

# ANALIZA SYGNAŁÓW EEG NA POTRZEBY INTERFEJSU MÓZG-KOMPUTER

## THE ANALYSIS OF EEG SIGNALS FOR THE HUMAN BRAIN-COMPUTER INTERFACE

Arkadiusz Hulewicz<sup>1\*</sup>, Marcin Jukiewicz<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Politechnika Poznańska, Wydział Elektryczny, Instytut Elektrotechniki i Elektroniki  
Przemysłowej, 60-965 Poznań, ul. Piotrowo 3a

\* e-mail: arkadiusz.hulewicz@put.poznan.pl

### STRESZCZENIE

Praca dotyczy interdyscyplinarnego obszaru badań związanych z pomiarami i przetwarzaniem sygnału elektroencefalograficznego na potrzeby interfejsu mózg-komputer (BCI – *brain computer interface*). Badania EEG polegają na bezinwazyjnym pomiarze potencjałów elektrycznych powierzchni czaszki za pomocą odpowiednich elektrod. W artykule szczegółowo przedstawiono podstawy neurobiologiczne i zagadnienia techniczne związane z pomiarami sygnałów EEG. Przedstawiono składowe sygnały elektroencefalograficzne, a także jego artefakty. Omówiono działanie systemów zawierających interfejsy mózg-komputer oraz opisano sposoby wyodrębnienia z sygnału parametrów wykorzystywanych w interfejsach BCI.

**Słowa kluczowe:** badania elektroencefalograficzne, potencjał spoczynkowy, potencjał czynnościowy, interfejs mózg-komputer

### ABSTRACT

The paper concerns interdisciplinary research area associated with the measurements and the processing of electroencephalographic signals for the purpose of brain-computer interface (BCI). EEG studies are based on non-invasive measurement of electrical potentials from the surface of the skull using the respective electrodes. Fundamental neurobiological and technical issues related to the measurement of EEG signals are described in details. The components of electroencephalographic signals, as well as its artifacts, are presented. Working of systems based on brain-computer interfaces are discussed and the ways of extracting the parameters used in BCI interfaces from the measured signal are described.

**Keywords:** electroencephalographic examination, resting potential, action potential, brain-computer interface

### 1. Wstęp

Tematyka artykułu dotyczy obszaru biopomiarów związanych z interfejsami mózg-komputer, bazujących na elektroencefalografach i potencjałach wywołanych. Sformułowanie interfejsu mózg-komputer BCI (ang. *brain-computer interface*) określa dziedzinę nauki związaną z inżynierią biomedyczną, informatyką, analizą sygnałów oraz medycyną. BCI pozwala na bezpośrednią komunikację pomiędzy mózgiem a otoczeniem lub na sterowanie urządzeniami i polega na pomiarach czynności elektrycznej mózgu. W przedstawionych w artykule interfejsach, opartych na pomiarze

sygnałów EEG, pojawia się problem złożoności rejestrowanych sygnałów. Problem ten spowodowany jest głównie niskimi wartościami osiąganych potencjałów, które często są niższe od wartości pojawiających się szumów. W związku z tym, w interfejsach mózg-komputer wykorzystujących elektroencefalograf, analizowany jest sygnał pochodzący z tak zwanych potencjałów wywołanych EP (ang. *evoked potentials*).

Prawidłowa analiza sygnałów pozyskanych na potrzeby BCI jest najczęstszym i najtrudniejszym zagadnieniem inżynierii biomedycznej. Odpowiedni dobór procedur pomiarowych umożliwia wiarygodne pozyskanie i przetworzenie podstawowych parametrów mierzonych sygnałów oraz minimalizuje wpływ zakłóceń. W artykule przedstawiono opis właściwości i parametrów sygnałów EEG, technik pomiaru oraz metod ich przetwarzania i analizy. Zaprezentowano również praktyczną analizę wybranych parametrów sygnału elektroencefalograficznego na potrzeby systemu BCI, z pominięciem dalszego jego przetwarzania w uczeniu maszynowym.

## 2. Podstawy elektrofizjologii

Ludzki mózg składa się z milionów komórek nerwowych, zwanych neuronami. Przetwarzanie informacji w neuronie opiera się na sumowaniu potencjałów postsynaptycznych, powstających w odpowiedzi na impulsy pochodzące z zakończeń aksonów innych neuronów. Gdy potencjał wypadkowy przekroczy odpowiedni próg, neuron generuje impuls, który jako potencjał czynnościowy przemieszcza się do następnego neuronu. Poza potencjałami postsynaptycznymi, z sygnałami bioelektrycznymi mózgu związane są również potencjały spoczynkowe [1, 2].

W organizmie jony są nośnikami ładunku elektrycznego, a między obiema stronami błony otaczającej komórkę występuje różnica potencjału elektrycznego. Jonami dodatnimi są cząsteczki lub związki pozbawione jednego lub więcej elektronów, ujemnymi natomiast cząsteczki lub związki posiadające nadmiar elektronów. Różnica potencjałów nazywana jest potencjałem spoczynkowym ( $V_{sp}$ ). Potencjał spoczynkowy neuronu wynosi od około -65 mV do -90 mV [3, 4].

Gdy do neuronu dociera impuls, depolaryzacja błony prowadzi do powstania potencjału czynnościowego (impuls nerwowy). Impuls ten można zdefiniować jako przemieszczające się po powierzchni komórki krótkotrwałe odwrócenie różnicy potencjałów po obu stronach błony [3]. Cechą potencjałów czynnościowych jest stała amplituda, dzięki której sygnał elektryczny w mózgu może propagować na duże odległości i wyzwać uwolnienie neuroprzekaźników [5].

## 3. Elektroencefalografia

Elektroencefalografia EEG (ang. *electroencephalography*) jest rejestracją elektrycznej aktywności mózgu. Do rejestracji sygnału EEG wykorzystywane jest urządzenie zwane elektroencefalografem, a pomiar realizowany jest za pomocą specjalistycznych elektrod, umieszczonych na powierzchni głowy osoby badanej. W szczególnych przypadkach elektrody te mogą być umieszczone bezpośrednio na powierzchni kory mózgowej (wówczas mamy do czynienia z badaniem ECoG – elektro-kortykografią) [5, 6].

Generowany przez neuron sygnał może mieć różne pochodzenie. Jego źródłem mogą być potencjały czynnościowe, postsynaptyczne lub długotrwała depolaryzacja neuronów. Potencjały czynnościowe indukują krótkie prądy lokalne z ograniczonym polem elektrycznym. W związku z tym istnieje małe prawdopodobieństwo ich rejestracji. Potencjały postsynaptyczne są znacznie dłuższe i mają większe pole, dlatego można przypuszczać, że to one są głównym generatorem sygnału zapisywanego podczas badania EEG [1].

Dotychczasowe badania związane z sygnałem EEG pozwoliły na sformułowanie norm określających wartości średnie oraz fizjologiczne granice podstawowych parametrów zapisu. Wartości tych parametrów, w zależności od stanu oraz wieku pacjenta, różnią się między sobą. Podstawowym rytmem występującym w prawidłowym zapisie sygnału EEG osoby dorosłej jest rytm alfa. Rejestrowany jest on w tylnej części głowy (w okolicy potylicznej, ciemieniowo-potylicznej i skroniowo-potylicznej). Występuje u osób dorosłych w stanie spoczynku oraz przy zamkniętych oczach [7, 8]. W przypadku osób pobudzonych lub w stanie intensywnej koncentracji, rytm ten nie występuje. Charakteryzuje się on częstotliwością zmian sygnału z zakresu od 8 Hz do 13 Hz oraz

wartością amplitudy wynosząca około 35  $\mu\text{V}$  (spotykane są również wartości z przedziału 20–100  $\mu\text{V}$ ).

Kolejnym charakterystycznym parametrem zapisu EEG są fale beta, które charakteryzują się częstotliwością zmian z zakresu od 13 Hz do 30 Hz i występują w przednich częściach mózgu (czołowo-centralnych) w stanie świadomego relaksu. Ponieważ wahania amplitudy są tutaj znaczne, mają one niewielkie znaczenie diagnostyczne [1]. Rytm theta, którego częstotliwość mieści się w zakresie od 4 Hz do 7 Hz a amplituda sięga 30  $\mu\text{V}$  [8], obserwowany jest zwykle w odprowadzeniach w linii środkowej. Jeżeli u osoby dorosłej rytm theta jest rytmem dominującym w stanie czuwania, to najprawdopodobniej spowodowane jest to nieprawidłowością lub sennością [3].

Fale delta są falami o częstotliwości z zakresu od 0,5 Hz do 4 Hz. Wartość amplitudy tego rytmu wynosi około 50  $\mu\text{V}$ . W zapisie EEG osoby dorosłej fale delta nie powinny występować w stanie czuwania, a ich pojawienie się oznacza patologię (dopuszczalne są u dzieci) [1, 9]. Rytm gamma związany jest z falami, których częstotliwość zawiera się w przedziale od 40 Hz do 200 Hz. Rytm ten świadczy o aktywności ruchowej i funkcjach motorycznych oraz procesach poznawczych [1].

Wrzecziona snu są charakterystycznymi strukturami sygnału EEG, występującymi podczas umiarkowanie głębokiego snu. Charakteryzują się częstotliwością z zakresu 12–14 Hz, a czas ich trwania wynosi od 0,5 s do 1,5 s. Nazwę zawdzięczają obwiedni składającej się z krótkich „salw” o niewielkiej amplitudzie, przypominającej kształtem wrzecziono. Wrzecziona snu mogą występować w parach z kompleksami K [1]. Kompleksy K pojawiają się podczas umiarkowanie głębokiego snu i występują pojedynczo lub w seriach. Definiowane są jako dwufazowe, wysokonapięciowe i niskoczęstotliwościowe fale związane z wrzeczionami snu. Czas trwania kompleksów K powinien przekraczać 0,5 s. Kompleksy K mogą występować spontanicznie podczas snu lub też są odpowiedzią na bodźce. Z sygnałem EEG związane są również iglice, nazywane także międzynaпадowymi wyładowaniami padaczkopodobnymi lub aktywnością padaczkopodobną. Charakteryzują się one ostrym wierzchołkiem oraz następującą po nim falą wolną. Ich czas trwania wynosi zazwyczaj od 20 ms do 70 ms. Nie każda iglica pozwala wnioskować o padaczce, szczególnie, jeżeli występuje u dzieci, lub jednorazowo w całym badaniu [1].

#### 4. Artefakty

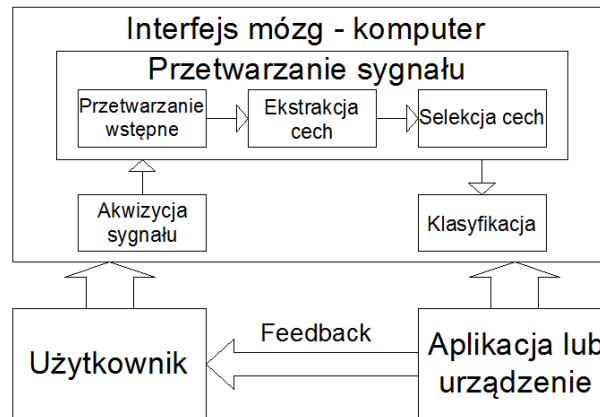
Artefakty rejestrowane podczas badania EEG mają różne przyczyny i można je podzielić na biologiczne oraz techniczne [1]. W przypadku artefaktów o pochodzeniu biologicznym źródłem są inne niż mózg organy wykazujące aktywność elektryczną. Natomiast artefaktami natury technicznej są zakłócenia powstałe w wyniku działania sprzętu elektrycznego [10]. Źródłem najczęściej występującego artefaktu „trzaskającej elektrody” jest nieszczelny kontakt elektrody ze skórą, powodujący jej „trzaskanie”. W przypadku tym wykonanie ruchu głową zmniejsza przyleganie elektrody i powoduje wzrost impedancji elektrody [1]. Jedynym środkiem zaradczym jest ponowne zamocowanie elektrody.

Praktycznie w każdym zapisie EEG występują artefakty związane z potencjałami mięśniowymi, które największe wartości przyjmują w okolicach czołowych i skroniowych. Lekkie otwarcie ust powinno rozluźnić mięśnie szczęki i zmniejszyć wpływ artefaktów mięśniowych, gdyż są one związane są również z ruchem języka. Kolejnym źródłem zakłóceń są artefakty EKG, które skutecznie można wykryć poprzez podłączenie podczas badania EEG jednego kanału EKG. Pozwala to na szybkie rozpoznanie zakłóceń związanych z artefaktami pochodzącymi od pracy serca. Artefakty związane z mruganiem oczu oraz ruchami gałek ocznych powstają na wskutek generowania potencjałów rogówkowo-siatkówkowych i uważa się, że są one niemożliwe do wyeliminowania [1]. Artefakt o częstotliwości 50 Hz związany jest z blisko położonymi urządzeniami elektrycznymi lub złym uziemieniem. Jest on szczególnie trudny do wyeliminowania wszędzie tam, gdzie pracuje duża liczba urządzeń elektrycznych.

#### 5. Interfejs mózg-komputer

Ruch, zanim zostanie wykonany przez człowieka, „pojawia się” w mózgu, a następnie poprzez układ nerwowy trafia do wybranych części ciała. Pod koniec XX wieku rozpoczęto badania mające na celu

wyeliminowanie pośrednich etapów w komunikacji pomiędzy komputerem a mózgiem, wprowadzając nowe pojęcie, jakim jest interfejs mózg-komputer BCI (ang. *brain-computer interface*). Początkowo BCI koncentrował się wokół zastosowań neuroprotetyki. Zadaniem mózgu było odpowiednie "nauczenie się" odczytywania sygnałów pochodzących z protez oraz generowanie sygnałów potrzebnych do ich sterowania [11,12,13,14]. Współcześnie, systemy BCI wykorzystywane są przede wszystkim przez osoby sparaliżowane lub chore, dla których jest to jedyna forma komunikacji ze światem zewnętrznym. Na rysunku 1 przedstawiono schemat blokowy typowego interfejsu mózg-komputer [13, 15].



Rys. 1. Schemat blokowy interfejsu mózg-komputer [15]

Aby poprawnie zinterpretować zarejestrowane sygnały EEG, konieczna jest ich ekstrakcja i selekcja oraz odpowiednia klasyfikacja. Selekcja cech stosowana jest w zagadnieniach związanych z przetwarzaniem dużych zbiorów danych, które związane są z rozpoznawaniem mowy, pisma ręcznego, twarzy, itp. Ekstrakcja natomiast, to wydobycie z sygnału takich cech, które w przejrzysty sposób opiszą oczekiwane właściwości. Wspomniane cechy mogą być związane z kształtem sygnału (analiza czasowa), z parametrami częstotliwościowymi (analiza częstotliwościowa), widmem gęstości mocy, parametrami czasowo-częstotliwościowymi (krótkoczasowa transformata Fouriera – STFT, transformata falkowa – DWT), modelami autoregresyjnymi lub z parametrami statystycznymi niższych i wyższych rzędów (wariancja, skośność, kurtoza) [4,16,17].

Otrzymywane w wyniku ekstrakcji zbiory nazywane są wektorami cech, a ich liczba jest równa iloczynowi częstotliwości próbkowania i liczby elektrod. W związku z tym, należy przeprowadzić odpowiednią selekcję, która wyeliminuje cechy nadmiarowe. Najczęściej wykorzystywana jest w tym celu t-statystyka, współczynnik K-Fishera, korelacja wzajemna, sekwencyjna selekcja wprzód, algorytmy genetyczne lub liniowa analiza dyskryminacyjna.

Wprowadzenie interfejsów BCI wymusiło przeprowadzenie oceny jakości ich działania. Najprostszą miarą tej oceny jest trafność klasyfikacji, która określa iloraz liczby wszystkich poprawnie zaklasyfikowanych zdarzeń do liczby wszystkich możliwych prób (zamiennie podawany jest błąd klasyfikacji). Często wyznaczana jest również efektywna szybkość działania interfejsu BCI, w której wyznaczana jest liczba możliwych do wykonania działań w zadanej jednostce czasu [13, 18, 19, 20].

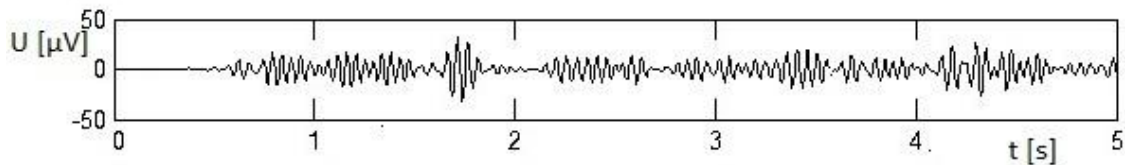
## 6. Analiza sygnału

W dalszej części artykułu przedstawiona zostanie analiza sygnału EEG na potrzeby interfejsu mózg-komputer, bazująca na metodzie wykorzystującej desynchronizację i synchronizację EEG. Desynchronizacja (ERD) jest spadkiem, a synchronizacja (ERS) wzrostem mocy w określonym paśmie częstotliwości, występującym w czasowej okolicy zdarzenia. Parametr ten określany jest jako procentowa zmiana odniesiona do odcinka sygnału odzwierciedlającego czynność mózgu niezwiązaną z bodźcem [12, 21].

W analizie wykorzystano zestaw ogólnie dostępnych danych pomiarowych [22]. Wykorzystane podczas obliczeń sygnały rejestrowane były za pomocą 64-kanalowego EEG. Pacjent podczas badania naprzemiennie zaciskał i otwierał obie pięści. Do obliczeń wykorzystano środowisko MATLAB 2007

[23].

Sygnał zarejestrowany podczas jednej próby i pochodzący z jednej elektrody oznaczono jako  $x_f(t;i)$ , gdzie:  $i$  – to numer próby, przyjmujący wartości z przedziału:  $i \in \{1, \dots, N\}$ , a  $t$  – to czas trwania zapisu ( $N = 3$ ,  $t = 125$  s). Po wczytaniu sygnału przeprowadzono filtrację pasmowo-przepustową z wykorzystaniem filtru dolnoprzepustowego. Częstotliwości odcięcia wynoszą odpowiednio: 15 Hz i 25 Hz. Filtr zaprojektowano w środowisku MATLAB z wykorzystaniem FDATool. W ramach badań analizie poddano trzy dostępne sygnały, których przefiltrowany przebieg przedstawiono na rysunku 2.

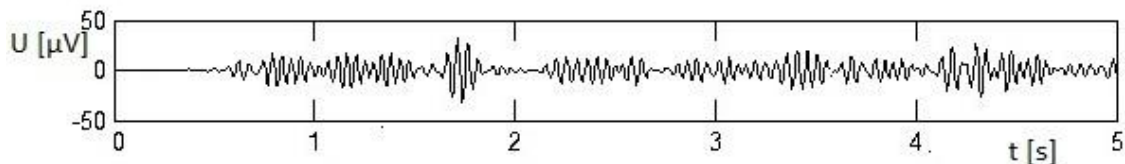


Rys. 2. Pięciosekundowy przefiltrowany fragment przebiegu pochodzący z jednej próby zarejestrowanej jedną elektrodą [15]

W następnym kroku wykonano operację podniesienia do kwadratu przefiltrowanych sygnałów zgodnie ze wzorem 1, uzyskując w ten sposób przebiegi mocy pasmowej w czasie. Następnie wyznaczono na podstawie wzoru 2 uśredniony po realizacjach przebieg mocy pasmowej w czasie, którego postać przedstawiono na rysunku 3.

$$S_f(t;i) = x_f^2(t;i) \quad (1)$$

$$\bar{S}_f(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N S_f(t;i) \quad (2)$$



Rys. 3. Pięciosekundowy fragment sygnału po uśrednieniu [15]

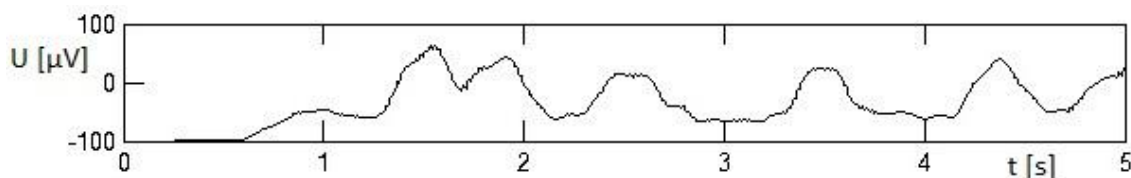
W końcowym etapie przeprowadzono wygładzenie przebiegu czasowego uśrednionej mocy chwilowej z wykorzystaniem średniej bieżącej (ang. *moving average*) oraz wyznaczono względne zmiany mocy ERD/ERS określone wzorem 3.

$$\text{ERD/ERS}(t) = \frac{\bar{S}_f(t) - R_f}{R_f} \cdot 100\% \quad (3)$$

gdzie:

$$R_f = \frac{1}{N} \sum_{t \in t_b} \bar{S}_f(t) \quad (4)$$

W wyniku przeprowadzonej analizy otrzymano ostateczny przebieg, który przedstawiono na rysunku 4. Prezentowany przebieg jest wynikiem analizy dla jednej elektrody i w interfejsie mózg-komputer może zostać wykorzystany do uczenia maszynowego, w rozpoznawaniu określonego zachowania człowieka (w opisanym przypadku zaciskania i otwierania dłoni) [15].



Rys. 4. Pięciosekundowy fragment wyniku analizy [15]

## 7. Podsumowanie

Praca dotyczy analizy sygnału EEG na potrzeby interfejsu mózg-komputer BCI. Opisano podstawowe parametry związane z badaniami EEG oraz przedstawiono metodykę pozyskania i analizy sygnału użytecznego, który może być wykorzystany do nauczania komputera odpowiednich reakcji na sygnał pochodzący z mózgu człowieka. Obecny poziom wiedzy i technologii umożliwia skuteczne i poprawne przeprowadzanie opisanych badań oraz analizę ich wyników, jednak w dalszym ciągu zagadnieniem otwartym pozostaje ulepszenie metod usuwania szumu z sygnału użytecznego oraz zminimalizowanie udziału zakłóceń. Dalszych badań wymaga również ekstrakcja z sygnału użytecznych informacji, z czym wiąże się dalszy rozwój wiedzy o analizie sygnałów i zaawansowanych algorytmach klasyfikacji sygnałów.

Jak potwierdzają najnowsze badania [24], przed interfejsami mózg-komputer otwiera się nowa era. Dotychczasowe wykorzystywanie opisanych potencjałów prawdopodobnie przejdzie do przeszłości na rzecz analizy całych słów wydobywanych z odpowiedzi elektrycznej mózgu. Okazuje się, że informacje akustyczne mogą zostać odbudowane z aktywności neuronalnej, dzięki czemu w zależności od aktywności mózgu można odczytać i zidentyfikować poszczególne słowa. W związku z powyższym, komunikacja z chorymi dotkniętymi syndromem zamknięcia stanie się prostsza.

## LITERATURA

- [1] J. Rowan, E. Tolunsky: *Podstawy EEG z mini atlasem*, Elsevier Urban & Partner, Wrocław, 2004.
- [2] J. Ward: *The Student's Guide to Cognitive Neuroscience*, Psychology Press, Hove, 2010.
- [3] A. Bassel, E. Misulis: *Atlas EEG i semiologii napadów padaczkowych*, Elsevier Urban & Partner, Wrocław, 2010.
- [4] A. Longstaff: *Neurobiologia. Krótkie Wykłady*, Wydawnictwo naukowe PWN, Warszawa, 2002.
- [5] D. Felten, R. Józefowicz: *Atlas neuroanatomii i neurofizjologii Nettera*, Elsevier Urban & Partner, Wrocław, 2007.
- [6] W. van Drongelen: *Signal Processing for Neuroscientists*, Academic Press, Waltham, 2006.
- [7] E. Herman: *Diagnostyka chorób układu nerwowego*, Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa, 1967.
- [8] M. Quigg: *EEG w praktyce klinicznej*, Elsevier Urban & Partner, Wrocław, 2008.
- [9] R. Tadeusiewicz: *Inżynieria biomedyczna*, Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-dydaktyczne, Kraków, 2008.
- [10] S. Sanei, J.A. Chambers: *EEG signal processing*, John Wiley & Sons Ltd., Chichester, 2007.
- [11] G. Pfurtscheller: *Current Trends in Graz Brain-Computer Interface (BCI) Research*, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, vol. 8(2), 2000, s. 216–219.
- [12] G. Pfurtscheller, F. Lopes da Silva: *Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles*, Clinical Neurophysiology, vol. 110, 1999, s. 1842–1857.
- [13] R.J. Rak, M. Kołodziej, A. Majkowski: *Interfejs mózg-komputer: wybrane problemy rejestracji i analizy sygnału EEG*, Przegląd Elektrotechniczny, nr 12, 2009.
- [14] R.J. Rak, M. Kołodziej, A. Majkowski: *Metrologia w Medycynie, Rozdział 9, Interfejs - mózg-komputer*, WAT, Warszawa, 2011, s. 241–248.
- [15] M. Jukiewicz: *Praca magisterska pt. Klasyfikacja i analiza sygnału EEG na potrzeby interfejsu mózg-komputer*, Wydział Elektryczny, Politechnika Poznańska, Poznań, 2012.
- [16] W. Kuniszyk: *Przetwarzanie sygnałów biomedycznych*, ESUS, Lublin, 2011.
- [17] J. Luck Steven: *An Introduction to the Event-Related Potential Technique*, The MIT Press, Cambridge, 2005.
- [18] H. Ramoser, J. Müller-Gerking, G. Pfurtscheller: *Optimal spatial filtering of single trial EEG during imagined hand movement*, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, vol. 8, nr 4, 2000, s. 441–446.
- [19] J.R. Wolpaw, N. Birbaumer, D.J. McFarland, P. Gert, T.M. Vaughan: *Brain-computer interfaces for communication and control*, Clinical Neurophysiology, vol. 113, 2002, s. 767–791.
- [20] M. Kołodziej: *Rozprawa doktorska pt. Przetwarzanie, analiza i klasyfikacja sygnału EEG na użytek interfejsu mózg-komputer*, Wydział Elektryczny, Politechnika Warszawska, Warszawa, 2011.
- [21] P. Durka: *Matching Pursuit and Unification in EEG Analysis*, Artech House INC, Norwood, 2007.
- [22] EEG Motor Movement/Imagery Dataset: <http://www.physionet.org/pn4/eegmmidb/>

- [23] K. Blinowska, J. Żygierewicz: *Practical Biomedical Signal Analysis Using MATLAB®*, CRC Press Taylor & Francis Group, Boca Raton 2012.
- [24] B.N. Pasley, S.V. David, N. Mesgarani, A. Flinker, S.A. Shamma, N.E. Crone, R.T. Knight, E.F. Chang: *Reconstructing speech from human auditory cortex*, PLoS Biology, vol. 10(1), 2012, s. 1–13.

otrzymano / submitted: 15.10.2014  
zaakceptowano / accepted: 25.10.2014