

**Łukasz OSKWAREK**POLITECHNIKA WARSZAWSKA, INSTYTUT ELEKTROTECHNIKI TEORETYCZNEJ I SYSTEMÓW INFORMACYJNO-POMIAROWYCH  
00-662 Warszawa, ul. Koszykowa 75**Zastosowanie zagadnienia odwrotnego EEG do oceny aktywności elektrycznej kory mózgowej na użytek interfejsu BCI**

Dr inż. Łukasz OSKWAREK

Absolwent Wydziału Elektrycznego Politechniki Śląskiej (1998). Stopień doktora nauk technicznych uzyskał w 2003 roku w Instytucie Elektrotechniki Teoretycznej i Systemów Informatycznych na Wydziale Elektrycznym Politechniki Warszawskiej, gdzie jest do dziś zatrudniony. Zainteresowania naukowe: wieloczułnikowe systemy pomiarowe, tomografia komputerowa, przetwarzanie danych na potrzeby interakcji człowiek-maszyna i biometrii.

e-mail: [Lukasz.Oskwarek@ee.pw.edu.pl](mailto:Lukasz.Oskwarek@ee.pw.edu.pl)**Streszczenie**

Treścią artykułu jest ocena aktywności elektrycznej kory mózgowej w badaniach wykonywanych na potrzeby interfejsu mózg-komputer (BCI). Analiza ta może być przydatna do optymalizacji liczby i rozmieszczenia elektrod oraz wyboru cech najlepiej separujących określone klasy zadań myślowych. Wyniki rozwiązania zagadnienia odwrotnego EEG pokazują, że w tej mierze najbardziej predysponowane są centralne obszary kory (pod elektrodami: C3, C4 i Cz), w paśmie alfa (8÷12 Hz).

**Słowa kluczowe:** elektroencefalografia, aktywność mózgu, zagadnienie odwrotne EEG, interfejs mózg-komputer (BCI).

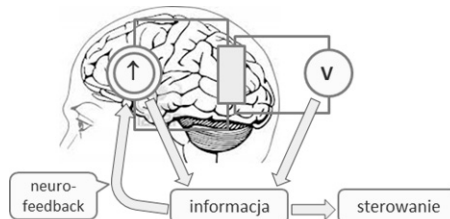
**Application of EEG inverse problem to evaluation of electrical activity of the cerebral cortex for the use of Brain-Computer Interface****Abstract**

The subject of the paper is evaluation of the brain electrical activity associated with imagining some specific motor actions assigned to the specific classes in an asynchronous brain-computer interface (BCI) (Section 1, [1, 2, 3, 4]). These analyses, called as inverse problems of EEG, can be useful to optimize the number and placement of electrodes and also to select the features which best separate the considered classes. Dedicated calculations were carried out using the algorithm sLORETA (Section 3, [7, 8, 9, 10]). Evaluation of brain activity in the time domain indicates the regular activation of the: frontal, temporal, occipital, and the central part of the cerebral cortex (Section 5, Fig. 5). However, the evaluation of activity in the frequency domain provides reliable information about the differences between the selected classes. The obtained results lead to the conclusion that in this matter the most important differences are observed in the central parts of the cortex, over which the electrodes: C3, C4 and Cz are located; in the alpha band, i.e. 8÷12 Hz (Section 6, Fig. 6÷8). Limitation of the analysis to 8 EEG time series confirms the correctness of the electrodes selection applied in the dedicated system *g.tec*, used in the Department of Information and Measuring Systems of the Warsaw University of Technology (Section 7, Fig. 9, [1, 2]). All the conclusions from performed calculations are consistent with the general neurobiological knowledge [5, 6].

**Keywords:** electroencephalography, brain activity, EEG inverse problem, Brain-Computer Interface (BCI).

**1. Wprowadzenie**

Jednym z najciekawszych, także w inżynierskiego punktu widzenia, biologicznych obiektów badawczych jest mózg ludzki. Przedmiotem działań o charakterze naukowo-technicznym może być nie tylko tworzenie jego sztucznego odpowiednika czy urządzeń mniej lub bardziej na nim wzorowanych, lecz także interakcja człowiek-maszyna dokonywana bezpośrednio za pomocą fal mózgowych (rys. 1). Tego typu sprzężenie nosi nazwę interfejsu mózg-komputer (BCI) [1, 2, 3, 4].



Rys. 1. Mózg w systemie pomiarowo-sterującym

Fig. 1. Brain in the measurement and control system

Działanie interfejsu BCI wykorzystuje technikę pomiaru aktywności mózgu zwaną elektroencefalografią (EEG). Przyjmuje się, że podstawowym źródłem sygnałów EEG jest zmienne pole elektryczne „generowane” przez prądy jonowe płynące w środowisku zewnątrzkomórkowym tkanki mózgowej na skutek jednoczesnej aktywności synaptycznej wielu milionów komórek (neuronów) kory mózgowej [5, 6].

Rozróżnia się interfejsy BCI wykorzystujące [1, 2, 3, 4]:

- sygnały rejestrowane po pobudzeniu mózgu odpowiednim bodźcem zewnętrznym (tzw. potencjały wywołane EP),
- sygnały generowane w efekcie wyobrażania sobie ruchu (trudniejsze w realizacji i zarazem będące przedmiotem niniejszych analiz).

Poprawność działania interfejsów zależy nie tylko od właściwości układu pomiarowego oraz metod przetwarzania sygnałów, lecz również od cech behawioralnych użytkownika (np. stopnia koncentracji). Czynniki te rzutują na możliwość detekcji różnic aktywności elektrycznej mózgu przypisanych do różnych zadań myślowych, podczas interakcji z komputerem (maszyną). Tego typu ocena, dokonywana zarówno w kontekście optymalnego wyboru liczby i rozmieszczenia elektrod, jak i cech (pasm częstotliwości) sygnałów EEG, jest przedmiotem niniejszych analiz.

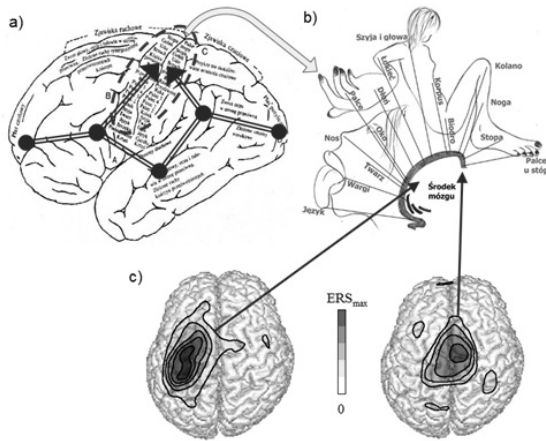
**2. Ocena aktywności elektrycznej mózgu**

Poziom sygnałów EEG mierzonych na powierzchni głowy (rzędu 10  $\mu\text{V}$ ) jest wynikiem przede wszystkim synchronicznej aktywności określonej frakcji neuronów w korze mózgowej. Przy opisie właściwości elektrycznych tkanki mózgowej zagadnienia te modeluje się za pomocą złożonej struktury zwanej warstwą dipolową [5, 6].

Przy przetwarzaniu informacji wzrokowej na sygnały koordynujące pracę naszych mięśni, najbardziej zaangażowane są ośrodki zaznaczone w sposób umowny na rysunku 2a, ze szczególnym uwzględnieniem centralnej części kory, w której ulokowane są ośrodki sensomotoryczne (rys. 2b).

Ocena stopnia zaangażowania wybranych obszarów mózgu z uwzględnieniem miejsca (położenia), czasu oraz częstotliwości może być dokonana w sposób ilościowy za pomocą współczynników zmian pasmowej mocy sygnałów, tj. ERD/ERS (*Event Related Desynchronization/Synchronization*). Opisują one stopień desynchronizacji lub synchronizacji potencjałów mózgowych nie tylko w czasie wykonywania samego ruchu, lecz także w przypadku jego wyobrażania sobie, co ma zasadnicze znaczenie przy konstruowaniu interfejsów asynchronicznych [1, 2].

Przedstawione na rysunku 2c przykłady ukazują wzrost mocy sygnałów w paśmie beta (18÷20 Hz) rejestrowanych przez elektrody umieszczone nad centralną częścią głowy, tj. C3 – w przypadku ruchu prawą ręką oraz Cz – w przypadku ruchu stopami.



Rys. 2. Ośrodki mózgu związane z funkcjami motorycznymi  
Fig. 2. Brain centers associated with motor functions

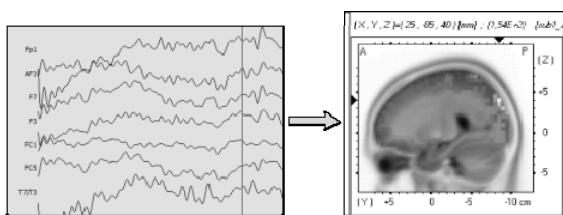
Pelniejszą ocenę stopnia aktywności poszczególnych fragmentów kory mózgowej podczas realizacji określonych zadań myślowych uzyskujemy rozwiązując tzw. problem odwrotny EEG.

### 3. Zagadnienie odwrotne EEG

Zagadnieniem (problemem) odwrotnym EEG (ang. *EEG inverse problems*) [7, 8, 9, 10] zwykło nazywać się poszukiwanie rozkładu gęstości prądu jonowego  $\mathbf{J}$  w mózgu na podstawie potencjałów rejestrowanych na elektrodach  $\Phi$  według zależności (rys. 3):

$$\hat{\mathbf{J}} = \mathbf{K}^{-1} \cdot \Phi, \quad (1)$$

gdzie:  $\mathbf{K}$  – macierz transformacji o wymiarach  $n_e \times (3 \cdot n_V)$ ,  $n_e$  – liczba elektrod,  $n_V$  – liczba wokseli obrazu, dla których poszukiwana jest wartość gęstości prądu  $\mathbf{J}$ .



Rys. 3. Istota zagadnienia odwrotnego EEG  
Fig. 3. The concept of EEG inverse problem

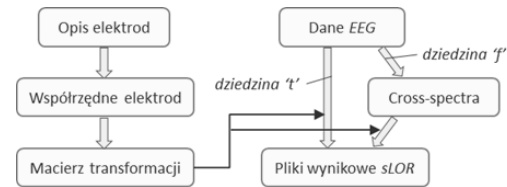
Rozwiązanie problemu odwrotnego realizowane jest zazwyczaj poprzez założenie wybranego rozkładu  $\mathbf{J}$  i wielokrotne rozwiązywanie tzw. problemu wprost ( $\mathbf{V} = \mathbf{K}\mathbf{J} + \mathbf{e}$ ) z jednoczesną minimalizacją szumu  $\mathbf{e}$ . Macierz transformacji (przejścia)  $\mathbf{K}$  określana jest na podstawie równań Maxwella z więzami wyznaczonymi przez granice ośrodków. Do tej pory granice te przybliżane były najczęściej modelem koncentrycznych sfer. Obecnie coraz częściej wykorzystywana jest w tym celu metoda elementów skończonych lub brzegowych (FEM/BEM), dla modeli głowy określanych na podstawie danych uzyskanych techniką rezonansu magnetycznego (fMRI) lub zaczerpniętych z Atlasu Mózgu Człowieka [11].

Liczba wokseli obrazu wynikowego jest znacznie większa od liczby elektrod ( $3 \cdot n_V \gg n_e$ ), co wymaga przyjęcia dodatkowych kryteriów, jak np. jednoczesna minimalizacja normy rozwiązania (minimum energii), czy laplasjanu (maksymalna gładkość przestrzenna).

Znanych jest wiele metod lokalizacji źródeł sygnału EEG, różniących się między sobą przede wszystkim sposobem modelowania dipoli, formułowaniem dodatkowych kryteriów (więzów) oraz stosowanymi metodami optymalizacji [7,8]. Jedną z nich jest

algorytm LORETA (*Low-resolution electromagnetic tomography algorithm*) [9].

Sposób przetwarzania danych na potrzeby interfejsu BCI, z wykorzystaniem algorytmu sLORETA, przedstawiono na rysunku 4.



Rys. 4. Sposób przetwarzania danych przez algorytm sLORETA<sup>1</sup>  
Fig. 4. The concept of EEG inverse problem

Obliczenia z użyciem algorytmu LORETA mogą być ukierunkowane nie tylko na ocenę rozkładu gęstości prądu (opisującego aktywność mózgu), lecz także na analizy statystyczne mające na celu np. ocenę współczynnika istotności różnic między porównywanymi zbiorami danych.

### 4. Opis danych

Zasadnicza część obliczeń została zrealizowana na podstawie danych EEG zaczerpniętych z ogólnodostępnej bazy<sup>2</sup>. Odnoszą się one do następujących czynności, przypisanych do wybranych klas:

- ciągle wyobrażanie sobie ruchu lewą ręką (klasa 2),
- ciągle wyobrażanie sobie ruchu prawą ręką (klasa 3),
- generowanie słów zaczynających się od zadawanej w sposób losowy wybranej litery (klasa 7)

Wykonano badania dla trzech osób składające się z sesji uczących i testujących. W czasie każdej sesji realizowano kilkanaście zadań myślowych z losowo przydzielanych ww. klas. Każde zadanie trwało 15÷20 sekund. Częstotliwość próbkowania wynosiła 512 Hz.

Alternatywnym źródłem danych EEG był wyspecjalizowany system *g.tec*<sup>3</sup> (na wyposażeniu Zakładu Systemów Informacyjno-Pomiarowych PW). Odnoszą się one do dwóch czynności, przypisanych do dwóch klas [1], tj.:

- ciągle wyobrażanie sobie ruchu rękami (klasa 3),
- ciągle wyobrażanie sobie ruchu stopami (klasa 4).

W badaniu uczestniczyła jedna osoba. W czasie jednej sesji uczącej i jednej testującej realizowanych było 20 zadań myślowych (po 10 dla danej klasy), trwających 4 sekundy (z przerwami 1÷2 sekund). Częstotliwość próbkowania wynosiła 256 Hz.

Dane pomiarowe zaczerpniętych bazy *BCI Competition III* pochodzą z systemu 32-elektrodowego, podczas gdy wykonane na rodzimej uczeni badanie elektroencefalograficzne zostało przeprowadzone przy wykorzystaniu 8 wyselekcjonowanych elektrod.

### 5. Ocena aktywności mózgu w dziedzinie czasu

Analiza surowego sygnału EEG wskazuje na istnienie dużej (tj. na poziomie  $10^{-2} \div 10^{-3}$  V) składowej stałej oraz składowej o częstotliwości sieci elektroenergetycznej (50 Hz). Skutkuje to niemalże stałym położeniem „generatorów” na obrazach wynikowych dla wszystkich klas i sesji (uwidaczniają się jedynie różnice między osobami), a także nienaturalnie dużymi wartościami gęstości prądu – rzędu  $10^8 \div 10^9 \mu\text{A}/\text{mm}^2$ .

Zastosowanie operacji *baseline* (tj. zerowania wartości średniej) zmniejszyło wartości próbek o 1÷2 rzędy wielkości, tzn. do poziomu  $10^{-4}$  V. Wartości gęstości prądu są jednak nadal dość duże

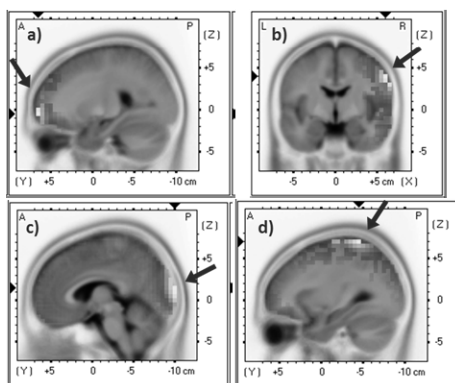
<sup>1</sup> *Cross-spectra* (patrz schemat na rys. 4) to widmo kowariancji wzajemnej, określonej dla różnych szeregów czasowych.

<sup>2</sup> <http://www.bci.de/competition/iii/>, BCI Competition III; Data set V (mental imagery, multi-class).

<sup>3</sup> [http://www.toiowonaukowo.blogspot.com/2012\\_10\\_01\\_archive.html](http://www.toiowonaukowo.blogspot.com/2012_10_01_archive.html), „Interfejs mózgu-komputer. To i Owo Naukowo...” – archiwum z października 2012 r.

(rzędu  $10^4 \div 10^5 \mu\text{A}/\text{mm}^2$ ), zaś lokalizacja „generatorów” dla danej osoby niemalże nie zmienia się w czasie.

W celu uzyskania bardziej realnych wyników sygnały EEG zostały przefiltrowane w zakresie 1÷45 Hz. Przy takim ograniczeniu zakresu częstotliwości możliwe staje się już prześledzenie aktywności obszarów kory mózgowej odpowiedzialnych m.in. za: planowanie, rozpoznawanie obiektów, świadome myślenie, koordynację mięśniową, czy uruchamianie programów motorycznych (rys. 5) [6].



Rys. 5. Ocena aktywności elektrycznej kory mózgowej w dziedzinie czasu  
Fig. 5. Evaluation of the electrical activity of the cortex in time domain

W rozważanych procesach myślowych zaangażowane są przede wszystkim okolice przedczołowe, następnie potyliczne i skroniowe, a stosunkowo rzadziej centralne i ciemieniowe, w proporcjach przedstawionych w tabeli 1.

Tab. 1. Wartości maksymalne gęstości prądu  $J$  oraz procentowy udział aktywności poszczególnych części kory mózgowej

Tab. 1. The maximum values of current density  $J$  and the percentage of the activity of specific parts of the cortex

| Maksymalna gęstość prądu $J_{\max}$ [ $\mu\text{A}/\text{mm}^2$ ] |                      |                      |                      |
|---|----------------------|----------------------|----------------------|
| a) $1,90 \cdot 10^2$  | b) $3,29 \cdot 10^2$ | c) $1,61 \cdot 10^2$ | d) $1,33 \cdot 10^2$ |
| Procentowy udział aktywności dla zakresu fal 1÷45 Hz              |                      |                      |                      |
| a) 30÷40 %  | b) 20÷25 %           | c) 20÷25 %           | d) 10÷15 %           |

Dalsze analizy wskazują, że zawężenie zakresu częstotliwości fal mózgowych do pasma alfa (8÷12 Hz) zwiększa udział aktywności centralnych obszarów kory (rys. 5d) do około 30 %.

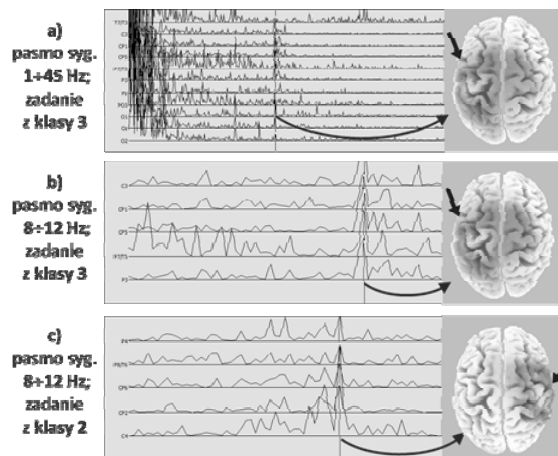
Ocena lokalizacji źródeł aktywności elektrycznej mózgu w dziedzinie czasu nie pozwala jednak na wyciągnięcie wniosków dotyczących zróżnicowania między poszczególnymi klasami. Jest ona natomiast możliwa w dziedzinie częstotliwości.

## 6. Ocena aktywności mózgu w dziedzinie częstotliwości

W pierwszym etapie tej części badań dokonano bezpośredniej oceny rozkładu gęstości prądu w mózgu  $J$  w czasie wykonywania dedykowanych zadań myślowych (z różnych klas). Analiza rozkładów przedstawionych na rysunku 6 prowadzi do wniosku, iż choć największe amplitudy mają składowe wolnozmiennie (rys. 6a; co może mieć związek m.in. z lepszymi warunkami do synchronizacji aktywności w tym paśmie), to jednak najistotniejsze różnice między klasami pojawiają się w paśmie alfa (ok. 8÷12 Hz).

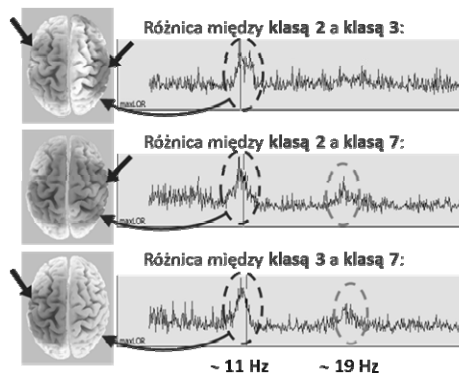
Miarą oceny różnic między poszczególnymi klasami zadań myślowych jest współczynnik  $F_{x-y}$ , definiowany jako logarytm dziesiętny ze stosunku gęstości prądów między porównywanymi zbiorami danych, tj.  $J_x$  i  $J_y$ :

$$F_{x-y} = \log \left[ \frac{\left( N_y \cdot \sum_i^{N_x} J_{i,x} \right)}{\left( N_x \cdot \sum_i^{N_y} J_{i,y} \right)} \right]. \quad (2)$$



Rys. 6. Ocena aktywności elektrycznej kory mózgowej w dziedzinie częstotliwości  
Fig. 6. Evaluation of the electrical activity of the cortex in frequency domain

Wykresy i obrazy przedstawione na rysunku 7 potwierdzają, iż największą różnicę pomiędzy klasami obserwujemy w paśmie alfa (ok. 8÷12 Hz), a wyjątkowo także beta (18÷22 Hz), w centralno-skroniowej części kory mózgowej.



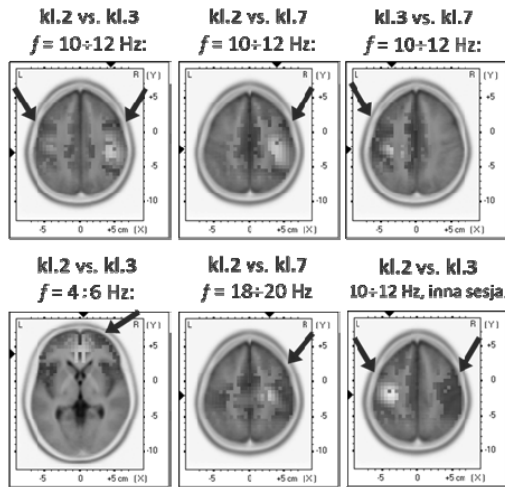
Rys. 7. Ocena różnic między klasami (współczynnika  $F$ )  
Fig. 7. Evaluation of differences between the classes ( $F$  coefficient)

Z obliczeń wynika, że największe zróżnicowanie między rozpatrywanymi klasami mamy w paśmie alfa, w którym maksymalna wartość modułu współczynnika wynosi  $F_{2-3} = 1,35$  (w uśrednieniu dla różnych zbiorów danych z różnych sesji); poza pasmami alfa i beta zaś jedynie 0,41 (wartość 0 oznacza brak zróżnicowania).

Dalsze analizy (rys. 8) prowadzą do następujących wniosków:

- w paśmie alfa, a zwłaszcza w zakresie 10÷12 Hz, zróżnicowanie aktywności przypisanych do klas 2 i 3 obserwuje się po obu stronach centralnej części mózgu; zaś w przypadku różnic między klasami 2 i 7 oraz 3 i 7 – tylko w jednej półkuli,
- w paśmie beta (18÷20 Hz) zróżnicowanie aktywności przypisanej do klas 2 i 7 (i również 3 i 7) obserwuje się nieznacznie w jednej z półkul części kory,
- w pozostałych pasmach największe zróżnicowanie aktywności obserwuje się w innych częściach mózgu; przykładowo w paśmie 4÷6 Hz – w korze przedczołowej,
- analogiczne porównania przeprowadzone na danych z innych sesji prowadzą do tych samych wniosków ogólnych (zmieniają się jedynie proporcje między wartościami współczynnika  $F$  w wybranych częściach kory mózgowej).

Wyniki adekwatnych obliczeń wykonanych dla innych badanych, pomimo obserwowalnych różnic międzyosobniczych (widocznych także w paśmie gamma), również są zgodne z przedstawionymi wcześniej wnioskami ogólnymi.

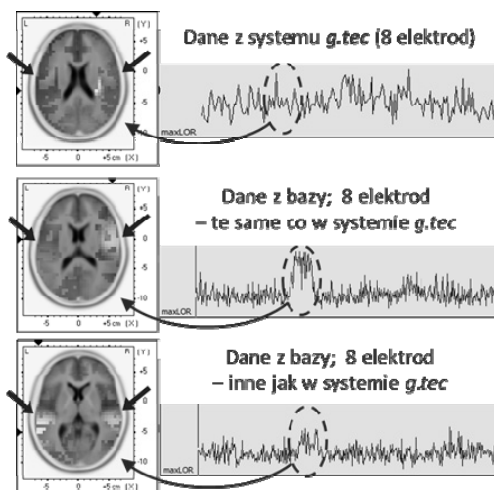


Rys. 8. Ocena różnic między klasami dla wybranych pasm częstotliwości  
Fig. 8. Evaluation of differences between the classes for selected frequency bands

## 7. Ocena aktywności mózgu przy zredukowanej liczbie elektrod

W odróżnieniu od systemów pomiarowych ukierunkowanych bezpośrednio na badanie mózgu, przy konstruowaniu interfejsów mózg-komputer istotne znaczenie ma, obok selekcji cech sygnału EEG, także redukcja liczby elektrod.

Stosowne badania, wykonane dla danych uzyskanych za pomocą wyspecjalizowanego systemu 8-elektrodowego *g.tec* [1, 2], prowadzą do wniosku, iż – pomimo większej niejednoznaczności wyników – także tu można zaobserwować większe różnice między klasami w paśmie 10÷12 Hz w centralno-skroniowej części kory mózgowej (rys. 9).



Rys. 9. Ocena różnic między klasami w systemie 8-elektrodowym  
Fig. 9. Evaluation of differences between the classes in 8-electrode system

W dalszej kolejności, przy zredukowanej liczbie elektrod, ponownie dokonano analizy dla danych EEG zaczerpniętych z bazy *BCI Competition III*. Ocena zagadnienia odwrotnego dla danych EEG z 8 wyselekcjonowanych prowadzi do wniosku, że zastosowanie tych samych elektrod, co w systemie ze wzmacniaczem firmy *g.tec* (tzn. F3, T7, C3, Cp1, C4, T8, F4 i Cz) powoduje

wzrost względnej różnicy aktywności elektrycznej mózgu dla porównywanych klas w paśmie 8÷12 Hz. Natomiast użycie innego zestawu elektrod sprawia, że różnica ta maleje (rys. 9).

## 8. Podsumowanie

Przeprowadzone analizy pokazują, że na tle szeregu czynników wpływających i zakłócających, których źródłem mogą być zarówno czynniki zdeterminowane (artefakty, różnice międzyosobnicze), jak i niezdedeterminowane, da się zaobserwować pewne istotne różnice między porównywanymi procesami myślowymi przypisanymi do określonych klas.

Uzyskane wyniki wskazują na szczególne znaczenie desynchronizacji (ERD) w paśmie alfa oraz synchronizacji (ERS) w paśmie beta frakcji neuronów odpowiedzialnych za funkcje motoryczne, znajdujących się pod elektrodami: C3 (nad lewą półkulą), C4 (nad prawą półkulą) oraz Cz (nad centralnym punktem kory mózgowej).

Wnioski płynące z rozwiązywania zagadnień odwrotnych EEG potwierdzają trafność wyboru zarówno cech sygnału EEG, jak i zestawu elektrod wykorzystywanych w systemie BCI użytkowanym w Zakładzie Systemów Informacyjno-Pomiarowych Politechniki Warszawskiej [1, 2].

## 9. Literatura

- [1] Rak R.J., Kołodziej M., Majkowski A.: Brain-computer interface as measurement and control system – the review paper. *Metrology and Measurement Systems*, XIX (2012), No. 3, p. 427-444.
- [2] Kołodziej M., Majkowski A., Rak R.J.: A New Method of EEG Classification for BCI with Feature Extraction Based on Higher Order Statistics of Wavelet Components and Selection with Genetic Algorithms. *Adaptive and natural computing algorithms, Part I*, Book Series: Lecture Notes in Computer Science, v. 6593 (2011), p. 280-289.
- [3] Wolpaw J.R., Birbaumer N., McFarland D.J., Pfurtscheller G., Vaughan T.M.: Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, 2002 Jun; 113(6), p. 767-91.
- [4] Blankertz B., Müller K.R., Curio G., Vaughan T.M., Schalk G., Wolpaw J.R., Schlögl A., Neuper C., Pfurtscheller G., Hinterberger T., et al.: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2004 Jun, 51(6), p. 1044-51.
- [5] Nunez P.L., Srinivasan R.: *Electric Fields of the Brain - The Neurophysics of EEG*. Oxford University Press, 2nd Edition, ISBN: 978-0195050387, 2006.
- [6] Kandel E.R., Schwartz J.H., Jessell T.M., Siegelbaum S.A., Hudspeth A.J.: *Principles of Neural Science*. McGraw-Hill Professional, 5th Edition, ISBN: 978-0071390118, 2012.
- [7] Pascual-Marqui R.D.: Review of Methods for solving the EEG Inverse Problem. *International Journal of Bioelectromagnetism*, v.1 (1999), no. 1, p. 75-86.
- [8] Grech R., Cassar T., Muscat J., Camilleri K.P., Fabri S.G., Zervakis M., Xanthopoulos P., Sakkalis V. and Vanrumste B.: Review on solving the inverse problem in EEG source analysis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2008, 5:25 (7 Nov. 2008).
- [9] Painold A., Anderer P., Holl A.K., Letmaier M., Saletu-Zyhlarz G.M., Saletu B., Bonelli R.M.: EEG low-resolution brain electromagnetic tomography (LORETA) in Huntington's disease. *Journal of Neurology*. 258 (2011), no. 5, p. 840-854.
- [10] Greenblatt R.E., Ossadtchi A, Pflieger M.E.: Local linear estimators for the bioelectromagnetic inverse problem. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 2005 Sep, 53(9), p. 3403-3412.
- [11] Talairach J., Tournoux P.: *Co-Planar Stereotaxic Atlas of the Human Brain*. Stuttgart, 1988.