

POŁĄCZENIE MÓZG-KOMPUTER JAKO METODA KOMUNIKACJI Z NIEREAGUJĄCYMI PACJENTAMI - PRZEGLĄD LITERATURY

BRAIN-COMPUTER INTERFACES FOR COMMUNICATION WITH NONRESPONSIVE PATIENTS – A LITERATURE SURVEY

Piotr Kucharski, Artur Jan Rybicki, Marta Kopaczyńska*

Politechnika Wroclawska, Wydział Podstawowych Problemów Techniki, Katedra Inżynierii Biomedycznej, 50-370 Wrocław, Wybrzeże Wyspiańskiego 27

* e-mail: marta.kopaczynska@pwr.edu.pl

STRESZCZENIE

Artykuł dotyczy nowatorskiej i szybko rozwijającej się techniki, jaką są interfejsy mózg-komputer (ang. *Brain-Computer Interfaces*, BCI). BCI umożliwiają zmianę sygnału bioelektrycznego mózgu na sygnał cyfrowy, który wysyłany jest do różnego rodzaju urządzeń, pozwalających sterować aplikacjami komputerowymi oraz sprzętem elektronicznym bez udziału mięśni. W pewnym sensie urządzenia te „odgadują” intencje użytkownika, a tym samym zwalniają go z konieczności wyrażania swych zamierzeń za pomocą gestów i ruchów. W pracy opisano zastosowania BCI w komunikacji z pacjentami znajdującymi się w stanie neurologicznymi, uniemożliwiającym kontaktowanie się ze światem zewnętrznym. Opisano inwazyjne i nieinwazyjne techniki obrazowania mózgu, takie jak: funkcjonalny rezonans magnetyczny (ang. *Functional Magnetic Resonance Imaging*, fMRI), funkcjonalna spektroskopia bliskiej podczerwieni (ang. *Functional Near-Infrared Spectroscopy*, fNIRS), elektroencefalografia (ang. *Electroencephalography*, EEG), elektrokortykografia (ang. *Electrocorticography*, ECoG) i inne, które są stosowane obecnie w BCI. Pokazano wady i zalety opisywanych technik obrazowania medycznego. Przedstawiono także propozycje rozwiązań zwiększających efektywność wymienionych metod obrazowania w systemach BCI. Opisano przyszłe kierunki rozwoju systemów BCI. Mimo wielu zalet, interfejsów mózg-komputer, trzeba również brać pod uwagę aspekty bioetyczne.

Słowa kluczowe: interfejsy mózg-komputer, elektrokortykografia, elektroencefalografia, funkcjonalny rezonans magnetyczny, funkcjonalna spektroskopia bliskiej podczerwieni, ERP

ABSTRACT

This paper describes an innovative technology known as Brain-Computer Interfaces (BCI). This method uses converts brain bioelectrical signals into digital forms these signals are used to interact with computer applications or devices like e.g. wheelchairs. Systems used for communication with patients whose neurological condition does not allow communication with the outside world, are described. Published results of studies, experiments and reports dealing with brain imaging techniques: either invasive such as Electrocorticography (ECoG) or noninvasive like Functional Magnetic Resonance (fMRI), Functional Near-Infrared Spectroscopy

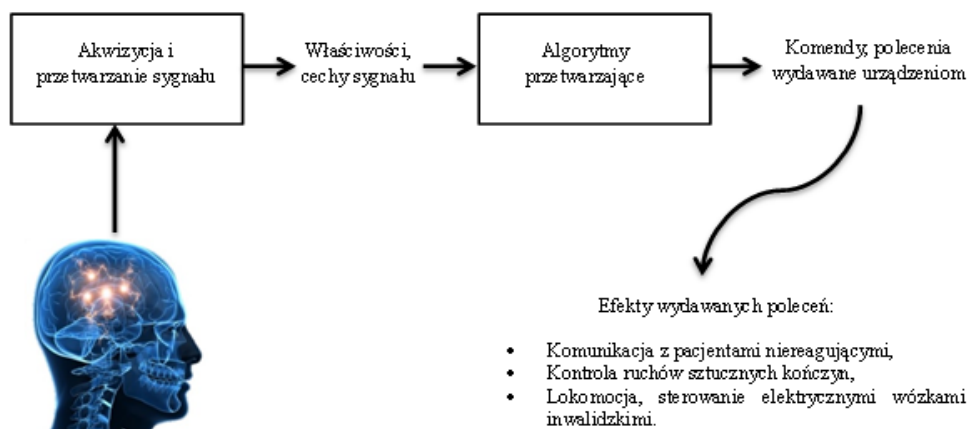
(fNIRS), Electroencephalography (EEG), are discussed. Advantages and disadvantages of described imaging techniques are presented along with solutions for better imaging. The future trends in the development of BCI are pointed out. The controversial aspects of BCI in respect to bioethical issues are discussed as well.

Keywords: Brain-Computer Interfaces, electrocorticography, electroencephalography, functional magnetic resonance, functional near-infrared spectroscopy, ERP

1. Wstęp

Postępy w neurologii oraz rozwój technik obrazowania ośrodkowego układu nerwowego (OUN) pozwoliły na pozyskiwanie nieznanych dotąd informacji na temat ludzkiego mózgu. Realną możliwością stały się takie działania jak: komputerowa analiza sygnałów mózgowych, wnioskowanie o intencjach badanej osoby na podstawie analizy sygnałów bioelektrycznych mózgu oraz przekazywanie zamierzeń badanej osoby do urządzeń odbiorczych. Wykorzystując nowo zdobytą wiedzę naukowcy opracowali interfejsy mózg-komputer (ang. *Brain-Computer Interface*, BCI). Wczesne badania nad BCI rozpoczęły się w latach siedemdziesiątych XX wieku. Polegały one na określaniu modulacji sygnałów i opracowaniu algorytmów, które umożliwiały odtwarzanie lub powielanie stref aktywności neuronów. W 1980 roku naukowcy opracowali algorytm matematyczny, który dowodził, że sygnał elektryczny przesyłany przez ośrodki ruchowe znajdujące się w mózgu wywołuje ruchy kończyn mały. Natomiast pierwszy wewnętrzny BCI został stworzony na początku lat 90-tych [1]. Eksperyment bazował na wprowadzeniu elektrod do wnętrza czaszki mały i był kontynuacją badań z roku 1980. Po udanych próbach na zwierzętach, rozpoczęto doświadczenia na ludziach.

BCI jest to system umożliwiający odbieranie sygnałów aktywności mózgu oraz ich interpretowanie. Dzięki BCI możliwe jest dekodowanie ludzkich intencji na podstawie analizy aktywności poszczególnych obszarów mózgu. To z kolei pozwala na komunikację ze światem zewnętrznym osób z poważnymi upośledzeniami neurologicznymi oraz osób ze stwierdzonymi defektami układu ruchu. Obecnie BCI dzieli się na dwie klasy: zależne i niezależne [2]. Mechanizmy ich działania wyjaśniono na przykładzie prostego doświadczenia. Sparaliżowanemu pacjentowi wyświetlano na ekranie listę liter. W modelu określanym, jako zależny BCI, pacjent, aby wskazać wybraną przez siebie literę, musiał na nią spojrzeć. Dzięki temu aktywność obszarów odpowiedzialnych za widzenie była rejestrowana za pomocą EEG. W systemie niezależnym szlak komunikacyjny wykorzystywany przez BCI jest pomijany, a zatem pacjent, aby dokonać wyboru litery nie musi na nią patrzeć, wystarczy tylko, że o niej pomyśli. System niezależny wykorzystuje alternatywne szlaki przekazywania sygnałów z mózgu. W schorzeniach układu nerwowego charakteryzujących się zakłócaniem przekazywania przez typowe drogi nerwowe (np. wzrokowa, słuchowa) wykorzystywane są BCI niezależne. Wobec powyższego system BCI niezależnego jest bardziej interesujący i stwarza szersze możliwości komunikacji z chorymi niż BCI zależny. Jak każdy system komunikacji, BCI posiada wejście, jakim jest aktywność elektrofizjologiczna pochodząca od pacjenta oraz wyjście, określane zazwyczaj jako polecenia zadawane urządzeniu odbiorczemu przez badaną osobę. Ponadto, system BCI składa się z bloku przetwarzającego sygnały wejściowe na odpowiednie sygnały wyjściowe oraz zawiera protokoły, określające początek analizowanego sygnału, offsetu (przesunięcia sygnału) oraz czas pracy. Na rysunku 1 przedstawiono elementy systemu BCI oraz ich podstawowe interakcje [2]. Istnieją dwa główne obszary zastosowań BCI: medycyna (terapię, rehabilitacja i protetyka) oraz rozrywka (będzie ona pominięta w tej pracy) [1]. Systemy BCI używane w rehabilitacji pozwalają na zależne od woli pacjenta kontrolowanie protez kończyn dolnych i górnych.



Rys. 1. Ogólny schemat systemu BCI. Budowa i działanie systemu BCI (element graficzny zaczerpnięto ze strony internetowej: Stanford scientist joins call for major brain research project, <http://news.stanford.edu/news/2013/march/brain-activity-map-031113.html>)

Opracowywane są rozwiązania, których celem jest odzyskanie przez pacjentów funkcji motorycznych, które utracili w wyniku na przykład udaru, urazu czaszkowo-mózgowego lub w wyniku uszkodzenia rdzenia kręgowego. Funkcję motoryczne zlokalizowane w mózgu podlegają zmianom poprzez uczenie się. Przeprowadzono badania polegające na uczeniu osoby z przerwaniem rdzenia kręgowym kontroli nad rytмами sensomotorycznymi, co miało umożliwić sterowanie przez pacjenta mięśniami ręki i dłoni [3]. Na skórze ręki pacjenta umieszczono powierzchniowe elektrody, które po otrzymaniu odpowiedniego sygnału z interfejsu wywoływały skurcz mięśni [3]. Dla osób niepełnosprawnych ruchowo szczególne znaczenie ma możliwość sterowania wózkiem inwalidzkim za pomocą interfejsu mózg-komputer. Interfejsy BCI obsługują wirtualne klawiatury, urządzenia wskazujące elementy, o których w danym momencie myśli badana osoba [1]. Wyżej opisane zastosowania systemów BCI nie wyczerpują wszystkich dziedzin i możliwości tych systemów. Ważnym aspektem użycia interfejsów mózg-komputer w medycynie jest komunikacja z pacjentami cierpiącymi na zaburzenia świadomości (pacjenci niereagujący), których stan neurologiczny uniemożliwia komunikację ze środowiskiem zewnętrznym. Wzrost świadomości społecznej w obszarze potrzeb osób niepełnosprawnych spowodował zwiększony nacisk na zaspokojenie ich pragnień również w tym zakresie. U osób z najcięższymi deficytami konieczne było znalezienie rozwiązań alternatywnych. Pomimo wielu trudności znaleziono rozwiązania oparte na BCI, które próbują sprostać niezwykle trudnym wymaganiom [3]. W tabeli 1 przedstawiono typy zaburzeń świadomości, w których można potencjalnie zastosować BCI celem komunikacji z chorymi [4].

Dzięki systemom BCI istnieje możliwość komunikowania się z tymi pacjentami, a sygnały odbierane z ich mózgow można przekształcić na bodźce umożliwiające na przykład sterowanie wcześniej wspomnianej wirtualnej klawiatury. Dotychczasowe badania wskazują na przydatność interfejsów mózg-komputer u pacjentów we wszystkich zaburzeniach świadomości, które zostały wymienione w tabeli 1. Niestety, nie stwierdzono przydatności systemów BCI w przypadku schorzenia zwanego całkowitym zespołem zamknięcia (ang. *Completely locked-in syndrome*, CLIS).

Tabela 1. Charakterystyka zespołów zaburzeń świadomości [4]

Dolegliwości	Opis
Śpiączka	Brak jakichkolwiek oznak świadomości, nawet przy intensywnej stymulacji. Śpiączka może być stanem przejściowym (trwający kilka dni lub tygodni) albo stanem przewlekłym.
Stan wegetatywny	Istnieją oznaki stanu czujności, włącznie z otwieraniem oczu, przy stymulowanym pobudzeniu, nie ma świadomości własnej osoby ani środowiska otaczającego. Stan ten utrzymuje się przez rok po urazie mózgu lub 3 miesiące po urazie mózgu wynikającym z niedotlenienia.
Stan minimalnej świadomości	Istnieją oznaki stanu czujności i niespójne, ale powtarzalne oznaki świadomości, jak kontakt wzrokowy, wykonywanie poleceń i zrozumienie mowy. Stan ten może być stały lub przewlekły, nie zdefiniowano przedziałów czasowych.
Syndrom zamknięcia	Pacjenci są zwykle świadomi, ale nie mogą się poruszać ani mówić. Jeżeli nie są w stanie całkowitego zamknięcia, mogą komunikować się poprzez niewielkie ruchy oczu. W ostrej fazie choroby świadomość może być zaburzona.

2. Techniki obrazowania stosowane w systemach BCI

Przy użyciu nowoczesnych technik obrazowania medycznego, takich jak: funkcjonalny rezonans magnetyczny, funkcjonalna spektroskopia bliskiej podczerwieni, elektroencefalografia, elektrokortykografia i inne), neurologzy opracowali szczegółowe mapy topograficzne kojarzące poszczególne obszary anatomiczne mózgu z funkcjami poznawczymi. Pod względem funkcjonalnym mózg można najogólniej podzielić na dwie części: korę mózgową i regiony podkorowe. Histologicznie zarówno kora mózgową, jak i ośrodki podkorowe są zbudowane z komórek nerwowych zwanych neuronami. Neurony są odpowiedzialne za komunikację poprzez przekazywanie sygnałów elektrycznych lub za pomocą neuroprzekaźników. W trakcie przekazywania informacji zwiększa się zapotrzebowanie komórek nerwowych na tlen i glukozę, co skutkuje wzrostem przepływu krwi w aktywnych obszarach mózgu. Kora mózgową odpowiada za takie funkcje jak: rozumowanie, planowanie, procesy mowy i rozpoznawanie wzorców. Jest to obszar wykorzystywany przez BCI. Postęp w technikach obrazowania mózgu umożliwił obserwacje sygnałów elektrycznych, chemicznych, a także zmian przepływu krwi w mózgu podczas przetwarzania informacji lub reakcji na bodziec. Poprzez analizę uzyskanych obrazów można rozpoznać procesy poznawcze, zachodzące w mózgu podczas badania.

Wyróżniamy dwa rodzaje technik obrazowania mózgu: inwazyjne (czujniki wszczepiane są bezpośrednio na powierzchni mózgu/kory mózgowej lub implementowane w tkankę mózgową) i nieinwazyjne (mierzące sygnały lub aktywność mózgu za pomocą czujników zewnętrznych umieszczanych na skórze głowy). Inwazyjne techniki zapewniają wysoką rozdzielczość czasową i przestrzenną, ale obejmują zwykle bardzo małe obszary mózgu. Ponadto wymagają procedury chirurgicznej, której konsekwencją mogą być różnego rodzaju powikłania, stąd są rzadko wykorzystywane w codziennej praktyce. W tabeli 2 zostały zaprezentowane najczęściej stosowane techniki obrazowania mózgu, ich wady i zalety [5].

Poza przedstawionymi w tabeli 2 metodami obrazowania medycznego w systemach BCI stosowane są także inne techniki, takie jak: rejestracja sygnału z pojedynczych neuronów (ang. *Single-unit activity*, SUA), rejestracja sygnału z grupy neuronów (ang. *Multi-unit activity*, MUA) oraz potencjały lokalne w polu neuronów (ang. *Local field potentials*, LFP). Wyżej wymienione metody są inwazyjne [3]. Na podstawie zestawienia z tabeli 2 można stwierdzić, że nie ma jednej, konkretnej techniki obrazowania, która spełniałaby wszystkie stawiane przez badaczy wymagania. Poniżej opisano propozycję rozwiązań, które zwiększają efektywność wykorzystania metod obrazowania zestawionych w tabeli 2 dla potrzeb interfejsów BCI.

Tabela 2. Zestawienie istotnych cech dotyczących technik obrazowania mózgu w BCI [3, 4, 6]

Metoda	Mierzona wielkość	Zasada działania	Cechy metody
<p>fMRI (Funkcjonalny rezonans magnetyczny, ang. <i>Functional Magnetic Resonance Imaging</i>)</p>	Przepływ krwi	Pomiar magnetycznych właściwości krwi w celu zaobserwowania spadku deoksyhemoglobiny w aktywnych regionach mózgu (wzrost przepływu krwi nie jest równoznaczny z zaopatrywaniem w tlen)	<ul style="list-style-type: none"> • Podstawowe cechy: nieinwazyjny; brak mobilności; wysokie koszty (około 1 miliona \$) • Podatność na artefakty ruchowe; fizycznie nałożone warunki (np. pacjent musi pozostawać w bezruchu oraz w pozycji leżącej przez dłuższy okres czasu); w otoczeniu nie może znajdować się urządzenie paramagnetyczne • Wysoka rozdzielczość przestrzenna (zakres milimetra); obniżona reakcja czasowa w porównaniu z EEG (zakres sekund) • Obejmujący całość mózgu • Zaawansowane metody analizy; jako pierwszy wykazał wiarygodność w komunikacji z pacjentami w stanie uznanym za wegetatywny
<p>fNIRS (Funkcjonalna spektroskopia bliskiej podczerwieni, ang. <i>Functional Near-Infrared Spectroscopy</i>)</p>	Przepływ krwi, zmiany w tkance kory mózgowej	Pomiar absorpcji i rozpraszania fali elektromagnetycznej o częstotliwości bliskiej podczerwieni w celu zaobserwowania zmian utlenowania tkanki oraz aktywności tkanki nerwowej	<ul style="list-style-type: none"> • Podstawowe cechy: nieinwazyjny; przenośny; stosunkowo niskie koszty (od kilku do kilkuset tysięcy \$) • Podatne na niektóre artefakty ruchowe, ale mniej wrażliwe niż fMRI; nie występują ograniczenia ze względu na obecność paramagnetycznego sprzętu medycznego • Ograniczona rozdzielczość przestrzenna (3 cm), słaba rozdzielczość w głębokich strukturach mózgu • Stosunkowo nowa metoda; metody analiz w fazie rozwoju; ograniczone doświadczenia z aplikacjami BCI • Łatwiejsze w obsłudze niż fMRI
<p>EEG (Elektroencefalografia, ang. <i>Electroencephalography</i>)</p>	Potencjał elektryczny	Pomiar słabego potencjału elektrycznego (5–100 μ V) wywołanego przez aktywność neuronów. Aktywność neuronów wykrywana jest poprzez elektrody przyłożone do głowy	<ul style="list-style-type: none"> • Podstawowe cechy: nieinwazyjny; przenośny; stosunkowo niskie koszty (około 10 tysięcy \$) • Podatne na artefakty ruchowe pochodzące z mięśni czaszki i ruchów gałek ocznych; brak fizycznych nakazów (np. może być stosowany w pozycji siedzącej i pozycji leżącej a nawet podczas snu pacjenta) • Ograniczona rozdzielczość przestrzenna (3 cm), słaba rozdzielczość w głębokich

			<p>strukturach mózgu; wysoka rozdzielczość czasowa (zakres milisekund)</p> <ul style="list-style-type: none"> • Ogromne doświadczenie BCI z różnymi populacjami pacjentów; większość istniejących paradygmatów ma ograniczone zastosowanie dla pacjentów z zaburzeniami świadomości (zobacz Cruse wraz wsp.[6])
<p>ECoG (Elektrokortykografia, ang. <i>Electrocortigraphy</i>)</p>	Potencjał elektryczny	Pomiar podobny do pomiaru EEG z tym, że sygnały rejestrowane są bezpośrednio z powierzchni kory mózgowej [7]	<ul style="list-style-type: none"> • Podstawowe cechy: inwazyjny; brak mobilności; stosunkowo niskie koszty (od kilku do kilkuset tysięcy \$) • Silniejsze sygnały niż w EEG, przez co dokładniejszy pomiar, możliwość określenia organizacji funkcjonalno-topograficznej mózgu • Wymagana interwencja chirurgiczna, nie może być testowany na zdrowych ochotnikach • Wymagana żmudna kalibracja
<p>MEG (Magnetoencefalografia, ang. <i>Magnetoencephalography</i>)</p>	Potencjał magnetyczny	Pomiar pola magnetycznego generowanego przez elektryczną aktywność mózgu	<ul style="list-style-type: none"> • Podstawowe cechy: nieinwazyjny; brak mobilności; wysokie koszty (około 3 milionów \$) • Ograniczona rozdzielczość przestrzenna (5 cm), wysoka rozdzielczość czasowa (zakres milisekund) • Oferujący znacznie głębsze i bardziej czułe obrazowanie niż EEG • Wymaga nadprzewodnictwa
<p>PET (Pozytonowa tomografia emisyjna, ang. <i>Positron Emission Tomography</i>)</p>	Przepływ krwi	Pomiar emisji promieni gamma pozwalający na obserwację aktywności chemicznej zaaplikowanej substancji radioaktywnej	<ul style="list-style-type: none"> • Podstawowe cechy: nieinwazyjny; brak mobilności; wysokie koszty (około 2 milionów \$); niemalże bezgłośny • Wysoka rozdzielczość przestrzenna (zakres milimetrów), bardzo ograniczona rozdzielczość czasowa (zakres minut) • Precyzyjne obrazowanie obszarów o wyższym przepływie krwi • Wymaga zaaplikowania substancji radioaktywnych
<p>SPECT (Tomografia emisyjna pojedynczych fotonów, ang. <i>Single-Photon Emission Computed Tomography</i>)</p>	Przepływ krwi	Zasada podobna do PET, z tą różnicą, że mierzoną wartością są pojedyncze fotony emitowane dzięki promieniowaniu gamma	<ul style="list-style-type: none"> • Podstawowe cechy: nieinwazyjny; brak mobilności; wysokie koszty (około 500 tysięcy \$); niemalże bezgłośny • Wolniejszy niż PET • Wymaga zaaplikowania substancji radioaktywnych

3. Propozycje rozwiązań zwiększających efektywność dostępnych technik obrazowania medycznego wykorzystywanych do badań systemów BCI

Jedną z najbardziej udanych prób udoskonalenia systemów BCI było ich połączenie z techniką funkcjonalnego rezonansu magnetycznego (ang. *Functional Magnetic Resonance Imaging*, fMRI). fMRI umożliwia pomiar zmian przepływu krwi w mózgu oraz jej utlenowania [8, 9]. Szybkość odpowiedzi zależy od opóźnienia w zakresie sygnału nerwowego. Jednym z rozwiązań znoszącym efekt opóźnionej reakcji jest wykorzystanie modelu statystycznego opartego na wielu voxelach (ang. *Multivoxel Pattern Analysis*, MVPA) [10]. Podczas, gdy jednowariantowe fMRI obrazuje średnią aktywność całego mózgu i umożliwia porównanie zmian sygnału pomiędzy różnymi stanami, MVPA dostarcza informacji o wybranym obszarze mózgu. W ten sposób uzyskuje się oddzielanie nakładających się sygnałów, co za tym idzie, rozróżnienie bodźców i stanów [11, 12, 13]. W literaturze opisano zastosowanie MVPA do oceny nasilenia bólu w dziesięciostopniowej skali [10, 14]. Gdy pacjentowi zadawane jest pytanie, z którym powiązane jest kilka wątków (cech), tradycyjne jednowariantowe fMRI nie umożliwia rozróżnienia odpowiedzi w takim przypadku, przykładowo kiedy odpowiedź na pytanie zawiera dwie opcje do wyboru. MVPA umożliwia ujednoznacznienie odpowiedzi na pytanie w wyżej wymienionym przypadku poprzez klasyfikację poziomów aktywności mózgu na poprawną i fałszywą odpowiedź, osiągając widoczną różnicę pomiędzy nimi. Metoda MVPA umożliwia komunikację bez istotnych opóźnień pomiędzy pytaniem a interpretacją odpowiedzi [15, 16, 17]. W komunikacji z pacjentami niereagującymi można też wykorzystać ocenę zmiany utlenowania krwi (ang. *Blood oxygenation level-dependent*, BOLD). Sorger i wsp. wykorzystali reakcje BOLD do uzyskania odpowiedzi na pytanie zawierające cztery opcje wyboru w ciągu minutowej próby [18]. Reakcje mogą być zróżnicowane ze względu na cechy sygnału np. jego źródło, napływ i odpływ. Zadaniem osób badanych było wykonanie jednego z dwóch zadań w okresie czasu podświetlania jednej z czterech odpowiedzi. Odpowiedzi osób badanych zostały zdekodowane poprawnie średnio w 94,9% przypadków. Naukowcy zwracają uwagę na fakt, iż wykonywanie pojedynczej próby fMRI może być źródłem informacji dla dekodowanych odpowiedzi. fMRI może przekazywać odpowiedzi wielokrotnego wyboru w czasie rzeczywistym. Długość czasu uzyskania odpowiedzi powinna być dostosowana do stanu pacjenta.

Funkcjonalna spektroskopia bliskiej podczerwieni (ang. *Functional Near-infrared Spectroscopy*, fNIRS) to metoda wykorzystująca przepuszczalność tkanki biologicznej dla fal o długości 700–1000 nm. Używa się jej w celu określenia poziomu aktywności neuronowej. Ilość pochłanianego światła zależy od stężenia hemoglobiny utlenowanej i odtlenowanej [19, 20]. fNIRS jest stosowana do budowania funkcjonalnych map aktywności mózgu. Za pomocą fNIRS możliwe jest otrzymanie obrazów zbliżonych do tych, jakie można uzyskać za pomocą tradycyjnego fMRI. Technika ta przewyższa fMRI kilkoma cechami (p. tabela 2). Obrazy uzyskane przez fNIRS mają stosunkowo dobrą rozdzielczość przestrzenną, natomiast ograniczoną rozdzielczość czasową ze względu na czas konieczny do przepływu krwi w danym obszarze mózgu. Badania z użyciem fNIRS u chorych z syndromem całkowitego zamknięcia wykazały, że reakcja mózgu może być dekodowana z dokładnością 74%. Połączenie fNIRS z systemem BCI daje satysfakcjonujące wyniki i może być potencjalnie stosowane w wyżej wymienionych przypadkach [21, 22].

Techniką możliwą do wykorzystania w BCI jest EEG umożliwiające ocenę potencjału elektrycznego powiązanego z bodźcami (ang. *Event-related potential*, ERP). W sygnale ERP najważniejsze znaczenie ma lokalne maksimum występujące w czasie 300–350 ms od wystąpienia bodźca przykuwającego uwagę [23]. To maksimum nosi nazwę P300, pojawia się np. podczas słuchania, gdy podawany jest bodziec szczególnego znaczenia, jak własne imię i rośnie z rzadziej spotykanym bodźcem głosowym [24, 25, 26]. Kotchoubey i wsp. szacują, że 20–25% ludzi cierpiących na zaburzenia świadomości wykazuje P300 [27]. Amplituda sygnału ERP rośnie przy wzroście aktywności mózgu chorego. Wielkość amplitudy może stanowić lepszy wskaźnik czujności niż sama obecność P300 [28, 29]. Sellers i Donchin opracowali eksperyment (wybór jednej z czterech opcji), w którym uczestnikom przedstawiono 4 bodźce wzrokowe lub słuchowe, którym odpowiadały słowem: tak, nie, następny, koniec [30]. Badania przeprowadzone u chorych z syndromem zamknięcia, którzy podczas stymulacji wykazali obecność P300 w sygnale ERP, wykazały niższą dokładność ustalania klasyfikacji w wersji słuchowej zadania niż w wersji wizualnej [31].

Metodą inwazyjną, podobną do EEG, jest elektrokortykografia (ang. *Electrocorticographic*, ECoG), w której dokonuje się pomiaru potencjałów elektrycznych bezpośrednio z powierzchni kory mózgowej. Ze względu na inwazyjny charakter wykonywania pomiaru nie testuje się tej metody na zdrowych ochotnikach. ECoG jest najczęściej testowana u osób, którym zaimplantowano elektrody podtwardówkowe z innych powodów (np. celem oceny przedoperacyjnej chorego na padaczkę oporną na leczenia farmakologiczne). Opublikowano prace, w których udowodniono, że chorzy z zaburzeniami świadomości są w stanie kontrolować np. kursor, wyobrażając sobie wrażenia słuchowe i ruchowe [32, 33]. Metoda ECoG wymaga zabiegu chirurgicznego polegającego na wywierceniu otworu w czaszce i wprowadzeniu elektrody lub małej matrycy elektrod. Miejsce ulokowania elektrody ustala się indywidualnie, przeprowadzając najpierw badanie inną metodą [7]. Zgodność lokalizacji obszaru metodą fMRI i ECoG była jednak kwestionowana przez innych eksperymentatorów [34, 35]. Vansteensel i wsp. przeprowadzili badania ECoG na trzech pacjentach z padaczką lekooporną celem zlokalizowania obszaru odpowiedzialnego za wywołanie objawów padaczki. U wszystkich pacjentów najpierw wykonano fMRI, podczas którego musieli oni wykonywać różne zadania, jak obliczanie w pamięci. Po wyznaczeniu odpowiednich obszarów mózgu pacjentom zaimplementowano elektrodę ECoG i przeprowadzono badania, które polegały na kontrolowaniu kursora w płaszczyźnie pionowej (za pomocą seryjnego odejmowania kursor był przesuwany w górę, natomiast przy odpoczynku w dół). Rezultaty prób charakteryzowały się ponad 80% utrzymaniem kursora po 6–12 próbach, a współczynniki dopasowania R2 zawierały się w przedziale od 0,29 do 0,66. Badacze uważają, że wyniki uległy zaburzeniu z powodu rozproszenia uwagi pacjentów. Jednakże, metoda powinna być dalej rozwijana [7].

Należy zaznaczyć, że wszystkie wyżej wymienione próby udoskonalenia systemów BCI w połączeniu z omawianymi w tej pracy technikami obrazowania medycznego wymagają dopracowania. Wymagana jest kontynuacja badań na większych grupach pacjentów, a także opracowanie powtarzalnych i bezpiecznych procedur klinicznych w zakresie przygotowania i edukacji chorych, ich rodzin i personelu medycznego [36].

4. Kierunki rozwoju i przyszłość systemów BCI

Wciąż istnieją mankamenty techniczne oraz kontrowersje moralne i etyczne ograniczające wdrażanie BCI dla zastosowań klinicznych i konsumenckich. Często zadawane jest pytanie, dlaczego przez tyle lat od wynalezienia tej techniki nie zanotowano wyraźnego postępu w rozwoju systemów BCI. Z systemami tymi związane są wielkie oczekiwania zarówno wśród społeczności naukowej, jak i również potencjalnych indywidualnych użytkowników. Badania nad BCI są też przedmiotem dyskusji osób zajmujących się neuroetyką. Zwracają oni uwagę na to, że nie etycznym postępowaniem może być „czytanie w myślach pacjentów”, poruszane są kwestie tożsamości osobistej, wolnej woli i kontroli umysłu ludzkiego [37]. Ponadto, do zagadnień etycznych można zaliczyć różne stwierdzone u pacjentów możliwe zmiany osobowości, nastroju, itp. mogące wynikać wskutek zarówno poprawnego, jak i niewłaściwego użycia BCI. Następnym problemem wymagającym dyskusji jest użycie systemów BCI u dzieci. Zastosowanie tego typu rozwiązania u dzieci z deficytami ruchowymi jest jak najbardziej możliwe i przynosi takie same efekty, jak u dorosłych. Jednakże nie wiadomo, jaki może być wpływ systemu BCI będzie na młody i rozwijający się układ nerwowy [36].

Istotnym krokiem rozwoju technologii BCI jest możliwość wykorzystania tych systemów w innych schorzeniach [38]. Aktualnie nie został ustalony żaden konkretny algorytm komunikacji z pacjentami z syndromem całkowitego zamknięcia (ang. *Completely locked-in syndrome*, CLIS) i syndromem zamknięcia (ang. *Locked-in syndrome*, LIS) [39]. Do tego czasu systemy BCI pozostaną jedynie w sferze eksperymentów [40]. Współczesne interfejsy opierają się głównie na metodzie EEG, ale prowadzi się coraz więcej badań nad zastosowaniem w tej dziedzinie innych sposobów pomiaru pracy mózgu np. fMRI lub magnetoencefalografii (MEG). Dalsze badania nad ulepszeniem nieinwazyjnych systemów BCI będą ukierunkowane na uzyskanie odpowiedzi z systemu w czasie rzeczywistym. Inne aspekty dotyczące systemów BCI to poprawa szybkości i zrozumiałości komunikacji, wykorzystywanej podczas czynności życia codziennego. Sterowanie systemami BCI powinno być jak najbardziej komfortowe. W przyszłości powstawać będą coraz to bardziej zaawansowane technicznie urządzenia, które mogą być sterowane za pomocą BCI (tzn. pięcio-

palczasta kończyna górna z funkcją czucia) [36]. Kolejnym kierunkiem badań powinna być integracja BCI z innymi platformami, takimi jak eye-tracking, celem komunikacji z pacjentami z syndromem zamknięcia, mogącymi poruszać oczami [41].

5. Podsumowanie

Na podstawie nowoczesnych technik obrazowania medycznego wymienionych w tabeli 2, udowodniono, że wielu pacjentów ze zdiagnozowanym stanem wegetatywnym jest w stanie komunikować się z otoczeniem i nawet wykonywać polecenia [42, 43]. Istnieją przypuszczenia, że w przyszłości przy diagnozowaniu stanów zaburzeń świadomości znajdą zastosowanie metody wykorzystujące systemy BCI. Aktualnie, w badaniach komunikacji z chorymi niereagującymi zastosowanie funkcjonalnego rezonansu magnetycznego dało najlepsze wyniki. Wysoki koszt urządzenia oraz brak mobilności sprawiają, że metoda ta ma ograniczone zastosowanie w codziennej praktyce klinicznej. Na podstawie wielu eksperymentów największą szansę na rozwój tej dziedziny przypisywany jest technikom przenośnym, takim jak fNIRS i EEG. Szersze wprowadzenie tych systemów do praktyki klinicznej należy jednak poprzedzić rzetelnymi badaniami oraz przygotowaniem personelu medycznego oraz specjalistów z zakresu inżynierii biomedycznej [36].

LITERATURA

- [1] J. Carreiras, P. Osorio, A. Zamith, A. Caetano: *Brain Computer Interface (BCI) based on Electroencephalography (EEG)*, Uniwersytet Techniczny w Lizbonie, 2006.
- [2] J.R. Wolpaw, N. Birbaumer, D.J. McFarland, G. Pfurtscheller, T.M. Vaughan: *Brain-computer interfaces for communication and control*, *Clinical Neurophysiology*, vol. 113, 2002, s. 767–791.
- [3] A. Cudo, E. Zabielska, B. Bałaj: *Wprowadzenie w zagadnienie interfejsów mózg-komputer*, *Studia z Psychologii w KUL*, tom 17, 2011, s. 189–211.
- [4] L. Naci, M.M. Monti, D. Cruse, A. Kubler, B. Sorger, R. Goebel, B. Kotchoubey, A.M. Owen: *Brain-Computer Interfaces for Communication with nonresponsive patients*, *Annals of Neurology*, vol. 72, 2012, s. 312–323.
- [5] D.S. Tan, A. Nijholt: *Brain-Computer Interfaces and Human-Computer Interaction w Brain-Computer Interfaces. Applying our Minds to Human-Computer Interaction*, 2010, s. 3–19, Springer, Londyn.
- [6] D. Cruse, S. Chennu, C. Chatelle, T.A. Bekinschtein, D. Fernandez-Espejo, J.D. Pickard, S. Laureys, A.M. Owen: *Bedside detection of awareness in the vegetative state: a cohort study*, *The Lancet*, vol. 378, 2011, s. 2088–2094.
- [7] M. J. Vansteensel, D. Hermes, E.J. Aarnoutse, M.G. Bleichner, G. Schalk, P.C. van Rijen, F.S. Leijten, N.F. Ramsey: *Brain-computer interfacing based on cognitive control*, *Annals of Neurology*, vol. 67, 2010, s. 809–816.
- [8] S. Ogawa, R.S. Menon, D.W. Tank, S.G. Kim, H. Merkle, J.M. Ellermann, K. Ugurbil: *Functional brain mapping by blood oxygenation level-dependent contrast magnetic resonance imaging. A comparison of signal characteristics with a biophysical model*, *Biophysical Journal*, vol. 64, 1993, s. 803–812.
- [9] K.K. Kwong, J.W. Belliveau, D.A. Chesler, I.E. Goldberg, R.M. Weisskoff, B.P. Poncelet, D.N. Kennedy, B.E. Hoppel, M.S. Cohen, R. Turner: *Dynamic magnetic resonance imaging of human brain activity during primary sensory stimulation*, *PNAS USA*, vol. 89, 1992, s. 5675–5679.
- [10] J.C. Bardin, N.D. Schiff, H.U. Voss: *Pattern classification of volitional functional magnetic resonance imaging responses in patients with severe brain injury*, *Archives of Neurology*, vol. 69, 2012, s.176–181.
- [11] K.J. Friston, A.P. Holmes, J.B. Poline, P.J. Grasby, S.C. Williams, R.S. Frackowiak, R. Turner: *Analysis of fMRI time-series revisited*, *Neuroimage*, vol. 2, 1995, s. 45–53.
- [12] R.C. deCharms: *Reading and controlling human brain activation using real-time functional magnetic resonance imaging*, *Trends in Cognitive Sciences*, vol. 11, 2007, s. 473–481.
- [13] R.C. deCharms: *Applications of real-time fMRI*, *Nature Reviews Neuroscience*, vol. 9, 2008, s. 720–729.
- [14] J.C. Bardin, J.J. Fins, D.I. Katz, J. Hersh, L.A. Heier, K. Tabelow, J.P. Dyke, D.J. Ballon, N.D. Schiff, H.U. Voss: *Dissociations between behavioural and functional magnetic resonance imaging-based evaluations of cognitive function after brain injury*, *Brain*, vol. 134, 2011, s. 769–782.
- [15] R. Sitaram, S. Lee, S. Ruiz S, M. Rana, R. Veit, N. Birbaumer: *Real-time support vector classification and feedback of multiple emotional brain states*, *Neuroimage*, vol. 56, 2011, s. 753–765.
- [16] J.H. Lee, M. Marzelli, F.A. Jolesz, S.S. Yoo: *Automated classification of fMRI data employing trial-based imagery tasks*, *Medical Image Analysis*, vol. 13, 2009, s. 392–404.
- [17] S.M. LaConte, S.J. Peltier, X.P. Hu: *Real-time fMRI using brain-state classification*, *Human Brain Mapping*, vol. 28, 2007, s. 1033–1044.
- [18] B. Sorger, B. Dahmen, J. Reithler, O. Gosseries, A. Maudoux, S. Laureys, R. Goebel: *Another kind of “BOLD Response”: answering multiple-choice questions via online decoded single-trial brain signals*, *Progress in Brain Research*, vol. 177, 2009, s. 275–292.

- [19] F. Irani, S.M. Platek, S. Bunce, A.C. Ruocco, D. Chute: *Functional near infrared spectroscopy (fNIRS): an emerging neuroimaging technology with important applications for the study of brain disorders*, *Clinical Neuropsychologist*, vol. 21, 2007, s. 9–37.
- [20] A. Villringer, B. Chance: *Non-invasive optical spectroscopy and imaging of human brain function*, *Trends in Neurosciences*, vol. 20, 1997, s. 435–442.
- [21] M. Naito, Y. Michioka, K. Ozawa, Y. Ito, M. Kiguchi, T. Kanazawa: *Communication means for totally locked-in ALS patients based on changes in cerebral blood volume measured with near-infrared light*, *IEICE Transactions on Information and Systems*, vol. 90, 2007, s. 1028–1037.
- [22] D.K. Joseph, T.J. Huppert, M.A. Franceschini, D.A. Boas: *Diffuse optical tomography system to image brain activation with improved spatial resolution and validation with functional magnetic resonance imaging*, *Applied Optics*, vol. 45, 2006, s. 8142–8151.
- [23] E. Donchin: *Presidential address, 1980. Surprise! . . . Surprise?*, *Psychophysiology*, vol. 18, 1981, s. 493–513.
- [24] C.C. Duncan-Johnson, E. Donchin: *On quantifying surprise: the variation of event-related potentials with subjective probability*, *Psychophysiology*, vol. 14, 1977, s. 456–467.
- [25] I. Fischler, Y.S. Jin, T.L. Boaz, N.W. Perry Jr, D.G. Childers: *Brain potentials related to seeing one's own name*, *Brain and Language*, vol. 30, 1987, s. 24–62.
- [26] S. Lang, B. Kotchoubey, A. Lutz, N. Birbaumer: *What are you doing when you are doing nothing? ERP components without a cognitive task*, *Journal of Experimental Psychology*, vol. 44, 1997, s. 138–162.
- [27] B. Kotchoubey, S. Lang, G. Mezger, D. Schmalohr, M. Schneck, A. Semmler, V. Bostanov, N. Birbaumer: *Information processing in severe disorders of consciousness: vegetative state and minimally conscious state*, *Clinical Neurophysiology*, vol. 116, 2005, s. 2441–2453.
- [28] C. Schnakers, F. Perrin, M. Schabus, R. Hustinx, S. Majerus, G. Moonen, M. Boly, A. Vanhauzenhuysse, M.A. Bruno, S. Laureys: *Detecting consciousness in a total locked-in syndrome: an active event-related paradigm*, *Neurocase*, vol. 15, 2009, s. 271–277.
- [29] H. Shevrin: *Event-related markers of unconscious processes*, *International Journal of Psychophysiology*, vol. 42, 2001, s. 209–218.
- [30] E.W. Sellers, E. Donchin: *A P300-based brain-computer interface: initial tests by ALS patients*, *Clinical Neurophysiology*, vol. 117, 2006, s. 538–548.
- [31] A. Kubler, A. Furdea, S. Halder, E.M. Hammer, F. Nijboer, B. Kotchoubey: *A brain-computer interface controlled auditory event-related potential (p300) spelling system for locked-in patients*, *Annals of the New York Academy of Sciences*, vol. 1157, 2009, s. 90–100.
- [32] G. Schalk, K.J. Miller, N.R. Anderson, J.A. Wilson, M.D. Smyth, J.G. Ojemann, D.W. Moran, J.R. Wolpaw, E.C. Leuthardt: *Two-dimensional movement control using electrocorticographic signals in humans*, *Journal of Neural Engineering*, vol. 5, 2008, s. 75–84.
- [33] E.A. Felton, J.A. Wilson, J.C. Williams, P.C. Garell: *Electrocorticographically controlled brain-computer interfaces using motor and sensory imagery in patients with temporary subdural electrode implants*, *Journal of Neurosurgery*, vol. 106, 2007, s. 495–500.
- [34] N.K. Logothetis: *What we can do and what we cannot do with fMRI*, *Nature*, vol. 453, 2008, s. 869–878.
- [35] J.P. Lachaux, P. Fonlupt, P. Kahane, L. Minotti, D. Hoffmann, O. Bertrand, M. Baciuc: *Relationship between task-related gamma oscillations and BOLD signal: new insights from combined fMRI and intracranial EEG*, *Human Brain Mapping*, vol. 28, 2007, s. 1368–1375.
- [36] E. Mikołajewska, D. Mikołajewski: *Interfejsy mózg-komputer jako rozwiązania dla osób niepełnosprawnych z uszkodzonymi układami nerwowymi*, *Niepełnosprawność – zagadnienia, problemy, rozwiązania*, vol. 3, 2012, s. 19–36.
- [37] M. van Gerven, J. Farquhar, R. Schaefer, R. Vlek, J. Geuze, A. Nijholt, N. Ramsey, P. Haselager, L. Vuurpijl, S. Gielen, P. Desain: *The brain-computer interface cycle*, *Journal Neural of Neural Engineering*, vol. 6, 2009, s. 1–10.
- [38] D. Lulé, Q. Noirhomme, S.C. Kleih, C. Chatelle, S. Halder, A. Demertzi, M.A. Bruno, O. Gosseries, A. Vanhauzenhuysse, C. Schnakers, M. Thonnard, A. Soddu, A. Kübler, S. Laureys: *Probing command following in patients with disorders of consciousness using a brain computer interface*, *Clinical Neurophysiology*, vol. 124, 2013, s. 101–106.
- [39] N. Birbaumer, A.R. Murguialday, L. Cohen: *Brain-computer interface in paralysis*, *Current Opinion in Neurology*, vol. 21, 2008, s. 634–638.
- [40] E.W. Sellers: *New horizons in brain-computer interface research*, *Clinical Neurophysiology*, vol. 124, 2013, s. 2–4.
- [41] C.C. Postelnicu, D.A. Talab, M.I. Toma: *Brain computer interfaces for medical applications*, *Bulletin of the Transilvania University of Braşov*, vol. 3, 2010, s. 99–106.
- [42] M.M. Monti, A. Vanhauzenhuysse, M.R. Coleman, M. Boly, J.D. Pickard, L. Tshibanda, A.M. Owen, S. Laureys: *Willful modulation of brain activity in disorders of consciousness*, *The New England Journal of Medicine*, vol. 362, 2010, s. 579–589.
- [43] A. M. Owen, M.R. Coleman, M. Boly, M.H. Davis, S. Laureys, J.D. Pickard: *Detecting awareness in the vegetative state*, *Science*, vol. 313, 2006, s. 1402.

otrzymano / submitted: 16.03.2015
wersja poprawiona / revised version: 06.09.2015
zaakceptowano / accepted: 10.09.2015