranym kierunku zostało upośledzone (zob. Nijboer, Broermann, 2010).

Najczęściej wykorzystuje się interfejsy oparte na wzrokowych potencjałach wywołanych stanu ustalonego, jednak w ostatnich latach coraz częściej prowadzone są badania nad użyciem potencjałów słuchowych (zob. Lopez i in., 2009; Kim i in., 2011; Kim i in., 2012) oraz czuciowych (zob. Müller-Putz i in., 2006).

### Interfejsy mózg-komputer oparte na ERS/ERD

Wskaźnikiem o zupełnie innym charakterze niż wspomniane wcześniej jest zjawisko oscylacji fal mózgowych pochodzących z okolic kory sensomotorycznej w wyniku wyobrażania sobie ruchu różnych części ciała. Wyobrażony ruch ręki powoduje zwiększenie poziomu tłumienia fal sensomotorycznych w dwóch zakresach częstotliwości: 8-12 Hz (są to tzw. rytmy  $\mu$ ) oraz 13-28 Hz (rytmy  $\beta$ ). Zmiany w obu pasmach są odczytywane na elektrodach znajdujących się w pozycji kontrlateralnej do ręki, której ruch został zasymulowany w wyobraźni (Pineda, 2005). Zjawisko czasowego wzrostu mocy fali pod wpływem synchronizacji określonych grup neuronów nosi nazwę synchronizacji skorelowanej ze zdarzeniem (*event-related synchronisation* – ERS). Odwrotny do niego efekt spadku mocy fali pod wpływem zmniejszenia się synchronizacji tych samych grup neuronów to tzw. *event-related desynchronisation* – ERD (Pfurtscheller, Neuper, 1997) (ryc. 6). Zmiany w obrębie fal sensomotorycznych są widoczne najlepiej na elektrodach umieszczonych w pozycjach centralnych na skórze głowy (np. C3, C4 i Cz – zgodnie z rozkładem 10-20<sup>4</sup>), czyli tzw. rejonach rolandycznych – położonych ponad strukturą mózgu o nazwie bruzda Rolanda (łac. *sulcus centralis cerebri*).

Znając schematy aktywności mózgu podczas symulowania w umyśle ruchu w różnych kierunkach, system zawiadujący BCI dopasowuje działanie obsługiwanej aplikacji lub urządzenia do reakcji kory motorycznej. Badania nad ERD/ERS umożliwiły zlokalizowanie cech zapisu reprezentujących wyobrażony ruch nie tylko prawej i lewej dłoni, ale również stóp oraz języka. Pozwoli to prawdopodobnie na większe zróżnicowanie zadań, które mogą być wykonywane za pomocą BCI korzystających z tej technologii (Schlögl i in., 2005).

---

<sup>4</sup> Układ 10-20 to międzynarodowy system normalizujący rozkład i odległość elektrod na skórze głowy podczas badań z wykorzystaniem EEG.

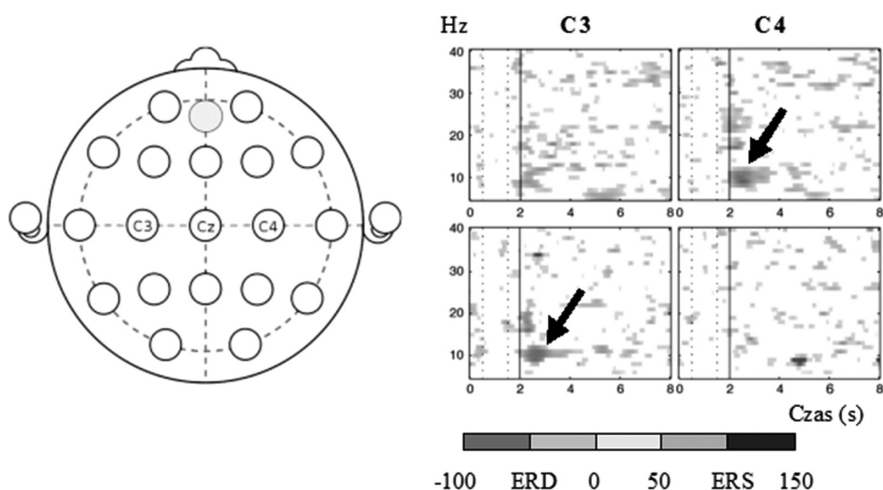
Obecnie istnieją zasadniczo trzy sposoby na identyfikowanie efektu oscylacji fal sensomotorycznych na potrzeby sterowania interfejsami mózg-komputer (Vidaurre i in., 2012):

*Odniesienie do warunku kontrolnego (baseline).* Przykład takiej procedury znajdujemy w pracach zespołu Pfurtschellera i Neupera (2001). Polega ona na tym, że w celu estymacji efektu ERD/ERS osoba badana otrzymuje wskazówki wizualne (np. w formie strzałek zwróconych w prawą lub lewą stronę), które stanowią sygnał do wykonania zadania wyobrażeniowego w postaci symulacji w wyobraźni ruchu jednej lub drugiej dłoni. Dodatkowo pomiędzy poszczególnymi próbami pojawiają się przerwy o różnej długości, które stanowią warunek odniesienia (*baseline*). Następnie zapis EEG jest poddawany filtracji w zakresie interesującego zakresu częstotliwości, reprezentującego pasmo rytmów sensomotorycznych, i zamieniony na moc uśrednioną ze wszystkich prób dla jednego i drugiego warunku (tj. prawa vs. lewa ręka). Odnosząc uzyskane wyniki do warunku kontrolnego (*baseline*), w którym osoba badana nie wykonywała zadania wyobrażeniowego, możemy odczytać, z jaką siłą efekt ERD/ERS występował na przeciwnonnych elektrodach.

*Zastosowanie filtrów przestrzennych.* Jedną z tego typu technik jest np. metoda CSP (*Common Spatial Patterns* – wspólnych wzorców przestrzennych). Polega ona na przyporządkowaniu wag konkretnym elektrodom za pomocą algorytmu, który odnajduje te miejsca, gdzie np. wspomniany wcześniej ruch prawej lub lewej ręki jest najlepiej odwzorowany w zapisie (Rak, Kołodziej, Majkowski, 2012). W technice tej niepotrzebny jest warunek odniesienia (*baseline*), a efekt ERD/ERS jest wyliczany na bieżąco. Jednakże przed przystąpieniem do fazy sterowania interfejsem konieczna jest ok. 30-minutowa kalibracja, która pozwoli na wyznaczenie indywidualnego wzorca aktywności oraz właściwego przyporządkowania wag do poszczególnych elektrod (Blankertz i in., 2008).

*Rejestracja zmian w ciągłym zapisie pasma  $\mu$  i  $\beta$ .* Metoda ta również nie wymaga, jak w przypadku filtrów przestrzennych, odnoszenia zapisu do warunku *baseline*. Kontrola odbywa się na zasadzie biologicznego sprzężenia zwrotnego (*biofeedback*). Osoba widzi na ekranie kursor i ma za zadanie nauczyć się nim sterować, przy czym zadanie umysłowe nie jest dokładnie zdefiniowane. W wyniku długotrwałego treningu obejmującego próby poruszania kursorem w kierunku wskazywanym na ekranie oraz krótkich przerw pomiędzy próbami, dana osoba uczy się modulować moc swoich fal sensomotorycznych, których zmiany wartości są następnie zamieniane na reakcje urządzenia (Wolpaw i in., 2000).

Okazuje się również, że nie tylko za pomocą wyobrażonego ruchu kończyn możliwe jest modulowanie rytmów EEG w celu sterowania BCI. Zidentyfikowano już wiele zadań poznawczych, takich jak: rotacje wyobrażeniowe figur geometrycznych, operacje arytmetyczne czy procesy językowe, które znajdują odzwierciedlenie w oscylacji rytmów EEG w sposób analogiczny jak w przypadku efektu ERD/ERS (Vidaurre i in., 2012).



Rycina 6. Wykres prezentuje mapy spektrum fal dla elektrod C3 i C4. Odpowiednio dla lewej (u góry) i prawej dłoni (na dole). Strzałki wskazują na miejsca wystąpienia efektu ERD/ERS (na podstawie: Allison, Neuper., 2010).

Obecnie wiele systemów BCI bazuje na technice oscylacji fal sensomotorycznych ze względu na naturalność i intuicyjność tej metody (Pfurtscheller, Neuper, 2001; Babiloni i in., 2000; Blankertz i in., 2007). Niestety technika ta nie jest pozbawiona wad. Okazuje się bowiem, że czas nauki symulowania ruchu w wyobraźni w celu sterowania interfejsem jest znacznie dłuższy niż w przypadku pozostałych metod. O ile inne interfejsy mózg-komputer bazują na zjawiskach w dużym stopniu zautomatyzowanych (potencjały wywołane związane z uwagą), o tyle urządzenia bazujące na kontroli fal sensomotorycznych opierają się na znacznie bardziej złożonych procesach poznawczych (Fabiani i in., 2004). Z tego właśnie powodu podlegają one również interferencji ze strony różnych stanów umysłowych mających odzwierciedlenie w zapisie EEG (tj. rozproszenie uwagi, spadek motywacji czy niedokładne wykonywanie poleceń). Co więcej, poszczególne osoby różnią się między sobą szybkością opanowywania tej umiejętności i „wyrazistością” swoich wyobrażeń (Graimann, 2010). Niemniej jednak wciąż trwają prace nad treningami mającymi na celu poprawę efektywności kontroli zjawiska (Blankertz i in., 2007; Leeb i in., 2006; Pineda i in., 2003), jak również skuteczniejszymi algorytmami do przetwarzania sygnału (Rak, Kołodziej, Majkowski, 2011, 2012).

Ze względu na praktyczne zastosowanie badań nad BCI, duże znaczenie ma ich wydajność, czyli łatwość obsługi w codziennym użytku, oraz szybkość transferu informacji. Istnieje wiele sposobów jej określania, a jednym z najprostszych jest pomiar trafności klasyfikacji sygnału (Rak, Kołodziej, Majkowski, 2011, 2012). Trafność klasyfikacji można zdefiniować jako liczbę zdarzeń w sygnale



EEG poprawnie zaklasyfikowanych w odniesieniu do liczby wszystkich możliwych prób. Innym, często stosowanym, sposobem pomiaru jakości pracy BCI jest wyznaczenie współczynnika ITR (*Information Transfer Rate*), określającego szybkość transferu podstawowej informacji w systemie (Rak, Kołodziej, Majkowski, 2011, 2012). Opiera się on na liczbie możliwych wyborów, czasie potrzebnym na klasyfikację sygnału oraz średniej wartości błędu podczas działania interfejsu. Zwykle wyższą wartość ITR uzyskują interfejsy opierające się na komponencie P300 lub SSVEP niż te wykorzystujące wyobrażenia motoryczne. Obecnie znane są interfejsy umożliwiające przesyłanie informacji z prędkością od 30 bitów na minutę (Polich, Criado, 2006) do nawet 90 bitów na minutę (Sellers i in., 2006). Jednakże efektywność ta jest w znaczącym stopniu zależna od różnic indywidualnych między osobami korzystającymi z interfejsów. Badacze zajmujący się tą tematyką posługują się wręcz terminem analfabetyzmu BCI (*illiteracy*) na określenie osób, które nie potrafią sterować interfejsem danego typu (Allison, Neuper, 2010).

## Podsumowanie

Badania prowadzone w nurcie interfejsów mózg-komputer opartych na technikach EEG mają głównie znaczenie aplikacyjne. Alternatywny kanał komunikacji i możliwość obsługi urządzeń elektronicznych bez użycia mięśni mają duże znaczenie dla osób niepełnosprawnych, przykutych do łóżek na przykład z powodu paraliżu czy chorób neurodegeneracyjnych.

W niniejszym artykule omówione zostały trzy najpopularniejsze typy interfejsów mózg-komputer konstruowanych w oparciu o rejestrację fal mózgowych za pomocą EEG. Różnorodność rozwijanych w badaniach podejść wskazuje na złożoność zagadnienia. Konkludując, BCI oparte na komponencie P300, SSVEP i ERD/ERS posiadają ograniczenia zarówno natury technicznej, związanej np. z zagadnieniami analizy sygnału, jak również związane z działaniem ludzkiego umysłu – uwagi, wyobraźni (podsumowanie w tab. 1). Mimo to urządzenia te mogą w dużej mierze przyczynić się z jednej strony do poprawy funkcjonowania osób chorych, z drugiej zaś do ułatwienia przeciętnym ludziom wykonywania ich codziennych obowiązków. Dalsze prace dotyczące zastosowania metod EEG w interfejsach mogą przynieść nie tylko wymierne rezultaty związane z projektowaniem coraz lepszych urządzeń, ale również mogą przyczynić się do głębszego poznania funkcjonowania ludzkiego mózgu.

Tabela 1. Podsumowanie zalet i wad poszczególnych rodzajów interfejsów mózg-komputer, omawianych w tekście

Rodzaj BCI	Zalety	Wady
P300	Możliwość rejestracji komponentu P300 u większości dorosłych ludzi Nie wymaga specjalnego treningu przed użyciem Stosunkowo szybka komunikacja Stabilność wyników uzyskiwanych przez osoby używające w różnych sesjach	Potrzeba kilku powtórzeń właściwego bodźca, aby interfejs poprawnie go rozpoznał – wada metody ERP Możliwość wchodzenia w interakcję z innymi komponentami ERP – wada metody analizy sygnału Efektywnie można korzystać z niego przez około 10 min
SSVEP	Możliwość rejestracji SSVEP u większości ludzi Nie wymaga specjalnego treningu przed użyciem Wysoki wskaźnik szybkości transferu podstawowej informacji w systemie (ITR) Stabilność wyników uzyskiwanych przez osoby używające w różnych sesjach	Stosunkowo szybka męczliwość u osób korzystających z takiego typu BCI Możliwość wywołania napadów padaczkowych Ograniczona liczba jednocześnie możliwych do wyboru komend
ERD/ERS	Podobieństwo do realnie wykonywanych czynności ruchowych Nie wymaga dużych modyfikacji w obsługiwanych aplikacjach Niska męczliwość w czasie sterowania Możliwość wykorzystania kilku wzorców sygnału (dla rąk, stopy, języka) dla zwiększenia liczby obsługiwanych komend	Niski wskaźnik szybkości i szybkości transferu podstawowej informacji w systemie (ITR) Duże różnice indywidualne w tempie nauki Konieczność stosowania treningów Podatność na interferencje ze strony innych czynności mentalnych i fizycznych (np. obserwacji ruchu kursora na ekranie)

### Literatura cytowana

- Akhtar A., Kasraie M., Bretl T. (2012). *Playing Checkers with your Mind: An Application of a SSVEP-Based Brain-Computer Interface (poster)*: <http://posterhall.org/igert2012/posters/214>
- Allison B.Z., Faller J., Neuper Ch. (2012). *BCIs that use steady-state evoked potentials or slow cortical potentials*. [W:] J.R. Wolpaw, E.W. Wolpaw (red.), *Brain-Computer Interfaces: Principles and Practice* (s. 241-250). New York: Oxford University Press.
- Allison B.Z., Neuper Ch. (2010). *Could anyone use a BCI?* [W:] D.S. Tan, A. Nijholt (red.), *Brain Computer Interfaces. Applying our Minds to Human-Computer Interaction* (s. 35-54). London: Springer-Verlag.
- Allison B.Z., McFarland D.J., Schalk G., Zheng S.D., Jackson M.M., Wolpaw J.R. (2008). *Towards an independent brain-computer interface using steady state visual evoked potentials*. *Clinical Neurophysiology*, 119, 399-408.
- Allison B.Z., Wolpaw E.W., Wolpaw J.R. (2007). *Brain-computer interface systems: progress and prospects*. *Expert Review of Medical Devices*, 4, 463-474.
- Babiloni F., Cincotti F., Lazzarini L., Milhin J.R., Mourino J., Varsta M., Marciani M.G. (2000). *Linear classification of low-resolution EEG patterns produced by imagined hand movements*. *Transactions on Rehabilitation, IEEE*, 8, 186-188.
- Bakardjian H., Tanaka T., Cichocki A. (2011). *Emotional faces boost up steady-state visual responses for brain-computer interface*. *Neuroreport*, 22(3), 121-125.

- Bakardjian H., Tanaka T., Cichocki A. (2010a). *Optimization of SSVEP brain responses with application to eight-command Brain-Computer Interface*. Neuroscience Letters, 469, 34-38.
- Bakardjian H., Tanaka T., Cichocki A. (2010b). *Brain control of robotic arm using affective steady-state visual evoked potentials*. IASTED International Conference Human-Computer Interaction (HCI 2010), 264-270.
- Bin G., Gao X., Wang Y., Hong B., Gao S. (2009). *VEP-Based Brain-Computer Interfaces: Time, Frequency, and Code Modulations*. Computational Intelligence Magazine, IEEE, 4(4), 22-26.
- Blankertz B., Dornhege G., Krauledat M., Müller K.R., Curio G. (2007). *The non-invasive Berlin brain-computer interface: Fast acquisition of effective performance in untrained subjects*. Neuroimage, 37, 539-550.
- Blankertz B., Tomioka R., Lemm S., Kawanabe M., Müller K.R. (2008). *Optimizing spatial filters for robust EEG single-trial analysis*. Signal Processing Magazine, IEEE, 25, 41-56.
- Cecotii H. (2011). *Spelling with non-invasive Brain-Computer Interfaces – Current and future trends*. Journal of Physiology – Paris, 105, 106-114.
- Conroy M.A., Polich J. (2007). *Normative Variation of P3a and P3b from a Large Sample. Gender, Topography, and Response Time*. Journal of Psychophysiology, 21(1), 22-32.
- Cudo A., Zabielska E., Bałaj B. (2011). *Wprowadzenie w zagadnienia interfejsów mózg-komputer*. [W:] O. Gorganiuk, B. Kostrubiec-Wojtachnio, D. Musiał, M. Wiechetek, A. Błachnio, A. Przepiórka (red.), *Studia z psychologii w KUL*, T. 17 (s. 189-211). Lublin: Wydawnictwo KUL.
- Dawson G.D. (1954). *A summation technique for the detection of small evoked potentials*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 6, 65-84.
- Diez P.F., Mut V.A., Avila Perona E.M., Laciár Leber E. (2011). *Asynchronous BCI control using high-frequency SSVEP*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2011, 8-39.
- Donchin E., Spencer K.M., Wijesinghe R. (2000). *The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain-computer interface*. Transactions on Rehabilitation Engineering, IEEE, 8, 174-179.
- Fabiani G.E., McFarland D.J., Wolpaw J.R., Pfurtscheller G. (2004). *Conversion of EEG activity into cursor movement by a brain-computer interface (BCI)*. Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE, 12, 331-338.
- Farwell L.A., Donchin E. (1988). *Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 70, 510-523.
- Heinrich S.P. (2010). *Some thoughts on the interpretation of steady-state evoked potentials*. Documenta Ophthalmologica, 120, 205-214.
- Ganin I.P., Shishkin S.L., Kochetova A.G., Kaplan A.I. (2012). *The P300 based brain-computer interface: effect of stimulus position in a stimulus train*. Fiziologia Cheloveka, 38(2), 5-13.
- Giabbiconi C.M., Dancer Ch., Zopf R., Gruber T., Müller M.M. (2004). *Selective spatial attention to left or right hand flutter sensation modulates the steady-state somatosensory evoked potential*. Cognitive Brain Research, 20, 58-66.
- Graimann B., Allison B.Z., Pfurtscheller G. (2010). *Brain-Computer Interfaces: a gentle introduction*. [W:] B. Graimann, B.Z. Allison, G. Pfurtscheller (red.), *Brain Computer Interfaces Revolutionizing Human Computer Interaction* (1-28). New York: Springer Publishing.
- Jaśkowski P. (2009). *Neuronauka poznawcza. Jak mózg tworzy umysł*. Warszawa: Vizja Press&IT.
- Kelly S.P., Lalor E.C., Reilly R.B., Foxe J.J. (2005). *Visual spatial attention tracking using highdensity SSVEP data for independent brain-computer communication*. Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE, 13, 172-178.
- Kim D.W., Lee J.C., Park Y.M., Kim I.Y., Im C.H. (2012). *Auditory Brain-computer Interfaces (BCIs) and Their Practical Applications*. Biomedical Engineering Letters, 2(1), 13-17.
- Kim D.W., Hwang H.J., Lim J.H., Lee Y.H., Jung K.Y., Im C.H. (2011). *Classification of selective attention to auditory stimuli: Toward vision-free brain-computer interfacing*. Journal of Neuroscience Methods, 197, 180-185.
- Leeb R., Keinrath C., Friedman D., Guger C., Scherer R., Neuper C. (2006). *Walking by thinking: the brainwaves are crucial, not the muscles!* Presence: Teleoperators and Virtual Environments, 15, 500-514.

- Lopez M.A., Pomares H., Pelayo F., Urquiza J., Perez J. (2009). *Evidences of cognitive effects over auditory steady-state responses by means of artificial neural networks and its use in brain-computer interfaces*. *Neurocomputing*, 72, 3617–3623.
- Lopez-Gordo M.A., Prieto A., Pelayo F., Morillas C. (2010). *Use of Phase in Brain-Computer Interfaces based on Steady-State Visual Evoked Potentials*. *Neural Processing Letters*, 32(1), 1–9.
- Luck S.J. (2005). *An Introduction to Event-Related Potential Technique*. Cambridge, Massachusetts: MIT Press.
- Manyakov N.V., Chumerin N., Combaz A., Robben A., van Vliet M., van Hulle M.M. (2011). *Decoding Phase-Based Information from Steady-State Visual Evoked Potentials with Use of Complex-Valued Neural Network*. [W:] H. Yin, W. Wang, V. Rayward-Smith (red.), *Intelligent Data Engineering and Automated Learning – IDEAL 2011* (s. 135–143). Berlin: Springer Berlin Heidelberg.
- Moratti S., Clementz B., Gao Y., Ortiz T., Keil A. (2007). *Neural mechanisms of evoked oscillations: stability and interaction with transient events*. *Human Brain Mapping*, 28(12), 1318–1333.
- Müller M.M., Hillyard S. (2000). *Concurrent recording of steady-state and transient event-related potentials as indices of visual-spatial selective attention*. *Clinical Neurophysiology*, 111, 1544–1552.
- Müller M.M., Picton T.W., Valdes-Sosa P., Riera J., Teder-Sälejärvi W.A., Hillyard S.A. (1998). *Effects of spatial selective attention on the steady-state visual evoked potential in the 20–28 Hz range*. *Cognitive Brain Research*, 6, 249–261.
- Müller-Putz G.R., Pfurtscheller G. (2008). *Control of an electrical prosthesis with an SSVEP-based BCI*. *Transactions on Biomedical Engineering, IEEE*, 55(1), 361–364.
- Müller-Putz G.R., Scherer R., Neuper C., Pfurtscheller G. (2006). *Steady-state somatosensory evoked potentials: suitable brain signals for brain-computer interfaces?* *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE*, 14(1), 30–37.
- Müller-Putz G.R., Scherer R., Brauneis C., Pfurtscheller G. (2005). *Steady-state visual evoked potential (SSVEP)-based communication: impact of harmonic frequency components*. *Journal of Neural Engineering*, 2(4), 123–130.
- Nijboer F., Broermann U. (2010). *Brain-Computer Interfaces for communication and control in locked-in patients*. [W:] B. Graimann, B.Z. Allison, G. Pfurtscheller (red.), *Brain Computer Interfaces Revolutionizing Human Computer Interaction* (185–202). New York: Springer Publishing.
- Nijboer F., Furdea A., Gunst I., Mellinger J., McFarland D.J., Birbaumer N., Kubler A. (2008). *An auditory brain-computer interface (BCI)*. *Journal of Neuroscience Methods*, 167, 43–50.
- Nielsen K.D., Cabrera A.F., do Nascimento O.F. (2006). *EEG based BCI-towards a better control. Brain-computer interface research at Aalborg University*. *Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE*, 14(2), 202–204.
- Pfurtscheller G., Neuper C. (1997). *Motor imagery activates primary sensorimotor area in humans*. *Neuroscience Letters*, 239, 65–68.
- Pfurtscheller G., Neuper C. (2001). *Motor imagery and direct brain-computer communication*. *Proceedings, IEEE*, 89, 1123–1134.
- Pineda J.A. (2005). *The functional significance of mu rhythms: Translating “seeing” and “hearing” into “doing”*. *Brain Research Reviews*, 50, 57–68.
- Pineda J.A., Silverman D.S., Vankov A., Hestenes J. (2003). *Learning to control brain rhythms: making a brain-computer interface possible*. *Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE*, 11, 181–184.
- Polich J., Criado J.R. (2006). *Neuropsychology and neuropharmacology of P3a and P3b*. *International Journal of Psychophysiology*, 60(2), 172–85.
- Pritchard W.S. (1981). *Psychophysiology of P300*. *Psychological Bulletin*, 89, 506–540.
- Rak R.J., Kołodziej M., Majkowski A. (2012). *Brain-Computer Interface as measurement and control system. The review paper*. *Metrology and Measurement Systems*, 19(3), 427–444.
- Rak R., Kołodziej M., Majkowski A. (2011). *Interfejs mózg-komputer*. [W:] A. Michalski (red.), *Metrologia w medycynie - wybrane zagadnienia*. Warszawa: WAT.
- Regan M.P., Regan D. (2003). *Techniques for Investigating and Exploiting Nonlinearities in Brain Processes by Recording Responses Evoked by Sensory Stimuli*. [W:] Z.L. Lu, L. Kaufman (red.), *Magnetic Source Imaging of the Human Brain* (s. 135–157). Mahwah: New Lawrence Erlbaum Associates.

- Regan D. (1977). *Steady-state evoked potentials*. Journal of the Optical Society of America, 67(11), 1475-1489.
- Regan D. (1972). *Evoked Potentials in Psychology, Sensory Physiology and Clinical Medicine*. London: Chapman and Hall.
- Regan D. (1966). *Some characteristics of average steady-state and transient responses evoked by modulated light*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 20(3), 238-248.
- Sellers E.W., Krusienski D.J., McFarland D.J., Vaughan T.M., Wolpaw J.R. (2006). *A P300 event-related potential brain-computer interface (BCI): The effects of matrix size and inter stimulus interval on performance*. Biological Psychology, 73(3), 242-252.
- Sellers E.W., Vaughan T.M., Wolpaw J.R. (2010). *A brain-computer interface for long-term independent home use*. Amyotrophic Lateral Sclerosis, 11(5), 449-455.
- Scherer R., Muller-Putz G.R., Pfurtscheller G. (2009). *Flexibility and Practicality: Graz Brain-Computer Interface Approach*. International Review of Neurobiology, 86, 119-131.
- Schlögl A., Lee F., Bischof H., Pfurtscheller G. (2005). *Characterization of four-class motor imagery EEG data for the BCI-competition 2005*. Journal of Neural Engineering, 2, 14-22.
- Shyu K.K., Lee P.L., Liu Y.J., Sie J.J. (2010). *Dual-frequency steady-state visual evoked potential for brain computer interface*. Neuroscience Letters, 483, 28-31.
- Skosnik P.D., Krishnan G.P., O'Donnell B.F. (2007). *The effect of selective attention on the gamma-band auditory steady-state response*. Neuroscience Letters, 420, 223-228.
- Szelenberger W. (2001). *Potencjały wywołane*. Warszawa: Elmiko.
- Vialatte F.B., Maurice M., Dauwels J., Cichocki A. (2010). *Steady-state visually evoked potentials: Focus on essential paradigms and future perspectives*. Progress in Neurobiology, 90, 418-438.
- Vidaurre C., Kübler A., Tangermann M., Müller K.R., Millán J.R. (2012). *Brain-Computer Interfaces and Visual Activity*. [W:] P. Majaranta, H. Aoki, M. Donegan, D.W. Hansen, J.P. Hansen (red.), *Gaze Interaction and Applications of Eyetracking: Advances in Assistive Technologies* (s. 153-174). Hershey: Information Science Reference.
- Wolpaw J.R., Boulay Ch.B. (2010). *Brain Signals for Brain-Computer Interfaces*. [W:] B. Graimann, B. Allison, G. Pfurtscheller (red.), *Brain-Computer Interfaces. Revolutionizing Human-Computer Interaction* (s. 29-46). London: Springer.
- Wolpaw J.R., Birbaumer N., McFarland D.J., Pfurtscheller G., Vaughan T.M. (2002). *Brain computer interfaces for communication and control*. Clinical Neurophysiology, 113, 767-791.
- Wolpaw J.R., McFarland D.J., Vaughan T.M. (2000). *Brain-computer interface research at the Wadsworth Center*. Transactions on Rehabilitation Engineering, IEEE, 8, 222-226.
- Zhu D., Bieger J., Garcia Molina G., Aarts R.M. (2010). *A survey of stimulation methods used in SSVEP-based BCIs*. Computational Intelligence and Neuroscience, 2010, 1-12.

