



DOI: 10.5604/20830157.1159329

METODY ELIMINACJI ARTEFAKTÓW W SYGNAŁACH EEG

Małgorzata Plechawska-Wójcik

Politechnika Lubelska, Instytut Informatyki

Streszczenie. Rejestracja sygnałów elektroencefalograficznych (EEG) jest niemal zawsze związana z zapisem różnego rodzaju artefaktów, które zaszkadzają odczyt i utrudniają analizę zebranych danych. Artefakty te mogą być zauważalne w pojedynczych kanałach, ale bardzo często muszą być korygowane na przestrzeni kilku kanałów jednocześnie. Ich pochodzenie może być różnorodne. Wyróżnia się artefakty sieciowe, sprzętowe jak również kilka rodzajów artefaktów mięśniowych, pochodzących od badanej osoby. W ostatnich latach obserwuje się wzrost zainteresowania badaniami EEG nie tylko w zastosowaniach ambulatoryjnych i klinicznych, ale także w analizach psychologicznych oraz w budowie nowoczesnych interfejsów człowiek-maszyna. Artykuł przedstawia studium przypadku zastosowania analiz klasyfikacyjnych w zagadnieniach korekcy artefaktów sygnału EEG.

Słowa kluczowe: elektroencefalogram, pomiar elektroencefalograficzny, pomiar szumu, artefakty EEG

МЕТОДИ УСУНЕННЯ АРТЕФАКТІВ У СИГНАЛАХ EEG

Анотація. Реєстрація електроенцефалографічних сигналів (EEG) майже завжди пов'язана із записом різних видів артефактів, які перешкоджають при відчитуванні запису і утруднюють аналіз зібраних даних. Ці артефакти можуть бути помітні в окремих каналах, але дуже часто потрібно їх коректувати по декількох каналах одночасно. Вони мають різне походження. Розрізняють артефакти мережі, обладнання, а також кілька типів м'язових артефактів, отриманих від досліджуваної особи. В останні роки спостерігається підвищений інтерес до вивчення EEG не тільки при амбулаторному і клінічному застосуванні, але і в психологічному аналізі та при створенні сучасних інтерфейсів людина-машина. Дана стаття являє собою тематичне дослідження аналізу застосування класифікації з питань корекції артефактів сигналів EEG.

Ключові слова: електроенцефалограма, електроенцефалографічний вимір, вимір шуму, артефакти EEG

METHODS OF EEG ARTIFACTS ELIMINATION

Abstract. Registration of electroencephalography signals (EEG) is almost always associated with recording different kinds of artifacts that makes it difficult to read and analyze collected data. These artifacts may be noticeable in the individual channels, but very often they have to be adjusted over several channels simultaneously. Their origin can be varied. Among the most typical are network and hardware artifacts as well as several types of muscle artifacts, derived from the tested person. In recent years increased interest in EEG studies might be noticed. EEG signals are applied not only in the outpatient and clinical applications, but also in psychological analyses and in construction of modern human-machine interfaces. This article presents a case study of classification analysis application in EEG artifact correction tasks.

Keywords: electroencephalogram, electroencephalography measurement, noise measurement, EEG artifacts

Wstęp

Elektroencefalograf (EEG) to urządzenie umożliwiające nieinwazyjny pomiar aktywności elektrycznej mózgu. Pomiar ten realizowany jest z zastosowaniem elektrod umieszczanych na głowie, na ogół w sposób zgodny z międzynarodowymi standardami, takimi jak standard 10-20.

Sygnały EEG są zróżnicowane. W szczególności charakterystyki tych sygnałów różnią się od siebie, w zależności od stanu, w jakim znajduje się badana osoba. Przykładowo, inny sygnał widoczny będzie w przypadku relaksu, inny snu a jeszcze inny podczas normalnej codziennej aktywności.

Klasycznie rozróżnia się pięć podstawowych rodzajów fal mózgowych o różnych charakterystykach i zakresach częstotliwości:

- 1) Fale alfa – aktywność w paśmie 8-12 Hz występująca podczas stanu relaksu. Fala ta jest widoczna w szczególności, gdy badany ma zamknięte oczy i znajduje się w fazie przedśennej. Ten typ fali jest zauważalny przede wszystkim w odprowadzeniach tylnych, czyli miejscach, odpowiedzialnych za przetwarzanie informacji wzrokowych. Szczególnym typem fali alfa jest rytm mu rejestrowany w okolicach kory motorycznej i wskazujący na wykonywanie lub zamierzenie wykonywania ruchu (rys. 1).
- 2) Fale beta – niskoaamplitudowa aktywność w paśmie 12-30 Hz, w której dodatkowo wyróżnia się trzy przedziały: fale wolne (12-15 Hz, pasmo średnie, 15-18 Hz – właściwe pasmo beta oraz fale o częstotliwości powyżej 19 Hz klasyfikowane jako szybkie fale beta). Fale beta są widoczne przed wszystkim w okolicy czołowej i reprezentują słabo zsynchronizowaną pracę neuronów charakterystyczną dla codziennych, typowych

Вступ

Електроенцефалограф (ЕЕГ) це пристрій, який дозволяє неінвазивно вимірювати електричну активність мозку. Цей вимір проводять з використанням електродів, які розміщують на голові відповідно до міжнародних стандартів, такі, як стандарт 10-20.

Сигнали ЕЕГ різномірні. Характер цих сигналів відрізняється одні від одного, в залежності від стану, в якому людина знаходиться, наприклад, один сигнал буде видно у випадку релаксу, інший під час сну, а ще інший під час повсякденної діяльності.

Класично виокремлюють п'ять основних типів мозкових хвиль з різними характеристиками і частотою:

- 1) Альфа-хвилі - активність в межах 8-12 Гц, вона спостерігається під час стану розслаблення. Цю хвилю видно, коли досліджувані закрив очі і знаходяться в фазі перед сном. Цей тип сигналу помітно насамперед у задніх частинах мозку, які відповідають за обробку візуальної інформації. Особливий тип альфа-хвилі є ритм, який реєструється в моторній області кори головного мозку і повідомляє про виконання, або намір виконати рух (мал. 1).
- 2) Бета-хвилі – низькочастотна активність в межах 12-30 Гц, яка виділяє три діапазони: повільні хвилі (12-15 Гц, середній діапазон 15-18 Гц - нормальний діапазон і бета-хвилі з частотами вище 19 Гц, що класифікуються, як високі бета-хвилі). Бета-хвилі спостерігаються в лобних частинах і представляють слабо синхронізовану роботу нейронів, яка характерна для щоденної активності кори

aktywności kory mózgowej obejmujących pracę umysłową oraz percepcję zmysłową a także koncentrację uwagi objawiającą się pojawieniem się fal o małej amplitudzie.

- 3) Fale delta – aktywność w niskoczęstotliwościowym paśmie 0-4 Hz. Fale te wykazują się krótkim czasem trwania (do ¼ sekundy) i wysoką amplitudą. W szczególności fale o amplitudzie powyżej 75µV są określane jako fale wolne i charakteryzują się wysokim poziomem synchronizacji neuronów. Fale delta obserwowane są przede wszystkim podczas głębokiego snu oraz podczas medytacji.
- 4) Fale theta – aktywność w paśmie 3-7 Hz, typowa dla snu płytkiego, kiedy utrwalane są przyswojone treści, choć spotykana także podczas transu czy intensywnych emocji. Fale te mają charakterystyczną rozpiętość międzypikową rzędu kilkudziesięciu µV. Szczególnym typem fali theta jest rytm FMθ, związany ze skupieniem i aktywnością poznawczą. Fale te są obserwowane przede wszystkim w przedniej, przyśrodkowej części mózgu.
- 5) Fale gamma – aktywność w paśmie 30-80 Hz, która jednak najczęściej występuje w okolicach 40 Hz i związana jest z procesami poznawczymi oraz z pamięcią. Ponadto wyróżnia się wysokoczęstotliwościową falę gamma (tzw. high gamma) występującą w paśmie 80-200 Hz, która związana jest z reakcją na bodźce zarówno zewnętrzne jak i wewnętrzne.

головного мозку, включаючи розумову роботу, чуттєве сприйняття і концентрацію уваги, які проявляються при виникненні хвиль малої амплітуди.

- 3) Дельта-хвилі - активність в низькочастотному діапазоні 0-4 Гц. Ці хвилі мають коротку тривалість (до чверті секунди) і високу амплітуду. Зокрема, хвилі, що мають амплітуду більше, ніж 75 мікрвольт, називаються вільними і мають високий рівень синхронізації нейронів. Дельта хвилі спостерігаються в основному під час глибокого сну і медитації.
- 4) Хвилі тета - активність в межах 3-7 Гц, характерні для поверхневого сну, коли фіксується засвоєна інформація, також зустрічається під час трансу або сильних емоцій. Ці хвилі мають характерний спектр декількох десятків мікрвольт. Особливий тип хвилі тета-ритму FMθ пов'язаний з концентрацією та пізнавальною діяльністю. Ці хвилі спостерігаються в основному в передній частині мозку.
- 5) Гамма-хвилі - активність в діапазоні 30-80 Гц, яка найчастіше відбувається в межах 40 Гц і пов'язана з пізнанням і пам'яттю. Крім того, виділяються хвилі гамма високих частот, які знаходяться в діапазоні 80-200 Гц, пов'язані з реакцією на зовнішні та внутрішні подразники.



Rys. 1. Sygnał EEG z widoczną falą alfa
Мал. 1. Сигнал EEG з фіксованою альфа-хвилею

Pojedyncze badanie EEG realizowane jest zwykle w okresie od kilkudziesięciu minut do kulki godzin i służyć może diagnostyce (śpiączka, padaczka, zaburzenia snu, monitoring pacjenta podczas operacji), badaniu zaburzeń neurologicznych i właściwości funkcjonalnych mózgu jak również budowie interfejsów mózg-komputer oraz wspomaganii gier komputerowych. Dodatkową zaletą badania EEG jest wysoka rozdzielczość czasowa, szczególnie w porównaniu do takich technik obrazowania jak MRI i CT.

Celem artykułu jest analiza artefaktów spotykanych w sygnałach EEG oraz analiza aktualnego stanu wiedzy na temat metod wykorzystywanych do ich identyfikacji i korekcji.

1. Analiza sygnałów EEG

Struktury widoczne w sygnale EEG mogą i często nadal są analizowane wzrokowo. Wadą analizy wzrokowej są ograniczona powtarzalność i dość wysoki koszt a także niejednoznaczności standaryzacji. Niejednoznaczne kryteria analizy wzrokowej są powodem utrudnień implementacji metod komputerowej analizy sygnałów EEG.

Analizę sygnałów EEG realizuje się komputerowo zarówno w dziedzinie czasu jak i w dziedzinie częstotliwości. Analiza w dziedzinie czasu związana jest często z potencjałami wywołanymi (ang. evoked potentials, EP), będącymi reakcją

Одне дослідження EEG зазвичай проводиться в межах від декількох хвилин до декількох годин і може служити для діагностики (коми, епілепсії, порушення сну, моніторинг пацієнта під час операції), вивчення неврологічних і функціональних властивостей головного мозку, а також будівництво інтерфейсів мозок-комп'ютер, і як допомога для комп'ютерних ігор. Додатковою перевагою EEG є висока роздільна здатність в часі, особливо в порівнянні з методами візуалізації, такими як МРТ і КТ.

Метою статті є аналіз артефактів, які зустрічаються в сигналах EEG і аналіз актуального стану знань про методи, що використовуються для їх виявлення та корекції.

1. Аналіз сигналів EEG

Структури, які видно в сигналі EEG часто аналізують візуально. Недоліком візуального аналізу є обмежена відтворюваність і неоднозначність стандартизації. Неоднозначні критерії візуального аналізу є причиною труднощів для реалізації методів комп'ютерного аналізу сигналів EEG.

Аналіз сигналів EEG виконує комп'ютер, як в області часу, так і в області частотній. Аналіз у часовій області часто пов'язаний з викликами (ang. evoked potentials, EP), які є реакцією мозку на подразники, інтерпретація яких,

mózgu na bodźce, których interpretacja wymaga zwykle stosowania techniki uśredniania wyrównanych wcześniej wielu odpowiedzi na określony bodziec. Odpowiednio zrealizowane uśrednianie umożliwi analizę załamków otrzymanych w odpowiedzi na bodziec.

Drugim sposobem pracy z sygnałami EEG jest analiza widmowa, która obejmuje opis własności sygnału w dziedzinie częstotliwości. Do analiz tych wykorzystuje się metody nieparametryczne, polegające na wyznaczeniu widma bezpośrednio z wartości sygnału (transformata Fouriera, transformata Z) oraz metody parametryczne wykorzystujące parametryczne modele danych (model autoregresyjny).

Zarówno w dziedzinie czasu jak i w dziedzinie częstotliwości analizować można też zjawisko potencjałów wywołanych stanu ustalonego (ang. Steady State Evoked Potentials, SSEP), będących rodzajem procesu modulacji sygnału. Analizowany sygnał EEG otrzymany poprzez działanie serię okresowo powtarzających się stymulacji wzrokowych, słuchowych lub czuciowych [40].

2. Artefakty sygnału EEG

Niezależnie od rodzaju przeprowadzanej analizy jakość pomiaru oraz czystość sygnału EEG mają kluczowe znaczenie dla wyników. Otrzymanie dobrej jakości sygnału ma bardzo duże znaczenie, ponieważ tylko taki elektroencefalogram stanowi właściwe odzwierciedlenie aktywności elektrycznej mózgu. Jakość sygnału jest szczególnie istotna w kontekście bardzo niskiej amplitudy sygnału.

Artefakty są niepożądanymi sygnałami o pochodzeniu pozamózgowym rejestrowanymi przez elektrody EEG. Obecność artefaktów w sygnale ogranicza użyteczność kliniczną badania i prowadzić może do mylnych diagnoz, w tym w szczególności wykrycia nieistniejących zaburzeń neurologicznych.

Istnieje kilka rodzajów artefaktów spotykanych podczas rejestracji sygnału EEG. Artefakty te można podzielić na dwie grupy: artefakty techniczne związane z samą rejestracją sygnału oraz artefakty biologiczne pochodzące od osoby badanej.

Do pierwszej grupy zalicza się:

- Niewłaściwe lokalizacje umocowania elektrod. Elektrody powinny być rozmieszczone zgodnie z przyjętymi standardami, aby w odpowiedni sposób zmierzyć aktywność kory mózgowej związanej z określoną czynnością behawioralną. Sygnał EEG pochodzący z elektrody umieszczonej w niewłaściwym miejscu (np. przesuniętej o 1 cm) będzie znacznie słabiej, ponieważ słaby sygnał EEG szybko zanika wraz z odległością. Korekcja tego typu artefaktów nie jest możliwa, ponieważ sygnały powstałe na skutek błęd umocowania są bardzo słabe.
- Niewłaściwy kontakt elektrody ze skórą. Skóra osoby badanej musi zostać odpowiednio przygotowana. Musi zostać ona odtuszczona oraz pozbawiona zanieczyszczeń. Ponadto konieczne wykorzystanie dedykowanego żelu do elektrod, aby zapewnić szczelny kontakt elektrody ze skórą oraz aby uzyskać niski opór elektryczny. Korekcja niewłaściwie podłączonych elektrod nie jest bardzo trudna, dlatego układ skóra-elektroda powinien być stale monitorowany. Nieprawidłowo zamocowana elektroda spowodować może trudne do zauważenia zmiany potencjału, pojawiające się na pojedynczych sygnałach.
- Wpływ pola elektrycznego sieci zasilającej. Zakłócenie sygnału EEG związane z obecnością sieci związane jest z pojawieniem się harmonicznego, wysoko-amplitudowego sygnału o częstotliwości 50-60 Hz, w zależności od regionu geograficznego. Korekcję tego artefaktu realizuje się poprzez pasmowo-zaporowy filtr sieciowy.
- Pole elektryczne zewnętrznych urządzeń elektronicznych. Urządzenia takie jak komputery, sprzęt medyczny, telefony komórkowe czy urządzenia wszczepione, jak rozruszniki i stymulatory serca powodować mogą zakłócenia częstotliwości sygnału EEG.

як правило, вимагає використання способів усереднення раніше вирівняних багатьох відповідей на конкретний стимул. Належним чином здійснювати усереднення дозволяє аналіз хвилі, отриманої у відповідь на стимул.

Інший спосіб роботи з сигналами EEG є спектральний аналіз, який включає в себе опис властивостей сигналу в частотній області. Для аналізу використовують непараметричні методи, що полягають на визначенні спектра безпосередньо зі значення сигналу (перетворення Фур'є, перетворення Z) і параметричні методи, які використовують параметричні моделі даних (модель авторегресійна).

Як в області часу, так і в частотній області можна проаналізувати явище потенціалів викликаних стаціонарним станом (анг. Steady State Evoked Potentials, SSEP), які є процесом модуляції сигналу. Аналізований сигнал EEG отриманий дією ряду періодично повторюваних стимуляцій зорових, слухових або сенсорних [40].

2. Артефакти сигналу EEG

Незалежно від типу аналізу якість вимірювання і якість сигналу EEG мають важливе значення для результату. Отримати якісний сигнал дуже важливо, тому що тільки електроencefalограма точно відображає електричну активність мозку. Якість сигналу має особливо важливе значення в контексті дуже низької амплітуди.

Артефакти є небажаними сигналами, які походять не з мозку, але реєструються електродами EEG. Наявність артефактів в сигналі обмежує клінічну корисність тесту і може призвести до помилкових діагнозів, в тому числі, виявлення неіснуючих неврологічних розладів.

Є кілька видів артефактів, що спостерігаються під час запису сигналу EEG. Ці артефакти можуть бути розділені на дві групи: технічні артефакти, пов'язані з тією ж синхронізацією сигналу і біологічні артефакти, отримані від досліджуваного.

Перша група включає в себе:

- Електроди повинні бути розташовані відповідно до прийнятих стандартів, щоб адекватно виміряти активність кори головного мозку, пов'язану з певними поведінковими функціями. Сигнал EEG, що виходить від електрода, поміщеного в недозволеному місці (напр., зсунутий на 1cm) буде значно ослаблений, оскільки слабкий сигнал EEG швидко зникає зі збільшенням відстані. Корекція цього типу артефактів не представляється можливою, тому що сигнали, при неправильному прикріпленні дуже слабкі.
- Неправильний контакт електродів зі шкірою. Шкіра пацієнта повинна бути належним чином підготовлена. Повинна бути знежирена і чиста. Крім того, необхідно використовувати спеціальний гель для електрода, щоб забезпечити щільний контакт електрода з шкірою і отримати низький електричний опір. Корекція неправильно підключених електродів не складна, тому система шкіра-електрод повинна знаходитися під постійним контролем. Неправильно встановлений електрод може призвести до змін, які відбуваються в окремих сигналах, і їх важко зауважити.
- Вплив електричного поля електромережі. Перешкоди EEG сигналу, пов'язані з наявністю в мережі гармонійного сигналу, високої амплітуди з частотою 50-60 Гц, залежно від географічного регіону. Виправлення цього артефакту виконується за допомогою мережевого фільтра.
- Зовнішнє електричне поле електронних пристроїв. Такі пристрої, як комп'ютери, медичне обладнання, мобільні телефони і імплантовані пристрої, наприклад, кардіостимулятори можуть спричинити перешкоди частоти сигналу EEG.

- Nieodpowiednie warunki badania. Na badanie EEG może mieć wpływ chodzenie w pobliżu badanej osoby, które powoduje pojawienie się w elektroencefalogramie artefaktu zbliżonego do fal ostrych.

Druga grupa artefaktów to artefakty biologiczne, związane bezpośrednio z fizjologią osoby badanej (rys. 2). Do tej grupy zaliczyć można:

- Pocenie się badanej osoby. Skutkuje ono pogorszeniem się wydajności układu skóra-elektroda, zwiększeniem wartości impedancji a nawet powstawaniem zwarców pomiędzy elektrodami. Artefakty te są zauważalne w zapisie EEG pojedynczych sygnałów jako wolne, kilkusekundowe fale.
- Mruganie powodujące nawet kilkumiliwoltową różnicę potencjałów pomiędzy rogowką i siatkówką oraz kilkumikrowoltową amplitudę sygnału odwzorowującego czynność elektryczną siatkówki. Ruch oka występujący podczas mrugania powoduje bardzo silny artefakt, który może być widoczny nawet na wszystkich elektrodach, w tym w szczególności na tych umieszczonych na odprowadzeniach przedczołowych i czołowych. Rogówka i siatkówka oka tworzą układ dipola elektrycznego, który podczas ruchu zmienia orientację w przestrzeni i silnie zaburza tym samym rozkład natężenia pola elektrycznego. Artefakty tego typu charakteryzują się wyższą amplitudą i mniejszą częstotliwością niż sygnał EEG. Redukcja tego artefaktu jest bardzo trudna a jego występowania nie można wyeliminować stosując nawet uśrednianie po wielu realizacjach. Do wykrywania artefaktów ocznych wykorzystuje się często zapis elektrookulograficzny (EOG), będący zapisem czynności elektrycznej oczu.
- Artefakty mięśniowe głowy. Do artefaktów tych zalicza się te pochodzące od mięśni głowy i twarzy odpowiedzialnych za mimikę, ruchy szczęki, języka oraz ruchy gałek ocznych. Ich wpływ na sygnał jest szczególnie widoczny na odczytach elektrod czołowych i skroniowych. Szczególnie artefakty powstałe w wyniku ruchów języka, który, podobnie jak oko, pełni w przybliżeniu rolę dipola elektrycznego.
- Drżenia mięśni. Poza mięśniami głowy artefakty mogą powodować także drgania mięśni całego ciała, w tym kończyn. Długotrwałe przebywanie w niewygodnej pozycji lub choroba (np. Parkinsona) mogą powodować drżenia głowy, które uwiadcniają się w wynikowym sygnale. Takie zakłócenia mięśniowe (zarówno głowy jak i całego ciała) określane są mianem potencjałów miogennych i widoczne są na zapisach elektromiograficznych (EMG). Zwykle potencjały generowane w mięśniach charakteryzują się krótszym czasem trwania niż te generowane w mózgu i są łatwo je zidentyfikować. Jednak drżenia samoistne i choroba Parkinsona mogą powodować rytmiczne 4-6 Hz sinusoidalne artefakty, które są trudne do identyfikacji, ponieważ ich charakterystyka jest podobna do sygnałów EEG.
- Duża w stosunku do sygnału EEG siła tych artefaktów uniemożliwia ich korektę, dlatego podczas badania należy zapewnić badanemu komfort poprzez zadbanie o oparcie dla głowy, rąk i nóg oraz przewidzenie przerw.
- Czynność elektryczna serca. Rytmicznie pojawiający się artefakt o charakterystycznym kształcie związany z biciem serca (elektrokardiogram) widoczny szczególnie w przypadku sygnału z elektrod umieszczonych np. w okolicach tętniczek. Detekcja tego artefaktu jest możliwa poprzez zrównoleglenie pomiaru EEG i EKG.

W zależności od rodzaju artefaktów sygnały EEG są obciążone zakłóceniami na pojedynczych kanałach lub też na wszystkich. Dodatkowo w przypadku zakłóceń widocznych na wszystkich lub większości sygnałów pomiarowych artefakty pojawiają się mogą w różnych proporcjach, w zależności od rozkładu przestrzennego.

Poza wymienionymi, na zarejestrowane sygnały EEG wpływ, często nieznanymi i losowymi, mogą mieć także oprzyrządowanie, w szczególności wzmacniacz, zewnętrzne aktywności elektromagnetyczne itp. Modelowane są one zwykle jako dodatkowy losowy szum.

- Niewidповідні умови для проведення. На дослідження EEG може вплинути ходіння особи біля досліджуваного, це викликає появу в електроенцефалограмі артефакту, хвиль подібні до різких.

Друга група артефактів біологічні артефакти, пов'язані безпосередньо з фізіологією досліджуваної особи (мал. 2). До цієї групи відносяться:

- Пiтливiсть досліджуваного. Це призводить до погіршення ефективності поєднання шкіра-електрод, збільшення значень імпедансу і навіть до утворення короткого замикання між електродами. Ці артефакти помітні в поодиноких сигналах EEG, як вільні декілька секундні хвили.
- Моргання спричиняє навіть кількахвилинну різницю потенціалів між рогівкою і сітківкою і кількахвилинну амплітуду сигналу електричної активності сітківки. Рух ока, який відбувається під час моргання викликає дуже потужний артефакт, який можна побачити навіть на всіх електродах, особливо на лобних і передлобних електродах. Рогівка і сітківка ока утворюють систему електричного диполя, яка змінює орієнтацію руху в просторі і сильно змінює напруженість електричного поля. Артефакти цього типу мають більш високу амплітуду і низьку частоту, ніж сигнал EEG. Ліквідувати цей артефакт дуже важко, він не може бути усунений навіть при використанні усереднення за багатьма реалізаціями. Для виявлення очних артефактів, часто використовують запис електричної активності очей.
- Артефакти м'язів голови. До цих артефактів включають ті, які отримані від голови і лицьових м'язів, відповідальних за міміку, рухи нижньої щелепи, мову та рухи очей. Їх вплив на сигнал є особливо помітний на лобних і скроньових показниках електродів. Зокрема, артефакти, викликані рухами язика які, як і око, виконують роль електричного диполя.
- Не лише м'язи голови можуть спричинити артефакти, також можуть викликати вібрацію м'язи тіла і кінцівок. Тривале перебування в незручному положенні, або хвороба (напр., Хвороба Паркінсона) можуть викликати тремтіння голови, яке відображається у сигналі. Таке втручання м'язів (як голова і тіло) називається міогенні потенціали, які видимі на електроміогенних записах. Як правило, потенціали створювані в м'язах, мають меншу тривалість, ніж ті, які генеруються в головному мозку і їх легко ідентифікувати. Тим не менш, тримтіння і хвороба Паркінсона можуть викликати ритмічні 4-6 Гц синусоїдальні артефакти, які важко визначити, тому що їх характеристики схожі на сигнали EEG.
- По відношенню до сигналу EEG сила цих артефактів є високою і унеможливає їх корекцію, тому під час дослідження потрібно забезпечити комфорт для досліджуваного, для його голови, рук і ніг, а також передбачити перерви.
- Електрична активність серця. Ритмічно утворюваний артефакт, який має характерну форму пов'язану з роботою серця (ЕКГ), видимий особливо у випадку сигналів з електродів розташованих наприклад, в області артерій. Виявлення цього артефакту відбувається за допомогою розпаралелювання вимірювань EEG і ЕКГ.

Залежно від типу артефактів сигнали EEG, обтяжені неточностями на окремих або на всіх сигналах. Додатково, в разі видимих перешкод на всіх або більшості сигналів вимірювання, артефакти можуть відобразитися в різних пропорціях, залежно від просторового розподілу.

Окрім перерахованих, на запис сигналів EEG часто впливають незначні і випадкові перешкоди, вони можуть мати вимірвальний підсилювач, зокрема, зовнішньої електромагнітної активності і т.д. Вони, як правило, моделюються, як додатковий випадковий шум.



Rys. 2. Sygnał EEG z widocznymi artefaktami ruchu oka oraz artefaktami mięśniowymi
 Мал. 2. Сигнал EEG з артефактами руху ока і артефактами м'язів

Detekcję i korektę szumu oraz artefaktów przeprowadza się na samym początku analizy sygnału. Cyfrowy pomiar i zapis EEG umożliwia filtrowanie częstotliwościowe i odpowiedni dobór montażu już po realizacji badania, co ułatwia interpretację zapisu EEG o obniżonej jakości. Możliwości takiej analizy są jednak ograniczone, ponieważ np. stosowanie filtrowania wymaga separowalności sygnału EEG oraz artefaktów. Dlatego korekcja artefaktów typu post-hoc (bo realizacji badania) jest możliwa w przypadku np. obecności artefaktów na wspólnej elektrodzie referencyjnej [5].

3. Metody eliminacji artefaktów

3.1. Artefakty oczne

Aktywność oczu jest źródłem jednych z najczęściej występujących artefaktów sygnałów EEG [7]. Artefaktów tych ciężko się ustrzec, a mogą one w znacznym stopniu zaburzyć zarejestrowany sygnał EEG, dlatego ich korekcja jest bardzo istotna z praktycznego punktu widzenia. Detekcja i usunięcie tego typu artefaktów bez jednoczesnej utraty jakości sygnału EEG jest zadaniem bardzo trudnym. Istnieje rozbudowana literatura naukowa na temat redukcji tego typu zakłóceń [4, 7, 8, 16, 17, 25, 31, 37]. Jednym z szeroko stosowanych podejść jest budowa klasyfikatora uwzględniającego wpływ artefaktów ocznych na sygnał EEG [22]. Inne metody identyfikują artefakty oczne na podstawie dodatkowo zapisanego podczas badania elektrookulogramu [16] i z wykorzystaniem metod opartych na regresji liniowej [8]. Zarejestrowane sygnały EOG są odejmowane od zarejestrowanego sygnału EEG z uwzględnieniem proporcji wpływu artefaktu ocznego. Jednak proporcja ta musi być właściwie oszacowana.

Do analizy artefaktów ocznych stosowane często są też takie metody jak Principal Component Analysis (PCA) [5, 17, 25] oraz Independent Component Analysis (ICA) [7, 18, 37]. Metoda PCA dokonuje dekompozycji sygnału na nieskorelowane składowe, z których pierwsza z największą wariancją jest uznawana za artefakt oczny. Artefakty o dużej amplitudzie można stosunkowo łatwo w ten sposób izolować. Jednak separacja artefaktów o zbliżonych amplitudach nie jest łatwa do uzyskania tą metodą [19].

Wiele prac naukowych poświęconych jest wykorzystaniu metody Independent Component Analysis (ICA), która dekomponuje sygnał na wzajemnie niezależne komponenty. Do problemów działania metody ICA zaliczyć można utratę części danych EEG spowodowaną niedokładną separowalnością składowych [7], szczególnie w przypadku artefaktów o charakterze zbliżonym do sygnału EEG [1, 12].

Виявлення і корекція шуму і артефактів здійснюються на початку аналізу сигналу. Цифрове вимірювання і запис EEG дозволяють фільтрувати частоту і правильний вибір монтажу після проведення обстеження, що полегшує інтерпретацію EEG з низькою якістю. Можливість такого аналізу обмежена, бо, наприклад, використання фільтрації вимагає сепарабельного сигналу EEG і артефактів. Тому корекція артефактів типу post-hoc (до реалізації дослідження) є можливою у випадку, наявності артефактів на загальному електроді [5].

3. Методи усунення артефактів

3.1. Артефакти очей

Діяльність очей є джерелом найбільш поширених артефактів, сигналів EEG [7]. Цих артефактів, важко уникнути, а вони можуть значно погіршити реєстрацію сигналів EEG, тому їх корекція є дуже важлива з практичної точки зору. Виявлення і видалення цього типу артефактів без шкоди для якості сигналу EEG є дуже важким завданням. Існує велика кількість наукової літератури, де описується, як можна зменшити перешкоди цього типу [4, 7, 8, 16, 17, 25, 31, 37]. Один з широко використовуваних підходів полягає у створенні класифікатора, який бере до уваги ефект очних артефактів в сигналах EEG [22]. Іншим способом ідентифікації очних артефактів є додатково під час дослідження робити електричний запис активності ока [16] і за допомогою методів на основі лінійної регресії [8]. Зареєстровані сигнали віднімають з записаного сигналу EEG, з урахуванням впливу очного артефакту. Тим не менш, це співвідношення має бути належним чином оцінене.

Для аналізу очних артефактів, також часто використовуються такі методи, як Principal Component Analysis (PCA) [5, 17, 25] і Independent Component Analysis (ICA) [7, 18, 37]. Метод PCA розкладає компонент сигналу на нескорельовані складові, з яких перший з найбільшою дисперсією вважається за очний артефакт. Артефакти великої амплітуди можуть бути таким чином відносно легко ізольовані. Тим не менш, відділення артефактів з подібною амплітудою важко отримати за допомогою цього методу [19].

Багато наукових праць присвячені використанню методу Independent Component Analysis (ICA), який розкладає сигнал на взаємно незалежні компоненти. Проблемою в роботі методу ICA є втрата частини інформації EEG, це викликано неточністю розділення компонентів [7], особливо у випадку артефакту, який має аналогічний сигнал EEG [1, 12].

Metoda ICA ma też inne ograniczenia. Szczególnie problematyczna jest sytuacja, gdy źródła sygnałów EEG i EOG nie dają się reprezentować przez odrębne składowe niezależne. Dlatego też szuka się innych podejść do tego problemu. Wyniki badań pokazują, że lepsze wyniki uzyskać można łącząc metodę ICA z innymi metodami, takimi jak Auto-Regressive eXogenous (ARX) [39]. Takie podejście umożliwia budowę modelu sygnału EEG w oparciu zarówno o sygnały otrzymane po korekcji artefaktów metodą ICA jak i oryginalne referencyjne sygnały EEG. Umożliwia to niwelowanie negatywnego wpływu metody ICA na jakość wyjściowego sygnału EEG.

3.2. Artefakty mięśniowe

Artefakty mięśniowe [2, 11, 13] to jedne z najbardziej istotnych zaburzeń sygnału EEG widocznych jako wysokoczęstotliwościowa składowa sygnału w dziedzinie czasu i jako zaburzenie pasm beta i gamma w widmie częstotliwościowym. W porównaniu do analiz artefaktów związanych z ruchem oka istnieje niewiele prac badawczych dedykowanych artefaktom mięśniowym. Jeszcze mniejsze zainteresowanie (ok. 3% prac poświęconych korekcji artefaktów) poświęcone jest automatycznej ich redukcji [11].

Najbardziej obiecujące wyniki detekcji i korekcji artefaktów mięśniowych dają metody oparte o analizę komponentową, które dekomponują wielokanałowe sygnały EEG. Do takich metod należą Blind Source Separation (BSS) [9], Independent Component Analysis (ICA) [19, 26, 27, 28, 35] oraz Principle Component Analysis (PCA). Zastosowanie tych metod umożliwia identyfikację elementów mięśniowych sygnału, dzięki czemu możliwa jest rekonstrukcja oczyszczonego sygnału EEG. W literaturze spotkać można różne modyfikacje oraz połączenia wyżej wymienionych metod. Przykładem może być metoda BSS-ICA [9] wykorzystująca jako kryterium metodę Canonical Correlation Analysis (CCA). Metody te jednak wymagają dużych ilości danych aby ich wyniki mogły być uznane za wiarygodne. W szczególności długość analizowanego sygnału powinna być co najmniej dziesięciokrotnością kwadratu liczby kanałów, aby mogła być przeprowadzona dekompozycja ICA [28].

Wykorzystanie wspomnianych metod wymaga ręcznej, wizualnej oceny wykrytych składowych mięśniowych, szczególnie tych o najniższych rangach. Na ocenie wizualnej oparte są również inne metody [19].

3.3. Artefakty złożone

Poza metodami dedykowanymi korekcji pojedynczych rodzajów artefaktów istnieją też rozwiązania dedykowane jednoczesnej korekcji różnego rodzaju artefaktów. Tego typu analizy wykorzystują często odpowiednio zintegrowane grupy metod i oparte są zwykle na wieloetapowych obliczeniach obejmujących [36]:

- Separacja źródła sygnału (ang. *Source separation*). Najpopularniejszą metodą tego typu wykorzystywaną w badaniach jest metoda BSS (Blind Source Separation), która zakłada niezależność źródeł sygnału EEG oraz powstałych artefaktów. W ostatnich latach powstało wiele metod tego typu. Działają one przede wszystkim w oparciu o metody typu HOS (High Order Statistics) lub też we współpracy z metodami takimi jak ICA lub SOS (Second Order Statistics) [6, 15]. Metody te sprawdzają się dobrze nawet w przypadku źródeł o strukturach złożonych [20, 21, 32, 34]. Przykładem tak działającego algorytmu jest SOBI [3] oparty o macierze kowariancji wyliczone dla mierzonych sygnałów.
- Ekstrakcja cech. Po separacji identyfikację źródeł artefaktów można przeprowadzić wizualnie [29] ale takie podejście nie jest wydajne ani praktyczne. Nowoczesne metody realizują automatyczną identyfikację źródeł artefaktów automatycznej. Metody te funkcjonują dwuetapowo. Etap pierwszy polega na wyodrębnieniu z danych cech, które będą uwzględnione

Метод ICA має й інші обмеження. Особливо проблематичною є ситуація, коли джерела сигналів EEG і очей не можуть бути представлені, як окремі незалежні складові. Тому триває пошук альтернативних підходів до вирішення цієї проблеми. Дослідження показують, що кращі результати можуть бути досягнуті шляхом об'єднання методів ICA з іншими методами, такими як Auto-Regressive Xogenous (ARX) [39]. Такий підхід дозволяє побудувати модель сигналу EEG на основі обох сигналів, отриманих після корекції артефактів методом ICA, як і оригінальні референційні сигнали EEG. Це дає можливість виключити негативний вплив методу ICA на якість сигналу EEG.

3.2. М'язові артефакти

М'язові артефакти [2, 11, 13] є одними з найбільш важливих розладів сигналу EEG, що показують сигнал високочастотної складової в області часу, і як розлад бета і гамма діапазонів спектру частот. У порівнянні з аналізом артефактів, пов'язаних з рухом очей, є невелика кількість досліджень, присвячене м'язовим артефактам. Ще менший інтерес (бл. 3% робіт, описують корекцію цих артефактів) присвячений автоматичній їх редукції [11].

Найбільш багатообіцяючі результати для виявлення і корекції м'язових артефактів забезпечують методи, засновані на аналізі компонентів, які розчеплюють багатоканальні сигнали EEG. До таких методів належать Blind Source Separation (BSS) [9], Independent Component Analysis (ICA) [19, 26, 27, 28, 35] і Principle Component Analysis (PCA). Використання цих методів дозволяє ідентифікувати елементи сигналу м'язів, тим самим дозволяючи реконструкцію очищеної EEG. У літературі можна зустріти різні модифікації та комбінації зазначених вище способів. Прикладом може бути метод BSS-ICA [9] використовується, як критерій методу Canonical Correlation Analysis (CCA). Тим не менше, ці методи вимагають великих обсягів даних, щоб їх результати можна було вважати надійними. Зокрема, довжина аналізованого сигналу повинна бути, принаймні в десять разів збільшити квадрат числа каналів, щоб можна було проводити метод ICA [28].

Використання цих методів вимагає візуальної оцінки ідентифікованих компонентів м'язів, особливо з низьким рівнем. На візуальній оцінці опираються і інші методи [19].

3.3. Складені артефакти

Поza методами корекції окремих видів артефактів, є рішення, присвячені одночасній корекції всіх видів артефактів. Для цього типу аналізування часто використовують відповідно зінтегровані групи методів, які опираються на багатоступеневих розрахунках [36]:

- Поділ джерела сигналу (анг. *Source separation*). Найбільш поширеним методом, який використовується в цьому типі досліджень є метод BSS (Blind Source Separation), який передбачає незалежність джерел сигналу EEG і артефактів. В останні роки зросла кількість методів цього типу. Вони діють в першу чергу на основі методу типу HOS (High Order Statistics) або в поєднанні з такими методами, як ICA або SOS (Second Order Statistics) [6, 15]. Ці методи працюють добре, навіть при складених структурах [20, 21, 32, 34]. Прикладом такої дії є алгоритм SOBI [3] працює на основі коваріаційних матриць, які обчислені для вимірних сигналів.
- Екстракція характеристик. Ідентифікацію джерел артефактів можна зробити візуально [29], але цей підхід не є ефективним і практичним. Сучасні методи виконують автоматичну ідентифікацію джерел автоматичних артефактів. Ці методи працюють у два етапи. Перший етап полягає у витяганні особливостей даних, які будуть включені на другому етапі класифікації. Є цілий ряд

w drugim etapie - klasyfikacji. Istnieje cały szereg metod wykorzystywanych do ekstrakcji cech. Podzielić je można na następujące grupy [36]:

- Parametry i własności statystyczne. Do grupy tej należą: kurtoza, entropia, trendy i wartości odstające. Kurtoza wykorzystywana do detekcji rozkładów charakterystycznych dla określonych rodzajów artefaktów, entropii używa się do identyfikacji sygnałów skoncentrowanych występujących w małych odstępach czasowych (zwykle artefaktów) [10, 14].
- Sygnały wzorcowe. Jeśli jest to możliwe, wykorzystuje się zmierzone artefakty (EOG, EKG) jako sygnały wzorcowe. W badaniach [15, 23, 24, 30, 33, 38] widoczna jest wysoka korelacja zaszumionych sygnałów EEG z takimi wzorcami [41].
- Charakterystyki częstotliwościowe. Źródła mogą być opisane za pomocą energii zawartej w różnych pasmach częstotliwości [23, 32].
- Charakterystyki przestrzenne. Wyodrębnione cechy są integrowane z topografią głowy, co umożliwia sprawdzenie pochodzenia biologicznego sygnałów [24, 32].
- Klasyfikacja. Wyodrębnione cechy mogą zostać wykorzystane w procesie klasyfikacji, w którym konkretne źródła oznaczane są jako artefakty na podstawie wcześniej określonych wartości progowych. Najczęściej wykorzystywanymi klasyfikatorami są klasyfikator Bayesa liniowy lub kwadratowy oparty o analizę dyskryminacyjną [32] lub też maszynę wektorów nośnych (Support Vector Machines) [33].

4. Podsumowanie

Istnieje wiele rodzajów artefaktów w sygnałach EEG. Wszystkie poważnie zaburzają odczyt i utrudniają analizę danych. Niektóre z nich mogą zostać wyeliminowane przez właściwie przygotowany sprzęt i badanie. Wielu z nich jednak, szczególnie artefaktów pochodzenia biologicznego, nie da się uniknąć. W artykule przedstawiono przegląd najnowszych metod dedykowanych wykrywaniu i korekcyi różnego rodzaju artefaktów, w szczególności artefaktów mięśniowych oraz ocznych.

Podziękowania

Praca powstała w ramach projektu *PL-NTU Transgraniczna wymiana doświadczeń* PBU.03.01.00-06-386/11-00 współfinansowanego w ramach Programu Współpracy Transgranicznej Polska-Białoruś-Ukraina 2007-2013 finansowanego ze środków Unii Europejskiej w ramach Europejskiego Instrumentu Sąsiedztwa i Partnerstwa.

Niniejsza publikacja została stworzona przy pomocy Unii Europejskiej. Wyłączną odpowiedzialność za zawartość niniejszej publikacji ponosi Małgorzata Plechawska-Wójcik oraz w żaden sposób nie może być ona postrzegana jako odzwierciedlenie poglądów Unii Europejskiej.

Literatura || Література

- [1] Barbati G., Porcaro C., Zappasodi F., Rossini P.M., Tecchio F.: Optimization of an independent component analysis approach for artifact identification and removal in magnetoencephalographic signals, *Clin. Neurophysiol.* 115, 2004, 1220–1232.
- [2] Barlow JS.: Artifact processing (rejection and minimization) in EEG data processing. In: Lopes da Silva FH, Storm van Leeuwen W, Remond A, editors. *Handbook of electroencephalography and clinical neurophysiology*. Revised series 1986; vol. 2. Amsterdam: Elsevier; 1986, 15–62.
- [3] Belouchrani A., Abed-Meraim K., Cardoso J., Moulines E.: A blind source separation technique using second-order statistics, *IEEE Transactions on Signal Processing* 45 (2), 1997, 434–444.
- [4] Berg P., Scherg M.: A multiple source approach to the correction of eye artifacts. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 90, 1994, 229–241.
- [5] Blinowska K., Kamiński M.: *Multivariate Signal Analysis by Parametric Models*. Handbook of Time Series Analysis. Björn Schelter, Matthias Winterhalder, Jens Timmer, WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2006, Weinheim.
- [6] Cichocki A., Amari S.: *Adaptive Blind Signal and Image Processing Learning Algorithms and Applications*, John Wiley & Sons, New York, USA, 2002.

методів, які використовуються для виділення ознак. Вони можуть бути розділені на наступні групи [36]:

- Параметри і статистичні властивості. Ця група включає в себе: куртозу, ентропію, тенденції та викиди. Куртоза використовується для виявлення характерних розподілів для окремих видів artefaktів, ентропія використовується для ідентифікації сигналів, які зустрічаються на невеликих часових інтервалах (як правило, artefaktів) [10, 14].
- Опорні сигнали. Якщо це можливо, то використовуються при вимірюванні artefaktів (ЕКГ) в якості опорного сигналу. У дослідженнях [15, 23, 24, 30, 33, 38] видно високу кореляцію зашумлених сигналів EEG з такими сигналами [41].
- Частотні характеристики. Сигнали можна описати з використанням енергії, що міститься в різних частотних діапазонах [23, 32].
- Просторові характеристики. Виокремлені характеристики інтегрують з томографією голови, що дозволяє перевірити сигнали біологічного походження [24, 32].
- Класифікація. Виокремлені ознаки можуть бути використані в процесі класифікації, де конкретні сигнали визначені, як artefaktи на основі заданих порогових значень. Найбільш поширеним є класифікатор Bayesa лінійний або квадратичний в основі якого дискримінантний аналіз [32], або пристрій опорних векторів (Support Vector Machines) [33].

4. Висновок

Є багато типів artefaktів у сигналах EEG, які перешкоджають відчитувати і аналізувати дані. Деякі з них можуть бути усунені за допомогою правильно налаштованого обладнання. Однак, багато artefaktів, особливо біологічного походження не вдається уникнути. В даній статті розглядаються сучасні методи виявлення і корекції різних типів artefaktів, зокрема artefaktів м'язів та очей.

Завдяки

Робота створена в рамках проекту ПЛ-НТУ Транскордонний обмін досвідом PBU.03.01.00-06-386/11-00, співфінансованого в рамках Програми Транскордонного Співробітництва Польща-Білорусь-Україна 2007-2013, що фінансується Європейським Союзом в рамках Європейського Інструменту Сусідства та Партнерства.

Ця публікація була створена за допомогою Європейського Союзу. Відповідальність за зміст цієї публікації лежить на Малгожаті Плехавській-Вуйцік, і жодним чином не може розглядатися як відображення поглядів Європейського Союзу.

- [7] Croft R.J., Barry R.J.: Removal of ocular artifact from the EEG: a review, *Neurophysiol. Clin.* 30, 2000, 5–19.
- [8] Croft R.J., Barry R.J.: EOG correction: a new perspective, *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 107, 1998, 387–394.
- [9] De Clercq W., Vergult A., Vanrumste B., Van Paesschen W., Van Huffel S.: Canonical correlation analysis applied to remove muscle artifacts from the electroencephalogram. *IEEE Trans Biomed Eng* 2006, 53:2583–7.
- [10] Delorme A., Sejnowski T., Makeig S.: Enhanced detection of artifacts in EEG data using higher-order statistics and independent component analysis, *NeuroImage* 34, 2007, 1443–1449.
- [11] Fatourechi M., Bashashati A., Ward RK., Birch GE.: EMG and EOG artifacts in brain computer interface systems: a survey. *Clin Neurophysiol.* 2007; 118:480–94.
- [12] Frank R.M., Frishkoff G.A.: Automated protocol for evaluation of electromagnetic component separation (APECS): application of a framework for evaluating statistical methods of blink extraction from multichannel EEG, *Clin. Neurophysiol.* 118, 2007, 80–97.



- [13] Goncharova II., McFarland DJ., Vaughan TM., Wolpaw JR.: EMG contamination of EEG: spectral and topographical characteristics. *Clin Neurophysiol* 2003; 114:1580–93.
- [14] Greco A., Mammone N., Morabito F., Versaci M.: Kurtosis, Renyi's entropy and independent component scalp maps for the automatic artifact rejection from EEG data, *International Journal of Signal Processing* 2 (4), 2006, 240–244.
- [15] James C., Gibson O.: Temporally constrained ICA: an application to artifact rejection in electromagnetic brain signal analysis, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 50 (9), 2003, 1108–1116.
- [16] Jervis B.W., Coelho M., Morgan G.W.: Effect on EEG responses of removing ocular artefacts byproportional EOG subtraction, *Med. Biol. Eng. Comput* 27, 1989, 484–490.
- [17] Joyce C.A., Gorodnitsky I.F., Kutas M.: Automatic removal of eye movement and blink artifacts from EEG data using blind components eparation, *Psychophysiology* 41, 2004, 313–325.
- [18] Jung TP., Humphries C., Lee T., Makeig S., McKeown M.J., Iragui V., Sejnowski T.J.: Extended ICA removes artifacts from electroencephalographic recordings, *Adv. NeuralInform. Process. Syst.* 10, 1998, 894–900.
- [19] Jung TP., Makeig S., Humphries C., Lee TW., McKeown M.J., Iragui V., et al.: Removing electroencephalographic artifacts by blind source separation. *Psychophysiology* 2000, 37:163–78.
- [20] Kierkels J., van Boxtel G., Vogten L.: A model-based objective evaluation of eye movement correction in EEG recordings, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 53 (2), 2006, 246–253.
- [21] Klemm M., Hauelsen J., Ivanova G.: Independent component analysis: comparison of algorithms for the investigation of surface electrical brain activity, *Medical & Biological Engineering & Computing* 47, 2009, 413–423.
- [22] Lei X., Yang P., Yao D.: An empirical Bayesian framework for brain-computer interfaces, *IEEETrans.NeuralSyst.Rehabil.Eng.* 17, 2009, 521–529.
- [23] LeVan P., Urrestarazu E., Gotman J.: A system for automatic artifact removal in ictal scalp EEG based on independent component analysis and Bayesian classification, *Clinical Neurophysiology* 117 (4), 2006, 912–927.
- [24] Li Y., Ma Z., Lu W., Li Y.: Automatic removal of the eye blink artifact from EEG using an ICA-based template matching approach, *Physiological Measurement*, 27 (4), 2006, 425.
- [25] Liu T., Yao D.: Removal of the ocular artifacts from EEG data using a cascaded spatio-temporal processing, *Comput.MethodsProgr.Biomed.* 83, 2006, 95–103.
- [26] Ma J., Bayram S., Tao P., Svetnik V.: High-throughput ocular artifact reduction in multichannel electroencephalography (EEG) using component subspace projection. *J. Neurosci. Meth.* 2011, 196:131–40.
- [27] Ma J., Tao P., Bayram S., Svetnik V.: Muscle artifacts in multichannel EEG: Characteristics and reduction. *Clinical Neurophysiology* 123, 2012, 1676–1686.
- [28] Makeig S., Bell AJ., Jung TP., Sejnowski T.J.: Independent component analysis of electroencephalographic data. In: *Advances in neural information processing systems*. Cambridge, Mass: MIT Press 1996, 8:145–51.
- [29] Melissant C., Ypma A., Frietman E., Stam C.: A method for detection of Alzheimer's disease using ICA-enhanced EEG measurements, *Artificial Intelligence in Medicine* 33 (3), 2005, 209–222.
- [30] Nicolaou N., Nasuto S.: Automatic artefact removal from event-related potentials via clustering, *Journal of VLSI Signal Processing* 48 (1), 2007, 173–183.
- [31] Qin Y., Xu P., Yao D.: A comparative study of different references for EEG default mode network: the use of the infinity reference, *Clin. Neurophysiol.* 121, 2010, 1981–1991.
- [32] Romero S., Mananas M., Barbanoj M.: A comparative study of automatic techniques for ocular artifact reduction in spontaneous EEG signals based on clinical target variables: a simulation case, *Computers in Biology and Medicine* 38 (3), 2008, 348–360.
- [33] Shao S., Shen K., Ong C., Wilder-Smith E., Li X.: Automatic EEG artifact removal: a weighted support-vector-machine approach with error correction, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 56 (2), 2009, 336–344.
- [34] Ting K., Fung P., Chang C., Chan F.: Automatic correction of artifact from singletrial event-related potentials by blind source separation using second order statistics only, *Medical Engineering and Physics* 28 (8), 2006, 780–794.
- [35] Urrestarazu E., Iriarte J., Alegre M., Valencia M., Viteri C., Artieda J.: Independent component analysis removing artifacts in ictal recordings. *Epilepsia* 2004, 45:1071–8.
- [36] Vázquez R., Vélez-Pérez, H., Rantab R., Dorr V., Maquin D., Maillard L.: Blind source separation, wavelet denoising and discriminant analysis for EEG artefacts and noise cancelling. *Biomedical Signal Processing and Control* 7, 2012, 389–400
- [37] Vigario R.N.: Extraction of ocular artefacts from EEG using independent component analysis, *Electroencephalogr.Clin.Neurophysiol.* 103, 1997, 395–404.
- [38] Wallstrom G., Kass R., Miller A., Cohn J., Fox N.: Automatic correction of ocular artifacts in the EEG: a comparison of regression-based and component-based methods, *International Journal of Psychophysiology* 53 (2), 2004, 105–119.
- [39] Wang Z., Peng X., TieJun L., Yin T., Xu L., DeZhong Y.: Robust removal of ocular artifacts by combining Independent Component Analysis and system identification. *Biomedical Signal Processing and Control*, 10, 2014, 250–259.
- [40] Żygierewicz J., Malinowska U., Suffczyński P., Piotrowski T., Durka P.: Event-related desynchronization and synchronization in evoked K-complexes. *Acta Neurobiologiae Experimentalis*, 69, 2009, 254–261.
- [41] Żygierewicz J., Mazurkiewicz J., Durka P., Franaszczuk P., Crone N.: Estimation of short-time cross-correlation between frequency bands of event related EEG. *Journal Of Neuroscience Methods*, 157, 2, 2006, 294–302.

Dr inż. Małgorzata Plechawska-Wójcik
e-mail: m.plechawska@pollub.pl

Małgorzata Plechawska-Wójcik pracuje jako adiunkt w Instytucie Informatyki WEiI Politechniki Lubelskiej. Tytuł doktora nauk technicznych w dyscyplinie Informatyka otrzymała w roku 2011 na Politechnice Śląskiej.

Jej zainteresowania naukowe obejmują bioinformatykę, analizę danych biomedycznych, analizę sygnałów EEG oraz nowoczesne interfejsy człowiek-komputer.



К.т.н. інж. Малгожата Плехавська-Вуйцік
e-mail: m.plechawska@pollub.pl

Малгожата Плехавська-Вуйцік працює лектором в Інституті інформатики Люблінської Політехніки. Ступінь К.т.н. в дисципліні інформатики в 2011 році отримала в Шльонській Політехніці.

Її наукові інтереси включають біоінформатику, біомедичний аналіз даних, аналіз сигналів EEG і сучасні інтерфейси людина-комп'ютер.