

ASPEKTY TECHNICZNE REJESTRACJI ORAZ ANALIZY SYGNAŁÓW ELEKTROENCEFALOGRAFICZNYCH

Beata SZUFLITOWSKA

Zachodniopomorski Uniwersytet Technologiczny, Katedra Sterowania i Pomiarów
e-mail: beataszufliowska@wp.pl

Streszczenie: Elektroencefalografia jest techniką powszechnie stosowaną w diagnostyce medycznej oraz w badaniach. W artykule opisano zasadę pomiarów EEG i scharakteryzowano aparaturę pomiarową oraz metody rejestracji. Artykuł podzielony jest na dwie części. W pierwszej przedstawiono metody rejestracji sygnałów EEG oraz ich zastosowania kliniczne, a w drugiej narzędzia analizy widmowej. W pracy zostały użyte rzeczywiste sekwencje sygnałów EEG określone przez lekarza jako sygnały prawidłowe oraz wskazujące na chorobę (napadowe). Ich analiza została wykonana za pomocą szybkiej transformaty Fouriera oraz dyskretnej transformaty falkowej. Obliczono widmo mocy, a uzyskane średnie wartości mocy spektralnej stanowiły podstawę wskazania stanu patologicznego.

Słowa kluczowe: elektroencefalograf, elektrody, analiza widmowa.

1. WSTĘP

Sygnały biologiczne generowane przez tkanki organizmu żywego pełnią funkcje informacyjne oraz koordynujące. W związku z tym stanowią jeden z najczulszych wskaźników fizjologicznych tkanek i są wykorzystywane w diagnozowaniu chorób wielu narządów.

Podstawowy podział, uwzględniający naturę tych sygnałów, obejmuje:

- sygnały elektryczne, wykorzystywane w takich dziedzinach, jak: elektrokardiografia (ang. electrocardiography, EKG), elektroencefalografia (ang. electroencephalography, EEG), elektromiografia (ang. electromyography, EMG),
- magnetyczne (magnetokardiografia, ang. magnetocardiography, MCG),
- mechaniczne (ciśnienie krwi, ruchy oddechowe, skurcze mięśnia macicy), akustyczne (fonokardiografia), chemiczne (gospodarka wodno-elektrolitowa, fluktuacje stężenia gazów we krwi),
- oraz ciepłe (temperatura).

Rozpatrując dziedzinę określoności omawiane sygnały dzieli się na ciągłe (szeregi czasowe, przykładowo EEG, EMG, EKG) oraz procesy dyskretne (sekwencje zdarzeń – częstość uderzeń serca, sekwencje wyładowań neuronowych). Na ogół sygnały te są losowe i niestacjonarne.

Zaletą wykorzystywania sygnałów biologicznych w diagnostyce jest brak narażenia pacjenta na promieniowanie jonizujące związane z podawaniem radiofarmaceutyków. Dodatkowo sygnały biologiczne charakteryzują się wysoką rozdzielczością czasową (rzędu ms), która nie jest możliwa do osiągnięcia w badaniu rezonansem magnetycznym.

Głównymi ograniczeniami zastosowań sygnałów biologicznych w pomiarach są małe amplitudy zmian pola elektrycznego i magnetycznego powstałe w wyniku czynności poszczególnych tkanek oraz niska rozdzielczość przestrzenna (1-3 cm). W tabeli 1 przedstawiono wartości amplitud przykładowych sygnałów biologicznych [1-3].

Tabela 1 Porównanie wybranych parametrów sygnałów biologicznych

Lp.	Sygnał	Zakres częstotliwości Hz	Amplituda mV
1	EKG	0,05-150 (diagnostyka) 0,5-49 (monitorowanie)	0,1-5
2	EMG	25-5000	0,1-100
3	EEG	0,1-100	0,025-0,1
4	Potencjał czynnościowy neuronu	0-10000	50-100

W pracy omówiono problematykę rejestracji oraz metody analizy sygnałów biologicznych na przykładzie sygnału elektroencefalograficznego.

2. PODSTAWY ELEKTROENCEFALOGRAFII

Metoda pomiaru aktywności elektrycznej mózgu za pomocą encefalografu rozwinęła się w latach powojennych. W 1924 roku Hans Berger wykonał pierwszy zapis EEG czynności ludzkiego mózgu, który nazwał encefalogramem. Pierwszy wielokanałowy aparat EEG został opracowany w 1932 roku przez Jana Fredricha Tonniesa.

Obecnie badanie EEG wykorzystywane jest do różnicowania zmian organicznych oraz czynnościowych mózgu (padaczka, guzy mózgu, choroba Alzheimera, demencja), migren i zawrotów głowy oraz monitorowania pracy mózgowia podczas zabiegów kardiochirurgicznych [4-5].

Podstawowym warunkiem uzyskania dobrej jakości zapisu jest uzyskanie w chwili rozpoczęcia badania oporności elektrod nie przekraczającej 10 k Ω , co jest uzależnione od odpowiedniego przygotowania skóry głowy, która powinna być odfuszczona oraz pozbawiona, wierzchniej, zrogowaciałej warstwy naskórka. W trakcie rejestracji oporność elektrod powinna być utrzymana poniżej

5 k Ω . Elektrody wykorzystywane w pomiarach czynności elektrycznej są przetwornikami zmieniającymi prąd jonowy płynący w organizmie człowieka na prąd elektronowy [6].

Do rejestracji sygnału wykorzystuje się zwyczajowo 19-21 elektrod rozlokowanych w odpowiednich miejscach na powierzchni głowy. Lokalizacja punktów położenia elektrod określana jest za pomocą układu nazywanego 10-20. Podane liczby odpowiadają 10 lub 20% odległości trzech odcinków wyznaczanych na powierzchni głowy z wykorzystaniem standardowych punktów orientacyjnych: nasion (zagłębienie na szczycie nosa), inion (wypukłość na podstawie potylicy w linii środkowej) oraz pre-auricular point (punkt leżący tuż przed skrawkiem ucha) [4, 7]. Zaletą układu 10-20 jest jego łatwość stosowania i tzw. elastyczność. Odcinki między elektrodami mogą zostać zmniejszone (10, 5 i 2,5% odległości), a liczba elektrod zwiększona. Elektrody oznakowane są dwoma znakami, literą oraz cyfrą. Litery określają okolicę mózgu: Fp – czołowa biegunowa (frontopolar), F – czołowa (frontal), T – skroniowa (temporal), P – ciemieniowa (parietal), O – potyliczna (occipital) oraz C – centralna (central). Cyfry nieparzyste oznaczają półkulę lewą, cyfry parzyste półkulę prawą, litera „z” linię środkową [8].

Postęp technik cyfrowych umożliwił równoczesną akwizycję sygnału EEG ze znacznie większej liczby elektrod. Techniki EEG pozwalające na rejestrację sygnału EEG z więcej niż 32 (według niektórych - dopiero 64) elektrod określane są mianem EEG dużych rozdzielczości (ang. high resolution EEG, hrEEG) [7, 9]. Dużą ilość elektrod stosuje się w celu precyzyjnego określenia położenia nieprawidłowych generatorów mózgowych. Opracowany w 2001 roku przez Oostenweld'a i Pramstra'a system 5-5 polegający na rozmieszczeniu elektrod zgodnie z 5% odstępami między elektrodami pozwala na zdefiniowanie 346 elektrod [7, 10]. Stanisławczyk, Zyss oraz Sawicki w 2011 roku zaproponowali modyfikację zasad układu 10-20, która może zostać wykorzystana w technice hrEEG. Sposób rozlokowywania elektrod byłby całkowicie niezależny od bezwzględnych wartości określających wymiary głowy, gdyby odległości między elektrodami oparte zostały na odległościach kątowych równych 22,5°. Zmodyfikowany system nie uwzględnia elektrod czołowych (lub przedczołowych) Fp1 i Fp2, leżących na płaszczyźnie równikowej Z [7].

Oprócz rutynowego badania EEG wykonuje się 24 godzinny video monitoring EEG oraz inwazyjną metodę elektrokortykografii (ang. Electrocortigraphy, ECoG), w której czujniki wszczepiane są bezpośrednio na powierzchni kory mózgowej lub implementowane w miąższ mózgu. Inwazyjne techniki zapewniają wysoką rozdzielczość czasową i przestrzenną, jednakże obejmują zwykle bardzo małe obszary mózgu [11]. W tabeli 2 porównano charakterystyki metod bezinwazyjnych oraz inwazyjnych.

Tabela 2 Porównanie bezinwazyjnej oraz inwazyjnej techniki pomiarów sygnałów elektroencefalograficznych

Metoda	Charakterystyka
EEG	nieinwazyjna, przenośna, brak fizycznych nakazów (może być stosowana w pozycji siedzącej, podczas snu)
	wrażliwość na artefakty fizjologiczne
	ograniczona rozdzielczość przestrzenna, słaba w głębokich strukturach mózgu
	wysoka rozdzielczość czasowa

ECoG	inwazyjna, brak mobilności
	lepszy stosunek sygnału do szumu
	silniejsze sygnały, możliwość określenia organizacji funkcjonalno-topograficznej mózgu

2.1. Budowa elektroencefalografu

Elektroencefalograf składa się z bloku wzmacniaczy, filtru dolnoprzepustowego, przetwornika analogowo-cyfrowego, filtru górnoprzepustowego oraz filtru pasmowo-zaporowego [4]. Filtr dolnoprzepustowy pozwala na usunięcie z sygnału niepożądanych, zbyt wysokich składowych częstotliwościowych. Częstotliwość graniczna filtru ustawiana jest standardowo na 70 Hz. W celu eliminacji artefaktu mięśniowego stosuje się niższe ustawienia częstotliwości filtra.

Przetwornik analogowo-cyfrowy mierzy próbkę sygnału analogowego, dzięki czemu uzyskuje się jego postać dyskretną. Najnowsze elektroencefalografy umożliwiają wybór częstości próbkowania w zakresie 256 – 2048 Hz.

Filtr pasmowo-przepustowy oraz górnoprzepustowy służą do usunięcia z sygnału zakłóceń, jakie powstają na granicy skóra-elektroda. Obecność artefaktu sieciowego obejmującego jedną elektrodę świadczy o wzroście jej oporności, co może zostać wyeliminowane poprzez skorygowanie „przylegania” elektrody. Rejestracji zapisu dokonuje się też przy stałej czasowej 0,3 lub 1 s [8].

2.2. Wzmocnienie sygnału EEG

Ze względu na niską wartość amplitudy, sygnał EEG wymaga wzmocnienia zanim zostanie poddany przetworzeniu oraz analizie. Wzmacniacze wchodzące w skład aparatury pomiarowej najczęściej zasilane są z sieci elektrycznej 230 V/50 Hz. Blok zasilający aparaturę pomiarową posiada zabezpieczenia uniemożliwiające porażenie pacjenta prądem z sieci elektrycznej, jednakże przy nieodpowiednim postępowaniu może dojść do przepływu przez badaną osobę prądu z sieci elektrycznej. Natężenie prądu elektrycznego płynącego przez skórę, o stopniu wilgotności spotykanej podczas badania EEG (oporność poniżej 5000 Ω), pod wpływem przyłożonego napięcia o wartości skutecznej 230 V wynosi poniżej 45 mA. W tabeli 3 przedstawiono możliwe skutki biologiczne przepływu prądu przez człowieka o natężeniu do 50 mA.

Tabela 3 Skutki biologiczne przepływu prądu o danym natężeniu przez organizm człowieka

Natężenie mA	Skutki biologiczne
0-0,05	prąd niewyczuwalny
~ 1	odczuwalne przez dorosłego człowieka w postaci ciepła, łaskotania, swędzenia lub mrowienia
1-3,5	silna reakcja mięśni, ból
3,5-15	porażenie mięśniowe
15-25	skurcz mięśni klatki piersiowej, wzrost ciśnienia krwi. Przy dłuższym działaniu prądu niż kilkanaście sekund następuje porażenie mięśni oddechowych.
25-50	zaburzenie rytmu serca

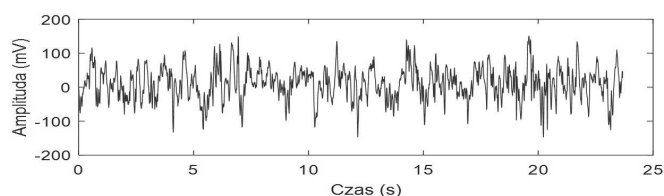
Ze względów bezpieczeństwa we wzmacniaczach stosuje się niskie napięcia zasilające (3-6 V), uzyskiwane za pomocą przetwornic oraz wykonuje się izolację galwaniczną. Od elektroencefalografu wymaga się, aby

podczas badania nie przepływał przez pacjenta prąd większy niż 0,1 mA, a w trakcie awarii aparatury prąd ten nie powinien osiągnąć wartości większej niż 1 mA [6].

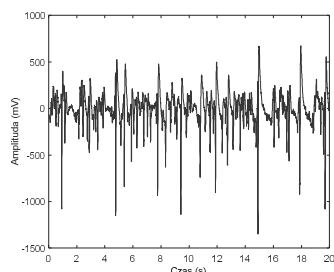
Czułość toru przetwarzania sygnału ustawiana jest na 7–10 $\mu\text{V}/\text{mm}$ (70–100 $\mu\text{V}/\text{cm}$). Zmniejszoną czułość stosuje się przy zapisach o dużej amplitudzie, na przykład u dzieci lub dla celów analizy wyładowań napadowych wysokonapięciowych. Zwiększenie czułości pomaga przy ocenie zapisów niskonapięciowych, na przykład u osób starszych [11].

3. ANALIZA SYGNAŁU EEG

Zapis sygnału EEG traktowany jest, jako zjawisko quasi-okresowe, będące superpozycją wielu składowych. Najczęściej stosowaną analizę sygnału EEG stanowi analiza wzrokowa, która nie jest do końca ustandaryzowana. Interpretacja zapisu zależy od stopnia doświadczenia oraz zmęczenia osoby opisującej wyniki. Ponadto ta sama osoba opisująca sygnał elektroencefalograficzny po kilku latach może zinterpretować zapis w inny sposób. Dlatego występują problemy w implementacji metod matematycznej analizy szeregów czasowych [4, 12]. Na rysunkach 1-2 przedstawiono przykładowe sygnały prawidłowego oraz zarejestrowanego podczas napadu padaczkowego [13].



Rys. 1. Przykład prawidłowego sygnału EEG



Rys. 2. Przykład napadowego sygnału EEG

3.1. Analiza widmowa sygnału EEG

Próby analizy matematycznej sygnału EEG trwały od momentu odkrycia zapisu elektroencefalograficznego. Największe zainteresowanie budziła analiza częstotliwościowa, umożliwiająca określenie z jakich harmonicznich składa się krzywa EEG będąca zapisem ich sumy w funkcji czasu. Transformacja widmowa przekształca sygnał z dziedziny czasu do dziedziny częstotliwości. Dla celów analizy sygnału EEG wykorzystuje się najczęściej dyskretne przekształcenie Fouriera [14].

Wyróżnia się dwie kategorie oszacowania widma danego sygnału: parametryczne oraz nieparametryczne. Metody parametryczne bazują na modelu generacji sygnału. W przypadku analizy EEG szeroko stosowany jest model autoregresyjny (AR), w którym wartość sygnału w dowolnej chwili czasu t można wyznaczyć z pewnej liczby poprzednich wartości oraz z pewnej składowej czysto losowej. Uzyskiwane widmo ma postać pewnej liczby składowych o określonym zakresie częstości na tle szumu.

Metody nieparametryczne polegają na wyznaczaniu widma bezpośrednio z wartości sygnału (np. za pomocą szybkiej transformaty Fouriera FFT) [4]. W tabeli 4 podano wyniki analizy wykonanej dla 50 sekwencji sygnałów EEG określonych przez lekarza jako norma oraz dla 50 sekwencji napadowych. Sygnały zostały przefiltrowane w zakresie częstotliwości 1-60 Hz. Zastosowano szybką transformację Fouriera z oknem czasowym Blackmana. Następnie otrzymane widma znormalizowano oraz obliczono średnią moc widm w każdym wyodrębnionym zakresie częstotliwości, zgodnie z tabelą 4. Rozkład średnich wartości mocy w badanych grupach, obejmujących zapisy prawidłowe, oznaczone jako norma i napadowe (napad), porównano za pomocą testu t-studenta.

Tabela 4 Średnie wartości widma mocy oraz poziomu prawdopodobieństwa testu t-Studenta obliczone dla wyodrębnionych rytmów EEG

Rytmy EEG	Częstotliwość Hz	Norma	Napad	p t-Student
		$\overline{P(f)}$ W/Hz	$\overline{P(f)}$ W/Hz	
δ_L	[1 – 2]	0,232	0,195	0,1
δ_H	[2 – 4]	0,158	0,213	0,02
θ	[4 – 8]	0,131	0,234	0,05
α	[8 – 13]	0,105	0,167	0,005
β_L	[13 – 20]	0,093	0,114	0,1
β_H	[20 – 30]	0,076	0,085	0,5
γ	[30 – 60]	0,026	0,058	0,02

Stochastyczną naturę sygnału EEG można poddać analizie dzięki zastosowaniu dyskretnej transformaty falkowej DWT [15-17]. DWT umożliwia rozdzielenie sygnału wyjściowego $s(t)$ na dwie składowe: aproksymatę A oraz detal D , których pasma częstotliwości zajmują połowę pasma sygnału $s(t)$. W pracy analizę zrealizowano za pomocą falki biortogonalnej *bior1.1* oraz pięciu poziomów dekompozycji, współczynników aproksymat A_1, \dots, A_5 oraz detali D_1, \dots, D_5 [18]. W celu rozróżnienia zapisów napadowych od prawidłowych obliczono średnie moce współczynników falkowych. W tabeli 5 przedstawiono wartości średnie moce współczynników detali, obliczone w zakresach częstotliwości, odpowiadającym rytmom $\delta_H, \theta, \alpha, \beta, \gamma$ oraz prawdopodobieństw p wyliczonych dla testu t-Studenta.

Tabela 5 Wartości średniej moce współczynników detali oraz p – prawdopodobieństwa dla testu t-Studenta obliczone dla wyznaczonych zakresów częstotliwości

Współczynnik detali	Częstotliwość Hz	Norma	Napad	p t-Student
		\overline{P}	\overline{P}	
D_5	[1,875 – 3,75]	0,261	0,241	0,037
D_4	[3,75 – 7,5]	0,260	0,256	0,014
D_3	[7,5 – 15]	0,256	0,282	0,043
D_2	[15 – 30]	0,256	0,295	0,77
D_1	[30 – 60]	0,261	0,292	0,037

Na podstawie przeprowadzonych analiz wyznaczono zakresy częstotliwościowe, odpowiadające rytmom δ_H, θ, α oraz γ , umożliwiające rozróżnienie stanu napadowego. Algorytm oparty na szybkiej transformacji Fouriera planuje się wykorzystać w modelowaniu sygnałów napadowych jako oscylatorów deterministycznych oraz stochastycznych.

4. WNIOSKI KOŃCOWE

Elektroencefalografia jest techniką ciągle rozwijającą się, w której główny nacisk kładzie się na udoskonalanie aparatury pomiarowej oraz sposobów rejestracji sygnału. W pracy zwrócono uwagę na potrzebę modyfikacji systemu 10-20. Omówiono możliwe szkodliwe skutki biologiczne wynikające z nieodpowiedniego obsługiwanie urządzenia pomiarowego. Przedstawione algorytmy analizy sygnału mogą zostać wykorzystane do ekstrakcji cech w systemach ekspertowych, służących do detekcji sekwencji patologicznych.

5. BIBLIOGRAFIA

1. Yazıcıoğlu R.F., van Hoof C., Puers R.: Biopotential Readout Circuits for Portable Acquisition Systems, 2009, Springer Science, ISBN: 978-1-4020-9092-9.
2. <http://www.ur.edu.pl/pracownicy/kladiusz-majchrowski/materialy-do-pobrania/archiwum/semestr-zimowy-2014-2015/podstawy-elektroniki-i-akustyki-elektrodiagnostyka>
3. Dey N.: Classification and Clustering in Biomedical Signal Processing, AMTCP, 2016.
4. Paszkiel Sz.: Zastosowanie modeli populacyjnych w interfejsach mózg-komputer, rozprawa doktorska, Politechnika Opolska, Opole, 2011.
5. Geng D., Zhou W., Zhang Y., Geng S.: Epileptic seizure detection based on improved wavelet neural networks in long-term intracranial EEG. *Biocybern Biomed Eng*, Nr 36, str. 375–384.
6. Horowitz P., Hill W.: Sztuka elektroniki cz.1 i 2, Wydawnictwa Komunikacji i Łączności WKŁ, 2009.
7. Stanisławczyk A., Zyss T., Sawicki B.: Układ 10-20 lokalizacji elektrod EEG czyli gdzie tkwi pewien błąd koncepcyjny, *Biologica et Oecologica*, Nr 3, 2006, str. 188-200.
8. <http://www.wuj.pl/UserFiles/File/FRAGMENTY/EEG-fragment.pdf>
9. Zyss T.: Wprowadzenie do techniki EEG dużych rozdzielczości, *Przegląd Elektrotechniczny*, Nr 12, 2004, str. 1205-1209.
10. Oostenveld R., Praamstra P.: The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements, *Clin. Neurophysiol.*, Nr 112, str. 713-719.
11. Kucharski P., Rybicki A., J.: Połączenie mózg-komputer jako metoda komunikacji z niereagującymi pacjentami – przegląd literatury, *Inżynieria biomedyczna*, Nr 3, 2015, str. 148-157.
12. Klekowicz H.: Opis i identyfikacja struktur przejściowych w sygnale EEG, rozprawa doktorska, Uniwersytet Warszawski, Warszawa 2008.
13. Andrzejak R.G., Lehnertz K., Mormann F., Rieke Ch., David P., Elger E. Ch.: Indications of nonlinear deterministic and finite dimensional structures in time series of brain electrical activity: Dependence on recording region and brain state, *Phys. Rev. E*, Nr 64, 2001, 061907.
14. Szymaniec S.: Pomiar i analiza sygnałów dla potrzeb diagnostyki, *Zeszyty Problemowe – Maszyny Elektryczne*, Nr 1, 2012, str. 93-98.
15. Chen D., Wan S., Xianing J., Bao F.S.: A high-performance seizure detection algorithm based on Discrete Wavelet Transform (DWT) and EEG, *PLOS*, Nr 3, 2017, <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5344346/>
16. Hernández D. E., Trujillo L.O., Z-Flores E., Villanueva O.M., Romo-Fewell O.: Detecting Epilepsy in EEG Signals Using Time, Frequency and Time-Frequency Domain Features, *Computer Science and Engineering—Theory and Applications*, 2018, str. 167-182.
17. Li M., Chen W., Zhang : Classification of epilepsy EEG signals using DWT-based envelope analysis and neural network ensemble, *Biomedical Signal Processing and Control*, Vol. 31, 2017, str. 57-36.
18. Ewert P., Kowalski Cz.T.: Zastosowanie analizy falkowej do diagnostyki łożysk tocznych silników indukcyjnych, *Prace Naukowe Instytutu Maszyn, Napędów i Pomiarów Elektrycznych Politechniki Wrocławskiej*, Nr 66, 2012.

TECHNICAL ASPECTS OF EEG SIGNAL RECORDING AND ANALYSIS

Electroencephalography, as an electrophysiological method to record electrical activity of the brain, is commonly used in medicine and research areas. This article presents theoretical basics of EEG measurement. This method—is still being developed. The greatest emphasis is put on improvement of the measuring equipment and recording methods. The solutions to improve hardware and software are still sought. This article is divided into two main parts. The first part explains EEG recording and its clinical applications. Epilepsy is the most common neurological disorder. The future trends in the development of EEG are pointed out. In the second part spectral analysis tools are presented. The EEG signal has nonlinear and nonstationary properties In the paper, real EEG sequences described by a doctor as normal and epileptic (ictal) are used. The analysis is performed using fast Fourier transform and discrete wavelet transform. The power spectrum in each frequency band is calculated. The obtained average power spectral values allow to distinguish epileptic sequences. Spectral analysis is considered to be a potential tool that may aid in the diagnosis of neurological diseases.

Keywords: electroencephalograph, electrodes, spectral analysis.