



AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA IM. STANISŁAWA STASZICA W KRAKOWIE

WYDZIAŁ ELEKTROTECHNIKI, AUTOMATYKI, INFORMATYKI I INŻYNIERII
BIOMEDYCZNEJ

Autoreferat rozprawy doktorskiej

Zastosowanie wybranych epizodów elektroencefalograficznych jako sygnału sterującego w interfejsie człowiek-maszyna

Anna Broniec-Wójcik

**Rozprawa doktorska wykonana w Katedrze Automatyki i Inżynierii
Biomedycznej pod kierunkiem prof. dr hab. inż. Piotra Augustyniaka**

Kraków 2013

1. Wprowadzenie

1.1 Znaczenie elektroencefalografii w bezpośredniej komunikacji mózg-komputer

W 1924 roku przeprowadzono pierwsze badania potencjałów elektrycznych mózgu u człowieka. Miało to miejsce w Niemczech, gdzie Hans Berger zarejestrował sygnały elektroencefalograficzne u pacjentów mających znaczne ubytki czaszkowe (liczba takich pacjentów nie była mała, ze względu na panujący w Europie okres powojenny). Szybko okazało się, że badanie potencjałów elektrycznych mózgu jest możliwe także u osób zdrowych z nienaruszoną czaszką. W roku 1929 Berger opublikował pierwsze zapisy elektroencefalograficzne [Berger, 1929]. Początkowo elektroencefalografia (EEG) była stosowana głównie do oceny zaburzeń neurologicznych i badania funkcji mózgu, jednak już wtedy naukowcy spekulowali na temat istnienia możliwości użycia elektroencefalografii do „czytania myśli”. Termin interfejs mózg-komputer (ang. *Brain-Computer Interface, BCI*) pojawił się w latach siedemdziesiątych ubiegłego wieku, jednakże dopiero znaczący rozwój technologii, jaki dokonał się w ostatnich latach, umożliwił praktyczną realizację idei interfejsu BCI. Za pierwszą pracę naukową opisującą system BCI uznaje się artykuł Jacques Vidala "Toward Direct Brain-Computer Communication" [Vidal J., 1973]. Pierwsza międzynarodowa konferencja poświęcona BCI miała miejsce w 1999 roku w Nowym Jorku (Rensselaer Institute of Albany). Na konferencji tej Jonathan R. Wolpaw zdefiniował następująco pojęcie interfejsu mózg-komputer: "A brain-computer interface is a communication system that does not depend on the brain's normal output pathways of peripheral nerves and muscles" [Wolpaw J. i in., 2000] (tłum. „Interfejs mózg-komputer jest to system komunikacyjny, który nie zależy od naturalnych dróg wyjściowych mózgu, takich jak nerwy obwodowe i mięśnie"). Tak więc, BCI to system bezpośredniej komunikacji pomiędzy człowiekiem a maszyną, mający za zadanie przeniesienie informacji sterującej z mózgu bezpośrednio do komputera, z pominięciem drogi nerwowej i mięśniowej. W odróżnieniu od klasycznych interfejsów, nie potrzebuje on więc połączenia z mięśniami czy nerwami obwodowymi, co pozwala na sterowanie urządzeniami bez słownej lub fizycznej interakcji. W tym celu, konieczne jest przetwarzanie sygnału reprezentującego aktywność mózgową (zarejestrowanego za pomocą elektroencefalografii, elektrokortykografii, matryc mikroelektrodowych, magnetoencefalografii, funkcjonalnego rezonansu magnetycznego lub spektroskopii bliskiej podczerwieni) w czasie rzeczywistym. Wśród przełomowych wydarzeń w rozwoju tematyki dotyczącej BCI, warto również wspomnieć o projekcie BCI 2000 [Schalk i in., 2004]. System BCI 2000 został stworzony jako uniwersalna, szeroko dostępna platforma z zamysłem, że stanie się ona powszechnie używanym narzędziem softwareowym, umożliwiającym wszechstronne przetwarzanie sygnałów biomedycznych w czasie

rzeczywistym. Utworzenie systemu BCI 2000 miało na celu ułatwienie współpracy zespołom pracujących w obszarze tej tematyki oraz wsparcie rozwoju badań poprzez gromadzenie danych, udostępnienie protokołów przeprowadzania doświadczeń, metod przetwarzania sygnału, a także różnorodnych aplikacji i oprogramowania do urządzeń wyjściowych. Pomimo tego, że w ostatnim dziesięcioleciu nastąpił gwałtowny rozwój badań z zakresu interfejsów mózg-komputer, wizja uzyskania dostępu do ludzkich myśli okazała się jak dotąd nieosiągalna. Możliwe jest jednak wydobycie pewnych powtarzalnych epizodów pojawiających się w reakcji mózgu na bodźce zewnętrzne lub wewnętrzne. Można je klasyfikować i przetwarzać w czasie rzeczywistym na rozkazy służące do sterowania komputerem, a za jego pomocą dowolnym urządzeniem peryferyjnym, neuroprotezą czy wózkiem inwalidzkim.

Nadrzędnym celem badań nad systemami BCI jest umożliwienie komunikacji z otoczeniem pacjentom cierpiącym na ciężkie schorzenia nerwowo-mięśniowe, które powodują postępujący lub kompletny paraliż. Do schorzeń tych należą: stwardnienie rozsiane, stwardnienie zanikowe boczne, udar mózgowy podkorowy, mózgowie porażenie dziecięce czy ciężkie uszkodzenia kręgosłupa. W szczególności, interfejsy te są dedykowane pacjentom cierpiącym na tzw. syndrom zamknięcia, dla których komunikacja za pomocą BCI jest jedyną nadzieją na kontakt ze światem zewnętrznym [Pfurtscheller G. i Neuper C., 2001; Wolpaw J. i in., 2004]. Aplikacje BCI znajdują także zastosowanie w terapii i rehabilitacji osób chorujących neurologicznie, a szczególnie cierpiących po udarze mózgu [Kanna S i in., 2009; Mak J. i Wolpaw J., 2009]. Pokrewną metodą jest również terapia wykorzystująca tzw. neurobiofeedback, która może służyć do wspomagania procesu nauki i koncentracji w przypadku leczenia ADHD u dzieci (ang. *Attention Deficit Hyperactivity Disorder*, czyli zespołu nadpobudliwości psychoruchowej z deficytem uwagi). Ponadto istnieje szereg zastosowań komercyjnych takich jak np. gry komputerowe sterowane falami mózgowymi [van Vliet M. i in., 2012].

Jak wcześniej wspomniano, interfejsy BCI mogą być realizowane z użyciem wszystkich możliwych sposobów pozyskania sygnału aktywności mózgowej, niemniej jednak najbardziej znaczącą rolę odgrywają interfejsy wykorzystujące sygnał elektroencefalograficzny. Na fakt ten wpływa przede wszystkim bardzo dobra rozdzielczość czasowa sygnału EEG oraz kilkudziesięcioletnie doświadczenie w rejestracji i analizie tego sygnału. Dodatkowo, dzięki łatwości wykonywania rejestracji sygnału EEG, a także stosunkowo niskiej cenie rejestratorów, interfejs BCI oparty na EEG jest potencjalnie dostępny na szerszą skalę niż tylko naukową. Liczne publikacje [Wolpaw J. i in., 1991; Cincotti F. i in., 2003; Millan J. i in., 2004, Kuś R. i in., 2012] pokazują zastosowanie sygnału EEG od aplikacji sterujących kursorem komputera po proste sterowanie wózkiem inwalidzkim. Sygnał EEG ma jednak swoje ograniczenia. Jest nim przede wszystkim niska rozdzielczość przestrzenna, wynikająca z faktu, że sygnał zbierany na jednej elektrodzie reprezentuje aktywność tysięcy neuronów. Ponadto rejestrowana aktywność elektryczna ma ograniczony zakres częstotliwości, a rejestrowane zapisy mają niski poziom sygnału do szumu. Lepsze wyniki można uzyskać za pomocą metod mierzących sygnał elektryczny bezpośrednio na korze mózgu jak

elektrokortykografia [Pistohl T. i in., 2007; Schalk G. i in., 2008] lub wewnątrzkorowo [Heldman D. i in., 2006; Ajiboye A. i in., 2012]. Sygnał elektryczny mierzony metodami inwazyjnymi zawiera mniej artefaktów, oferuje wyższy poziom sygnału do szumu, a także, ze względu na lepszą rozdzielczość przestrzenną, udostępnia znacznie więcej stopni swobody możliwych do użycia jako wejście sterujące w interfejsach BCI. Jednakże obie powyższe techniki wymagają przeprowadzenia operacji na otwartym mózgu, wobec czego stwarzają duże niebezpieczeństwo powikłań przy długoczasowych pomiarach.

Wśród systemów BCI opartych na sygnale elektroencefalograficznym można wyróżnić kilka ścieżek rozwoju w zależności od rodzaju zjawisk jakie są wykorzystywane do komunikacji i sterowania komputerem. Główne z nich to: potencjały wywołane wzrokowe [Middendorf M. i in., 2000; Cheng M. i in., 2002], potencjał „sukcesu” wywołany pojawieniem się oczekiwanego bodźca [Donchin E. i in., 2000] oraz rytmy motoryczne [Wolpaw J. i in., 2000, 2002; Obermaier B. i in., 2001; Neuper C. i in., 2003]. Przedmiotem badań niniejszej pracy było wydobycie epizodów towarzyszących wyobrażeniu ruchu. Jest to najbardziej naturalny, jedyny zależny od naszej woli i świadomości sposób generowania sygnału sterującego. Wydobycie różnych epizodów towarzyszących wyobrażeniu ruchu możliwe jest dzięki somatotopowej organizacji kory motorycznej. Jednocześnie zadanie to jest bardzo trudne ze względu na to, że wyobrażenie ruchu generuje słabe zmiany w sygnale EEG, które w dziedzinie czasowej są wręcz niewidoczne, a jego skuteczne wydobycie wymaga zazwyczaj treningu.

1.2 Cel rozprawy

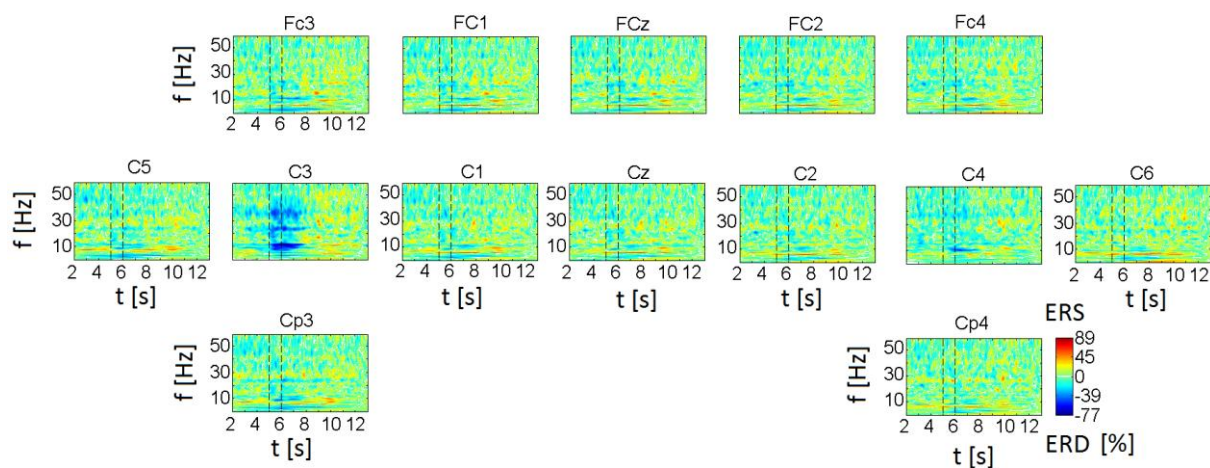
Głównym problemem badawczym i celem pracy jest znalezienie charakterystycznych, powtarzalnych epizodów w sygnale elektroencefalograficznym pojawiających się w trakcie wyobrażenia ruchu ręką. Na podstawie analizy danych eksperymentalnych, przeprowadzona zostanie identyfikacja obszarów kory ruchowej aktywowanych zamiarem ruchu z uwzględnieniem różnic osobniczych. Ponadto celem rozprawy, jest zaprojektowanie i uruchomienie algorytmów pozwalających na wyodrębnienie cech sygnału EEG, które mogą być wykorzystane do sterowania w systemach BCI. Teza niniejszej pracy brzmi następująco: „Automatyczna analiza wybranych epizodów elektroencefalograficznych może zostać skutecznie wykorzystana jako źródło sygnałów sterujących w interfejsie człowiek-maszyna”.

2. Wybrane wyniki

W niniejszym rozdziale zostały opisane i przedyskutowane wyniki oraz najważniejsze osiągnięcia pracy. Przedstawiono w nim kolejno: analizę czasowo-częstotliwościową zmian ERD/ERS, analizę z użyciem modelu autoregresyjnego oraz zastosowanie spektralnej analizy szumu migotania (FNS).

2.1 Analiza czasowo-częstotliwościowa zmian synchronizacji rytmów oparta na metodzie transformacji Falkowej

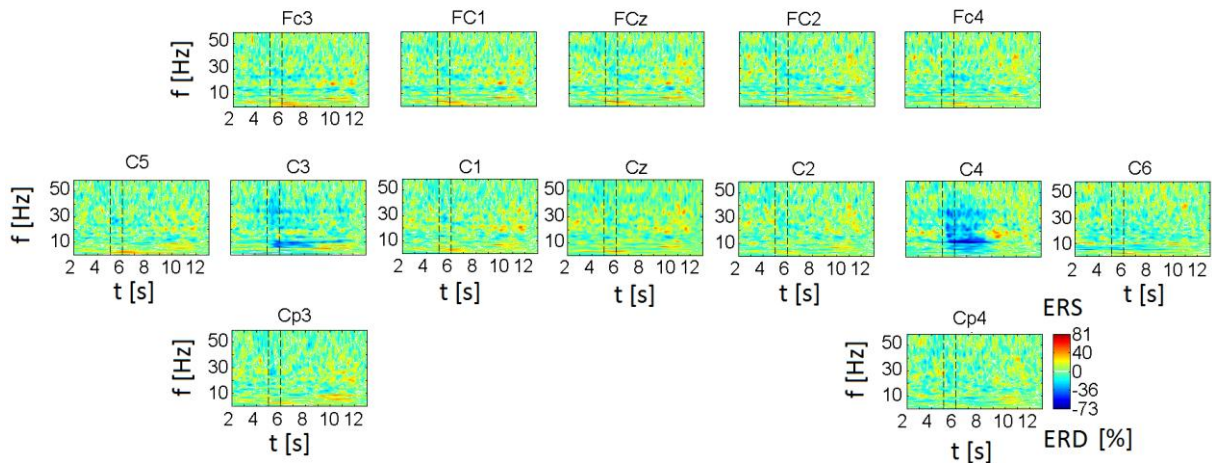
W podrozdziale 2.1 przedstawiono analizę czasowo-częstotliwościową zmian (de)synchronizacji rytmów motorycznych opartą na transformacji falkowej. Przebadanie licznej grupy pacjentów pozwoliło na przeanalizowanie wpływu różnic osobniczych na charakter zmian ERD/ERS. U większości osób, widocznymi zjawiskami była desynchronizacja fali μ oraz tzw. β – rebound, czyli synchronizacja rytmu β pojawiająca się po zakończeniu ruchu (rysunek 2.1 i 2.2). Charakter tych zmian, a zwłaszcza stopień ich lateralizacji podczas wyobrażenia ruchu prawą i lewą ręką, oraz amplituda zależy w znacznym stopniu od badanej osoby.



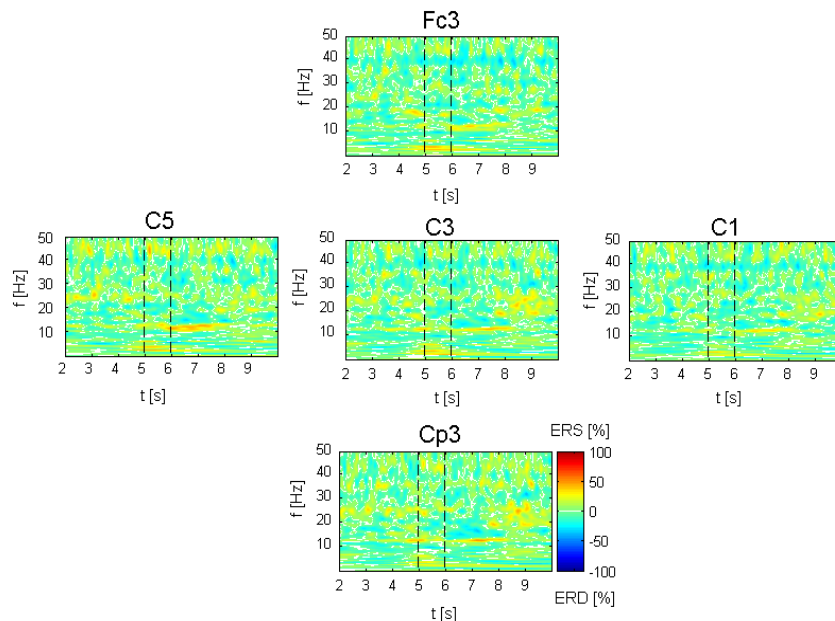
Rysunek 2.1 Mapy czasowo-częstotliwościowe zmian ERD/ERS związane z wyobrażeniem ruchu prawą ręką dla pacjenta ‘P1’. Czas odniesienia 1 – 2 s. Linia przerywaną zaznaczony został czas trwania bodźca stymulującego rozpoczęcie wyobrażenia ruchu.

W pracy pokazano, że największy wpływ w tym względzie mają dominacja półkuli mózgowej oraz stopień wytrenowania wykonywanego zadania. Przebadanie osoby chorującej na rdzeniowy zanik mięśni typu Werdniga–Hoffmana pozwoliło na weryfikację badanych

epizodów w kontekście zastosowań w systemach BCI dedykowanych osobom niepełnosprawnym. Badania te pokazały, że należy uwzględnić prawie dwukrotne wydłużenie czasu trwania desynchronizacji fali μ w przypadku osoby z niedowładem ręki, w związku z czym zachodzi potrzeba wydłużenia czasu pomiędzy kolejnymi powtórzeniami zadania ruchowego w celu obserwacji zjawiska β – rebound.

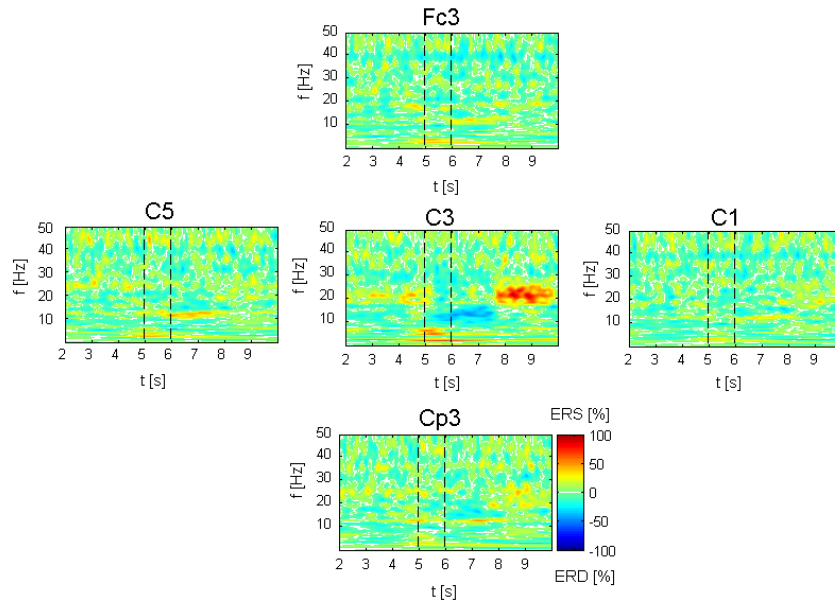


Rysunek 2.2 Mapy czasowo-częstotliwościowe zmian ERD/ERS związane z wyobrażeniem ruchu lewą ręką dla pacjenta 'P1'. Czas odniesienia 1 – 2 s. Linia przerywaną zaznaczony został czas trwania bodźca stymulującego rozpoczęcie wyobrażenia ruchu.



Rysunek 2.3 Mapa czasowo-częstotliwościowa zmian synchronizacji rytmów ERD/ERS przedstawiająca elektrodę C3 wraz z jej najbliższymi sąsiadami-elektrodami C1, C5, Fc3, Cp3 podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką przez pacjenta 'P2' bez zastosowania filtracji przestrzennej. Po prawej stronie wykresu dla elektrody Cp3 umieszczono skalę zmian ERD/ERS wyrażoną w procentach. Liniami przerywanymi zaznaczono jednosekundowy odcinek czasu, w którym następował bodziec inicjujący wyobrażenie ruchu.

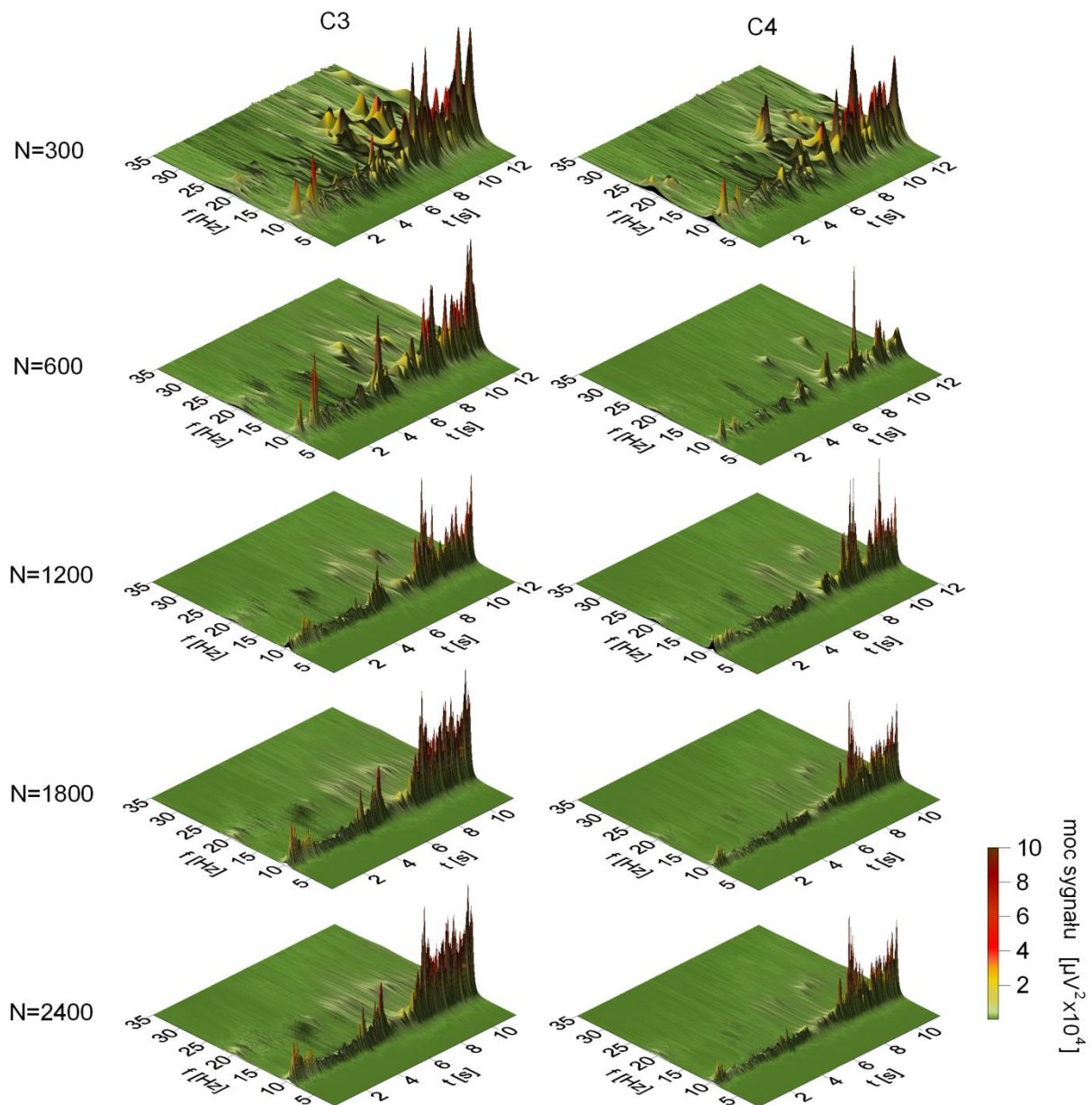
Badania przeprowadzane w opisywanej części pracy pokazały, że różnice osobnicze są szczególnie istotne z punktu widzenia projektowania systemów BCI i powinny zostać uwzględnione w trakcie projektowania algorytmów dedykowanych dla tych systemów. Dlatego szczególnie istotnym etapem systemów BCI (w tym algorytmów) jest proces kalibracji, który pozwala uwzględnić różnice osobnicze pod kierunkiem konkretnego użytkownika. W pracy pokazano ponadto, że filtracja przestrzenna jest niezbędna, aby zobrazować zmiany w synchronizacji rytmów podczas wyobrażenia ruchu ręką (rysunek 2.3 oraz 2.4). Najlepsze wyniki w tym przypadku daje filtracja metodą małego laplasjanu.



Rysunek 2.4 Mapa czasowo-częstotliwościowa zmian synchronizacji rytmów ERD/ERS przedstawiająca elektrodę C3 wraz z jej najbliższymi sąsiadami-elektrodami C1, C5, Fc3, Cp3 stosowanymi do filtracji przestrzennej metodą małego laplasjanu, podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką przez pacjenta 'P2'. Sygnał na elektrodzie C3 po filtracji przestrzennej. Po prawej stronie wykresu dla elektrody Cp3 umieszczono skalę zmian ERD/ERS wyrażoną w procentach. Liniami przerywanymi zaznaczono jednosekundowy odcinek czasu, w którym następował bodziec inicjujący wyobrażenie ruchu.

2.2 Analiza widmowa za pomocą modelu autoregresyjnego

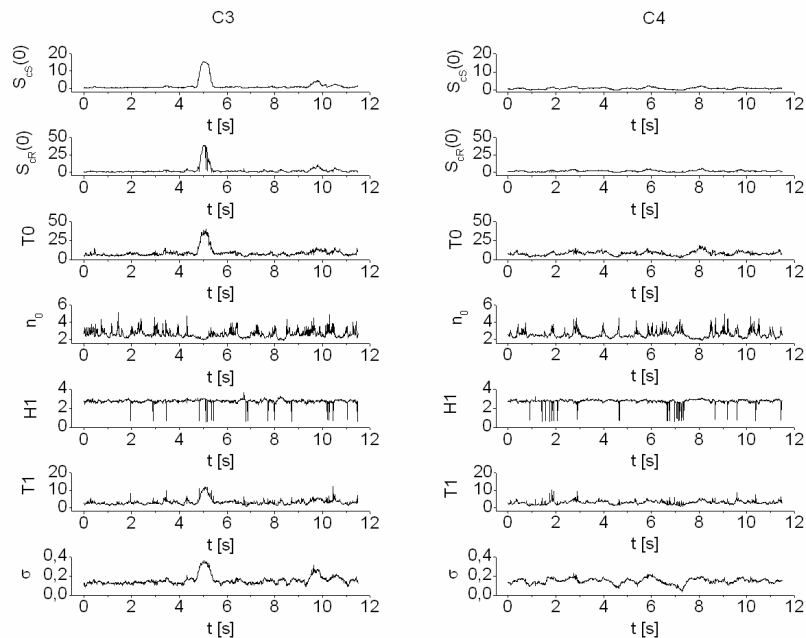
W rozdziale 2.2 przedstawiono przykładowe wyniki analizy badanego zjawiska za pomocą spektralnej analizy autoregresyjnej (rysunek 2.5). Model AR pozwolił na dostrzeżenie powtarzalnej charakterystyki sygnału EEG związanej z wyobrażeniem ruchu dla pojedynczej realizacji wyobrażenia ruchu ręką. Daje to możliwość wykorzystania algorytmu AR w czasie rzeczywistym w interfejsach BCI. W zastosowaniach modelu AR w systemach BCI ważne jest wypośrodkowanie długości okna N tak, aby zjawiska zachodzące w pasmach μ oraz β dawały się dobrze wyodrębnić. Ponieważ najbardziej obliczeniowo czasochłonnym etapem modelowania AR jest proces doboru optymalnego rzędu modelu M , dlatego w interfejsach BCI konieczne jest założenie z góry ustalonej wartości parametru M .



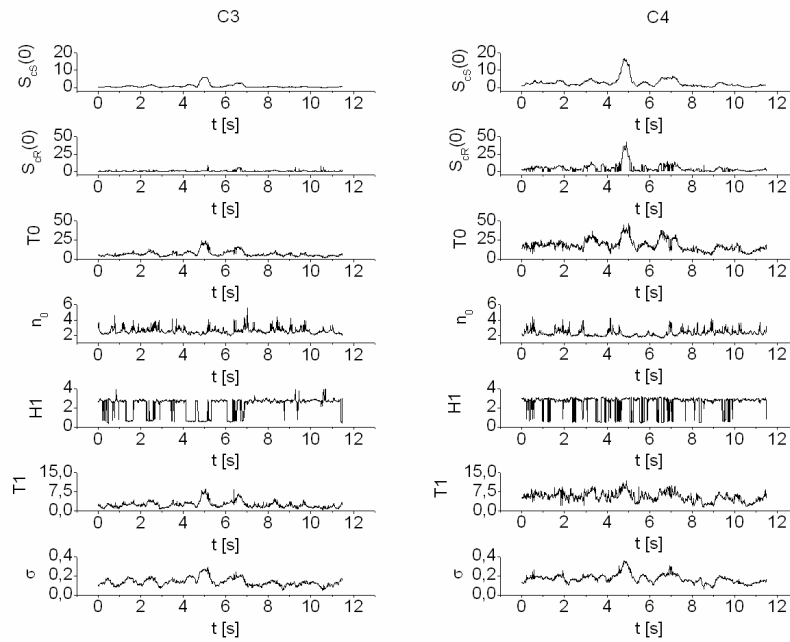
Rysunek 2.5 Mapy mocy sygnału przedstawione na płaszczyźnie czasowo-częstotliwościowej związane z wyobrażeniem ruchu prawą ręką u pacjenta 'P2'. Mapy obliczone za pomocą spektralnej analizy autoregresyjnej. Przedstawiony sygnał pochodzi z pojedynczej próby wyobrażenia ruchu. Lewa kolumna przedstawia dane pochodzące z elektrody C3, prawa z elektrody C4. Mapy zostały przedstawione dla różnej długości okna N . Ze względu na fakt, że widmo EEG jest funkcją malejącą w sposób odwrotnie proporcjonalny do częstotliwości, wartości gęstości mocy sygnału zostały pomnożone przez częstotliwość.

2.3 Metoda Flicker Noise Spectroscopy (FNS)

Wyniki zaprezentowane w podrozdziale 2.3 pokazują, że metoda Flicker Noise Spectroscopy może być alternatywnym sposobem analizy danych związanych z wyobrażeniem ruchu i daje możliwość znalezienia epizodów rozróżniających wyobrażenie ruchu lewą i prawą ręką. Zgodnie z wiedzą autorki, do tej pory nie ukazała się żadna praca pokazująca możliwość wykorzystania metody FNS do analizy sygnału EEG, związanego ze zjawiskami, które mogą stanowić podstawę budowy systemów BCI. Parametryzacja sygnału metodą FNS (rysunek 2.6 oraz 2.7), jak i funkcja prekursora $C(t)$ nagłych zmian w sygnale (rysunek 2.8) bezbłędnie wskazują moment jak i półkulę, która była aktywna podczas wyobrażenia ruchu.

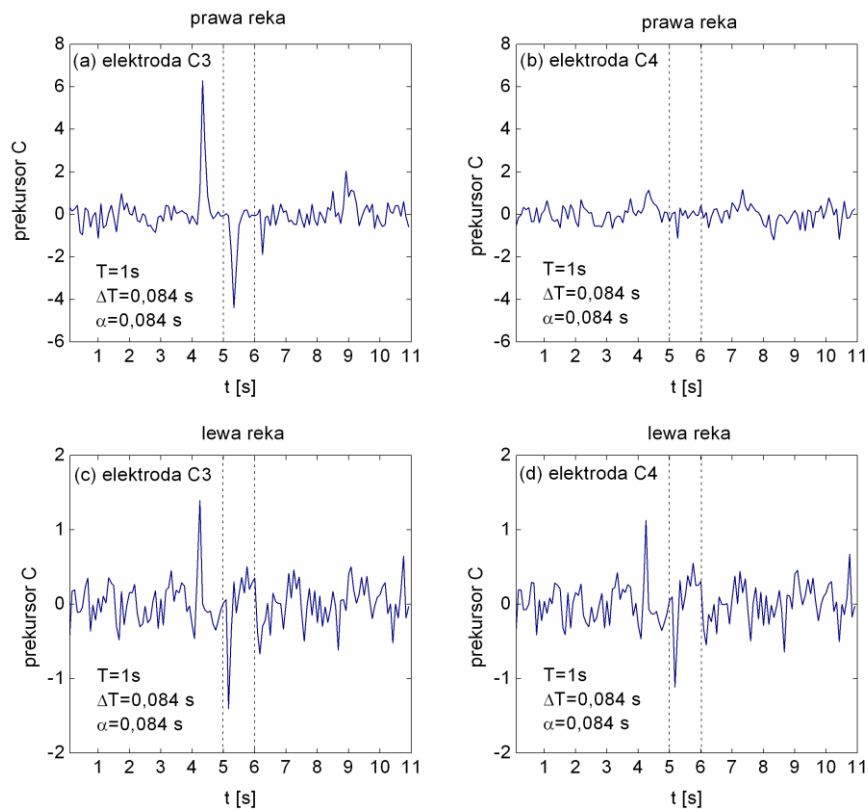


Rysunek 2.6 Wartości parametrów $S_{CS}(0)$, $S_{CR}(0)$, T_0 , n_0 , H_1 , T_1 , σ przedstawione w funkcji czasu dla wyobrażenia ruchu prawą ręką. Parametry zostały obliczone dla przedziału czasu $T = 0,5 s$ ($N = 600$). Lewa kolumna przedstawia wartości parametrów dla elektrody C3, prawa dla elektrody C4.

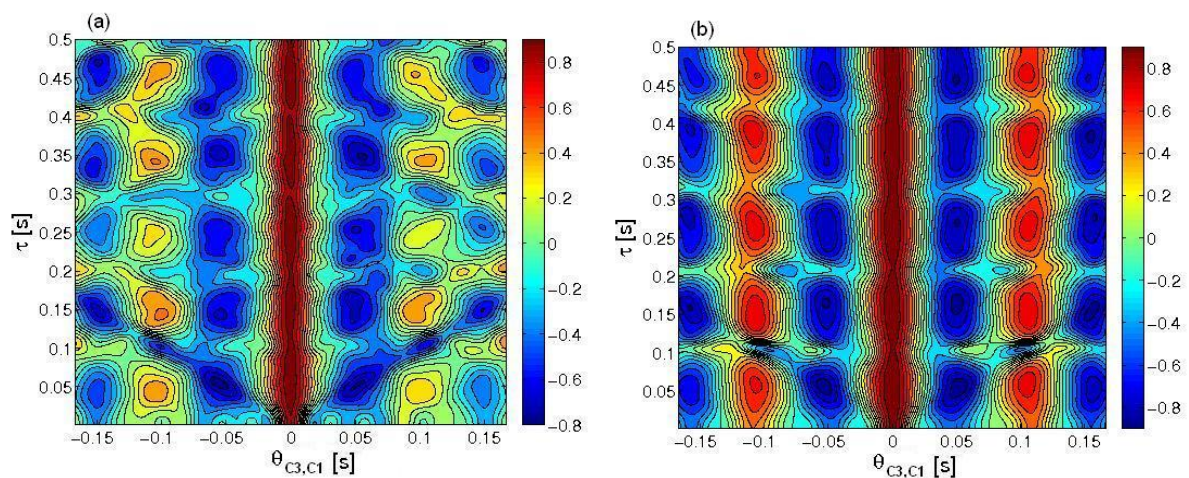


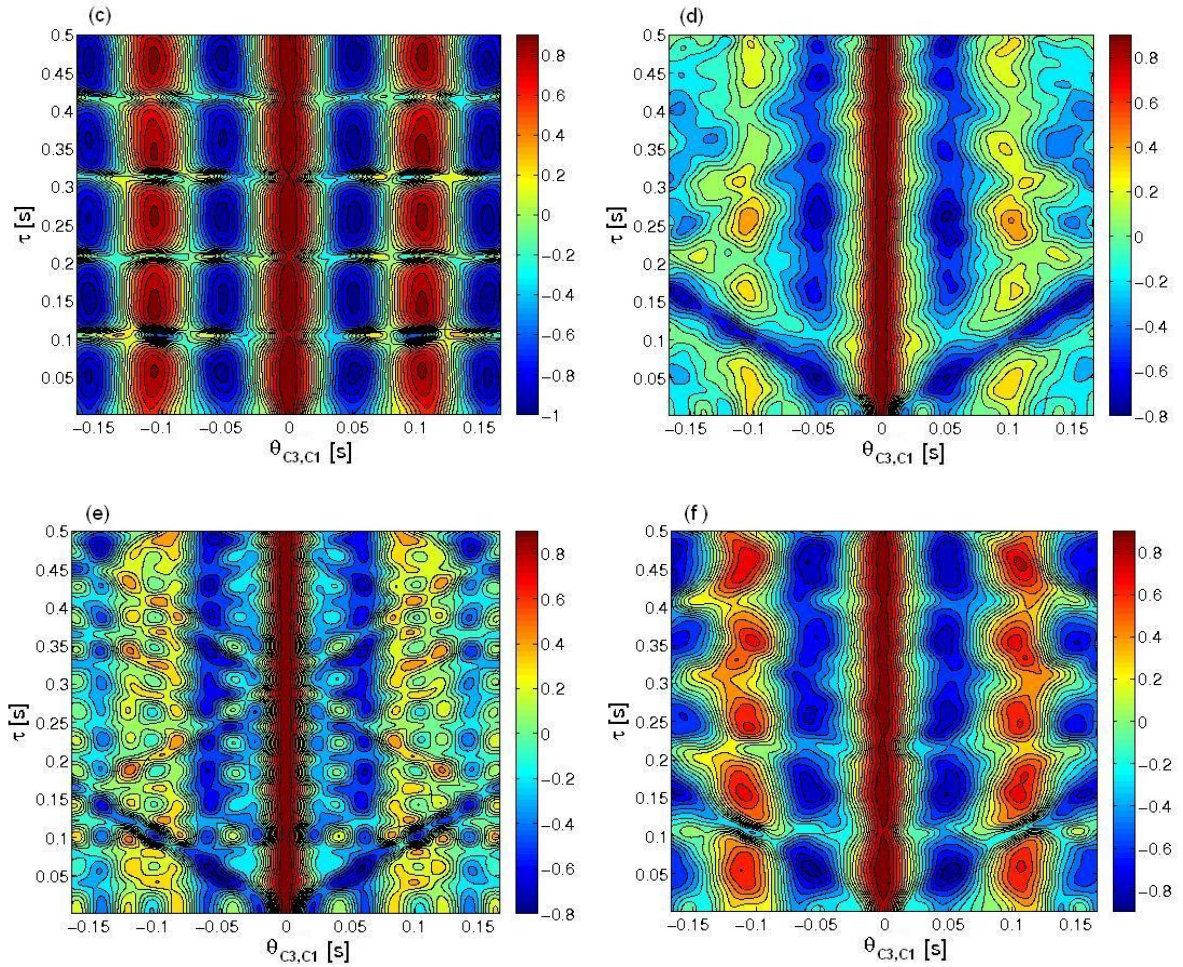
Rysunek 2.7 Wartości parametrów $S_{cS}(0)$, $S_{cR}(0)$, T_0 , n_0 , H_1 , T_1 , σ przedstawione w funkcji czasu dla wyobrażenia ruchu lewą ręką. Parametry zostały obliczone dla przedziału czasu $T = 0,5$ s ($N = 600$). Lewa kolumna przedstawia wartości parametrów dla elektrody C3, prawa dla elektrody C4.

W przypadku większości badanych osób, podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką widać zmiany w sygnale zarejestrowanym na elektrodzie C3, natomiast podczas wyobrażenia ruchu lewą ręką zmiany pojawiają się symetrycznie na elektrodzie C3 oraz C4. Efekt ten związany jest z dominacją lewej półkuli, która występuje u większości badanych. Należy podkreślić, że obserwowano pojawienie się prekursora wyobrażenia ruchu w sygnale EEG dla danych eksperymentalnych, w których wyobrażenie ruchu nie było widoczne w przypadku zastosowania metody map czasowo-częstotliwościowych ERD/ERS. Metoda FNS poprzez analizę map korelacji wzajemnej, pozwala zaobserwować zmiany rytmów jakie występują w trakcie kolejnych etapów wyobrażenia ruchu (rysunek 2.9). Ponadto, obliczenie korelacji wzajemnych daje możliwość określenia kierunku przepływu sygnału pomiędzy elektrodami. Zaobserwowany w niniejszej pracy kierunek przepływu sygnału pomiędzy elektrodami jest zgodny z wiedzą o fizjologicznym przepływie sygnału w korze motorycznej podczas kontroli ruchu.



Rysunek 2.8 Prekursor C w funkcji czasu dla elektrod (a) C3 i (b) C4 podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką oraz elektrod (c) C3 i (d) C4 podczas wyobrażenia ruchu lewą ręką. Linią przerywaną zaznaczono czas trwania bodźca rozpoczynającego wyobrażenie ruchu.

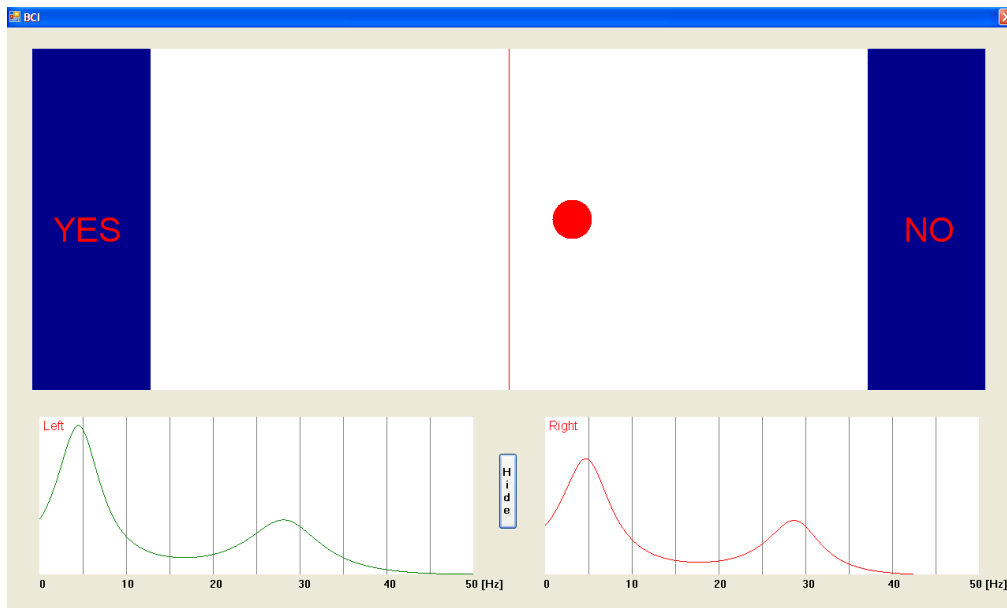




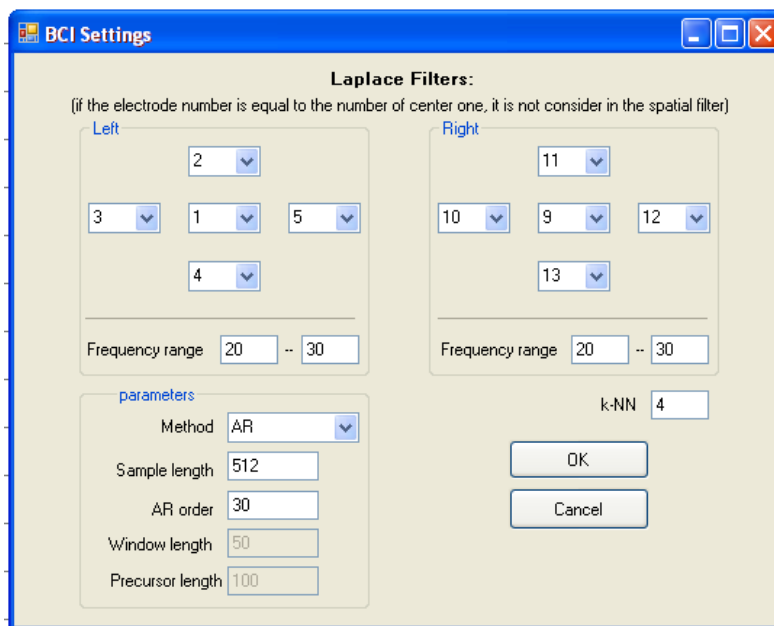
Rysunek 2.9 Funkcja korelacji wzajemnej $q_{C3,C1}(\tau, \theta_{C3,C1})$ pomiędzy sygnałem EEG pochodzącym z elektrody C3 oraz C1 przedstawiona w sześciu różnych interwałach czasowych: (a) 1 – 2 s, (b) 2.5 – 3.5 s, (c) 4.5 – 5.5 s, (d) 5 – 6 s, (e) 6.5 – 7.5 s oraz (f) 8.5 – 9.5 s.

2.4 Interfejs BCI

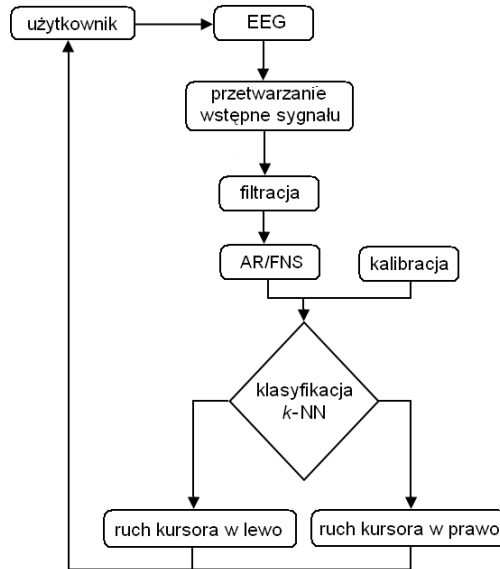
W rozdziale 2.4 przedstawiono pokrótce interfejs BCI, oparty na dwóch metodach: modelu autoregresyjnym oraz spektroskopii szumu migotania (FNS). Interfejs działający w oparciu o model AR, bazował na klasyfikacji epizodu β – *rebound*, który pojawia się po zakończeniu wyobrażenia ruchu w sygnale EEG. Natomiast interfejs oparty o metodę FNS jako cechy przyjmował parametry $S_{CS}(0), S_{CR}(0), T_0, \sigma$. Do klasyfikacji wyekstrahowanych cech użyto klasyfikatora najbliższych sąsiadów k – NN.



Rysunek 2.10 Panel główny interfejsu BCI.



Rysunek 2.11 Panel ustawień interfejsu BCI.



Rysunek 2.12 Schemat blokowy systemu BCI.

Przedstawione wyniki pokazały, że średnia skuteczność klasyfikacji dla interfejsu BCI działającego w oparciu o model AR wynosiła 59.8%, natomiast dla interfejsu działającego w oparciu o metodę FNS osiągnęła zaledwie 53.2 %. Z kolei średnia skuteczność obu interfejsów, tzn. otrzymanie założonej odpowiedzi wyniosła odpowiednio: 76.6% dla metody AR oraz 66.6% dla metody FNS. Otrzymane wyniki pokazują, że skuteczność klasyfikacji wyobrażenia ruchu prawą i lewą ręką jest znacznie mniejsza w przypadku zastosowania metody FNS. Wyzwaniem na przyszłość jest podniesienie skuteczności działania interfejsu poprzez rozwinięcie etapu kalibracji i/lub zastosowanie bardziej zaawansowanych klasyfikatorów. Interesującym wydaje się również rozszerzenie badanych zjawisk o wyobrażenie ruchu nogą oraz językiem.

3. Podsumowanie

Reasumując, w celu zrealizowania zamierzeń postawionych pracy doktorskiej wykonano:

- 1) interfejs użytkownika wzmacniacza sygnałów biomedycznych g.USBamp - USB Biosignal Amplifier firmy g.tec,
- 2) interfejs użytkownika wzmacniacza sygnałów elektroencefalograficznych BRAINTRONICS ISO-1032CE oraz adaptera AsTEK 200,
- 3) serię eksperymentów, testujących różne parametry pomiaru, kombinacji elektrod, prezentacji bodźca (w rozprawie przedstawiono najlepsze z nich),
- 4) serię eksperymentów rejestrujących wyobrażenie ruchu ręką,
- 5) analizę zarejestrowanych sygnałów za pomocą:
 - a) map czasowo-częstotliwościowych (de)synchronizacji rytmów motorycznych opartych na transformacji falkowej,
 - b) spektralnej analizy autoregresyjnej (AR),
 - c) spektroskopii szumu migotania (FNS),
- 6) analizę zmian osobniczych w kontekście zastosowania wyobrażenia ruchu ręką jako sygnału sterującego w interfejsach BCI, ze szczególną uwagą na wpływ niepełnosprawności na charakter badanych epizodów,
- 7) interfejs BCI oparty o model AR,
- 8) interfejs BCI oparty o parametry metody FNS,
- 9) testy interfejsu BCI,
- 10) plan dalszych badań naukowych oraz udoskonalenia zaproponowanego interfejsu BCI.

Postawiona teza „Automatyczna analiza wybranych epizodów elektroencefalograficznych może zostać skutecznie wykorzystana jako źródło sygnałów sterujących w interfejsie człowiek-maszyna” została potwierdzona.

Literatura

- [Ajiboye A. i in., 2012] Ajiboye A.B., Simeral J.D., Donoghue J.P., Hochberg L.R., Kirsch R.F.: Prediction of Imagined Single-Joint Movements in a Person With High-Level Tetraplegia. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*; 59(10): 2755-2765, Oct. 2012.
- [Berger H., 1929] Berger H.: Über das Elektroenzephalogramm des Menschen. *Archiv Psychiatrischer Nervenkrankheiten*; 87: 527-580, 1929.
- [Cheng M. i in., 2002] Cheng M., Gao X., Gao S.: Design and implementation of a brain-computer interface with high transfer rates. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*; 49:1181-1186, 2002.
- [Cincotti F. i in., 2003] Cincotti F., Mattia D., Babiloni C., Carducci F., Salinari S., Bianchi L., Mariani M., Babiloni F.: The use of eeg modications due to motor imagery for brain-computer interfaces, *IEEE trans. Neural Syst. Rehab. Eng.*, vol. 11, pp. 131-133, 2003.

- [Donchin E. i in., 2000] Donchin E., Spencer K.M., Wijesinghe R.: The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain-computer interface. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*; 8(2):174-179, 2000.
- [Heldman D. i in., 2006] Heldman D., Wang W., Chan S., Moran D.: Local Field potential spectral tuning in motor cortex during reaching. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*; 14(2):180-183, 2006.
- [Kus R. i in., 2012] Kus R., Valbuena D., Żygierewicz J., Malechka T., Graeser A., Durka P.: Asynchronous BCI based on motor imagery with automated calibration and neurofeedback training. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.*; 20(6):823-35, 2012.
- [Middendorf M. i in., 2000] Middendorf M., McMillan G., Calhoun G.: Brain-computer interfaces based on the steady-state visual-evoked response. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*; 8(2):211-214, 2000.
- [Millan J. i in., 2004] Millan J., Renkens F., Mourino J., Gerstner W.: Noninvasive brain-actuated control of a mobile robot by human EEG. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*; 51(6):1026-1033, 2004.
- [Neuper C. i in., 2003] Neuper C., Muller G.R., Kubler A.: Clinical application of an EEG-based brain-computer interface: a case study in a patient with severe motor impairment. *Clin. Neurophysiol.*; 114(3):399-409, 2003.
- [Obermaier B. i in., 2001] Obermaier B., Neuper C., Guger C. i in. : Information transfer rate in a five-classes brain-computer interface. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*; 9(3):283-288, 2001.
- [Pfurtscheller G. i Neuper C., 2001] Pfurtscheller G., Neuper C.: Motor imagery and direct brain-computer communication. *Proceedings of the IEEE*; 89(7):1123-1134, 2001.
- [Pistohl T. i in., 2007] Pistohl T., Ball T., Schulze-Bonhage A., Aertsen A., Mehring C.: Prediction of arm movement trajectories from ECoG-recordings in humans. *Journal of Neuroscience Methods*; 167(1):105-14, 2007.
- [Schalk i in., 2004] Schalk D.J., McFarland T., Hinterberger N., Birbaumer N., Wolpaw J.R.: BCI2000: Development of a General Purpose Brain-Computer Interface (BCI) System. *IEEE Trans Biomed Eng.*; 51(6):1034-1043, 2004.
- [van Vliet M. i in., 2012] van Vliet, M., Robben A., Chumerin N., Manyakov N.V., Combaz A., Van Hulle M.: Designing a brain-computer interface controlled video-game using consumer grade EEG hardware. *Biosignals and Biorobotics Conference (BRC)*; 1(6): 9-11, 2012.
- [Vidal J., 1973] Vidal J.: Toward Direct Brain-Computer Communication, *Annual Review of Biophysics and Bioengineering*, 2:157-180, 1973.
- [Wolpaw J. i in., 1991] Wolpaw J., McFarland D., Neat G., Forneris C.: An EEG-based brain-computer interface for cursor control. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.*; 78(3):252-259, 1991.
- [Wolpaw J. i in., 2000] Wolpaw J.R., Birbaumer N., Heetderks W.J., McFarland D.J., Peckham P.H., Schalk G., Donchin E., Quatrano L.A., Robinson J.C., Vaughan T.M. Brain-Computer Interface Technology: A Review of the First International Meeting, *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, 8, 161-163 (2000a).
- [Wolpaw J. i in., 2002] Wolpaw J.R., Birbaumer N., McFarland D.J., Pfurtscheller G., Vaughan T.M.: Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*; 113:767-791, 2002.
- [Wolpaw J. i in., 2004] Wolpaw J.R., McFarland D.J.: Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans. *Proc Natl Acad Sci USA*; 101(51):17849-17854, 2004.