

Anna Broniec*, Jacek Chodak*

Sterowanie prostym urządzeniem elektrycznym za pomocą sygnału EEG**

1. Wprowadzenie

Badania nad interfejsem mózg-komputer (*Brain-Computer Interfaces* – BCI) to rozwijająca się dynamicznie od około 15 lat tematyka, powstała na pograniczu fizyki, matematyki, informatyki, sztucznej inteligencji, medycyny, biologii oraz psychologii. Interfejs mózg-komputer (BCI) to system bezpośredniej komunikacji pomiędzy człowiekiem a maszyną sterowany w sposób świadomy falami mózgowymi [10]. Głównym celem badań nad BCI jest umożliwienie w przyszłości komunikacji z otoczeniem pacjentom cierpiącym na ciężkie schorzenia nerwowo-mięśniowe (stwardnienie zanikowe boczne, udar mózgowy podkorowy, mózgowie porażenie dziecięce, ciężkie uszkodzenia kręgosłupa, stwardnienia rozsiane), prowadzące do kompletnego paraliżu i braku możliwości kontaktowania się ze światem zewnętrznym. Odpowiednio przygotowany interfejs może pozwolić sparaliżowanym pacjentom na komunikację z otoczeniem lub sterowanie urządzeniami domowymi. BCI znajduje również cały szereg zastosowań komercyjnych, począwszy od wspomagania procesu nauki i koncentracji (neurobiofeedback) po gry komputerowe sterowane „myślą” [9]. Celem naszego projektu było zbadanie skuteczności trzech wybranych metod wykrywania fali alfa w sygnale elektroencefalograficznym (EEG) oraz wykorzystanie ich do sterowania dwustanowym urządzeniem elektrycznym (prosty interfejs BCI). W tym celu wykorzystana została kolejka elektryczna, poruszająca się jedynie w przypadku wykrycia fali alfa w sygnale EEG.

2. Neurofeedback

Neurofeedback to metoda oparta na badaniu elektroencefalograficznym (EEG) aktywności bioelektrycznej kory mózgowej [1, 6]. Sygnał elektryczny generowany w korze mó-

* Wydział Fizyki i Informatyki Stosowanej, Akademia Górniczo-Hutnicza w Krakowie

** Praca naukowa finansowana ze środków na naukę w latach 2009–2012 jako projekt badawczy nr N N518 426736

zgotowej odbierany jest za pomocą elektrod z powierzchni głowy badanego, a następnie zostaje odpowiednio wzmocniony i zarejestrowany przez komputer. Sygnał rejestrowany na pojedynczej elektrodzie pochodzi od dziesiątków tysięcy neuronów piramidowych kory mózgu pracujących synchronicznie. Potencjały elektryczne odbierane z powierzchni kory powstają na skutek naprzemiennej depolaryzacji i repolaryzacji błony komórkowej dendrytów. Odbieranie potencjału elektrycznego jest możliwe dzięki przewodzeniu objętościowemu, jakie zapewniają opony miękkie, warstwa płynu mózgowo-rdzeniowego, opona twarda, kości czaszki i skóra [7]. Metoda neurofeedbacku opiera się na sprzężeniu zwrotnym pomiędzy pacjentem a odbieraną przez niego reprezentacją sygnału EEG generowaną przez komputer w postaci np. wizualizacji lub gry komputerowej. Sprzężenie zwrotne zawiera informację o tym, jakie fale mózgowie przeważają w danej chwili. Grą kieruje się wyłącznie za pomocą pracy własnego mózgu bez klawiatury lub joysticka. Kiedy wzrasta aktywność mózgu w pożądanym paśmie częstotliwości fal mózgowych, trenujący osiąga sukces. Mózg stopniowo uczy się generowania zadanych częstotliwości fal, a co za tym idzie, badany uczy się świadomie wpływać na pracę swojego mózgu. Prawidłowe zakresy częstotliwości fal mózgowych osoby trenującej, określone są na podstawie wiedzy naukowej i zależą od wieku oraz stanu aktywności trenującego. Możemy wyszczególnić:

- a) Rytm alfa (α) w zakresie częstotliwości 8–13 Hz, o amplitudzie 20–100 μV . Występuje u dorosłego człowieka przy całkowitym odprężeniu, przy zamkniętych oczach. Jego przebieg jest sinusoidalny, a największe amplitudy są odbierane z kory wzrokowej. Rytm alfa jest blokowany w trakcie skupienia uwagi (szczególnie wzrokowej) i wysiłku umysłowego.
- b) Rytm beta (β) w zakresie częstotliwości powyżej 13 Hz, zwykle 14–35 Hz, o amplitudzie do 20 μV . Fale beta występują w stanie aktywności, przetwarzania informacji, skupienia uwagi lub pobudzenia. Pojawiają się od początku trwania ruchu zamierzonego. Odbierane są z okolic czołowo-środkowych.
- c) Rytm theta (θ) w zakresie częstotliwości 4–7 Hz, o amplitudzie do 30 μV . Jest to rytm charakterystyczny dla dzieci. Pojawia się też u dorosłych podczas snu oraz w czasie głębokiej medytacji, transu, hipnozy, marzenia, intensywnej emocji. Poza tymi przypadkami jest patologią.
- d) Rytm delta (δ) w zakresie częstotliwości 0,5–4 Hz, o amplitudzie 75–200 μV , charakterystyczny dla głębokiego snu, kiedy może być zbierany spójnie z całej powierzchni czaszki.
- e) Rytm gamma (γ) w okolicach częstotliwości 40 Hz (35–100 Hz). Powyżej 45 Hz fale gamma możliwe są do zarejestrowania tylko za pomocą elektrokortykogramu (ECoG). Podejrzewa się, że rytm gamma związany jest z aktywnością umysłową, percepcją bodźców i świadomością. Fala gamma pojawia się na przykład w sytuacji stresowej, podczas tremy, lęku oraz w sytuacjach wyjątkowych.

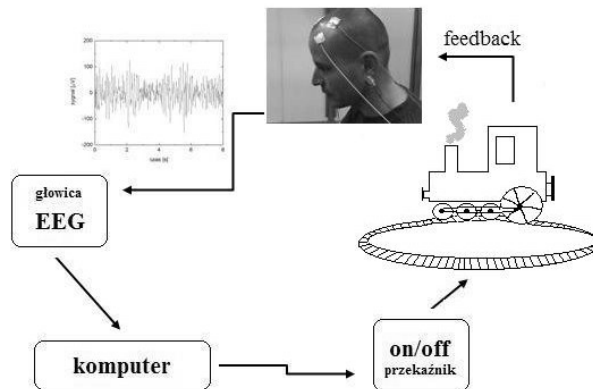
Neurofeedback jest zatem techniką informującą pacjenta o zmianach stanu fizjologicznego jego mózgu. Pozwala to wpływać na tę funkcję organizmu, która normalnie nie podle-

ga świadomej kontroli. Stosowany jest w terapii dzieci z ADHD (zespół nadpobudliwości psychoruchowej), u ludzi z zaburzeniami procesu uczenia się, po urazach czaszki, wspomaga leczenie padaczki. Jest również polecany osobom zdrowym dla poprawy koncentracji, pamięci, redukcji stresu i poprawy kreatywności.

3. Opis projektu

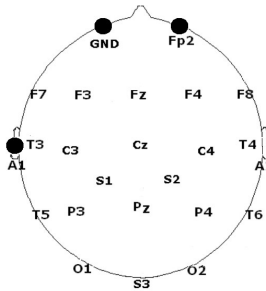
Celem prezentowanego projektu było stworzenie prostego interfejsu BCI, opartego na wykrywaniu fali alfa, który umożliwi użytkownikowi sterowanie (włączanie/wyłączanie) urządzeniem elektrycznym [3, 4, 5]. W tym celu wykorzystana została kolejka elektryczna, poruszająca się w przypadku wykrycia fali alfa w sygnale EEG.

Stanowisko doświadczalne składa się z głowicy do zbierania sygnału EEG (BRAIN-TRONICS ISO-1032CE oraz adaptera AsTEK 200), karty przekaźników na USB (AVT-925), do której można podłączyć dowolne dwa urządzenia elektryczne (maksymalne obciążenie styków 8A/230 V), komputera oraz kolejki elektrycznej. Na rysunku 1 przedstawiony został schemat blokowy doświadczenia z zaznaczonym kierunkiem przepływu informacji. Badania wstępne przeprowadzone zostały na trzech osobach w wieku 25–30 lat, a następnie interfejs poddano testowaniu na 20 przypadkowych osobach w różnym wieku.



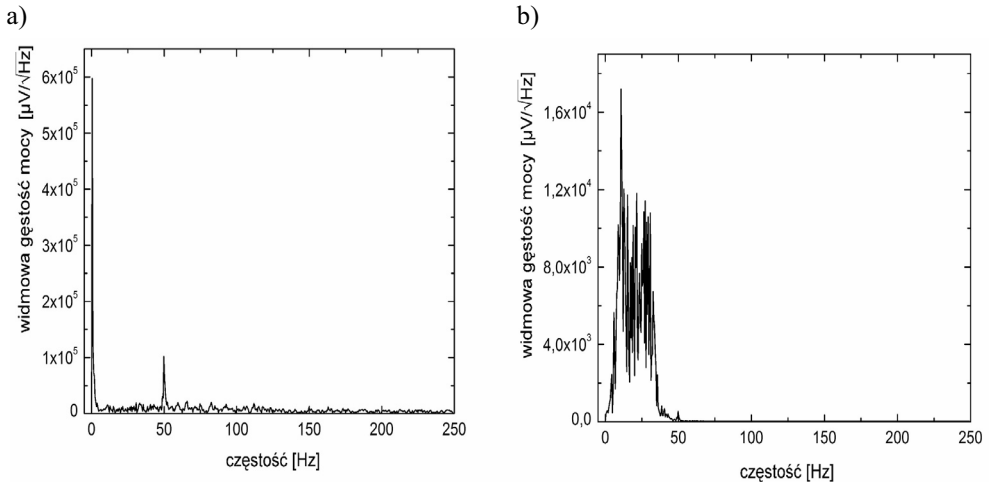
Rys. 1. Schemat blokowy doświadczenia z zaznaczonym kierunkiem przepływu informacji

Schemat rozmieszczenia elektrod na głowie badanego przedstawiony został na rysunku 2. Sygnał encefalograficzny zbierany jest za pomocą głowicy EEG z częstotliwością próbkowania 500 Hz. Sygnał z prawej, przedniej części powierzchni głowy zbierany jest za pomocą elektrody Fp2, elektroda A1 przyjęta została jako sygnał odniesienia, zaś GND stanowi uziemienie. Różnica sygnału z elektrod Fp2 i A1 stanowi sygnał, który podlega dalszej analizie.



Rys. 2. Rozmieszczenie elektrod na głowie pacjenta w trakcie doświadczenia: elektroda Fp2 zbierająca sygnał, A1 elektroda odniesienia, GND elektroda uziemiająca

Wstępne przetworzenie sygnału, oprócz ustawienia odniesień, obejmuje filtrację filtrem dolnozaporowym poniżej częstotliwości 5 Hz oraz górnopaporowym powyżej częstotliwości 50 Hz. Dzięki temu poza wydobyciem sygnału z szumów następuje usunięcie artefaktów związanych z częstotliwościami generowanymi przez sieć elektryczną oraz pochodzącymi od kontaktu elektrod ze skórą badanego. W następnej kolejności sygnał dzielony jest na odcinki o długości 1024 próbek (około dwusekundowe). Każdy następny odcinek zachodzi na poprzedni 512 próbkami, po czym zostaje poddany szybkiej transformacji Fouriera (FFT) i następuje detekcja fali alfa (8–13 Hz) w dziedzinie częstotliwościowej.

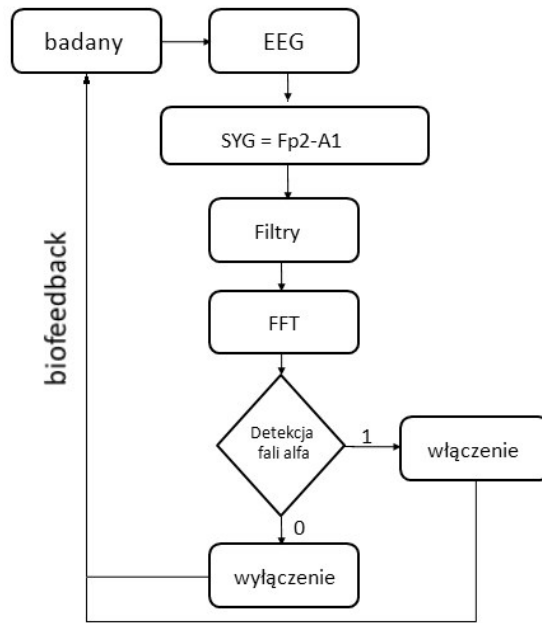


Rys. 3. Transformata Fouriera sygnału: a) przed filtracją; b) po filtracji filtrem górnopaporowym powyżej częstotliwości 50 Hz oraz dolnozaporowym poniżej częstotliwości 5 Hz

Na rysunku 3 przedstawiona została transformata Fouriera dla sygnału przed filtracją (rys. 3a) oraz po (rys. 3b) filtracji. Rysunek 3a przedstawia dwa charakterystyczne piki. Pík odpowiadający niskim częstotliwościom związany jest z kontaktem elektrod ze skórą głowy,

natomiast odpowiadający częstotści 50 Hz pochodzi od sieci elektrycznej. Transformata sygnału po filtracji (rys. 3b) nie zawiera powyższych zakłóceń.

Na rysunku 4 przedstawiony został schemat blokowy algorytmu przetwarzania sygnału z detekcją fali alfa.



Rys. 4. Schemat blokowy przetwarzania sygnału z detekcją fali alfa

W projekcie zaimplementowane zostały trzy różne sposoby rozpoznawania fali alfa. Pierwszy typ rozpoznawania fali alfa w sygnale polega na obliczeniu stosunku maksymalnej amplitudy w zadanym przedziale częstotści odpowiadających fali alfa (przyjęto zakres 8–13 Hz) do średniej amplitudy w całym sygnale.

$$w_1 = \frac{NA_{\alpha}^{\max}(f)}{\sum_{f=0\text{Hz}}^{40\text{Hz}} A(f)} \quad (1)$$

gdzie:

$A(f)$ – amplituda widmowej gęstości mocy,

N – rozmiar tablicy danych poddanych szybkiej transformacie Fouriera (dla dwusekundowego odcinka $N = 1024$).

Drugi typ rozpoznania polega na obliczeniu stosunku średniej amplitudy z zakresu częstości odpowiadających fali alfa do średniej amplitudy z całego sygnału.

$$w_2 = \frac{N \sum_{f=8\text{Hz}}^{13\text{Hz}} A(f)}{N_\alpha \sum_{f=0\text{Hz}} A(f)} \quad (2)$$

gdzie N_α to liczba punktów przydających na przedział częstości odpowiadającej fali alfa.

Trzeci typ polega na znalezieniu maksymalnej amplitudy w zadanym przedziale częstości odpowiadających fali alfa oraz obliczenie jej stosunku do średniej wartości amplitudy w przedziale częstości od 0 do 8 Hz oraz stosunku do średniej amplitudy w przedziale od 14 do 26 Hz. Tym samym w opisywanej metodzie otrzymujemy dwa współczynniki:

$$w_{3a} = \frac{N_1 A_\alpha^{\max}(f)}{\sum_{f=0\text{Hz}}^{8\text{Hz}} A(f)} \quad (3)$$

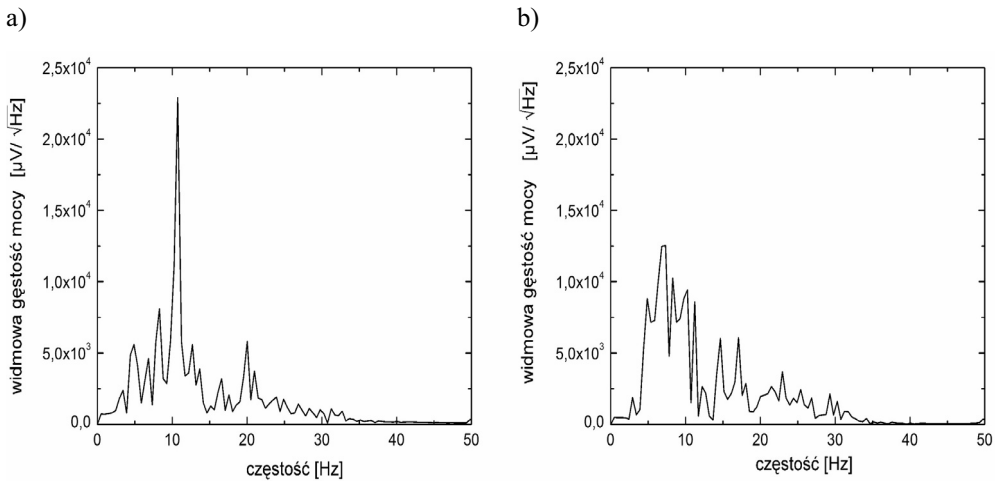
$$w_{3b} = \frac{N_2 A_\alpha^{\max}(f)}{\sum_{f=14\text{Hz}}^{26\text{Hz}} A(f)} \quad (4)$$

gdzie:

- N_1 – liczba punktów transformaty Fouriera w przedziale częstości od 0 do 8 Hz determinowana przez rozmiar tablicy danych poddawanych transformacji (rozdzielczość transformaty Fouriera),
- N_2 – analogicznie liczba punktów transformaty Fouriera w przedziale częstości od 14 do 26 Hz.

Konkretne wartości progowe, przy których zachodzi wykrycie fali alfa, dla współczynników w_x we wszystkich metodach dobrane zostały doświadczalnie. Wartości progowe mogą być modyfikowane, w zależności od różnic osobniczych, w zakresach ograniczających współczynnik w_x od góry i dołu, co eliminuje sygnały o zbyt niskiej (brak fali alfa) lub wysokiej amplitudzie (artefakty mięśniowe).

Na rysunku 5 przedstawione zostały widmowe gęstości mocy sygnału dla dwusekundowego okna w przypadku, w którym występuje wyraźny pik związany z wykryciem fali alfa (a) oraz przy braku występowania silnej reprezentacji fali alfa (b).



Rys. 5. Widmo gęstości mocy sygnału uzyskane poprzez dwusekundowe okno FFT:
 a) z dobrze widocznym pikiem w zakresie częstości dla fali alfa od 8 do 13 Hz;
 b) brak występowania silnej reprezentacji fali alfa

4. Wyniki

Detekcja fali alfa

Zastosowanie trzech różnych metod rozpoznawania fali alfa w sygnale EEG pozwoliło na porównanie ich skuteczności oraz umożliwiło dopasowanie parametrów rozpoznawania fali alfa do różnic osobniczych (odpowiednia wartość parametru w , przy której następuje wykrycie fali alfa, jest różna dla różnych pacjentów). Skuteczność wykrywania fali alfa, dla każdego z trzech algorytmów, została sprawdzona na zbiorze danych testowych, uprzednio poddanych ocenie wzrokowej przez eksperta. Zastosowanie pierwszej metody rozpoznawania pozwoliło na poprawne wykrycie fali alfa w 75% przypadków występowania poszukiwanego rytmu, przy czym błędna detekcja wystąpiła na poziomie 20%. Błędna detekcja rozumiana jest, jako liczba przypadków niepoprawnego wykrycia fali alfa w stosunku do liczby elementów zbioru testowego. Zastosowanie drugiej metody pozwoliło na poprawne wykrycie tylko w 60% przypadków, natomiast fałszywe wykrycie fali sklasyfikowało się na poziomie 24%. Największa skuteczność rozpoznawania fali alfa uzyskana została przez zastosowanie trzeciej metody rozpoznawania. Metoda pozwoliła bowiem na poprawne wykrycie fali alfa w 84% przypadków. Najwyższa skuteczność tej metody związana jest z równoległym dopasowaniem wartości dwóch parametrów w_{3a} oraz w_{3b} . Wadą metody jest natomiast dużo trudniejszy i czasochłonny proces dopasowania wartości tych parametrów do różnic osobniczych pomiędzy badanymi. Błędna detekcja w przypadku metody trzeciej osiągnęła wartość 23%. Uzyskane wyniki zestawiono w tabeli 1. Ze względu na najlepsze rezultaty w detekcji fali alfa, do sterowania urządzeniem elektrycznym została użyta metoda III.

Tabela 1
Uzyskane wyniki dla poszczególnych metod detekcji fali alfa

Procent wykrycia [%]	Metoda I	Metoda II	Metoda III
Poprawne wykrycie fali alfa	75%	60%	84%
Falszywe wykrycie fali alfa	20%	24%	23%
Brak wykrycia fali alfa	25%	40%	16%

Sterowanie urządzeniem elektrycznym

Poprawne wykrycie fali alfa w sygnale EEG pozwala każdorazowo uzyskać włączenie urządzenia elektrycznego, którym w celach pokazowych była kolejka elektryczna. Dysponując poprawnie działającym algorytmem wykrywania fali alfa, użytkownik uczy się sprawnie generować pożądany zakres częstości fal mózgowych, co podnosi skuteczność działania systemu. W związku z tym efektywność jego działania zależy, z jednej strony od skuteczności i poprawności przetwarzania sygnału EEG, zaś z drugiej – od procesu nauki mózgu. Zauważmy, że sterowanie za pomocą zmian częstości w sygnale elektroencefalograficznym daje możliwość kontroli jedynie urządzeń dwustanowych. W opisanym projekcie, włączeniem lub wyłączeniem kolejki elektrycznej odpowiednio w przypadku wykrycia lub nie wykrycia fali alfa. Pomimo że w sygnale EEG wyróżnia się jeszcze cztery inne rytmy, sterowanie urządzeniem za ich pomocą jest w praktyce niemożliwe. Żaden z nich nie jest bowiem generowany w sposób świadomy i łatwy, gdyż nie są tak jednoznacznie związane ze stanem psychofizycznym (z fal występujących w stanie czuwania). Ponadto nie mają tak silnej reprezentacji amplitudowej w widmie ze względu na malejący odwrotnie proporcjonalnie charakter widma EEG. W zastosowaniach BCI większe możliwości daje detekcja zmian w widmie EEG z obszaru kory somatomotorycznej. Bezpośrednie odzwierciedlenie poszczególnych grup mięśni i receptorów w tej części kory pozwalała na znalezienie zmian w sygnale związanych z wyobrażeniem zadanego ruchu, co pozwala kontrolować większą liczbę stanów. Takie eksperymenty wymagają większej liczby precyzyjnie usytuowanych elektrod oraz zapewnienia idealnych warunków osobie badanej.

5. Podsumowanie

W projekcie uzyskano możliwość szczytywania i przetwarzania sygnału w czasie rzeczywistym oraz połączono poszczególne elementy systemu BCI w całość. Zastosowano metodę sterowania za pomocą fali alfa, która generowana jest przez mózg podczas relaksu osoby badanej. Przetestowano trzy algorytmy wykrywania rytmu alfa. Najlepszy z nich został wykorzystany w interfejsie BCI do sterowania dwustanowym urządzeniem elektrycznym. Poprawienie systemu sterowania „myślą” można otrzymać poprzez wyodrębnienie obszarów kory mózgowej pozwalające na uzyskanie sygnałów EEG związanych z badanymi bodźcami zewnętrznymi oraz pozyskanie sygnału elektroencefalograficznego skorelo-

wanego z zamiarem ruchu [2, 8]. Otrzymanie powtarzalnych charakterystyk sygnału EEG związanych ściśle z jakąś czynnością ma na celu rozszerzenie możliwości sterowania za pomocą „myśli”.

Literatura

- [1] Allanson J., Mariani J., *Mind over virtual matter: using virtual environments for neurofeedback training*. Virtual Reality, 1999. Proceedings., IEEE 13–17 March 1999, 270–273.
- [2] Deng J., He B., *Classification of imaginary tasks from three channels of EEG by using an artificial neural network*. Dept. of Bioengineering, Illinois Univ., Chicago, IL, USA, Sept 2003.
- [3] Huupponen E., Himanen S.-L., Varri A., *Fuzzy detection of EEG alpha without amplitude thresholding*. Artificial Intelligence in Medicine, vol. 24, Issue 2, 2002.
- [4] Inoue S., Akiyama Y., Izumi Y., Nishijima S., *The Development of BCI Using Alpha Waves for Controlling the Robot Arm*. IEICE-Transactions on Communications, Volume E91-B, Number 7, 2008, 2125–2132.
- [5] Mensh B. D., Werfel J., Seung H., *BCI Competition 2003—Data Set Ia: Combining Gamma-Band Power With Slow Cortical Potentials to Improve Single-Trial Classification of Electroencephalographic Signals*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 51, No. 6, June 2004.
- [6] Miles R.K., Fitch G.A., Olivier J., Pallotta J., Raja J., Petrie R.A., LaCourse J.R.: *Graphical neurofeedback interface for the non-pharmacological intervention in attention deficit/attention deficit hyperactivity disorder*. Bioengineering Conference, 1997, Proceedings of the IEEE 1997 23rd Northeast 21–22 May 1997, 70–72.
- [7] Pfurtscheller G., da Silva F.L., *Handbook of Electronencephalography and Clinical Neurophysiology*. Revised Series. Elsevier Science B.V., 1999.
- [8] Phothisonothai M., Nakagawa M., *EEG-Based Classification of New Imagery Tasks Using Three-Layer Feedforward Neural Network Classifier for Brain-Computer Interface*. J. Phys. Soc. Jpn., vol. 75, No. 10, 2006, 104801.1–104801.6.
- [9] Shim Beom-Soo, Lee Sung-Wook, Shin Jeong-Hoon, *Implementation of a 3-Dimensional Game for developing balanced Brainwave*. Software Engineering Research, Management & Applications, 2007, 751–758.
- [10] Wolpaw J.R., Birbaumer N., McFarland D., Pfurtscheller G., Vaughan T.M., *Brain-computer interfaces for communication and control*. Clinical Neurophysiology, vol. 113, 2004, 767–791.