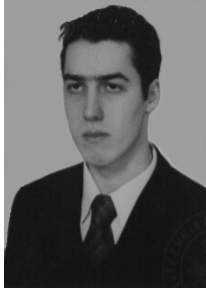


Szczepan PASZKIEL, Aleksandra KAWALA, Dariusz ZMARZŁY, Marek SZMECHTA

POLITECHNIKA OPOLSKA, WYDZIAŁ ELEKTROTECHNIKI, AUTOMATYKI I INFORMATYKI, INSTYTUT ELEKTROENERGETYKI

Zastosowanie pomiarów elektroencefalograficznych EEG w procesie uwierzytelniania biometrycznego użytkowników

Student Szczepan PASZKIEL
Student Aleksandra KAWALA
Doktor hab. inż. Dariusz ZMARZŁY
Magister inż. Marek SZMECHTA



Szczepan Paszkiewicz jest studentem IV roku Informatyki oraz II roku Zarządzania i inżynierii produkcji na Politechnice Opolskiej. Zastępca przewodniczącego koła naukowego Nano. Stypendysta Ministra nauki i szkolnictwa wyższego za wybitne osiągnięcia w nauce. Prowadzi badania naukowe w zakresie przetwarzania sygnału EEG. Autor oraz współautor wielu publikacji naukowych.

e-mail: szczepanpaszkiewicz@o2.pl

Streszczenie

W niniejszym artykule opisano podstawy projektowanego systemu uwierzytelniania w oparciu o biometrię, który w przyszłości ma na celu rozbudowanie opisanej koncepcji w zastosowaniach praktycznych. EEG jako zapis neurofizjologicznej aktywności elektrycznej mózgu może znaleźć zastosowanie w szeroko pojętej biometrii. Pomimo, iż sygnał EEG jest zmienny w czasie i zależy od psychicznego i fizycznego stanu osoby badanej, możliwa jest identyfikacja osób na podstawie pomiarów sygnału EEG. Biometryczne badania na podstawie sygnałów EEG są utrudnione zarówno przez brak bezpośredniego kontaktu z mózgiem człowieka, w wyniku czego sygnał posiada bardzo niski potencjał, jak i poprzez pojawiające się w badanym sygnale artefakty, których ekstrema pokrywają się ze spektrum samej czynności mózgu, utrudniając ich usunięcie. EEG znajdowało do tej pory zastosowanie głównie w diagnostyce chorób, co polegało na identyfikacji pewnych wspólnych cech u osób badanych o tych samych przypadłościach. Możliwe jest, więc zastosowanie z powodzeniem sygnału EEG w celu identyfikacji osób, niezależnie od ich stanu. Prowadzone badania naukowe przy użyciu EEG mają na celu udowodnić, że elektroencefalogram może służyć do identyfikacji użytkowników w sieci. Sygnał EEG po aktywacji podlega technikom wstępnej obróbki, z której wyliczone zostaną cechy modelu auto regresyjnego (ang. auto regressive). Uzyskane w wyniku obliczeń cechy, zostaną przekazane do klasyfikatora, który rozróżni na tej podstawie daną osobę od pozostałych.

Słowa kluczowe: uwierzytelniania, EEG - elektroencefalografia, analiza sygnałów

Application of electroencephalographic (EEG) measurements in biometrics-based users authenticating system process

Abstract

The article describes the processing foundations of the designed biometrics-based users authenticating system, the said system to be extended and employed in practice in the future. EEG as a recording of neurophysiologic electric activity of the brain may be used in broadly understood biometrics. Despite the fact that the EEG signal varies in time and is dependent on the physical and mental condition of the testee, individuals may be identified based on measurements of the EEG signals. Biometric investigations based on the EEG signals are hindered by lack of direct contact with the human brain, resulting in the signal having a very low potential, as well as by artifacts that appear in the investigated signal

itself, with their peaks overlapping the spectrum of cerebral activity, rendering their eradication difficult. To date, EEG has been employed chiefly for diagnostic purposes as a tool for identifying common features in individuals suffering from the same diseases. Thus, it is possible to employ EEG in identification of individuals irrespectively of their condition. Research carried out employing EEG aim at proving that an electroencefalogram may serve to identify users of a network. Following activation, the EEG signal undergoes preliminary processing, which allows for calculating the properties of an auto regressive model. The thus calculated properties are relayed to a classifying device, which will differentiate a given individual from any other persons.

Keywords: authenticating, EEG - electroencephalography, signal analysis

1. Wprowadzenie

W mniejszym artykule opisano aspekt zastosowania uwierzytelniania opartego na biometrii z wykorzystaniem pomiarów aktywności mózgu [1, 2]. System uwierzytelniania oparty jest na architekturze dwuczynnikowej, która może być przydatna dla zastosowań odnośnie zabezpieczeń rozproszonych sieci komputerowych [3].

Główną przyczyną zainteresowania tematyką BCI (ang. brain computer interface) są jej potencjalnie duże możliwości wykorzystania w różnych dziedzinach wiedzy, jedną z nich jest proces uwierzytelniania użytkowników w sieci komputerowej [4, 5]. Na obecnym etapie badań do sprzęgania mózgu z komputerem BCI lub BMI (ang. brain machine interface) wykorzystywane są odpowiednie sygnały pochodzące od aktywności mózgowej danych neuronów [6]. Mogą to być sygnały elektryczne, magnetyczne, metaboliczne, a nawet optyczne [7, 8]. Dane otrzymane dzięki zastosowaniu urządzenia, jakim jest elektroencefalogram poddawane są procesom analizy. Umożliwiają tym samym zgromadzenie odpowiednich ilości informacji, dzięki którym możliwe jest zaprojektowanie interfejsu, który ma na celu usprawnić i przyspieszyć wymianę informacji na linii człowiek-komputer oraz wykorzystać dane w celu zapewnienia należytego poziomu uwierzytelniania [9]. W założeniu prowadzonych badań dąży się do opracowania najbardziej optymalnego i najefektywniejszego sposobu informowania maszyny cyfrowej o myśleniu człowieka, co do czynności, które planuje wykonać z jednoczesną eliminacją artefaktów.

2. Badania nad sygnałem EEG

Pierwszy sygnał EEG zapisany został w 1924 roku przez Bergera i aż do końca lat osiemdziesiątych ubiegłego stulecia dominującą metodą zapisu EEG był zapis zmian napięcia elektrycznego na kartce papieru, przy pomocy pisaków atramentowych lub papierze termoczułym. Rejestracja cyfrowa sygnału EEG wyeliminowała tą formę zapisu. Zapis w postaci cyfrowej ma wiele zalet. Między innymi możliwe jest przechowywanie zapisu po uprzednim jego zarchiwizowaniu, a następnie prowadzenie analiz na grupie porównywalnych sygnałów w odpowiedzi na takie same bodźce zewnętrzne w różnych programach. Sygnał EEG wykorzystywany jest również do budowania nowoczesnych urządzeń służących do wykrywania kłamstw. Sygnał EEG i jego odpowiednia analiza

pełni rolę miernika reakcji na zadane pytanie, przez osobę przesłuchującą. Ewentualne powtórzenie pytania pozwalałoby na sprawdzenie reakcji odnotowanej w sygnale EEG w celu sprawdzenia poprawności obserwacji. Odpowiednie ku temu programy mogą w szybki sposób wychwycić czy dana osoba kłamie, czy też nie.

W Polsce duże zasługi i interpretacje w zakresie analizy sygnału EEG, posiada profesor Nikodem Cybulski. Zapis czynności elektrycznej komórek możliwy jest poprzez zastosowanie urządzenia, jakim jest elektroencefalogram. Sygnał mierzony za pomocą metody nieinwazyjnej w postaci elektrod umieszczonych bezpośrednio na czaszce osoby badanej zawiera się w przedziale napięcie od 50 do 200 mikrowoltów [10, 11]. Dużo wyższe wartości potencjałów możliwe są do zaobserwowania w przypadku zastosowania metody inwazyjnej, gdy elektrody umieszczone są bezpośrednio na powierzchni kory mózgowej. W przypadku uwierzytelniania użytkowników w sieci ta metoda nie może być jednak analizowana, ze względu na potencjalne utrudnienia implementacji [12]. Sygnał EEG może podlegać analizie na dwa sposoby, z wykorzystaniem bodźca zewnętrznego bądź też z jego brakiem. W przypadku występowania bodźca zewnętrznego wyodrębnia się potencjały związane z tym bodźcem – stało fazowe oraz odpowiedzi związane z bodźcem, które nie posiadają fazy względem bodźca [13]. Określa się je poprzez zmianę mocy w określonych pasmach częstości. Na rejestrowany potencjał ma wpływ położenie neuronów względem elektrod zewnętrznych. Wykresy częstotliwościowe sygnału EEG stanowią główną charakterystykę wyodrębnionych w procesie prowadzonych badań naukowych oscylacji.

3. Synchronizacja i desynchronizacja neuronów

Elektroencefalografia umożliwia zapis pola elektrycznego generowanego przez komórki nerwowe człowieka. Wykonywanie ruchu kończyn, bądź też gałek ocznych powoduje zakłócenia sygnału elektroencefalograficznego. Należy, więc brać pod uwagę zmianę oscylacji pola elektrycznego rejestrowanego przez elektrodę EEG w jego całym paśmie. Odpowiednie i umiejętne rozpoznawanie sygnałów myślowych umożliwia pozyskanie danych, które dla wielu badanych próbek zostają w wzajemnej korelacji. Dzięki czemu możliwe jest częściowe uogólnienie danych zachowań wynikających z pomiarów i zapamiętywanie reakcji na określone bodźce zewnętrzne. W wyniku analizy danych pobranych z czujników pomiarowych, którymi są elektrody umieszczone w sposób nieinwazyjny na głowie osoby badanej uzyskuje się wyniki o danych częstotliwościach, charakterystycznych dla danych stanów myślowych.

Synchronizacja jest koordynacją w czasie, co najmniej dwóch populacji neuronów, mająca na celu dążenie do równoległego, niezależnego ich przebiegu, skoordynowanego w czasie lub do jednoczesnego ich zakończenia [14, 15]. Wyodrębnia się dwie główne populacje neuronów, które silnie wpływają na sygnał EEG, jakimi są populacje komórek piramidalnych oraz interneuronów [16]. Elektrody aktywne umieszczone na powierzchni czaszki odbierają potencjał pochodzący z poszczególnych obszarów mózgu [17, 18]. Na potencjał rejestrowany przez elektrody ma wpływ synchroniczna aktywność neuronów oraz ich położenie względem elektrody. Neuron można porównać do dipola elektrycznego, ponieważ zmiany potencjału komórkowego rozprzestrzeniają się od/od dendrytów do/od ciała komórki. Niewątpliwie występowanie sygnału EEG na powierzchni czaszki zależy od dipola elektrycznego i jego pola. Synchroniczną aktywność neuronów uznaje się za główne źródło potencjału mierzonego na powierzchni mózgu. W

odległości kilku centymetrów od czaszki człowieka, w głąb kory mózgowej znajduje się około 10^9 neuronów.

W momencie dokonywania pomiaru elektroencefalograficznego, możliwa jest do obserwacji desynchronizacja sygnału, zauważalna w różnicy energii sygnału mierzonego. Miara desynchronizacji sygnału opiera się na badaniu jego mocy (1).

$$P_A(m) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N A_{f(n,m)}^2 \quad (1)$$

gdzie A jest wartością m -tego punktu sygnału w n -tym powtórzeniu doświadczenia, a N oznacza ilość powtórzeń. Desynchronizację w związku z powyższym można, zatem zdefiniować następująco (2).

$$ERD = \frac{P_A(m) - Z}{Z} * 100\% \quad (2)$$

, gdzie Z jest poziomem odniesienia (3).

$$Z = \frac{1}{l} \sum_{m=i_0}^{i_0+l} P_A(m) \quad (3)$$

l – długość obszaru odniesienia, m – punkt sygnału.

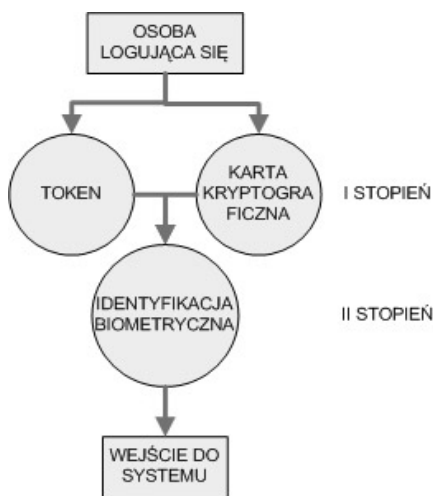
Od oporności i wielkości zastosowanych elektrod w procesie pomiaru rejestruje się przyplwy prądu poprzez związane z nimi zmiany potencjałów różnej wielkości. Począwszy od powstających w wyniku otwarcia pojedynczych kanałów (ang. patch clamp), poprzez rejestracje postsynaptycznych i wolnych potencjałów wewnątrzkomórkowych [19, 20]. Pozwalają one badać procesy integracyjne w pojedynczych neuronach. Poprzez rejestracje zewnątrzkomórkowe szeregów potencjałów czynnościowych oraz rejestracje wolnych potencjałów polowych (ang. local fieldpotentials, LFPs) powstających w wyniku uśredniania prądów postsynaptycznych licznej populacji komórek z wybranej struktury mózgu, aż do wykorzystywanych w praktyce klinicznej pomiarów z powierzchni kory, gdzie rejestruje się średnią aktywność komórek z dużych pól korowych [21]. Przy pomocy urządzenia, jakim jest EEG i obserwacji wyników pomiarów na ekranie monitora możemy zaobserwować zmiany sygnału w momencie najmniejszego ruchu stopą bądź inną kończyną [22]. Elektroencefalogram umożliwia bardzo szybką rejestrację zmian sygnału EEG. Podczas prowadzonego eksperymentu dostrzegalny jest sam fakt planowania przez człowieka ruchu ręką. Wzmożona synchronizacja w trakcie ruchu następuje w przypadku fal beta. Amplituda podczas desynchronizacji sygnału w przypadku fal beta jest dużo niższa niż w przypadku fal alfa. Jak wynika z przeprowadzonej serii badań amplituda synchronizacji fal beta nie zależy bezpośrednio od gwałtowności ruchu oraz od samego czasu jego trwania [23].

4. Koncepcja systemu

Projekt systemu zakłada zoptymalizowane urządzenie kształtem przypominające słuchawki stereofoniczne z wbudowanymi elektrodami aktywnymi, które osoba uwierzytelniana w sieci informatycznej nakłada na głowę. Elektrody aktywne ściśle przylegają do czaszki osoby logującej się do sieci w systemie informatycznym. Impulsy elektryczne,

które są odbierane za pomocą elektrod aktywnych są przekazywane za pomocą łączy transmisyjnych do urządzenia elektroencefalogramu, a następnie przesyłane za pomocą portu USB do komputera. Komputer z zaimplementowanym klasyfikatorem wyliczonym z modelu, odpowiednio rozpoznaje daną osobę, która podlega procesowi uwierzytelniania.

Poprzez zastosowanie systemów z zaimplementowanymi mechanizmami biometrycznymi zwiększa się wydajność systemu w aspekcie zabezpieczeń, jednakże rośnie koszt wdrożenia takiej infrastruktury w życiu w potencjalnym przedsiębiorstwie. Systemy trójstopniowe charakteryzują się również dodatkowymi trudnościami w procesie implementacji, ze względu na duży nakład środków, które należałoby ponieść w procesie wdrażania tego systemu. Koncepcja systemu trójstopniowego cechuje się także dużą złożonością wykonywanych operacji w procesie autoryzacji, co z jednej strony pozwala na pewniejsze działanie systemu, z drugiej zaś utrudnia znacząco opracowanie konkretnych rozwiązań pod daną firmę, bądź instytucję. Proces uwierzytelniania realizowany w momencie logowania się do systemu jest kilkustopniowy w wyniku, czego dodatkowo powiększa się czas, jaki potrzebny jest potencjalnemu użytkownikowi sieci do połączenia się z daną infrastrukturą sieciową. Rozpatrzono w związku z powyższym koncepcję alternatywną, w której w architekturze dwustopniowej zamiast hasła jako pierwszy stopień zastosowano rozwiązanie oparte o token, bądź kartę kryptograficzną, a w przypadku stopnia drugiego zaimplementowano mechanizmy biometryczne, co przedstawia Rys. 1. Eliminuje się dzięki temu rozwiązaniu złożoność analizowanej koncepcji systemu trójstopniowego oraz koszt jej implementacji na korzyść systemu dwustopniowego z implementacją metod biometrycznych.



Rys. 1. Ogólny schemat architektury dwustopniowej z zastosowaniem identyfikacji biometrycznej

Fig. 1. General pattern of two mark architecture with use of identification the biometrics

Obecnie występuje wciąż wiele błędów w dopasowaniu do wzoru, zarówno pozytywnych, jak i negatywnych. W rzeczywistości oznacza to, że konstrukcja urządzenia musi wykluczać proste włamanie oraz musi mieć wstępnie ustawione, zaufane połączenie. Zaufanie do procedury gwarantuje, że jest poddawany analizie rzeczywisty sygnał EEG lub w innych przypadkach wzór tęczówki lub siatkówki, a nie kopia.

Oscylacje w funkcjonowaniu mózgu są od początku zajmowania się tym problemem przez naukowców tematem otwartym. L. da Silva i G. Pfurtscheller opisują oscylacje (ang. a gating function), które według tej hipotezy służą aktywnemu zablokowaniu czynności neuronów, co można zauważyć podczas zapadania w sen. Kolejną funkcją jest (ang. a binding function), w której definiują określenie stopnia

synchronizacji danej populacji neuronów, co miałyby spełniać określone funkcje percepcji lub ruchu. Funkcja (ang. a matching function), definiuje oscylacje jako narzędzie służące do optymalnego połączenia pomiędzy dwoma strukturami mózgowymi. Mechanizm (ang. a plasticity-promoting function) według L. da Silva i G. Pfurtscheller umożliwia trwałe dopasowanie i stanowi wzmocnienie amplitudy potencjałów, w celu umożliwienia oscylacji. Tego typu funkcje odgrywają dużą rolę na etapie analizy sygnału elektroencefalograficznego w szczególności podczas realizacji systemu uwierzytelniania.

5. Czujniki pomiarowe

Podstawowym zadaniem stawianym czujnikom pomiarowym jest poprawna detekcja zmiany sygnału wielkości mierzonej. W przypadku pomiarów elektroencefalograficznych dokładność dokonywanych pomiarów ma priorytetowe znaczenie w procesie dalszej analizy. W przypadku projektowanego systemu czujniki umieszczone są na konstrukcji przypominającym kształtem łuk słuchawek stereofonicznych. Nie zmiennie ważny jest odpowiedni dobór czujników oraz ich jakość wykonania. Do najważniejszych zadań czujników pomiarowych można zaliczyć przetwarzanie mierzonej wielkości takiej jak temperatura, ciśnienie bądź też energia. Obecnie elektronika i stosowane w niej czujniki pomiarowe umożliwiają, aby każdy sygnał był przetwarzany w sposób widoczny na ekranie monitora on-line [24, 25]. W przypadku wykonywania badania EEG, należy przed przystąpieniem do rozmieszczania elektrod na głowie pacjenta dokładnie oznaczyć ich położenie zgodnie z zasadami przyjętymi w systemie 10-20 [26]. Możliwe są do użycia dwa rodzaje elektrod. Elektrody miseczkowe należy przyłożyć do skóry głowy, a następnie wypełnić miseczki żelem przewodzącym do EEG przy pomocy strzykawki z igłą. Elektrody grzybkowe powinny być z kolei nasączone roztworem soli fizjologicznej, która zapewnia kontakt elektryczny skóry głowy z elektrodą. Należy utrzymywać oporność elektrod poniżej 10 kOhm, a najlepiej poniżej 5 kOhm.

6. Potencjały wywołane

Potencjały wywołane (ang. evoked potential - EP) to jedna z podstawowych metod badania sygnałów myślowych [27]. Głównym potencjałem wywołanym w przypadku komunikacji BCI jest potencjał, który definiuje czas, jaki potrzebny jest dla ludzkiej świadomości, aby dotarł do niej sygnał informacyjny wykreowany na odpowiedni bodziec zewnętrzny. Czas ten kształtuje się w granicach trzystu milisekund, dlatego też potencjał ten nazywany jest mianem P300. Sygnały o krótkich latencjach nie zależą od procesów myślowych, a jedynie od rodzaju bodźca, kognitywne pozwalają na analizę procesów myślenia lub procesów poznawczych, lecz cechuje je długi okres latencji. Sygnały o bardzo krótkich latencjach są odzwierciedleniem synchronicznej zmiany potencjału polowego, który wywołany może być poprzez dźwięk etc. Czynność bioelektryczna mózgu jest zależna od wielu czynników konstytucjonalnych, stanu emocjonalnego, temperatury, stopnia skupienia uwagi, leków, a także innych czynników "technicznych". Ocena ich wpływu na zapis EEG lub EP jest bardzo trudna i wymagać będzie w przyszłości rozszerzonych badań, gdyż generować one będą artefakty sytuacyjno-zależne. Problemem na dziś jest wywołanie specyficznych dla danego człowieka cech zapisu po to, by wykorzystać je w procesach identyfikacji. Potencjały wywołane reprezentują aktywność blisko położonych wobec siebie komórek wchodzących w skład danych populacji neuronów. Jest, więc możliwe próbkowanie sygnału pochodzącego z różnych obszarów aktywności kory mózgowej. Podejście takie zgodne jest z najnowszymi hipotezami sugerującymi, że przetwarzanie informacji zmysłowej odbywa się

jednocześnie w dużych obszarach kory mózgu powiązanych aktywną siecią połączeń. Informację dotyczącą wzbudzenia grupy neuronów w chwili wystąpienia bodźca przekazuje również pojedynczy potencjał wywołany. Grupy komórek powodują powstawanie potencjałów wywołanych o różnym kształcie, pod wpływem bodźców, które docierają do danych komórek. Pierwszą powszechnie wykorzystywaną metodą do analizy całego przebiegu potencjałów wywołanych EP, była analiza składowych głównych (ang. principal component analysis - PCA). W tego typu metodzie sygnały myślowe przedstawia się w postaci sumy głównych funkcji składowych predefiniowanych specjalnie dla posiadanego zestawu sygnałów. Założeniem idei PCA jest wyjaśnienie zmienności badanych potencjałów wywołanych przez względne zmiany ich kilku głównych składowych, które można interpretować jako, części składowe od niezależnych generatorów rejestrowanego sygnału. Sygnały potencjałów wywołanych przedstawia się często przy pomocy specjalnie opracowanych baz gotowych funkcji. Najlepiej sprawdzają się w tym przypadku bazy falkowe (ang. wavelets), które z powodzeniem były wykorzystywane także do analizy pojedynczych potencjałów wywołanych.

7. Podsumowanie

Podczas prowadzonych badań naukowych zauważalnym jest fakt, iż metody uwierzytelniania oparte o cechy biometryczne człowieka, to praktyczne i niewymagające zapamiętywania hasła źródło autoryzacji dostępu do systemu. Koncepcja zastosowania sygnału EEG jako medium pośredniczącego w dostępie do danych zasobów sieci rozproszonych osoby logującej ma niesamowite zastosowania praktyczne. Kluczowym elementem procesu uwierzytelniania jest odpowiednia analiza sygnału EEG oraz wyeliminowanie artefaktów zakłócających. Badania eksperymentalne wykazały istnienie specyficznego wzorca zmian w sygnale EEG związanego z wykonywanym ruchem. Podczas prowadzonych badań zauważalne jest obniżenie energii sygnału w paśmie alfa w granicach od 7 do 13 Hz oraz rytmów beta od 13 do 30 Hz jednocześnie z silnym wzmocnieniem sygnału w paśmie gamma powyżej 30 Hz. Około pół sekundy po wykonaniu ruchu w paśmie beta występuje wzrost energii do poziomu wyższego niż początkowy.

W ostatnim czasie, wraz z poprawą jakości urządzeń rejestrujących pole elektromagnetyczne mózgu, zaobserwowano również synchronizację rytmów o jeszcze wyższych częstościach. Amplituda tych oscylacji jest mniejsza niż rytmów beta, w związku, z czym uważa się, że generują je jeszcze mniejsze, ściślej określone populacje neuronów. Granice pasm częstości, w których obserwuje się zmiany synchronizacji są charakterystyczne dla każdego pacjenta, zależą od rodzaju ruchu, czego przykładem może być ruch ręki bądź stopy. Rodzaj ruchu wpływa również na amplitudę synchronizacji beta, chociaż doświadczenia wykazały, że nie jest ona zależna od czasu trwania ani prędkości ruchu.

8. Literatura

- [1] SCHUMACHER H. J., GHOSH S., A fundamental framework for network security, *Journal of Network and Computer Applications*, p. 305–322, 1997
- [2] VENTER H.S., ELOFF J.H.P., Network Security: Important Issues, Department of Computer Science, Rand Afrikaans University, s.147-154, 1992
- [3] LARRIEU N., OWEZARSKI P.: Towards a Measurement Based Networking approach for Internet QoS improvement. *Computer Communications*, Vol. 28, s. 259-273, 2005
- [4] WHITE T., PAGUREK B., BIESZCZAD A., Network Modeling for Management Applications Using Intelligent Mobile Agents, *Journal of Network and Systems Management*, Vol. 7, No. 3, 1999
- [5] TODOROVA P., Network Control in ATM-Based LEO Satellite Networks, *Telecommunication Systems* 22:1–4, p. 321–335, 2003
- [6] BUSH S. F., FROST V. S., A Framework for Predictive Network Management of Predictive Mobile Networks, *Journal of Network and Systems Management*, Vol. 7, No. 2, 1999
- [7] IBRAHIM T., VENIN J. M., GARCIA G., "Brain Computer Interface in Multimedia Communication", *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 20 (1), 2003
- [8] DUDEK Z. T.: Interfejs BCI – próba przełamania bariery pomiędzy człowiekiem a komputerem, *Przegląd Telekomunikacyjny i Wiadomości Telekomunikacyjne*, nr: 7/2003
- [9] GEORGOPOULOS A. P., LANGHEIM F. J., LEUTHOLD A.C., MERKLE A. N.: Magnetoencephalographic signals predict movement trajectory in space, *Exp Brain Res*, Vol. 25, s. 132–135, 2005
- [10] SZLENBERG W., Potencjały wywołane, Wydawnictwo Elmiko, Wydanie pierwsze 2001
- [11] MAJKOWSKI J., Elektroencefalografia kliniczna, Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1989
- [12] SZABELA D. A., Potencjały wywołane w praktyce lekarskiej, Łódzkie Towarzystwo Naukowe, Wydanie pierwsze 1999
- [13] WALSH K., Neuropsychologia kliniczna, Wydawnictwo naukowe PWN, Warszawa 2000
- [14] DUDEK Z. T., Pierwsze urządzenie bezpośrednio sterowane falami mózgowymi. Przeszkody ostatniego metra pokonane?, *Przegląd Telekomunikacyjny i Wiadomości Telekomunikacyjne*, nr: 11/2003
- [15] DUDEK Z. T., Bezpośrednie interfejsy mózgu - BMI, *Przegląd Telekomunikacyjny i Wiadomości Telekomunikacyjne*, nr: 7/2003
- [16] SCHWARTZ A. B., TAYLOR D. M., TILLERY S.I.H.: Extraction algorithms for cortical control of arm prosthetics. *Curr Opin Neurobiol*, Vol. 11, s. 701–708, 2001
- [17] KLEBER B., BIRBAUMER N.: Direct brain communication: neuroelectric and metabolic approaches at Tübingen, *Cogn Process*, Vol. 6, s. 65-74, 2005
- [18] MASON S.G., MOORE M. M., BIRCH G.E.: A General Framework for Characterizing Studies of Brain Interface Technology. *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 33, No. 11, s. 1653–1670, 2005
- [19] HUNG C., LEE P., WU Y., CHEN L. YEH T., HSIEH J.: Recognition of Motor Imagery Electroencephalography Using Independent Component Analysis and Machine Classifiers, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 33, No. 8, s. 1053–1070, 2005
- [20] CINCOTTI F., BABILONI F., MATTIOCCO M., ASTOL L., BUFALARI S., MARCIANI M.G., MATTIA D.: Design of a brain computer using the novel principles of output-driven operation and memory-based architecture, *Cogn Process*, Vol. 6, s. 75–83, 2005
- [21] MATSUMOTO G., TSUJINO H.: Design of a brain computer using the novel principles of output-driven operation and memory-based architecture, *International Congress Series 1250*, 2003, s. 529–546
- [22] MOORE M.M., MASON S. G., BIRCH G. E.: Analyzing Trends in Brain Interface Technology: A Method to Compare Studies, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 34, No. 5, s. 859–878, 2006
- [23] KOIZUMI H., MAKI A., YAMAMOTO T., SATO H.: Yamamoto Y., Kawaguchi H.: Non-invasive brain-function imaging by optical topography, *Trends in Analytical Chemistry*, Vol. 24, No. 2, s. 147-157, 2005
- [24] KRAUSZ G., SCHERER R., KORISEK G., PFURTSCHELLER G.: Critical Decision-Speed and Information Transfer in the "Graz Brain-Computer Interface", *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, Vol. 28, No. 3, s. 233-240, 2003
- [25] CREMADES J. G., BARRETO A.: SANCHEZ F., ADJOUADI D.: Human-computer interfaces with regional lower and upper alpha frequencies as on-line indexes of mental activity, *Computers in Human Behavior*, Vol. 20, s. 569–579, 2004
- [26] ZEIGLER B. P.: The brain-machine disanalogy revisited, *BioSystems*, Vol. 64, s. 127–140, 2002
- [27] YAMASAKI H.: The future of sensor electronics, *Sensor and Actuators Nr. A56*, s. 129-133, 1996