

Wykorzystanie analizy składowych niezależnych do automatycznej eliminacji artefaktów mrugania oczami

Streszczenie. W artykule przedstawiono metodę identyfikacji i eliminacji artefaktów mrugania oczami z sygnału EEG z wykorzystaniem technik analizy składowych niezależnych i statystyk wyższych rzędów. Najistotniejszą cechą proponowanej metody jest fakt, że może ona być stosowana w sposób automatyczny, bez nadzoru użytkownika.

Abstract. This paper presents a method to identify and eliminate artifacts from EEG signal using independent component analysis and higher-order statistics. The key feature of the proposed method is that it can be applied in automatic manner, without user supervision. (**The use of independent component analysis for automatic elimination of eye blink artifacts**).

Słowa kluczowe: elektroencefalografia, analiza składowych niezależnych, eliminacja artefaktów, EEG.

Keywords: electroencephalography, independent component analysis, artifact elimination, EEG.

doi:10.12915/pe.2014.08.45

Wprowadzenie

Elektroencefalografia (EEG) jest metodą bezinwazyjnego badania aktywności mózgu. Badanie odbywa się przy użyciu rozmieszczonych na powierzchni głowy elektrod, poprzez które rejestrowane są zmiany mózgowych potencjałów elektrycznych (elektroencefalogram) [7,8]. Zarejestrowany sygnał EEG stanowi kombinację sygnałów pochodzących z mózgu oraz innych sygnałów, np. związanych z funkcjonowaniem mięśni, zwanych artefaktami. Artefakt mrugania oczami jest konsekwencją ruchów powiek. Fragmenty sygnału EEG zawierające mrugnięcia zawsze występują w sygnale EEG. Z tego powodu jest niezbędna ich korekcja.

Analiza składowych niezależnych (ICA) może stanowić skuteczne narzędzie umożliwiające eliminację artefaktów mrugania bez znaczącego zniekształcenia pozostałej części sygnału EEG [1,2]. Celem zastosowania ICA, w metodach eliminacji artefaktów, jest wyodrębnienie niepożądanych składowych, tak by w dalszej obróbce mogły być one zidentyfikowane i skorygowane. Dotychczas proponowane metody wymagają ingerencji lub nadzoru człowieka [2]. W artykule zaproponowano metodę, która pozwala na automatyzację detekcji artefaktów mrugania oczami oraz ich korekcji. Efekty działania metody zostały zweryfikowane przez eksperta. Opracowana metoda może być z powodzeniem wykorzystywana w praktyce.

Akwizycja danych

Sygnały EEG zarejestrowano z udziałem 13 studentów Politechniki Warszawskiej (mężczyźni, średnia wieku 23 lata). Zadaniem studentów była obserwacja zdjęć.

Podczas akwizycji sygnału EEG każdy z ochotników siedział na krześle z rękami opartymi na udach. Sygnały EEG zostały zarejestrowane z wykorzystaniem wzmacniacza g.USBamp i czepka z 16 zintegrowanymi aktywnymi elektrodami umiejscowionymi w standardowych pozycjach, według międzynarodowego systemu 10-20: O2, Af3, Af4, P4, P3, F4, Fz, F3, Fcz, Pz, C4, C3, Cpz, Cz, Oz, O1. Sygnał EEG zarejestrowano z częstotliwością próbkowania 256 Hz. Zastosowano filtr pasmowy Butterwortha (0,1÷60Hz) oraz filtr środkowozaporowy (48÷52Hz).

Implementacja analizy składowych niezależnych

Sygnały EEG rejestrowane na powierzchni skóry głowy są kombinacją liniową sygnałów pochodzących z mózgu oraz artefaktów różnego pochodzenia. Problem można opisać równaniem [1,3]:

$$(1) \quad Y = W \cdot X$$

gdzie: Y - macierz sygnałów zarejestrowanych przez elektrody, W - macierz mieszająca, X - macierz sygnałów źródłowych. Przekształcając równanie, tak by niewiadomą były sygnały źródłowe, otrzymuje się:

$$(2) \quad X = W^{-1} \cdot Y$$

W klasycznym przypadku ślepej separacji sygnałów (BSS) znany jest tylko sygnał zmieszany Y . Aby móc obliczyć macierz mieszającą W musimy przyjąć pewne założenia dotyczące sygnałów źródłowych [1].

Analiza składowych niezależnych (ICA) jest jedną z metod rozwiązywania problemu ślepej separacji sygnałów. Zakłada się w niej, że sygnały źródłowe mają rozkład różny od rozkładu normalnego oraz że są niezależne statystycznie. Celem ICA jest znalezienie macierzy mieszającej, tak by sygnały wynikowe były od siebie „maksymalnie” niezależne [1]. Jeśli wśród komponentów sygnału X jesteśmy w stanie zidentyfikować sygnały mrugania oczami, to możemy z tego sygnału usunąć niepożądane składowe poprzez wyzerowanie odpowiednich wag macierzy W i ponowne zmieszanie sygnałów:

$$(3) \quad \hat{Y} = W_M \cdot X$$

gdzie W_M – zmodyfikowana macierz mieszająca.

Automatyczna identyfikacja składowych mrugania oczami

W zaproponowanej przez autorów metodzie identyfikacji składowej zawierających artefakty mrugania oczami wykorzystano skośność i kurtozę.

Kurtoza jest zazwyczaj interpretowana jako miara spłaszczenia rozkładu rozpatrywanej zmiennej względem rozkładu Gaussa. Jest ona definiowana jako [4]:

$$(4) \quad K = \frac{\mu_4}{\sigma^4} - 3$$

gdzie: μ_4 – moment centralny czwartego rzędu, σ – odchylenie standardowe.

Skośność natomiast określa stopień asymetrii rozkładu. Jest ona definiowana jako [4]:

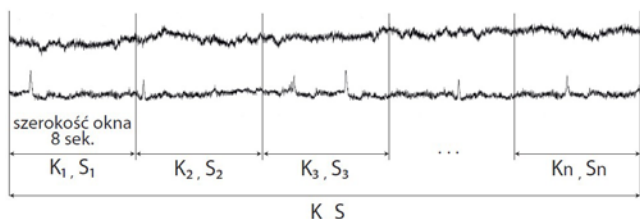
$$(5) \quad S = \frac{\mu_3}{\sigma^3}$$

gdzie: μ_3 – moment centralny trzeciego rzędu, σ – odchylenie standardowe.

W trakcie przeprowadzania eksperymentów zaobserwowano, że dla fragmentów sygnału EEG, w których występują artefakty mrugania oczami:

- kurtoza przyjmuje duże wartości,
- skośność (w wymiarze bezwzględny) przyjmuje duże wartości.

Na podstawie powyższych kryteriów zaproponowano metodę, w której do identyfikacji składowej zawierającej artefakty mrugania wykorzystywane są skośność i kurtoza. Wartości skośności i kurtozy są obliczane dla poszczególnych składowych ICA. Jednocześnie, aby ocenić czy wartości te są stałe w czasie dla każdej ze składowych, są one dzielone na fragmenty z użyciem prostokątnych okien czasowych (rys. 1).



Rys.1. Sposób wyliczania skośności i kurtozy dla składowych ICA

Następnie dla każdego okna niezależnie, obliczane są wartości skośności i kurtozy. Do oceny właściwości poszczególnych składowych autorzy zaproponowali współczynnik P , obliczany ze wzoru:

$$(6) \quad P = \frac{K_{sr}}{1+|K_{sr}-K|} + \frac{|S_{sr}|}{1+|S_{sr}-S|}$$

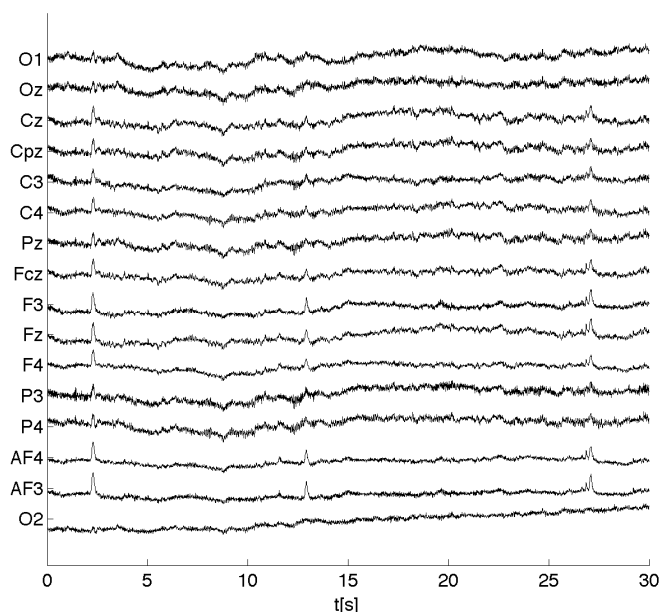
gdzie: K_{sr} - uśredniona wartość kurtozy dla wszystkich okien określonej składowej sygnału, K - wartość kurtozy obliczona dla całej składowej, S_{sr} i S - obliczone w analogiczny sposób wartości skośności. Współczynnik P przyjmuje dużą wartość dla składowych sygnału, które mają dużą i jednocześnie stałą w czasie wartość zarówno kurtozy, jak i skośności. Jako składowe ICA zawierające artefakty mrugnięcia oczami wskazywane są te, dla których obliczony współczynnik przekracza pewną wartość progową. Możliwe jest, że wskazana zostanie więcej niż jedna składowa. Autorzy w sposób eksperymentalny określili wartość progę równą 1, powyżej której wszystkie składowe uznawane są za artefakty mrugnięcia oczami.

Opis eksperymentu

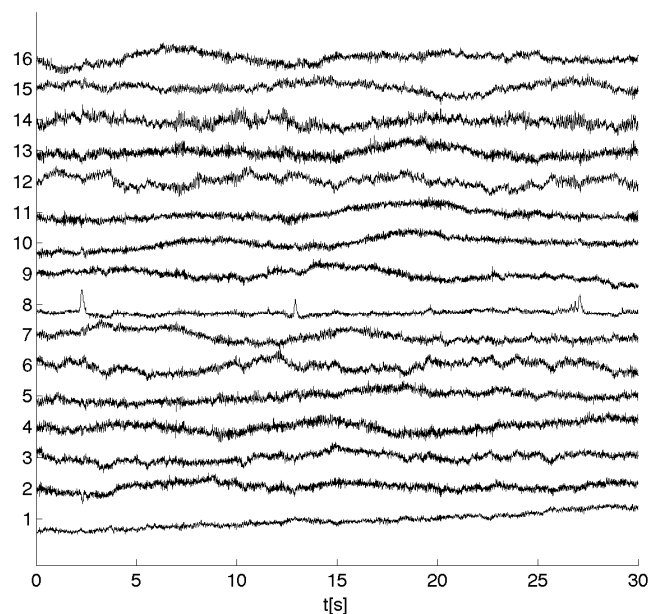
Zaproponowana metoda została przetestowana na 25 sygnałach EEG zarejestrowanych z udziałem 13 studentów. Na rys. 2 przedstawiono 30 sekundowy fragment sygnału EEG. Szerokość okna wykorzystywanego do oceny składowych powinna być na tyle duża, aby zmieścił się w nim choć jeden artefakt mrugnięcia oczami. W eksperymentach wykorzystano okno o szerokości 8 sekund. Wartość ta została dobrana eksperymentalnie.

Analiza składowych niezależnych została przeprowadzona za pomocą algorytmu *Infomax* [5] zaimplementowanego w postaci funkcji *runica* dostępnej w pakiecie *EEGLAB Toolbox*. Wyodrębnione składowe sygnały EEG dla fragmentu sygnału z rys. 2 przedstawiono na rys. 3.

Dla otrzymanych składowych ICA zastosowano automatyczną detekcję artefaktów mrugnięcia oczami, przy użyciu zaproponowanej metody wyliczania kurtozy i skośności.



Rys.2. Zarejestrowany sygnał EEG



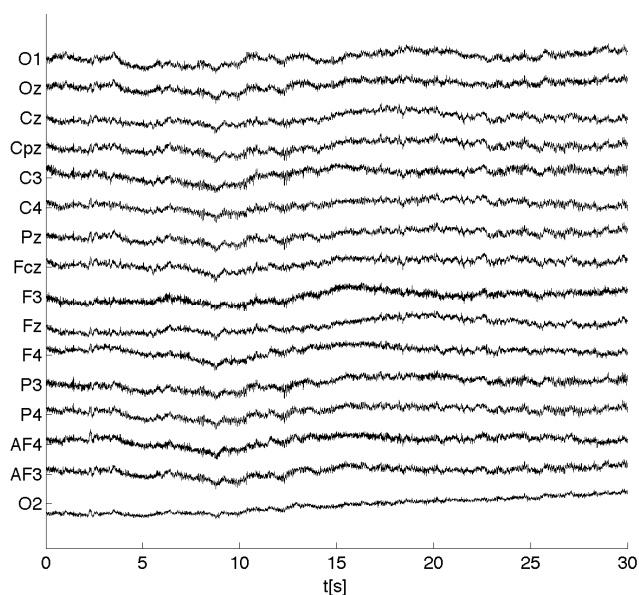
Rys.3. Niezależne składowe otrzymane po wykonaniu ICA

Tabela 1. Wartości skośności, kurtozy i współczynnika P obliczone dla komponentów ICA

IC	P	S	S_{sr}	K	K_{sr}
1	-0,02	-4,06	-0,05	17,00	-0,47
2	-0,15	-0,09	0,02	0,69	-0,36
3	-0,07	1,06	0,00	3,49	-0,33
4	-0,10	0,70	0,00	3,11	-0,48
5	-0,06	-0,79	0,05	2,68	-0,34
6	-0,03	-1,50	-0,07	5,03	-0,41
7	-0,16	0,05	-0,01	0,35	-0,27
8	4,48	0,94	0,95	4,52	4,31
9	0,01	0,11	-0,08	1,55	-0,18
10	-0,05	-1,57	0,08	4,94	-0,50
11	0,00	3,91	0,02	54,90	-0,34
12	-0,02	-1,59	0,04	9,04	-0,38
13	-0,13	-0,22	0,05	0,86	-0,39
14	-0,04	0,22	0,08	0,68	-0,22
15	-0,14	-0,14	0,00	1,72	-0,45
16	-0,09	1,17	0,00	4,07	-0,48

Wartości skośności, kurtozy oraz współczynnika P obliczone dla opisywanego, przykładowego sygnału EEG (rys. 1) zostały przedstawione w tabeli 1 (IC – numer składowej, P – zaproponowany współczynnik określony wzorem (6), K_{sr} – uśredniona wartość kurtozy dla wszystkich okien określonej składowej sygnału, K – wartość kurtozy obliczona dla całej składowej, S_{sr} i S – obliczone w analogiczny sposób wartości skośności).

W rozpatrywanym przypadku ósma składowa (o największej wartości współczynnika P) została zidentyfikowana jako artefakt mrugania oczami. Korekcja sygnału wejściowego może zostać zrealizowana poprzez wyzerowanie tej składowej i następnie rekonstrukcję sygnału EEG. Skorygowany w ten sposób sygnał EEG, dla przykładu z rys. 2, został przedstawiony na rys. 4. Oceniając wizualnie zrekonstruowane sygnały EEG, można stwierdzić, że nie zawierają one artefaktów mrugania oczami.



Rys.4. Zrekonstruowany sygnał EEG po usunięciu artefaktów mrugania oczami

Weryfikacja metody

Aby zweryfikować poprawność działania zaproponowanego algorytmu, otrzymane rezultaty porównano z wynikami wizualnej oceny dokonanej przez eksperta. Przeanalizowano 25 sygnałów EEG (25 sesji rejestracji sygnału EEG z udziałem 13 osób). W 18 przypadkach, wizualna ocena eksperta pozwoliła na jednoznaczne określenie artefaktu mrugania oczami. W pozostałych 7 przypadkach składowa mrugania oczami nie została oddzielona przez ICA w sposób wystarczający do zaklasyfikowania żadnej składowej jako artefakt mrugania oczami.

W wyniku analizy sygnałów EEG z wykorzystaniem proponowanej, metody poprawnie zidentyfikowane zostały artefakty mrugania oczami w 17 przypadkach. Dla jednego przypadku artefakty mrugania oczami nie zostały wskazane. Dla żadnego z 7 sygnałów, dla których nie udało się wizualnie wskazać artefaktów mrugania przez eksperta,

składowe również nie zostały wskazane przez algorytm. Autorzy oceniają, że zaproponowana metoda pozwala na identyfikację komponentu mrugania oczami ze średnią skutecznością sięgającą 94%.

Podsumowanie

W artykule zaprezentowano metodę automatycznej detekcji i korekcji artefaktów mrugania oczami w sygnale EEG. W zaproponowanej metodzie, ICA jest wykorzystywana do wyodrębnienia niezależnych składowych sygnału EEG, natomiast statystyki (skośność, kurtoza) do identyfikacji niepożądanych artefaktów. Po rozpoznaniu artefaktów mrugania oczami, możliwe jest ich znaczne zredukowanie, bez istotnego zniekształcenia sygnału oryginalnego. Metoda może być wykorzystywana do automatycznej, nienadzorowanej korekcji sygnału EEG. Wadą proponowanej metody jest jej zależność od skuteczności obliczenia składowych niezależnych. W przypadku, gdy artefakty mrugania nie zostaną wyodrębnione, nie będzie również możliwa ich korekcja. Dalsze prace obejmować będą zwiększenie skuteczności wykrywania składowych mrugania, a także próby wykrycia i korekcji innych artefaktów w tym ruchów gałek ocznych.

LITERATURA

- [1] Juha Karhunen, and Erkki Oja Aapo Hyva`rinen, "Independent Component Analysis": Wiley, (2001).
- [2] I.F. Gorodnitsky and M. Kutas C.A. Joyce, "Automatic removal of eye movement and blink artifacts from EEG data using blind component separation", *Psychophysiology*, vol. 41, (2004).
- [3] S. Osowski, A. Cichocki, K. Siwek, "MATLAB w zastosowaniu do obliczeń obwodowych i przetwarzaniu sygnałów": Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, (2006).
- [4] Pluciński Edmund Plucińska Agnieszka, „Probabilistyka : rachunek prawdopodobieństwa, statystyka matematyczna, procesy stochastyczne”. Warszawa: Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, (2009).
- [5] Anthony J.Bell and Terrence J. Sejnowski, "An information-maximisation approach to blind separation and blind deconvolution," *Neural Computations*, vol. 7, (1995)
- [6] Ashkan Yazdani, Jean-Marc Vesin, Touradj Ebrahimi Eleni Kroupi, " Ocular artifact removal from EEG: a comparison of subspace projection and adaptive filtering methods", 19th European Signal Processing Conference EUSIPCO, (2011).
- [7] Rak, R.J., Kołodziej, M., Majkowski, A.; Brain-computer interface as measurement and control system the review paper; *Metrology and Measurement Systems*, 19 (3), pp. 427-444, (2012).
- [8] Kołodziej, M., Majkowski, A., Rak, R.J.; A new method of EEG classification for BCI with feature extraction based on higher order statistics of wavelet components and selection with genetic algorithms; *Lecture Notes in Computer Science* (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics), 6593 LNCS (PART 1), pp. 280-289, (2011).

Autorzy: prof. dr hab. inż. Remigiusz J. Rak, E-mail: remigiusz.rak@iem.pw.edu.pl; dr inż. Andrzej Majkowski, E-mail: Andrzej.majkowski@iem.pw.edu.pl; dr inż. Marcin Kołodziej, E-mail: marcin.kolodziej@iem.pw.edu.pl; mgr inż. Daniel Król, E-mail: krold@ee.pw.edu.pl, Instytut Elektrotechniki Teoretycznej i Systemów Informacyjno-Pomiarowych..