



AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA IM. STANISŁAWA STASZICA W KRAKOWIE

WYDZIAŁ ELEKTROTECHNIKI, AUTOMATYKI, INFORMATYKI I INŻYNIERII
BIOMEDYCZNEJ

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, czerwiec 2013

Serdecznie dziękuję promotorowi, Panu Profesorowi Piotrowi Augustyniakowi za opiekę naukową. Dziękuję również dr Zbigniewowi Mikrutowi za pomoc naukową i techniczną oraz ogromną życzliwość i wsparcie w trakcie całych studiów doktoranckich. Dr hab. Jarosławowi Żygierewiczowi z Zakładu Fizyki Biomedycznej IFD UW chciałam podziękować za zarażenie mnie pasją badania mózgu oraz stworzenie fundamentów mojej wiedzy z zakresu analizy sygnału elektroencefalograficznego. Profesorowi Sergeowi Timashevowi, ekspertowi z zakresu metody Flicker Noise Spectroscopy, dziękuję za pomoc oraz cenne uwagi dotyczące algorytmu.

Chciałam również serdecznie podziękować Magdzie oraz kolegom z „pokoju 107” za miłą atmosferę pracy i wsparcie. Wszystkim, którzy z czystej życzliwości zechcieli poddać się eksperymentom, dziękuję za poświęcony czas, a w szczególności mężowi, za wiele godzin spędzonych z elektrodami na głowie oraz mobilizowanie mnie w chwilach zwątpienia. Dziękuję także Wydziałowi Fizyki i Informatyki Stosowanej AGH za dziesięć lat studiów oraz opiekę.

Rodzinie

Spis treści

Podziękowania	ii
Spis treści	iii
1. Wprowadzenie	1
1.1 Znaczenie elektroencefalografii w bezpośredniej komunikacji mózg-komputer	1
1.2 Cel rozprawy	4
1.3 Układ pracy	4
2. Wstęp teoretyczny	6
2.1 Elektroencefalografia (EEG)	6
2.1.1 Fizjologiczne podstawy aktywności bioelektrycznej mózgu	8
2.1.2 Charakterystyka sygnału EEG	9
2.1.3 Pomiar sygnału elektroencefalograficznego	11
2.2 Interfejs mózg-komputer (BCI)	12
2.2.1 Zastosowanie systemów BCI	13
2.2.2 Schemat BCI	14
2.2.3 Paradygmaty BCI	15
2.3 Wyobrażenie ruchu	16
2.3.1 Kora motoryczna	18
2.3.2 Pojęcie synchronizacji i desynchronizacji związanej z bodźcem (ERS/ERD)	20
2.3.3 Zmiany w synchronizacji rytmów motorycznych (μ i β) w trakcie wyobrażenia ruchu	21
3. Metody analizy sygnału	24
3.1 Przetwarzanie wstępne sygnału	24
3.1.1 Eliminacja artefaktów	24
3.1.2 Filtracja częstotliwościowa	25
3.1.3 Filtracja przestrzenna	25
3.2 Metody obliczania wartości ERD/ERS	27
3.2.1 Klasyczne metody obliczania wartości ERD/ERS	28
3.2.2 Mapy czasowo-częstotliwościowe zmian ERD/ERS oparte na metodzie falkowej - rozszerzenie na przestrzeń czas-częstość	29
3.3 Model autoregresyjny	31
3.4 Metoda Flicker Noise Spectroscopy (FNS)	33
4. Eksperymenty	39
4.1 Charakterystyka wzmacniaczy sygnału EEG	39

4.2	Eksperyment polegający na wyobrażeniu ruchu prawą oraz lewą ręką.....	41
4.3	Aspekty praktyczne dotyczące przeprowadzania eksperymentów	45
5.	Analiza sygnału EEG związanego z wyobrażeniem ruchu	47
5.1	Analiza czasowo–częstotliwościowa zmian synchronizacji rytmów oparta na metodzie transformacji falkowej	47
5.1.1	Analiza zmian synchronizacji rytmów motorycznych (μ i β) podczas wyobrażenia ruchu ręką	48
5.1.2	Wpływ dominacji półkuli mózgowej na zmiany ERD/ERS podczas wyobrażenia ruchu ręką	53
5.1.3	Zmiany w synchronizacji rytmów motorycznych podczas wyobrażenia ruchu ręką u osoby sparaliżowanej	57
5.1.4	Filtracja przestrzenna	61
5.1.5	Porównanie filtracji przestrzennej metodą małego oraz dużego laplasjanu.....	62
5.1.6	Podsumowanie.....	64
5.2	Analiza widmowa za pomocą modelu autoregresyjnego.....	66
5.3	Metoda Flicker Noise Spectroscopy (FNS)	71
5.3.1	Wyznaczenie zmienności parametrów charakteryzujących układ	75
5.3.2	Wyznaczenie prekursorów nagłych zmian stanu badanego układu	80
5.3.3	Określenie przepływów informacji poprzez analizę korelacji sygnałów mierzonych jednocześnie na dwóch różnych elektrodach.....	82
5.3.4	Podsumowanie.....	92
6.	Interfejs BCI.....	93
7.	Podsumowanie.....	100
	Dodatek A	105
	Dodatek B	114
	Bibliografia	117

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 (Rensselaerville 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 wydobywanie 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., 2000, 2002, 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 [Allanson J. i in., 1999; Miles R. i in., 1997; Mingyu L. i in., 2006; Broniec A. i in., 2009; Diab M. i in., 2012], 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) [Hong Y. i in.,

1988; Cho B.H. i in., 2002; Seung-Hyun Lee i in., 2010]. Ponadto istnieje szereg zastosowań komercyjnych takich jak np. gry komputerowe sterowane falami mózgowymi [Ebrahimi T. i in., 2003; Beom-Soo S. i in., 2007; Yue Liu i in., 2012; 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; Rechy-Ramirez E. 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; Shenoy P. i in., 2008; Ashmore R. i in., 2012; Charvet G. i in., 2012] lub wewnątrzkorowo [Schmidt E., 1980; Heldman D. i in., 2006; Sung-Phil K. i in., 2007; 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 wydobywanie epizodów towarzyszących wyobrażeniu ruchu. Jest to najbardziej naturalny, jedyny zależny od naszej woli i świadomości sposób generowania sygnału sterującego. Wydobywanie 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 wydobywanie 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”.

1.3 Układ pracy

Niniejsza rozprawa zawiera 7 rozdziałów. Pierwszy rozdział wprowadza w tematykę i obszar naukowy pracy. W drugim przedstawiono najważniejsze zagadnienia wyjaśniające podstawowe pojęcia z zakresu elektroencefalografii, interfejsów mózg-komputer oraz zjawisk zachodzących w korze motorycznej mózgu w trakcie wyobrażenia ruchu. Rozdział trzeci zawiera podstawy matematyczne stosowanych metod analizy sygnału EEG. W czwartym, opisano część eksperymentalną pracy wraz z praktycznymi uwagami dotyczącymi przeprowadzania doświadczeń elektroencefalograficznych. Wyniki oraz najważniejsze

osiągnięcia niniejszej pracy opisane są w rozdziale 5. Przedstawiono w nim kolejno: analizę czasowo-częstotliwościową zmian ERD/ERS, analizę z użyciem modelu autoregresyjnego oraz zastosowanie spektralnej analizy szumu migotania (FNS). W rozdziale szóstym opisano interfejs BCI oparty na modelu autoregresyjnym oraz na metodzie FNS. Uzyskane rezultaty przedyskutowano w rozdziale podsumowującym. W dodatku A oraz B umieszczono instrukcję obsługi interfejsów użytkownika zaprojektowanych i wykonanych na potrzeby realizacji pracy.

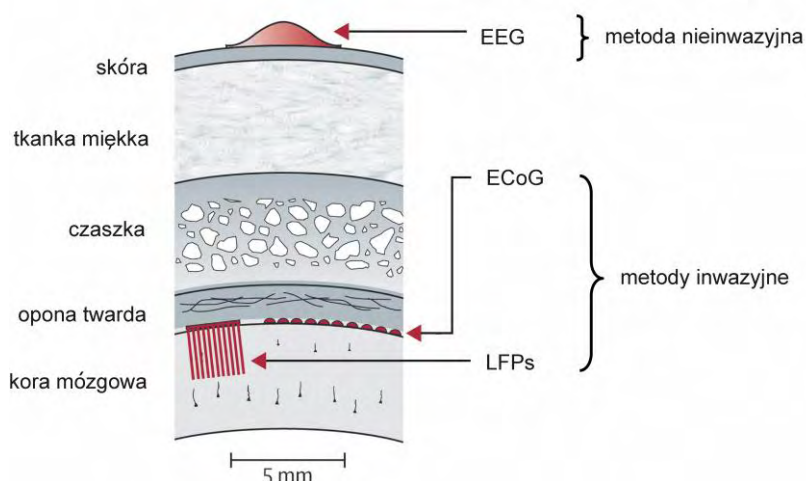
2. Wstęp teoretyczny

Głównym problemem badawczym niniejszej pracy było znalezienie charakterystycznych i powtarzalnych epizodów w sygnale elektroencefalograficznym pojawiających się w trakcie wyobrażenia ruchu ręką. Dlatego, we wstępie teoretycznym przedstawiono najważniejsze zagadnienia wyjaśniające podstawowe pojęcia potrzebne do zrozumienia później opisanych eksperymentów i analizy sygnału. Na początku, przedstawiono elektroencefalografię, jako metodę badania sygnału elektrycznego mózgu. Następnie, opisano ideę interfejsów BCI oraz przedstawiono zalety elektroencefalografii w kontekście zastosowania jej w systemach BCI. W kolejnym podrozdziale wstępu, zarysowano podstawowe paradygmaty, na których bazują interfejsy BCI oparte na sygnale EEG, wśród których ważne miejsce zajmuje ruch i jego wyobrażenie. Na koniec szczegółowo opisano i wyjaśniono zjawisko wyobrażenia ruchu, zaczynając od budowy kory ruchowej, poprzez zdefiniowanie podstawowej metody służącej do opisu zjawiska, aż po zmiany jakie można obserwować w sygnale elektroencefalograficznym w trakcie wyobrażenia ruchu ręką.

2.1 Elektroencefalografia (EEG)

Elektroencefalografia (EEG) jest metodą służącą do badania elektrycznej aktywności synchronicznie pracujących neuronów kory mózgowej. Historia badań nad aktywnością elektryczną mózgu rozpoczęła się pod koniec XIX wieku, kiedy to w roku 1875, angielski fizjolog Richard Caton (1842-1926) wykazał korelację pomiędzy prostymi czynnościami a zmianą potencjału w odpowiednich obszarach kory mózgowej kotów i królików. Należy wspomnieć, że podobne prace, niemal w tym samym czasie w Krakowie prowadzili polscy uczeni, profesorowie Napoleon Nikodem Cybulski (1854 – 1919) i Adolf Beck (1863 – 1939), którzy pracowali nad wykorzystaniem ówczesnych metod elektrofizjologii do lokalizacji obszarów funkcyjnych w mózgu. Pobocznym efektem ich pracy było odkrycie elektroencefalogramu, nazwanego przez Becka *aktywnym prądem niezależnym* [Beck A.,1890,1891]. Za twórcę elektroencefalografii uważa się jednak niemieckiego

psychiatrę Hansa Bergera (1873 – 1941), który po raz pierwszy zarejestrował potencjały elektryczne mózgu u człowieka i w roku 1929 opublikował pierwsze zapisy elektroencefalograficzne rejestrowane nad ubytkami czaszkowymi [Berger H., 1929]. W roku 1934 angielski neurofizjolog Edgar Douglas Adrian dokonał przełomowego odkrycia wykazując, że sygnał elektryczny mózgu, do tej pory rejestrowany bezpośrednio z powierzchni kory mózgowej, może być również rejestrowany nieinwazyjnie z powierzchni głowy. Pozwoliło to wejść elektroencefalografii na stałe do praktyki klinicznej. Pomimo rozwoju alternatywnych metod badania i obrazowania mózgu, elektroencefalografia nadal pozostaje jedną z wiodących metod diagnostycznych w zakresie oceny aktywności sieci neuronalnej. Główne zastosowania medyczne EEG to diagnozowanie epilepsji, badanie zaburzeń snu, bólów głowy, ocena wpływu leków na mózg pacjenta, a także badania w przypadku zatruc, anoksji, infekcji oraz urazów mózgu, stwierdzania śpiączki lub śmierci klinicznej. Złożona analiza sygnału EEG znajduje również zastosowanie w badaniu schizofrenii oraz badaniach osobowości.



Rysunek 2.1 Lokalizacja elektrod w przypadku różnych metod rejestracji sygnału elektrofizjologicznego mózgu. Sygnał elektroencefalograficzny (EEG) mierzony jest na powierzchni głowy, sygnał elektrokortykograficzny (ECoG) za pomocą matryc elektrodowych umieszczonych na powierzchni kory, natomiast lokalne potencjały polowe (LFPs) rejestruje się przy użyciu matryc mikroelektrod umieszczonych wewnątrzkorowo; zmodyfikowane z [Wolpaw J.i Birbaumer N., 2006].

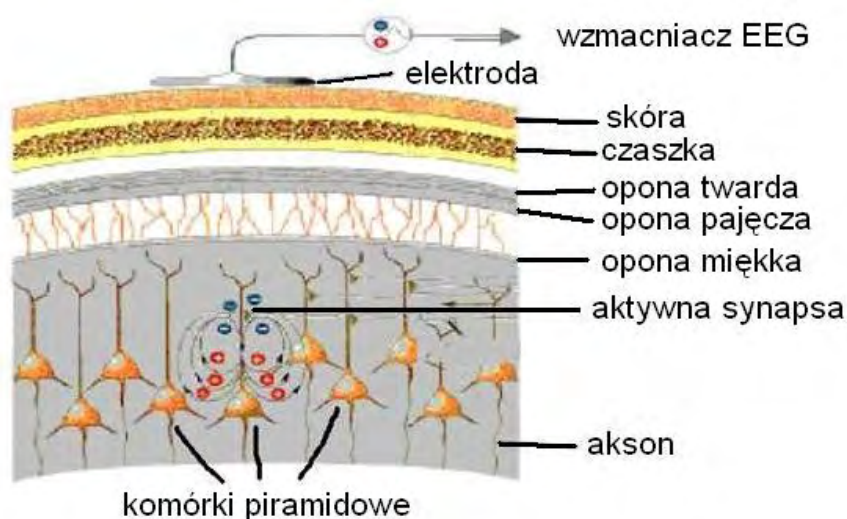
Elektroencefalografia jest metodą mierzącą sygnał elektryczny mózgu w sposób nieinwazyjny za pomocą elektrod umieszczonych na powierzchni głowy. Należy wspomnieć,

że sygnał elektryczny może być również mierzony metodami inwazyjnymi, badającymi sygnał korowy *in vivo*. Do metod takich należą: elektrokortykografia (ECoG) oraz badanie lokalnych potencjałów polowych (ang. *Local Fields Potentials*, LFPs). Elektrokortykografia bada aktywność elektryczną za pomocą elektrod umieszczonych bezpośrednio na powierzchni kory, natomiast badanie lokalnych potencjałów polowych (LFP) odbywa się przy pomocy wewnątrzkorowych, zewnątrzkomórkowych mikroelektrod. Główną zaletą elektroencefalografii w stosunku do wyżej wymienionych metod jest bezpieczeństwo oraz łatwość przeprowadzenia badania. Z drugiej strony, dane uzyskane za pomocą metod inwazyjnych, charakteryzują się lepszą rozdzielczością przestrzenną oraz szerszym zakresem częstotliwości zarejestrowanego sygnału. Na rysunku 2.1 pokazano położenie elektrod dla wyżej wymienionych metod rejestracji sygnału elektrycznego mózgu.

2.1.1 Fizjologiczne podstawy aktywności bioelektrycznej mózgu

Zapis EEG (elektroencefalogram) odzwierciedla zmiany napięcia będące sumą ciągłej, elektrycznej działalności dużych populacji komórek nerwowych kory mózgowej [Davidson R. i in., 2000]. W jednym milimetrze kwadratowym kory znajduje się około 10^5 neuronów, a sygnał rejestrowany na pojedynczej elektrodzie pochodzi od około $10^6 - 10^8$ neuronów piramidowych. Komórki piramidowe leżą w przeważającej części równolegle do siebie, a prostopadle do czaszki i ułożone są w sposób warstwowy (rysunek 2.2). Ich anatomiczne ułożenie powoduje generację stosunkowo dużych pól elektrycznych. Potencjały elektryczne odbierane z powierzchni kory powstają na skutek naprzemiennej depolaryzacji i repolaryzacji błony komórkowej dendrytów neuronów [Nunez P., 1981]. Przy pobudzaniu dużej grupy neuronów w jednakowych odstępach czasu można zaobserwować dużą amplitudę generowanego przez nią sygnału - mówimy wtedy o synchronizacji. Jeśli natomiast aktywność neuronów korowych jest chaotyczna, to znoszą się one wzajemnie i następuje desynchronizacja, związana ze spadkiem amplitudy rejestrowanego sygnału. Wartym podkreślenia jest fakt, że około 85% neuronów kory to neurony pobudzające, podczas gdy zaledwie 15% to neurony hamujące [Braitenberg V. i Schüz A., 1991]. Procesy hamujące są bardzo ważne dla sieci neuronalnej, nie tylko aby zoptymalizować zapotrzebowanie na energię, ale także ograniczyć i kontrolować procesy pobudzające. Nałożenie się na siebie synchronicznie powstających potencjałów postsynaptycznych w grupach neuronów

odpowiedzialne jest za powstawanie rytmów w sygnale EEG, czyli charakterystycznych struktur w sygnale o określonym kształcie i częstotliwości. Rytmu te najprawdopodobniej zależą od rozmiaru obszaru kory, który uczestniczy w przetwarzaniu informacji i odgrywają rolę w komunikacji pomiędzy różnymi obszarami kory [Pfurtscheller G. i da Silva F., 1999].



Rysunek 2.2 Schemat powstawania dipoli elektrycznych w trakcie aktywności komórek piramidowych [Kroger J., 2012].

2.1.2 Charakterystyka sygnału EEG

Sygnał EEG charakteryzuje się niską amplitudą, w przybliżeniu aż 100-krotnie mniejszą od sygnał elektrokardiograficznego. Typowe wartości amplitudy nie przekraczają ok. 100 μV , zaś najwyższe wartości napięcia mają zwykle kilkaset mikrowoltów i rejestruje się je w czasie napadów padaczkowych. Najbardziej charakterystyczną cechą sygnału elektroencefalograficznego jest występowanie w nim rytmów (fal), czyli możliwych do zaobserwowania struktur o charakterystycznym zakresie częstotliwości i powtarzalnym kształcie. Rytmu EEG związane są ze stanem aktywności pacjenta. Możemy wyszczególnić następujące rytmy sygnału EEG:

- a) Rytm alfa (α) występujący w zakresie częstotliwości 8 – 13 Hz, o amplitudzie 20 – 100 μV . Występuje u dorosłego człowieka przy całkowitym odprężeniu, przy zamkniętych oczach. Jego przebieg jest sinusoidalny, a największe amplitudy są odbierane znad kory wzrokowej. Rytm *alfa* zanika w trakcie skupienia uwagi (szczególnie wzrokowej) i wysiłku umysłowego. Rytm o częstotliwościach z zakresu fali

alfa, ale rejestrowany w okolicach kory ruchowej nazywany jest rytmem *mu* (μ), a jego zanik obserwuje się w trakcie wykonywania ruchu lub zamiaru wykonania ruchu.

- b) Rytm beta (β) występujący w zakresie częstotliwości powyżej 13 Hz, zwykle 13 – 35 Hz, o amplitudzie do 20 μ V. Fale *beta* występują w stanie naturalnej aktywności mózgu, przetwarzania informacji, percepcji bodźców, skupienia uwagi lub pobudzenia. W paśmie β wyróżnia się trzy pasma: pasmo wolnych fal *beta* (12 – 15 Hz), średnie (właściwe) pasmo *beta* (15 – 18 Hz) oraz pasmo szybkich fal *beta* (powyżej 19 Hz). W trakcie wykonywania ruchu aktywność z zakresu fali *beta* pojawia się w korze motorycznej głównie w półkuli dominującej. Przypuszcza się, że fale te uczestniczą w przepływie informacji pomiędzy strukturami korowymi [Rubino D. i in., 2006].
- c) Rytm theta (θ) występujący w zakresie częstotliwości 4 – 7 Hz, o amplitudzie do kilkudziesięciu μ V. Pojawia się u dorosłych podczas płytkiego snu oraz w czasie medytacji, transu, hipnozy, marzenia, czy intensywnych emocji.
- d) Rytm delta (δ) występujący w zakresie częstotliwości 0.5 – 4 Hz, o amplitudzie 75 – 200 μ V. Jest charakterystyczny dla głębokiego snu. Wysoka synchronizacja neuronów kory powoduje, że rytm *delta* może być wówczas zbierany z całej powierzchni czaszki.
- e) Rytm gamma (γ) występuje w okolicach częstotliwości 40 Hz (35 – 100 Hz). Podejrzewa się, że rytm *gamma* związany jest z aktywnością umysłową, percepcją bodźców, świadomością oraz pamięcią. Fala *gamma* pojawia się na przykład w sytuacji stresowej, podczas tremy, lęku, towarzyszy aktywności ruchowej i funkcjom motorycznym. Wysokoczęstotliwościowa (80 – 200 Hz) aktywność *gamma* pojawia się podczas aktywacji kory poprzez zewnętrzne, jak i wewnętrzne bodźce, takie jak przygotowanie ruchu lub mowa.

Należy podkreślić, że widmo sygnału EEG jest funkcją malejącą w sposób odwrotnie proporcjonalny do częstotliwości, co tłumaczy się działaniem czaszki jako filtra dolnoprzepustowego oraz faktem, że częstotliwość generowanych rytmów jest odwrotnie proporcjonalna do ilości neuronów, która jest odpowiedzialna za powstanie danego rytmu [Buzsaki G. i in., 2004].

Mimo powtarzalnych cech sygnału EEG, każdy człowiek ma nieco inny, indywidualny elektroencefalogram [Broniec A., 2009]. Ponadto zapis ten zmienia się z wiekiem - jego

Odległości pomiędzy sąsiadującymi elektrodami wynoszą 20% odległości między skrajnymi punktami czaszki (odległość pomiędzy poszczególnymi elektrodami wynosi około 6 – 7 cm). W badaniach naukowych używa się rozszerzonego układu z większą liczbą elektrod i ich rozmieszczeniem dostosowanym do potrzeb eksperymentu. Nazwy poszczególnych elektrod pochodzą od łacińskich nazw płatów korowych nad którymi leżą. Elektrody umieszczone nad prawą półkulą oznaczane są numerami parzystymi, nad lewą półkulą nieparzystymi, natomiast pośrodku literą z.

2.2 Interfejs mózg-komputer (BCI)

Wiedza z zakresu neurobiologii, psychologii oraz postęp w informatyce, który doprowadził do zwiększenia możliwości obliczeniowych oraz rozwoju metod analizy sygnałów, spowodował intensywny rozwój prac nad interfejsami mózg-komputer (BCI/BMI, brain-computer/-machine interface). Interfejsy BCI są to systemy bezpośredniej komunikacji pomiędzy człowiekiem a maszyną, których zadaniem jest przetwarzanie sygnału mózgowego na sygnał sterujący. Nie jest to „czytanie pojedynczych myśli”, lecz wychwytywanie powtarzalnych zjawisk, jakie zachodzą podczas konkretnych procesów myślowych i próba ich wyodrębnienia spośród ciągłej chaotycznej pracy mózgu. Jedną z wiodących metod wykorzystywanych w interfejsach BCI jest elektroencefalografia. Dlatego pod pojęciem interfejsów BCI najczęściej rozumie się interfejsy oparte na sygnale EEG. Inne metody, które pozwalają „podglądać” procesy zachodzące w mózgu, wykorzystywane w interfejsach BCI to:

1) metody wykorzystujące odpowiedź hemodynamiczną:

pozytonowa tomografia emisyjna (ang. *Positron Emission Tomography*, PET), funkcjonalny rezonans magnetyczny (ang. *functional Magnetic Resonance Imaging*, fMRI), spektroskopia bliskiej podczerwieni (ang. *near-infrared spectroscopy*, NIRS);

2) metody badające sygnał elektryczny lub magnetyczny:

elektrokortykografia (ang. *Electrocorticography*, ECoG), elektroencefalografia śródczaszkowa (ang. *intracranial Electroencephalography*, iEEG), magnetoencefalografia (*Magnetoencephalography*, MEG).

Stosunkowo nowym podejściem jest połączenie kilku metod pozyskiwania sygnału równocześnie np. spektroskopii bliskiej podczerwieni oraz elektroencefalografii [Lan Ma i in., 2012]. Spośród wszystkich wymienionych metod, elektroencefalografia wyróżnia się stosunkowo niskimi kosztami aparatury badawczej oraz niewielkimi jej rozmiarami, dobrze poznaną metodyką badań oraz bezpieczeństwem, a jej główną zaletą jest wysoka rozdzielczość czasowa. W tabeli 2.1 przedstawiono rozdzielczości czasowe i przestrzenne wszystkich wyżej wymienionych metod.

Tabela 2.1 Rozdzielczość czasowa i przestrzenna metod używanych w systemach BCI

TECHNIKA AKWIZYCJI DANYCH	ROZDZIELCZOŚĆ CZASOWA	ROZDZIELCZOŚĆ PRZESTRZENNA
PET	± 30 s	4–6 mm
NIRS	± 10 ms	20 mm
fMRI	3–5 s	± 1.5 mm
MEG	± 1 ms	~ 3 –10 mm
EEG	< 0.5 ms	5–10 mm
ECoG, iEEG	< 0.5 ms	0.5–5 mm

2.2.1 Zastosowanie systemów BCI

Interfejsy BCI mają za zadanie analizę danych związanych z przetwarzaniem informacji w mózgu w czasie rzeczywistym, w celu użycia ich do sterowania komputerem, a poprzez komputer również innymi urządzeniami peryferyjnymi, neuroprotezą lub wózkiem inwalidzkim. Nadrzędnym celem interfejsów mózg-komputer jest pomoc osobom niepełnosprawnym ze znacznym lub całkowitym zanikiem funkcji mięśniowych w komunikacji ze światem zewnętrznym [Augustyniak P. i in., 2010]. W przypadku, gdy choroba powoduje całkowity paraliż i pacjent traci jakąkolwiek zdolność ruchową, czyli zostanie uwięziony w swoim ciele, co medycznie określane jest syndromem zamknięcia (ang. *locked-in syndrome*), jedyną nadzieję na komunikację z chorym daje interfejs BCI. W odróżnieniu od klasycznych interfejsów, nie potrzebują one połączenia z mięśniami czy nerwami obwodowymi, co pozwala na sterowanie urządzeniami bez słownej lub fizycznej interakcji. W związku z tym, głównym zastosowaniem interfejsów BCI jest umożliwienie komunikacji ze światem zewnętrznym pacjentom w ciężkich stadiach chorób, które poważnie

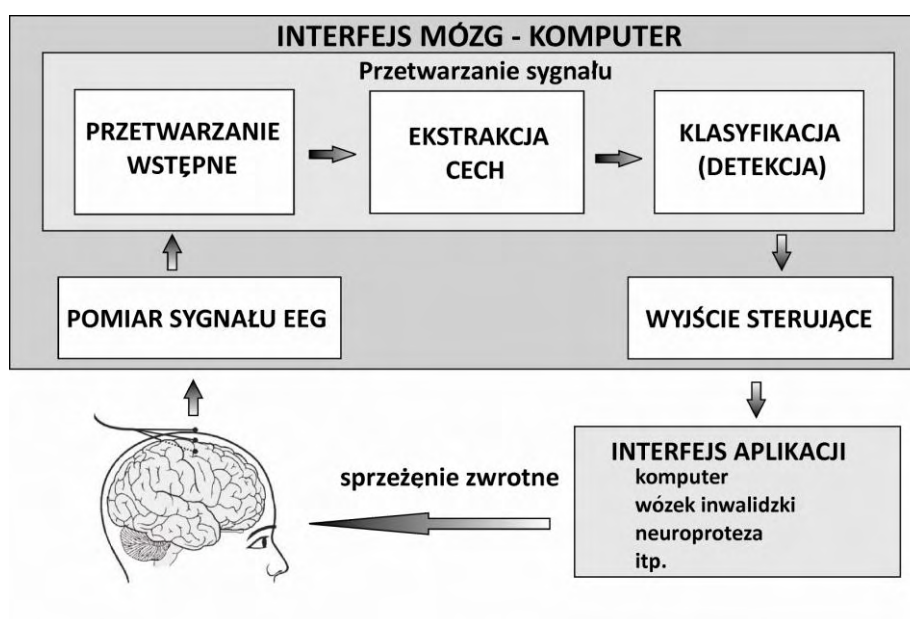
ograniczają lub uniemożliwiają jakiegokolwiek ruch, jak na przykład udar mózgowy podkorowy, stwardnienie zanikowe boczne, mózgowie porażenie dziecięce, stwardnienia rozsiane. Interfejsy takie pozwalają także sterować neuroprotezami lub ortezami w przypadku urazów rdzenia kręgowego [Pfurtscheller G. i Neuper C., 2001; Wolpaw J. i in., 2002]. Alternatywne zastosowanie interfejsów BCI związane jest z projektami komercyjnymi, multimedialnymi i aplikacjami wirtualnej rzeczywistości [Ebrahimi T. i in., 2003; Beom-Soo S. i in., 2007; Yue Liu i in., 2012; van Vliet M. i in., 2012].

2.2.2 Schemat BCI

Ideę interfejsu BCI przedstawiono na rysunku 2.4. Interfejs złożony jest z kilku niezależnych bloków zadaniowych, połączonych zwykle sprzężeniem zwrotnym. Każdy z etapów można niezależnie modyfikować. Wyszczególnia się następujące etapy:

- rejestracja sygnału elektroencefalograficznego,
- przetwarzanie wstępne sygnału,
- ekstrakcja cech charakteryzujących sygnał,
- klasyfikacja wybranych cech,
- uzyskanie sygnału sterującego.

Wybór cech sygnału, musi nastąpić w taki sposób, aby maksymalnie uprościć jego późniejszą klasyfikację i pozwolić na wykrywanie określonych epizodów w działalności mózgu.



Rysunek 2.4 Schemat systemu BCI.

2.2.3 Paradygmaty BCI

Wśród interfejsów mózg-komputer opartych na sygnale elektroencefalograficznym można wyróżnić kilka ścieżek rozwoju w zależności od paradygmatów, jakie są wykorzystywane do komunikacji i sterowania komputerem [Przybyło J. i in., 2013]. Paradygmatem, zgodnie ze słownikiem wyrazów obcych, nazywamy ogólnie uznane osiągnięcie naukowe (teorię naukową), które w pewnym okresie dostarcza modelowych rozwiązań w danej dziedzinie nauki. Tak więc, paradygmaty BCI opisują zjawiska w sygnale, które można otrzymać w sposób powtarzalny u większości badanych osób, a które są zazwyczaj reakcją na zewnętrzny lub wewnętrzny bodziec. Paradygmaty opisują także sposób przeprowadzania eksperymentu, pozwalającego na uzyskanie danego zjawiska w sygnale EEG.

W przypadku sygnału EEG możemy wyróżnić następujące paradygmaty:

- a) Wolne potencjały korowe (ang. *Slow Cortical Potentials*, SCP) czyli powolne zmiany w sygnale EEG trwające od 300 ms do kilku sekund, o częstościach z zakresu 1 – 2 Hz. Wykorzystuje się je do stymulacji mózgu na zasadzie sprzężenia zwrotnego tzw. *biofeedbacku* [Birbaumer N. i in., 1999, 2000].
- b) SSVEP (ang. *Steady State Visual Evoked Potentials*) są potencjałami korowymi, które powstają na skutek naturalnej odpowiedzi na stymulację wzrokową. W przypadku pobudzenia siatkówki oka bodźcem wzrokowym (np. migoczącą diodą LED) o częstotliwości z odpowiedniego zakresu, mózg generuje aktywność elektryczną o tej samej częstotliwości lub wielokrotności częstotliwości bodźca stymulującego [Middendorf M. i in., 2000; Cheng M. i in., 2002; Materka A. i in., 2006, 2007; Byczuk M. i in., 2012].
- c) P300 (P3) tzw. potencjał sukcesu, to potencjał pojawiający się jako reakcja na pojawienie się oczekiwanego bodźca. Potencjał P300 pojawia się u każdej osoby w sposób dla niej charakterystyczny, niezależny od cech fizycznych samego bodźca. Zazwyczaj wywołuje się go używając paradygmatu nazywanego z ang. *oddball paradigm*, gdzie oczekiwany bodziec pojawia się rzadko w odmienności do często ukazujących się bodźców stanowiących tło. Sygnał P300 pojawia się jako dodatni potencjał w czasie od 300 do 600 ms po wystąpieniu oczekiwanego bodźca. Potencjał P300 jest wykorzystywany

głównie do interfejsów pozwalających na pisanie poprzez skupianie uwagi na żądanej literze wybranej spośród matrycy liter [Donchin E. i in., 2000].

- d) Desynchronizacja/synchronizacja związana z bodźcem (ang. *event-related desynchronization/synchronization*, ERD/ERS), to zmiana mocy sygnału EEG w danym paśmie częstotliwości pod wpływem dobrowolnego ruchu lub wyobrażenia ruchu. Zwykle wykorzystuje się wyobrażenie ruchu ręki, nogi lub języka ze względu na to, że te części ciała są najsilniej reprezentowane w korze sensomotorycznej mózgu. Zaletą tego paradygmatu jest najbardziej naturalny, zbliżony do niewymuszonego myślenia sposób uzyskania sygnału. Wadą zaś, niski stosunek sygnału do szumu, co powoduje konieczność wielokrotnego powtarzania doświadczenia w celu uśrednienia i wzmocnienia sygnału. Na podstawie tego paradygmatu tworzy się najczęściej interfejsy pozwalające na poruszanie np. kursorem po ekranie monitora poprzez nauczanie się kontrolowania amplitudy rytmów motorycznych μ i β [Wolpaw J. i in., 2000; Neuper C. i in., 2003; Obermaier B. i in., 2001; Pfurtscheller G. i Neuper C., 2001].
- e) Zadania myślowe (ang. *mental task*), polegają na wykonywaniu zadanego polecenia w krótkim odcinku czasu. Zadania dobrane są tak, aby angażowały w różny sposób obie półkule mózgowe. Zwykle zadaje się kilka zadań do wykonania (np. wyobrażenie rotacji figury geometrycznej wokół jednej z osi), a następnie wybiera się dwa spośród wszystkich, które u danej osoby różnią się w sposób najbardziej znaczący. Prawidłowością jest, że zadania arytmetyczne angażują raczej prawą półkulę, podczas gdy zadania wizualizacyjne lewą. Rozróżnienie dwóch odmiennych stanów pozwala na komunikację np. poprzez alfabet Morse'a lub kontrolowanie kursora [Anderson C. i in., 1995; Palaniappan R., 2005; Faradji F. i in., 2009].

2.3 Wyobrażenie ruchu

Wyobrazić sobie dany ruch można w dwojaki sposób – z perspektywy pierwszej lub trzeciej osoby. Wyobrażenie z „perspektywy pierwszej osoby” polega na myślowej symulacji wykonania danej akcji ruchowej czyli motoryczno-kinestetycznym przetwarzaniu informacji na temat danego ruchu. Oznacza to, że osoba odczuwa, jakby wykonywała ruch, jednak hamuje jego wykonanie. Drugim sposobem jest wyobrażenie ruchu z perspektywy trzeciej

osoby, który polega na wizualizacji przestrzennej ruchu, czyli wyobrażeniu jakby ktoś wykonał dany ruch.

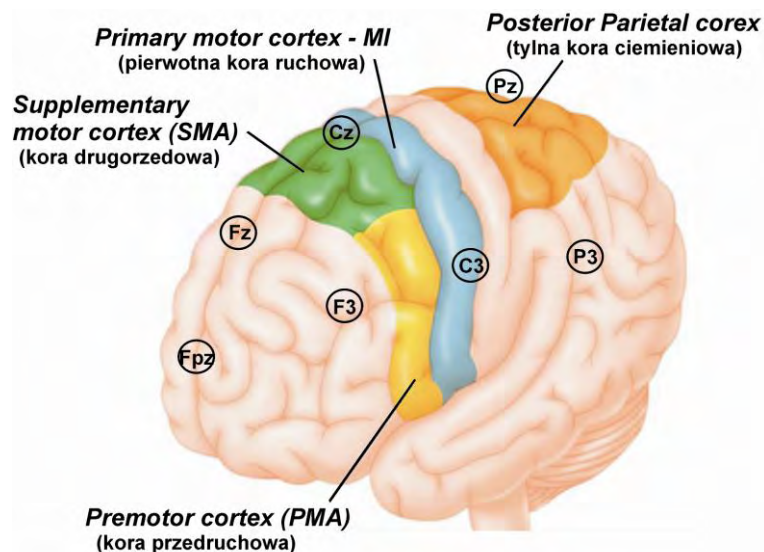
Badania neuropsychologiczne procesów zachodzących w mózgu podczas wyobrażenia ruchu (ang. *Internal Simulation of Movements*, ISM lub *Motor Imagery*, MI) pokazały, że wyobrażenie ruchu jest realizowane przez te same struktury mózgowe, które biorą udział w programowaniu i przygotowywaniu ruchu rzeczywistego, z tą różnicą, że wykonanie ruchu jest blokowane na poziomie przekazu informacji pomiędzy korą a rdzeniem kręgowym [Decety J. i in., 1988, 1990, 1993; Jeannerod M., 1994; 1995]. Zaobserwowanie tego faktu spowodowało, że wyobrażenie ruchu odgrywa ważną rolę jako sygnał sterujący w systemach BCI [McFarland D., 2000; Pineda J. i in., 2000; Akinci B. i in., 2010; Muller-Putz G. i in., 2011]. Wcześniej zjawisko to było znane w psychologii sportu i pomimo tego, że mechanizm procesu nie był jeszcze dobrze znany, wiele badań pokazywało, że ćwiczenia mentalne mają pozytywny wpływ na późniejsze wykonanie ruchu [Feltz D. i in., 1983; Denis M., 1985; Rodgers W. i in., 1991; Hall C., 2001]. W wyobrażenie ruchu oraz jego rzeczywiste wykonanie zaangażowane są podobne części mózgu, głównie: kora przedmotoryczna (*Premotor cortex*), kora motoryczna drugorzędowa (*Supplementary motor area*, SMA), kora ciemieniowa (*Posterior Parietal Cortex*), jądra podstawy mózgu oraz mózdzek [Deecke L. i in., 1991, 1995]. Co ciekawe, taka sama aktywacja struktur mózgowych następuje, gdy badana osoba zauważa, naśladuje albo wyobraża sobie, że dany ruch został wykonany przez inne osoby – jest to klucz do rozumienia zachowań innych osób. Teorię na temat podobieństwa między wyobrażeniem, a rzeczywistym ruchem potwierdziły także badania, w których obserwacji neuropsychologicznej poddano zdrowych pacjentów i pacjentów z uszkodzeniem systemu motorycznego różnego stopnia [Dominey P. i in., 1995]. Niemniej zauważalne były różnice pomiędzy wyobrażeniem a wykonaniem ruchu [Kosslyn S. i in., 1993; 1995]. Wątpliwości dotyczyły głównie zaangażowania w oba procesy drugorzędowej kory motorycznej (SMA) i pierwszorzędowej kory motorycznej (*Primary motor cortex*, MI). Podczas gdy część prac pokazywała brak aktywności MI podczas wyobrażenia ruchu [Cunnington R. i in., 1996], w innych za pomocą nowoczesnych metod neuroobrazowania ostatecznie dowiedziono, że podczas wyobrażenia ruchu również aktywowana zostaje pierwszorzędowa kora motoryczna (MI) [Decety J. i in., 1994; Lotze M. i in., 1999, 2006; Porro C. i in., 1996, 2000; Roth M. i in., 1996]. Pierwotne wątpliwości mogły wynikać z faktu, że aktywacja MI podczas wyobrażenia ruchu osiąga jedynie około 30% wartości

otrzymywanej podczas gdy ten sam ruch jest wykonywany i może nie być obserwowana u każdej badanej osoby [Gerardin E. i in, 2000].

Istnieją dwie teorie wyjaśniające dlaczego w trakcie wyobrażenia ruchu, pomimo aktywacji odpowiednich ośrodków ruchowych w mózgu, nie dochodzi do jego wykonania. Pierwsza, mówi o podprogowej aktywacji ośrodków kory, przez co jest ona niewystarczająca do pobudzenia motoneuronów rdzenia. Druga, postuluje że polecenie wykonania ruchu jest blokowane zanim dotrze do motoneuronów, poprzez inhibicyjny mechanizm, generowany równoległe do aktywacji motorycznej. Z faktu, że ośrodki korowe są aktywowane podczas wyobrażenia, wyklucza się ich udział w hamowaniu ruchu, a o mechanizm inhibicyjny podejrzewa się ośrodki podkorowe i przypuszcza się, że hamowanie następuje na poziomie rdzenia kręgowego, pnia mózgu lub mózdzku. Najprawdopodobniej oba powyższe mechanizmy hamowania współistnieją ze sobą [Jeannerod M., 2001].

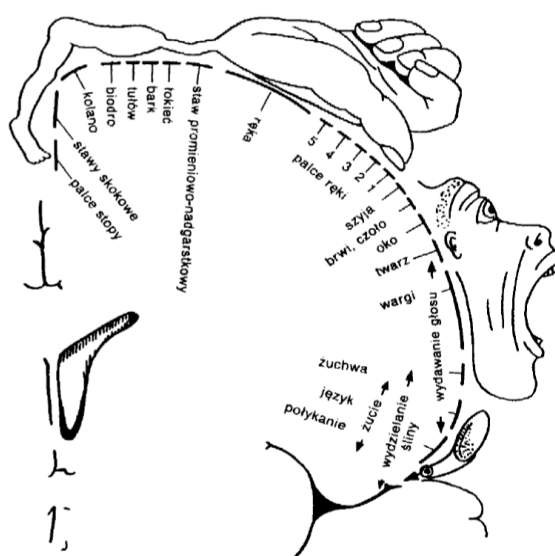
2.3.1 Kora motoryczna

Kora motoryczna leży w centralnej części głowy, w tylnej części płata czołowego, przed bruzdą Rolanda (rysunek 2.5). Wyodrębnia się część tylną kory ruchowej tzw. pierwotną korę ruchową; *primary motor cortex* – MI (pole 4 wg. Brodmana) i część przednią, nadrzędną, zwaną korą przedruchową (*Premotor cortex*; PMA, pole 6).



Rysunek 2.5 Kora mózgowa z zaznaczonymi polami kory ruchowej oraz położeniem elektrod EEG [zmodyfikowany z www.positscience.com].

Na powierzchni przyśrodkowej płata czołowego, leży dodatkowe pole ruchowe (*Supplementary motor area* – MII, SMA). Wykonywanie ruchów angażuje również inne części kory oraz podkorowe części mózgu, pień mózgu, rdzeń kręgowy, a także korę czuciową uczestniczącą w ocenie ruchu. Zamiar i idea ruchu powstaje w okolicy kojarzeniowej kory (styk płatów: skroniowego, potylicznego i ciemieniowego, ale głównie tylna część płata ciemieniowego), a następnie informacja o ruchu przesyłana jest do kory przedruchowej (PMA) a także dodatkowej kory ruchowej (SMA), której rolą jest organizacja sekwencji ruchów. Kora przedruchowa współpracuje z mózdzkiem, który odpowiedzialny jest za ustalenie planu i sekwencji ruchów. Mózdzek przesyła sygnał do pierwszorzędowej kory ruchowej (MI). Pobudzenie z obszaru pierwotnej kory ruchowej biegnie drogami piramidowymi do motoneuronów pnia mózgu i rdzenia kręgowego, skąd kierowane jest do mięśni szkieletowych. Podczas wyobrażenia ruchu następuje hamowanie ruchu na etapie przesyłu rozkazu na drodze korowo-rdzeniowej.



Rysunek 2.6 Przekrój przez pierwszorzędową korę motoryczną (MI) z zaznaczoną ideą „homunkulusa” [zmienione z Penfield W. i Rasmussen T., 1990].

Pierwszorzędowa kora motoryczna zorganizowana jest somatotopowo, co oznacza, że poszczególne grupy mięśni mają swoją reprezentację w odpowiadających im obszarach kory. Przyporządkowanie różnych grup mięśni odpowiednim obszarom kory ruchowej przedstawia się w formie zniekształconej postaci człowieka (analogicznie dla kory czuciowej), tzw. *homunculusa* (twórcą tego modelu był Wilder Graves Penfield - kanadyjski

neurolog i neurochirurg, żyjący w latach 1891-1976 [Penfield W. i Rasmussen T., 1990]). Charakterystyczne jest w nim to, iż największą reprezentację korową mają narządy wykonujące najbardziej złożone i precyzyjne ruchy, takie jak dłonie czy język (rysunek 2.6). Okazuje się, że w przypadku utraty jakiejś części ciała obszar kory dotąd za nią odpowiedzialny przejmuje i wspomaga rolę sąsiedniego (w reprezentacji korowej) narządu, a nie przestaje pracować. Innym ciekawym zjawiskiem jest to, że reprezentacja korowa może ulegać zmianom pod wpływem uczenia się poszczególnych ruchów i nabierania wprawy w ich wykonywaniu. Występuje dodatkowo efekt wypierania (na zasadzie konkurencji) pól z ośrodkami dla ruchów rzadko wykonywanych lub mało precyzyjnych przez ruchy nowo wyuczone i wykonywane często.

2.3.2 Pojęcie synchronizacji i desynchronizacji związanej z bodźcem (ERS/ERD)

W reakcji na zewnętrzny lub wewnętrzny bodziec w elektroencefalogramie zachodzą dwa typy zmian. Pierwsze to tzw. potencjały związane z bodźcem (ang. *event-related potentials*, ERP) czyli powolne zmiany potencjału w przebiegu spontanicznego zapisu EEG. Zalicza się do nich między innymi: ang. *evoked potentials* (EP), ang. *contingent negative variation* (CNV), niem. *Bereitschaftspotential* (BP), ang. *stimulus preceding negativity* (SPN). Charakterystyczna dla tej grupy potencjałów jest silna zależność czasowa zmian od zdarzenia wywołującego – określa się je jako stałofazowe. Drugi typ reakcji to tzw. indukowane odpowiedzi związane z bodźcem (ang. *event-related EEG responses*). Wyróżnia się desynchronizację (ang. *event-related desynchronization*, ERD [Pfurtscheller G. i Aranibar A., 1977, 1979]) oraz synchronizację związaną z bodźcem (ang. *event-related synchronization*, ERS [Pfurtscheller G. i Neuper C., 1994; Pfurtscheller G. i da Silva F., 1999]). W przeciwieństwie do potencjałów ERP, odpowiedzi indukowane nie mają fazy określonej względem bodźca. Zmiany ERD/ERS powstają na skutek zmian w aktywności populacji neuronów i są charakteryzowane poprzez krótkotrwałą zmianę mocy w określonych pasmach częstotliwości. Zmiany ERD i ERS mogą występować równocześnie w różnych obszarach kory. Synchronizację i desynchronizację analizuje się zarówno w funkcji czasu, jak i częstotliwości. Metody obliczania zmian ERD/ERS zostały przedstawione w rozdziale 3.2.

2.3.3 Zmiany w synchronizacji rytmów motorycznych (μ i β) w trakcie wyobrażenia ruchu

Dzięki bardzo dobrej rozdzielczości czasowej elektroencefalografii można obserwować zmiany jakie zachodzą w mózgu w poszczególnych etapach ruchu, takich jak: przygotowanie ruchu, wykonywanie ruchu oraz powrót do stanu spoczynku. W tabeli 2.2 przedstawiono charakterystyczne i powtarzalne zmiany w synchronizacji rytmów μ (μ) oraz β (β) związanych z wyobrażeniem ruchu ręką. Obszar kory odpowiedzialny za generację rytmu μ w trakcie ruchu/wyobrażenia ruchu ręką obejmuje powierzchnię około 5 cm², natomiast obszar generujący fale β obejmuje tylko kilka mm².

Tabela 2.2 Zmiany w synchronizacji rytmów μ i β w trakcie trzech etapów ruchu

ETAP RUCHU	Rytm μ	Rytm β
1. Przygotowanie ruchu	ERD dominujące kontralateralnie	ERD głównie kontralateralnie
2. Wykonywanie ruchu	ERD pojawiające się bilateralnie, ale silniej kontralateralnie	ERD głównie kontralateralnie, ipsilateralnie może być widoczne ERS
3. Powrót do stanu spoczynku	Powolny wzrost	Kontralateralnie dominujące ERS – " β – rebound"

Desynchronizacja w paśmie μ (μ – ERD)

Wyobrażenie ruchu/ruch ręką poprzedzone jest desynchronizacją w paśmie μ zlokalizowanym nad kontralateralną¹ korą motoryczną [Alegre M. i in., 2003, 2004; Neuper C. i in., 2001; Pfurtscheller G. i Aranibar A., 1979; Pfurtscheller G. i Berghold A., 1989, Stancak A. i in., 1996a; Toro C., i in., 1994]. Desynchronizacja w niższym paśmie fali μ rozpoczyna się kontralateralnie około 2 sekundy przed ruchem (w trakcie przygotowań do ruchu), a następnie rozprzestrzenia się bilateralnie symetrycznie, osiągając maksimum i obejmując także wyższe pasmo μ w trakcie wyobrażenia ruchu/ruchu. Po zakończeniu ruchu μ – ERD powoli zanika. Desynchronizacja μ – ERD jest niezależna od czasu trwania ruchu i podobna podczas ruchu palcem wskazującym, kciukiem oraz całą dłonią. Przypuszcza

¹ Kontralateralnie – po przeciwnej stronie w stosunku do kończyny wykonującej ruch (w przypadku ruchu prawą ręką w okolicach elektrody C3, w przypadku ruchu lewą ręką w okolicach elektrody C4. Są to miejsca leżące nad pierwotną korą ruchową MI).

się, że desynchronizacja w paśmie μ odzwierciedla stan gotowości lub uaktywnienia się sieci neuronalnej i oczekiwania na przetwarzanie informacji. Desynchronizacja rytmu μ pojawiająca się podczas wyobrażenia ruchu, osiąga mniejsze wartości, w porównaniu do desynchronizacji tego samego rytmu w trakcie ruchu rzeczywistego [Ginter J. i in., 2005].

W wyniku treningu, mającego na celu wyćwiczenie wyobrażenia ruchu ręką, charakter kontralateralnego ERD staje się bardziej wyraźny, a nad ipsilateralną² półkulą mózgu może pojawić się ERS w paśmie μ . Jest to związane ze wzrostem synchronizacji w obszarach nieużywanych w trakcie danej czynności i tłumaczy się to teorią o antagonistycznym zachowaniu sieci neuronalnej ("focal ERD/surrounding ERS" [Suffczynski P. i in., 1999]). Podobny efekt pojawia się podczas wyobrażenia ruchu nogą, kiedy to w obszarze ręki może pojawiać się synchronizacja fali μ . Zjawisko to jest obserwowalne tylko w wyższym paśmie fali μ . Dodatkowo, warto podkreślić, że ruch ręką dominującą powoduje wyraźną desynchronizację na kontralateralnej półkuli oraz bardzo niewielkie ipsilateralne ERD, podczas gdy ruch ręką niedominującą jest poprzedzany mniej zlateralizowanym ERD [Stancak A. i in., 1996b].

Desynchronizacja (β – ERD) oraz synchronizacja (β – rebound) w paśmie beta

Wyobrażenie ruchu podobnie jak ruch generuje desynchronizację w paśmie β [Stancak A. i in., 1996c; Crane N. i in., 1998; Alegre M. i in., 2002], która pojawia się kontra- lub bilateralnie nad obszarem kory motorycznej w trakcie wyobrażenia ruchu. W porównaniu do desynchronizacji w paśmie μ , β – ERD ma mniejszą amplitudę, obejmuje mniejsze obszary kory oraz zanika szybciej. Około 1 s po zakończeniu ruchu, gdy desynchronizacja w niższym paśmie β nadal może być widoczna, następuje krótkotrwały wzrost synchronizacji, nazywany β – rebound [Cassim F. i in., 2001]. β – rebound odznacza się relatywnie wysokim stosunkiem sygnału do szumu. Cechą charakterystyczną silnego wzrostu synchronizacji po zakończeniu ruchu jest jego ściśle somatotopowy charakter. Wyobrażenie ruchu ręką przypada na zakres częstotliwości od 16 do 20 Hz. Maksimum synchronizacji β – rebound przypada na redukcję pobudliwości neuronów ośrodka ruchowego, stąd przypuszcza się, że jest ona związana z dezaktywacją lub hamowaniem aktywności kory motorycznej [Chen R. i in., 1998]. Wyjaśnienie powstania β – rebound po zakończeniu wyobrażenia ruchu może być takie, że sieć generująca rytm β przełącza się ze stanu wysoko pobudzonego podczas

² Ipsilateralnie – czyli po tej samej stronie co kończyła wykonującą ruch (w przypadku ruchu prawą ręką w okolicach elektrody C4, a w przypadku ruchu lewą ręką w okolicach elektrody C3).

wykonania ruchu, do stanu nieaktywnego zaraz po ustaniu ruchu. Potwierdzeniem tej teorii jest obserwacja zaniku β – *rebound* podczas ciągłego pobudzania ośrodka ruchowego [Schnitzler A. i in., 1997; Pfurtscheller G. i in., 2002]. Analogicznie jak ma to miejsce dla zjawisk w paśmie μ , zmiany w paśmie fali β podczas wyobrażenia ruchu są mniej wyraziste niż w trakcie ruchu rzeczywistego.

Podsumowując, istnieją dwa typy zmian synchronizacji w rytmie β podczas ruchu lub jego wyobrażenia: długotrwała desynchronizacja β – *ERD* związana z wykonywaniem zadania motorycznego oraz krótkotrwała synchronizacja β – *rebound* powiązana z dezaktywacją (hamowaniem) aktywności kory. Należy pamiętać, że aktywność obszarów kory somomotorycznej powoduje ogólnie desynchronizację fali β ale może również, w pewnych okolicznościach, towarzyszyć mu β – *ERS*.

Możliwe jest również obserwowanie synchronizacji rytmów o jeszcze wyższych częstościach. Synchronizacja rytmu γ (γ) występuje tuż przed wykonaniem ruchu i szybko zanika, pojawia się na tych samych elektrodach co desynchronizacja rytmów μ i β [Matsunaga i in., 2008]. Wiąże się ją z aktywnym przetwarzaniem informacji. Jednak zmiany w fali γ w sygnale EEG widoczne są tylko u nielicznych pacjentów, ze względu na niską amplitudę fali. Należy pamiętać, że granice pasm częstotliwości, w których obserwuje się zmiany synchronizacji są charakterystyczne dla każdego pacjenta i zależą od rodzaju ruchu (ręki, palca, stopy) [McFarland D. i in., 2000].

3. Metody analizy sygnału

3.1 Przetwarzanie wstępne sygnału

W celu przygotowania sygnału do analizy konieczne jest jego wstępne przetworzenie obejmujące takie etapy, jak: eliminacja artefaktów, filtracja częstotliwościowa oraz filtracja przestrzenna. Czynności te są nieodzowne ze względu na bardzo niską amplitudę sygnału elektroencefalograficznego oraz występowanie licznych zakłóceń elektrycznych w obrębie zakresu częstotliwości sygnału EEG. W związku z tym, konieczne jest zastosowanie metod, które pozwolą na podwyższenie stosunku sygnału do szumu poprzez wzmocnienie sygnału lub/i redukcję szumu. Poniżej opisano poszczególne kroki przetwarzania wstępnego sygnału elektroencefalograficznego:

3.1.1 Eliminacja artefaktów

Zakłócenia sygnału elektroencefalograficznego mają dwa główne źródła. Pierwszym z nich są szумы pochodzenia zewnętrznego, takie jak: aktywność elektromagnetyczna środowiska zewnętrznego, w tym częstotliwość sieci energetycznej, zakłócenia wywołane przez pracę monitorów komputerowych generujące częstotliwości odpowiadające odświeżaniu ekranu, czy zmiany potencjału pochodzące od zjawisk występujących na styku elektrod pomiarowych i skóry. Drugim źródłem zakłóceń są artefakty pochodzenia fizjologicznego [Barlow J., 1986; Reyes C. i in., 2012]. Zakłócenia fizjologiczne wynikają ze współistnienia w organizmie człowieka innych źródeł sygnałów bioelektrycznych takich jak: EKG, EMG, EOG (w tym ruch gałek ocznych oraz mruganie). Prawie każdy zapis EEG zawiera artefakty mięśniowe. Sygnał EMG ma szeroki zakres częstotliwości. Jego maksymalne komponenty mają częstotliwość powyżej 30 Hz. Artefakty mięśniowe występują zwykle w okolicach czołowych i skroniowych, a także potylicznych, gdzie duże zakłócenia generuje drżenie mięśni karku [Xinyi Yong i in., 2008; Murguialday A. i in., 2010]. Ruch gałek ocznych również generuje sygnał elektryczny o szerokim zakresie częstotliwości, przy czym jego maksymalne amplitudy obserwuje się poniżej 5 Hz. Sygnał EOG jest rejestrowany głównie nad przednimi regionami głowy [Noureddin B. i in., 2008; Wu Jin i in., 2009; Shahabi i in., 2012]. Zastosowanie dodatkowych kanałów pomiarowych dla sygnału EOG

i EMG pozwala na obserwację artefaktów tego pochodzenia i ich późniejszą eliminację. Należy jednak podkreślić, że nabyte doświadczenie w analizie sygnału EEG pozwala na wyodrębnienie (wzrokowe) tych fragmentów sygnału, które zawierają znaczące artefakty pochodzenia fizjologicznego.

3.1.2 Filtracja częstotliwościowa

Filtracja częstotliwościowa, będąca częścią przetwarzania wstępnego, może być przeprowadzona na etapie sprzętowym lub softwareowym. W tym względzie konieczne jest przefiltrowanie zakłóceń pochodzących od zasilania elektrycznego filtrem pasmowo-zaporowym oraz odcięcie niskich częstotliwości, w których pojawiają się zakłócenia wynikające z kontaktu elektrod ze skórą głowy. W drugim przypadku można zastosować filtr górno- lub pasmowo-przepustowy o częstotliwościach odcięcia dobranych w zależności od potrzeb. Filtr pasmowo-przepustowy pozwala dodatkowo na wyeliminowanie składowych harmonicznym pochodzących od zasilania elektrycznego oraz zawężenie analizowanego zakresu do częstotliwości interesujących nas rytmów sygnału EEG.

3.1.3 Filtracja przestrzenna

Kolejnym etapem przetwarzania wstępnego jest filtracja przestrzenna, która pozwala na eliminację zakłóceń pojawiających się równocześnie na wielu elektrodach, poprawiając stosunek sygnału do szumu. W tym celu stosuje się transformację Hjortha (odniesienie względem średniej wartości lokalnej; ang. *current source density*, [Hjorth B., 1975]), która jest przybliżeniem dyskretnym transformacji Laplace'a. Jest ona szczególnie przydatna w badaniu sygnałów związanych z wyobrażeniem ruchu [Ramoser H. i in., 2000]. Transformacja Hjortha obliczana jest jako różnica potencjału pomiędzy daną elektrodą, a średnią z czterech sąsiednich elektrod według wzoru:

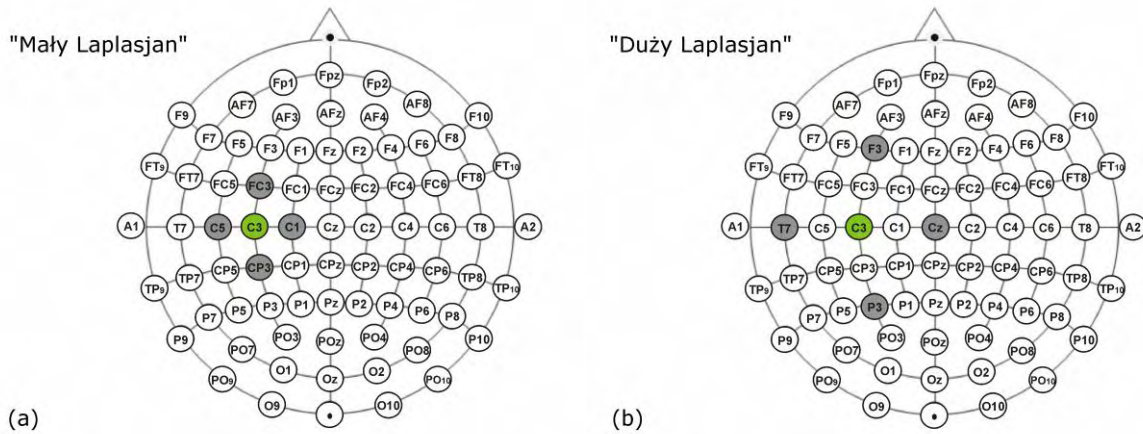
$$V_i^{LAP} = V_i^{ER} - \sum_{j \in S_i} g_{ij} V_j^{ER}, \quad (3.1)$$

gdzie V_i^{LAP} to potencjał obliczony metodą Hjortha (Laplace'a) dla i – tej elektrody, V_i^{ER} oraz V_j^{ER} odnoszą się do wartości mierzonego potencjału odpowiednio na elektrodzie i – tej oraz na elektrodzie j – tej, mierzonego względem elektrody referencyjnej umieszczonej na uchu (ER), S_i oznacza zbiór elektrod pomiarowych otaczających elektrodę i – tą, g_{ij} wyrażone jest wzorem

$$g_{ij} = \frac{\frac{1}{d_{ij}}}{\sum_{j \in S_i} \frac{1}{d_{ij}}}, \quad (3.2)$$

gdzie d_{ij} to odległość pomiędzy i – tą (filtrowaną) i j – tą elektrodą. W badaniach opisanych w niniejszej pracy stosowano symetryczny rozkład elektrod, stąd $g_{ij} = \frac{1}{4}$.

Dystans pomiędzy elektrodami determinuje charakterystykę filtru przestrzennego. Dla mniejszych odległości pomiędzy elektrodami, filtr jest bardziej czuły na potencjały o wyższych częstotliwościach, a mniej czuły na potencjały o niższych częstotliwościach [McFarland D., 1997]. W analizie sygnału EEG rozróżnia się tzw. mały i duży laplasjan (nazwa zwyczajowa zaczerpnięta z literatury anglojęzycznej). Filtracja przestrzenna metodą małego laplasjanu (ML) powstaje poprzez odjęcie od potencjału z filtrowanej elektrody, średniego potencjału z czterech najbliższych położonych elektrod, tzw. najbliższych sąsiadów. Są to elektrody znajdujące się w odległości 10% odległości pomiędzy skrajnymi punktami czaszki w układzie 10 – 10 (rozszerzony układ elektrod 10 – 20). Przykładowo dla filtracji sygnału pochodzącego z elektrody C3 są to elektrody: C1, C5, Fc3, Cp3 [rysunek 3.1(a)].



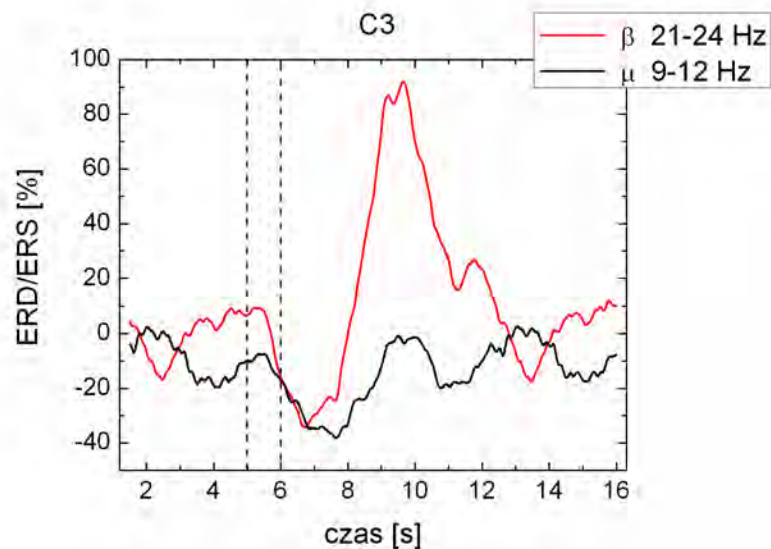
Rysunek 3.1 Usytuowanie elektrod wykorzystywanych do filtracji przestrzennej małym laplasjanem (a) oraz dużym laplasjanem (b), dla elektrody C3 (kolor zielony). Średnia z potencjału zarejestrowanego na elektrodach zaznaczonych kolorem szarym jest odejmowana od potencjału elektrody zaznaczonej na zielono.

Natomiast, filtracja metodą dużego laplasjanu (DL) powstaje poprzez uśrednienie sygnału pochodzącego z zestawu tzw. następnych najbliższych sąsiadów, czyli elektrod oddalonych

od filtrowanej elektrody o 20% odległości pomiędzy skrajnymi punktami czaszki. Dla filtracji sygnału pochodzącego z elektrody C3 są to elektrody: Cz, T7, F3, P3 [rysunek 3.1(b)].

3.2 Metody obliczania wartości ERD/ERS

Desynchronizacja/synchronizacja związana z bodźcem (ang. *event-related desynchronization/synchronization*, ERD/ERS) to procentowa zmiana mocy sygnału pochodzącego z obszarów kory sensomotorycznej, analizowana w wybranych pasmach częstotliwości. Definiuje się ją jako stosunek względnej, uśrednionej po wielu realizacjach doświadczenia, wartości całkowitej mocy sygnału w danym paśmie częstotliwości i w danej chwili czasu, do średniej wartości mocy w tym samym paśmie częstotliwości, w pewnym czasie odniesienia (wzór 3.3). Za czas odniesienia przyjmuje się zwykle około 1 – 2 sekundy odcinek czasu poprzedzający zdarzenie, wolny od artefaktów i zmian związanych z badanym bodźcem. Wzrost mocy nazywany jest synchronizacją (ERS), a jej spadek desynchronizacją (ERD) [Pfurtscheller G. i Aranibar A., 1977, 1979; Pfurtscheller G. i Neuper C., 1994; Pfurtscheller G. i Lopes da Silva F., 1999].



Rysunek 3.2 Zmiana (de)synchronizacji rytmów μ oraz β podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką w sygnale z elektrody kontralateralnej C3. Kolorem czarnym zaznaczono pasmo μ w zakresie 9 – 12 Hz, natomiast kolorem czerwonym zaznaczono pasmo β w zakresie 21 – 24 Hz. Liniami przerywanymi zaznaczono jednosekundowy odcinek czasu, w którym następował bodziec inicjujący wyobrażenie ruchu (patrz rozdział 4).

Nazwa „synchronizacja” pochodzi od wzrostu liczby synchronicznie pracujących komórek nerwowych, co przekłada się na wzrost mocy w danym paśmie częstotliwości - rytmu. Należy pamiętać, że zmiana mocy w danym paśmie dotyczy synchronizacji lub desynchronizacji w skali makroskopowej, gdyż pojedyncza elektroda mierzy sygnał średni, pochodzący od około 10^7 neuronów. Na rysunku 3.2 przedstawiono przykładowy przebieg zmian ERD/ERS obliczony w dziedzinie czasu, dla dwóch zakresów częstotliwości, odpowiadających rytmom μ oraz β .

3.2.1 Klasyczne metody obliczania wartości ERD/ERS

Podstawowym wymogiem wyznaczenia wartości ERD/ERS jest posiadanie możliwie dużej liczby powtórzeń badanej reakcji związanej z bodźcem, dlatego metoda ta wymaga przeprowadzenia wielu realizacji doświadczenia (prób) badanego zjawiska [Pfurtscheller G. i Lopes da Silva F., 1999].

Obliczanie wartości ERD/ERS w dziedzinie czasu, w określonym zakresie częstotliwości, składa się z następujących kroków:

1. filtracji pasmowej,
2. obliczenia mocy chwilowej (podniesienie do kwadratu wartości sygnału),
3. uśrednienia mocy chwilowej po realizacjach doświadczenia (próbach),
4. wygładzenia przebiegu czasowego uśrednionej mocy chwilowej średnią kroczącą,
5. obliczenia względnych zmian mocy w filtrowanym paśmie częstotliwości, za pomocą wzorów (3.3 – 3.5):

$$ERD/ERS[j] = \frac{P[j] - R}{R} \times 100\%, \quad (3.3)$$

gdzie $P[j]$ jest średnią mocą j – tej próbki³ w paśmie częstotliwości f , wyrażoną wzorem

$$P[j] = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{i=N} V_i^2[j], \quad (3.4)$$

³ W obrębie całej rozprawy używane będą dwa blisko brzmiące pojęcia t.j. „próbka” w znaczeniu dyskretna wartość mierzonego sygnału uzyskana w wyniku próbkowania sygnału ciągłego oraz „próba” w znaczeniu jednej realizacji badanego zdarzenia (przykładowo na rysunku 3.2 jest to 11-sekundowy odcinek doświadczenia, w którym zawiera się pojedyncze wykonanie zadania – w tym przypadku wyobrażenia ruchu ręką).

gdzie uśrednienie przebiega po realizacjach doświadczenia (próbach), N to liczba realizacji doświadczenia (prób), $V_i[j]$ to wartość sygnału j – tej próbki z i – tej realizacji doświadczenia. We wzorze (3.3) R jest średnią mocą w paśmie f , w przedziale odniesienia (referencji) $[n_0, n_0 + k]$, uśrednioną po N realizacjach doświadczenia (próbach) i po czasie trwania okresu referencyjnego:

$$R = \frac{1}{k} \sum_{j=n_0}^{n_0+k} P[j]. \quad (3.5)$$

3.2.2 Mapy czasowo-częstotliwościowe zmian ERD/ERS oparte na metodzie falkowej - rozszerzenie na przestrzeń czas-częstość

Klasyczne podejście obliczania wartości ERD/ERS zaproponowane przez Pfurtschellera i Arnibara (1979) wymaga określenia przedziałów częstotliwości, w których sygnał będzie filtrowany i poddawany dalszym etapom przetwarzania. Wybrane pasmo nie zawsze jednak odpowiada najbardziej znaczącym zmianom mocy sygnału. Znaczenie pełniejszą informację uzyskać można za pomocą map czasowo-częstotliwościowych. Pełen obraz zmian gęstości energii sygnału w przestrzeni czas-częstotliwość uzyskuje się uśredniając po liczbie prób, czasowo-częstotliwościowe estymaty gęstości energii. We wszystkich punktach mapy, obliczana jest wartość względnego wzrostu gęstości energii w stosunku do wartości energii w zakresie referencji. W efekcie uzyskiwana jest mapa przedstawiająca ERD/ERS w przestrzeni czas-częstotliwość [Durka P. i in., 2004; Żygierewicz J. i in., 2005]. Najczęściej stosowanymi estymatorami gęstości energii są: spektrogram (krótkoczasowa transformata Fouriera, STFT) [Gabor D., 1946; Makeig S., 1993] lub skalogram (ciągła transformata falkowa, CWT) [Grossman A. i Morlet J., 1984; Tallon-Baudry C. i in., 1996]. W sytuacji, gdy istotna jest wysoka rozdzielczość czasowo-częstotliwościowa stosuje się metodę dopasowania kroczonego (ang. *Matching Pursuit*, MP) [Mallat S. i Zhang Z., 1993; Durka P. i in., 2001, 2007].

Do analizy danych eksperymentalnych w niniejszej pracy wybrano metodę opartą na transformacie falkowej (CWT). Podejście takie stanowiło kompromis pomiędzy rozdzielczością czasowo-częstotliwościową map, a złożonością obliczeń, przekładającą się na czas ich wykonywania.

Ciągła transformata falkowa (CWT)

Charakterystyczną cechą transformacji falkowej jest to, że funkcja falkowa jest dobrze zlokalizowana w dziedzinie czasu jak i częstotliwości [Grossman A. i Morlet J., 1984; Bertrand O. i in., 1996; Mallat S., 1992, 1998; Augustyniak P., 2003]. Dzięki temu, rozdzielczość czasowo-częstotliwościowa uzyskana za pomocą CWT jest wyższa w porównaniu do krótkoczasowej transformaty Fouriera (STFT). Do dekompozycji badanego sygnału wykorzystuje się ciąg funkcji bazowych, tzw. falek.

Falka jest funkcją matematyczną, która charakteryzuje się następującymi cechami:

- posiada zerową wartość średnią,
- poza pewnym skończonym przedziałem przyjmuje wartości zerowe,
- posiada skończoną moc sygnału.

Wynikiem ciągłej transformaty falkowej są współczynniki określające podobieństwo pomiędzy daną falką, a sygnałem. Współczynniki transformaty określone są wzorem:

$$F_{CWT}(a, b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} V(t) \Psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt, \quad (3.6)$$

gdzie: a – parametr skali, b – przesunięcie w skali czasu, t – czas, $V(t)$ – analizowany sygnał, zaś Ψ to funkcja falkowa. Skala ma wymiar odwrotny do częstotliwości. Transformację tę można interpretować jako rzutowanie sygnału na kolejne wersje falki Ψ przesunięte o b i przeskalowane o a . Dla CWT wprowadza się pojęcie skalogramu, który jest estymatą gęstości energii w przestrzeni czas-skala (analogicznie jak spektrogram dla krótkoczasowej transformaty Fouriera) i wyraża się wzorem

$$E^{SC}(a, b) = |F_{CWT}(a, b)|^2. \quad (3.7)$$

Reprezentację czas - skala można przekształcić w reprezentację czas - częstotliwość

$$E^{SC}(f, b) = |F_{CWT}(f, b)|^2. \quad (3.8)$$

3.3 Model autoregresyjny

Spektralna analiza autoregresyjna (ang. *Autoregressive Spectral Analysis*, AR) [Takalo R. i in. 2005; Minghui Hu i in., 2007] jest metodą parametryczną, dającą informację o składzie częstotliwościowym (widmie mocy) sygnału. Model autoregresyjny rzędu M opisuje procesy dyskretnie, w których wartość sygnału w danej chwili jest estymowana liniową kombinacją M poprzednich wartości sygnału. W porównaniu do dyskretnej transformacji Fouriera (ang. *Discrete Fourier Transform*, DFT), model AR umożliwia badanie krótkich segmentów danych oraz dostarcza bardziej wygładzone i łatwiejsze do interpretacji widmo. Mankamentem metody jest konieczność odpowiedniego doboru rzędu metody AR czyli parametru M , który musi zostać zoptymalizowany. Model AR znajduje szerokie zastosowanie w nauce m.in. do rozpoznawania mowy [Babin Z. i in., 1991], modelowania i rozpoznawania sygnałów radiolokacyjnych [Alkin O., 1988], analizy sygnałów geofizycznych i geologicznych [Landers T. i in., 1977], badania aktywności sejsmicznych [Maiwald D. i in. 1993; Lesage P. i in., 2002], przetwarzania i analizy widmowej sygnałów medycznych, takich jak EKG [Pinna G. i in., 1993; Akselrod S. i in., 1981; Neophytou N. i in., 2012] oraz EEG. W dziedzinie elektroencefalografii model AR znalazł zastosowanie m.in. do analizy i diagnostyki epilepsji [Min Han i in., 2010; Subasi A. i in., 2005; Mousavi S. i in., 2008; Khan Y. i in., 2012], badań reakcji mózgu na różne rodzaje muzyki [Huisheng L. i in., 2006], badania mózgu w warunkach napięcia psychicznego [Saidatul A., 2011] lub pod wpływem zmęczenia umysłowego [Trejo L. i in., 2007] oraz badań snu [Venkatakrisnan P., 2008; Perumalsamy V., 2009]. Metoda AR jest także używana w aplikacjach BCI, między innymi do analizy potencjału P300 [Turnip A. i in., 2012], do klasyfikacji zadań myślowych (ang. *mental task*) [Anderson C. i in., 1995, 1999; Maiorescu V. i in., 2003; Palaniappan R., 2006; Chen L. i in., 2013] i arytmetycznych [Qiang Wang i in., 2013] oraz do klasyfikacji sygnałów motorycznych [Pfurtscheller G. i in., 1998; Inoue K. i in., 2004; Wolpaw J. i in., 2004; Broniec A., 2011].

Analiza AR szeregu czasowego $\{V[n]\}$ zakłada, że informacja na temat bieżącej wartości $V[n]$ zawarta jest w poprzedzających wartościach szeregu. Wartość sygnału w dowolnej chwili czasu można wyznaczyć jako ważoną sumę wartości poprzedzających w szeregu czasowym oraz pewnej składowej czysto losowej ε :

$$V[n] = \sum_{i=1}^M a_i V[n-i] + \varepsilon[n], \quad (3.9)$$

gdzie $V[n]$ jest bieżącą wartością szeregu czasowego, $a_1, a_2, \dots, a_M$ są współczynnikami modelu, M jest rzędem modelu, wskazującym liczbę poprzednich wartości używanych do prognozowania wartości bieżącej, natomiast $\varepsilon[n]$ to błąd predykcji, t.j. różnica pomiędzy wartością prognozowaną i rzeczywistą wartością w danej chwili czasu. Metoda AR polega na wyznaczeniu współczynników a_i , tak aby wektor błędów $\varepsilon[n]$ osiągnął wartość minimalną. Warunek ten prowadzi do równania Yule-Walker'a [Walker G., 1931; Yule G.U., 1927] w postaci

$$\begin{bmatrix} R[0] & R[-1] & R[-2] & \dots & R[1-M] \\ R[1] & R[0] & R[-1] & \dots & R[2-M] \\ R[2] & R[1] & R[0] & \dots & R[3-M] \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ R[M-1] & R[M-2] & R[M-3] & \dots & R[0] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ \vdots \\ a_M \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R[1] \\ R[2] \\ R[3] \\ \vdots \\ R[M] \end{bmatrix}, \quad (3.10)$$

gdzie $R[k]$ jest funkcją autokorelacji definiowaną jako

$$R[k] = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^{N-k} V[n]V[n+k], \quad (3.11)$$

natomiast N jest liczbą próbek sygnału.

Parametr M , który definiuje model AR jest ustalany poprzez dopasowanie modelu do danych i kontrolę błędu $\varepsilon[n]$. Najbardziej powszechnym kryterium wyboru wartości M jest Akaike's Information Criterion (AIC) [Akaike H., 1974]:

$$AIC(M) = N \ln(\sigma_p^2) + 2M, \quad (3.12)$$

gdzie $\sigma_p^2 = \sum_{i=1}^N (\varepsilon_i[n])^2$. M jest wybierane w taki sposób aby zminimalizować wartość kryterium AIC.

Funkcja gęstości mocy dla modelu AR może być obliczona za pomocą następującej formuły

$$P_{AR}(f) = \frac{1}{|1 + \sum_{k=1}^M a_k \exp(-2\pi i f k \Delta t)|^2}, \quad (3.13)$$

gdzie $\Delta t = 1/f_p$, f_p – częstość próbkowania.

Ponieważ przedstawiona metoda AR dotyczy analizy sygnałów stacjonarnych, dla sygnałów niestacjonarnych, rozmiar okna, w którym obliczana jest macierz korelacji R , musi zostać wybrany ze szczególną ostrożnością. Rozmiar okna nie może być zbyt mały, gdyż w przeciwnym razie przybliżane funkcje korelacji nie będą dobrze odzwierciedlać swoich wartości rzeczywistych. Wielkość okna nie może być także zbyt duża, gdyż założenie o stacjonarności sygnału w obszarze okna musi być spełnione.

3.4 Metoda Flicker Noise Spectroscopy (FNS)

Podstawową ideą Spektroskopii Szumu Migotania (ang. *Flicker Noise Spectroscopy*, FNS) jest założenie, że cała informacja o badanym układzie zawarta jest w korelacjach występujących w sekwencjach nieregularności występujących w sygnale, takich jak: piki, skoki, czy nieciągłości pochodnych różnego stopnia. Narzędziami służącymi do ekstrakcji oraz analizy informacji zawartej w sygnale są widmo mocy sygnału oraz momenty różnicowe pierwszego i kolejnych rzędów [Timashev S., 2006; Timashev S. i Polyakov Y., 2007; Timashev S. i in., 2001, 2005, 2010a, 2010b]. Zastosowanie metody FNS obejmuje:

- (A) identyfikację parametrów charakteryzujących układ,
- (B) identyfikację prekursorów nagłych zmian stanu badanego układu,
- (C) określenie przepływów informacji za pomocą analizy korelacji wzajemnej sygnałów, mierzonych jednocześnie w różnych miejscach przestrzeni.

Metoda FNS jest stosowana w licznych dziedzinach nauki, w których dokonuje się analizy sygnałów pochodzenia naturalnego, w szczególności w badaniach fizykochemicznych, elektrochemicznych oraz w analizie procesów bioelektrochemicznych [Timashev S. i Polyakov Y., 2007]. Metodę FNS stosowano między innymi do parametryzacji obrazów uzyskanych za pomocą mikroskopu sił atomowych (AFM) [Timashev S. i in., 2006], analizy sygnałów geologicznych mierzonych w obszarach sejsmicznych (wykrywanie zwiastunów trzęsienia ziemi) [Descherevsky V. i in., 2003; Telesca L. i in., 2004], wyznaczania prekursorów przebiegu elektrycznego w cienkich warstwach porowatego krzemu [Parkhutik V. i in., 2003], czy analizy fluktuacji potencjału elektrycznego w układach elektromembranowych [Timashev S. i Vstovskii G., 2003]. Metoda FNS była również

z powodzeniem stosowana w badaniach medycznych. Warty wspomnienia jest zastosowanie metody FNS do analizy dwóch sposobów leczenia drżenia palca wskazującego wywołanego chorobą Parkinsona [Yulmetyev R. i in., 2006]. Zmiany tempa drżenia palca zostały zmierzone po dwóch różnych rodzajach leczenia. Pierwszym z nich było zastosowanie leku L-Dopa, jednego z najskuteczniejszych leków stosowanych w leczeniu choroby Parkinsona. Drugim, było stymulowanie odpowiednich rejonów mózgu pacjenta polem elektromagnetycznym przy pomocy wszczepionej elektrody. Metoda FNS okazała się być skuteczna do opracowania optymalnej strategii leczenia dla danego pacjenta.

Znaczący udział składowych stochastycznych, w szczególności szumu migotania w sygnale EEG [West B. i in., 2008; Allegrini P. i in., 2009; Aquino G. i in., 2010] sprawia, że metoda FNS może zostać zastosowana do analizy sygnału elektroencefalograficznego. Timashev i współautorzy [Timashev S. i Polyakov Y., 2008] pokazali, że metodę FNS można użyć do rozróżnienia elektroencefalogramu dwóch pacjentów: zdrowego dziecka i dziecka z symptomami schizofrenicznymi. Ci sami autorzy, zastosowali również metodę FNS do identyfikacji epilepsji fotogennej, w oparciu o analizę sygnału magnetoencefalograficznego (MEG) [Timashev S. i in., 2009]. W artykule [Timashev S. i in., 2009] zasugerowali, że metodologia FNS jest obiecującą metodą we wczesnej diagnozie, nie tylko dla padaczki fotogennej, ale także dla innych neurodegeneracyjnych chorób, takich jak choroba Parkinsona, Alzheimer, choroba Huntingtona, stwardnienie boczne zanikowe i schizofrenia. Potwierdzili to w kolejnym artykule [Timashev S. i in., 2012] stwierdzając, że parametryzacja sygnału EEG metodą FNS oraz badanie korelacji wzajemnej pozwalają na rozpoznanie schizofrenii we wczesnych fazach jej rozwoju.

Zgodnie z wiedzą autorki, do tej pory nie ukazała się żadna praca pokazująca możliwość wykorzystania metody FNS do analizy sygnału EEG, związanego z epizodami, które mogą stanowić podstawę budowy BCI. W niniejszej pracy doktorskiej metodę tą zastosowano do analizy sygnału związanego z wyobrażeniem ruchu (patrz rozdział 4.3) oraz pokazano, że analiza sygnału metodą FNS daje możliwość rozróżnienia wyobrażenia ruchu prawą i lewą ręką [Broniec A., 2010].

Poniżej przedstawiono podstawowe wzory metody FNS potrzebne do przeprowadzenia procedury parametryzacji, identyfikacji prekursorów nagłych zmian w sygnale oraz wyznaczenia funkcji korelacji wzajemnej.

Podstawy teoretyczne metody FNS

Podstawą metody FNS jest założenie, że w badanym sygnale można wyróżnić składowe „rezonansową” i „chaotyczną”, a informacja o badanym układzie zawarta jest w sekwencjach nieregularności sygnału, takich jak: piki, skoki oraz nieciągłości pochodnych różnego stopnia [Timashev S. i in., 2001]. W metodzie FNS separuje się analizowany sygnał na następujące składowe: niskoczęstotliwościową składową odpowiadającą swoistym dla układu „rezonansom” oraz dwie składowe „chaotyczne”, których źródłem są nieregularności sygnału, odpowiednio piki oraz skoki.

Zatem sygnał poddawany analizie $V(t)$ (w naszym przypadku $V(t)$ odpowiada sygnałowi elektroencefalograficznemu) można zapisać w postaci

$$V(t) = V_r(t) + V_{cs}(t) + V_{cr}(t), \quad (3.14)$$

gdzie $V_r(t)$ odpowiada składowej „rezonansowej” sygnału, $V_{cs}(t)$ odpowiada składowej chaotycznej związanej z krótkimi ostrymi impulsami („spike-like” oparte na koncepcji funkcji δ – Diraca), a $V_{cr}(t)$ odpowiada składowej chaotycznej związanej z przejściami skokowymi („jumps-like” oparte na koncepcji funkcji skokowej θ – Heaviside'a). Głównym narzędziem do analizy informacji zawartej w sygnale jest widmo mocy sygnału - transformata cosinusowa funkcji autokorelacji wyrażona wzorem:

$$S(f) = \int_{-T/2}^{T/2} \psi(\tau) \cos(2\pi f\tau) d\tau, \quad (3.15)$$

gdzie τ jest opóźnieniem czasowym, $0 \leq \tau \leq T/2$, a $\psi(\tau)$ jest funkcją autokorelacji, która wyrażona jest w następujący sposób

$$\psi(\tau) = \langle V(t)V(t+\tau) \rangle_{T-\tau}. \quad (3.16)$$

Nawias $\langle \dots \rangle$ w równaniu (3.16) oznacza uśrednienie w przedziale czasu $T - \tau$

$$\langle (\dots) \rangle_{T-\tau} = \frac{1}{T-\tau} \int_0^{T-\tau} (\dots) dt. \quad (3.17)$$

Dodatkowa informacja o układzie zawarta jest w funkcji momentu różnicowego (ang. *difference moments*) $\phi^2(\tau)$ wyrażonej wzorem

$$\phi^2(\tau) = \langle [V(t) - V(t + \tau)]^2 \rangle_{T-\tau}. \quad (3.18)$$

Należy zauważyć, że funkcje $S(f)$ i $\phi^2(\tau)$ zawierają informacje uśrednione w przedziale czasu T . W rzeczywistym eksperymencie T może być podprzedziałem T_{tot} , gdzie T_{tot} odpowiada czasowi trwania całego eksperymentu, przy czym zakłada się, że w przedziale T proces jest procesem stacjonarnym. Cały eksperyment (T_{tot}) badany jest za pomocą techniki przesuwne okna. Jeżeli założymy, że w przedziale czasu T proces jest stacjonarny, funkcję momentu różnicowego można zapisać w formie [Timashev S. F. i Polyakov Yu. S., 2008]:

$$\phi^2(\tau) = 2[\psi(0) - \psi(\tau)]. \quad (3.19)$$

Poniżej przedstawione zostaną teoretyczne aspekty metody FNS w odniesieniu do analizy trzech klas problemów:

(A) Wyznaczenia parametrów charakteryzujących układ

Metoda FNS pozwala na wyznaczenie kilku parametrów, które określają charakterystykę układu. Parametry te wyznaczone są ze składowych chaotycznych funkcji $S(f)$ i $\phi^2(\tau)$ za pomocą odpowiednich formuł aproksymujących. Składową chaotyczną momentu różnicowego $\phi_c^2(\tau)$ można aproksymować wzorem [Yulmetyev R. M. i in., 2006]:

$$\phi_c^2(\tau) \approx 2\sigma^2 \left[1 - \Gamma^{-1}(H_1) \Gamma\left(H_1, \frac{\tau}{T_1}\right) \right]^2, \quad (3.20)$$

w którym $\Gamma(s) = \Gamma(s, 0)$, $\Gamma(s, x) = \int_x^\infty \exp(-t) t^{s-1} dt$ to odpowiednio funkcja gamma oraz niekompletna (niepełna) funkcja gamma ($x \geq 0$ oraz $s > 0$), σ to odchylenie standardowe sygnału, H_1 to stała Hursta, natomiast T_1 to czas korelacji. Źródłem składowej chaotycznej momentu różnicowego $\phi_c^2(\tau)$ są głównie nieregularności w postaci skoków, dlatego można założyć, że składowa chaotyczna momentu różnicowego związana z krótkimi ostrymi impulsami jest równa zero [Yulmetyev R. i in., 2006]. Z drugiej strony, formuła aproksymacyjna dla komponenty chaotycznej widma mocy $S_c(f)$ rozseparowana jest na dwie niezależne części, pierwszą związaną z krótkimi ostrymi impulsami $S_{cs}(f)$ oraz drugą związaną z przejściami skokowymi $S_{cR}(f)$:

$$S_{cs}(f) = \frac{S_{cs}(0)}{1 + (2\pi f T_0)^{n_0}}, \quad (3.21)$$

$$S_{cR}(f) = \frac{S_{cR}(0)}{1 + (2\pi f T_1)^{2H_1+1}}, \quad (3.22)$$

gdzie $S_{cS}(0)$, n_0 , T_0 to parametry, zaś $S_{cR}(0)$ wyrażone jest wzorem

$$S_{cR}(0) = 4\sigma^2 T_1 H_1 \left\{ 1 - \frac{1}{2H_1 \Gamma^2(H_1)} \int_0^\infty \Gamma^2(H_1, \xi) d\xi \right\}. \quad (3.23)$$

Wprowadzone powyżej parametry mają określoną fizykalną interpretację i mogą być rozważane jako parametry, które charakteryzują cechy oraz dynamikę sygnału. Parametr σ to odchylenie standardowe sygnału, H_1 to stała Hursta, która opisuje tempo, z jakim układ „zapomina” swoją „przeszłość” w czasie mniejszym niż czas korelacji T_1 . Czas T_1 opisuje charakterystyczny przedział czasu, po upływie którego wartości mierzonego sygnału $V(t)$ przestają korelować. Parametr $S_{cS}(0)$ charakteryzuje wartość graniczną $S_{cS}(f)$ w zakresie niskich częstotliwości, $S_{cR}(0)$ to parametr charakteryzujący wartość graniczną $S_{cR}(f)$ w zakresie niskich częstotliwości, natomiast n_0 opisuje stopień utraty korelacji w dziedzinie częstotliwości, gdy częstotliwość zbliża się do wartości $1/T_0$.

W celu analizy procesów niestacjonarnych, w sygnale mierzonym z zadaną częstością próbkowania, sugeruje się aby badać dynamikę zmian parametrów w kolejnych „oknach” czasu $[t_k, t_k + T]$, gdzie $k = 0, 1, 2, 3, \dots$ i $t_k = k \Delta T$, przesuwanych w granicach całkowitego czasu trwania eksperymentu T_{tot} ($t_k + T < T_{tot}$) [Timashev S. i Polyakov Y., 2008]. Zakłada się, że w każdym z takich przedziałów sygnał jest sygnałem stacjonarnym. Ten sposób postępowania jest zbliżony (analogiczny) do metody okna przesuwnego stosowanego w klasycznych procedurach analizy sygnału. W metodzie FNS rozważone okno T przesuwane jest kolejno o czas ΔT . W każdym z kolejnych kroków wyznaczone zostają wszystkie parametry FNS.

(B) Wyznaczenia prekursorów nagłych zmian stanu badanego układu

Jedną z metod badania procesów niestacjonarnych jest wyznaczanie prekursora nagłych zmian, który może być obliczony za pomocą wzoru [Timashev S. i Polyakov Y., 2008]

$$C(t_{k+1} + T) = \frac{Q_{k+1} - Q_k}{\Delta T} \times \frac{2T}{Q_{k+1} + Q_k}, \quad (3.24)$$

gdzie Q_k dane jest wzorem:

$$Q_k = \frac{1}{\alpha T} \int_0^{\alpha T} \phi^2[(\tau)]_k d\tau, \quad (3.25)$$

przy czym α jest parametrem ($\alpha < 0.5$), T to przedział czasu przesuwany o ΔT wzdłuż osi czasu.

(C) Określenie korelacji wzajemnej pomiędzy sygnałami, mierzonymi jednocześnie w różnych miejscach przestrzeni

Metoda FNS pozwala również analizować przepływy (masy, sygnału elektrycznego, magnetycznego) w układzie poprzez wyznaczenie korelacji wzajemnej (krzyżowej) pomiędzy sygnałami mierzonymi jednocześnie w różnych miejscach przestrzeni. W najprostszym dwupunktowym przypadku, korelacja wzajemna pomiędzy punktami i oraz j (sygnał w tych punktach przestrzeni oznaczono odpowiednio $V_i(t)$ oraz $V_j(t)$) wyrażona jest wzorem

$$q_{ij}(\tau, \theta_{ij}) = \left\langle \left[\frac{V_i(t) - V_i(t + \tau)}{\sqrt{\phi_i^2(\tau)}} \right] \left[\frac{V_j(t + \theta_{ij}) - V_j(t + \theta_{ij} + \tau)}{\sqrt{\phi_j^2(\tau)}} \right] \right\rangle_{T - \tau - |\theta_{ij}|}, \quad (3.26)$$

gdzie τ jest opóźnieniem czasowym, a θ_{ij} oznacza przesunięcie w czasie pomiędzy i – tym a j – tym punktem przestrzeni. Parametr θ_{ij} w równaniu (3.26) opisuje ciąg przyczynowo - skutkowy. Wartość $\theta_{ij} > 0$ oznacza, że sygnał przepływa ze źródła i do j , podczas gdy dla $\theta_{ij} < 0$ sygnał przepływa z j do i . Analiza θ_{ij} może być zatem użyta do badania dynamiki przepływu pomiędzy punktami. Kiedy odległość między punktami i i j jest ustalona, wartość θ_{ij} może być wykorzystana do oszacowania kierunku przepływu informacji pomiędzy tymi dwoma punktami.

4. Eksperymenty

Celem eksperymentów była doświadczalna identyfikacja różnic w aktywności obszarów kory ruchowej w czasie wyobrażenia ruchu prawą i lewą ręką. Pozyskanie sygnału elektroencefalograficznego skorelowanego z zamiarem ruchu oraz uwzględnienie różnic osobniczych ujawniających się podczas wykonywania takiego eksperymentu, było konieczne do badania przydatności sygnału wywołanego wyobrażeniem ruchu do sterowania urządzeniami peryferyjnymi za pomocą interfejsów BCI. W niniejszym rozdziale opisano: ogólne wymagania dotyczące wzmacniaczy sygnału EEG, charakterystykę elektroencefalografów użytych w eksperymentach, schemat przeprowadzonych eksperymentów oraz uwagi praktyczne na temat doświadczeń elektroencefalograficznych zdobyte podczas ich realizacji.

4.1 Charakterystyka wzmacniaczy sygnału EEG

Elektroencefalograf ma za zadanie rejestrację potencjałów elektrycznych występujących na powierzchni czaszki za pomocą elektrod przymocowanych do skóry głowy. Ze względu na specyfikę sygnału elektroencefalograficznego musi on spełniać kilka ważnych kryteriów w porównaniu do zwykłego wzmacniacza potencjałów:

- 1) Musi być zaprojektowany do zbierania sygnałów o amplitudzie rzędu 0 – 100 μV w paśmie 0.5 – 100 Hz (typowy sygnał EEG nie przekracza 20 μV).
- 2) Musi wzmacniać napięcie wielokanałowo, najlepiej w sposób synchroniczny (w przypadku braku synchronizacji kanałów należy uwzględnić ten fakt przy analizie sygnału metodami bazującymi na różnicy faz, a także przy filtracji przestrzennej).
- 3) Jednym z najważniejszych elementów elektroencefalografu jest blok wzmacniaczy, którego funkcją jest wzmocnienie sygnału przed jego dalszym przetworzeniem. Rezystancja wejściowa wzmacniacza powinna być wyższa od 10 $\text{M}\Omega$.
- 4) Przed blokiem wzmacniającym musi znajdować się filtr analogowy dolnoprzepustowy. Filtr taki ma za zadanie eliminację składowych częstotściowych

powyżej połowy częstości próbkowania, w celu uniknięcia zjawiska aliasingu podczas próbkowania przez przetwornik analogowo-cyfrowy.

- 5) Przetwornik analogowo-cyfrowy (A/C) musi zapewnić dokładność konwersji na poziomie kilkudziesięciu nV (rozdzielczość napięciowa) oraz odpowiednią rozdzielczość czasową. Częstotliwość próbkowania powinna wynosić przynajmniej 256 Hz.
- 6) Sygnał EEG powinien również zostać poddany filtracji filtrami górnoprzepustowym i pasmowo-zaporowym. Filtr górnoprzepustowy ma za zadanie usunięcie artefaktów związanych z efektami powstającymi na granicy skóra-żel-elektroda. Na granicy faz metal-elektrolit powstaje bowiem stały w czasie potencjał o wielkości do kilkuset mV. Potencjał ten składa się z bardzo niskich składowych częstotliwościowych, w związku z czym filtr górnoprzepustowy musi charakteryzować się częstotliwością odcięcia w granicach 0.1 – 2 Hz. Filtr pasmowo-zaporowy to tzw. „filtr sieciowy”, służący do usunięcia artefaktu związanego z zasilaniem sieciowym o częstotliwości 50 Hz (w niektórych krajach 60 Hz). Filtrowanie sygnału może odbywać się na poziomie oprogramowania, jednak bardziej pożądane jest rozwiązanie sprzętowe. Filtry sprzętowe mogą być zrealizowane jako analogowe układy elektroniczne lub filtry cyfrowe, realizowane za pomocą układów mikroprocesorowych. Dopiero tak zmierzone wartości napięcia mogą być przekazywane do komputera i poddane dalszej analizie.

W tabelach 4.1 oraz 4.2 przedstawiono charakterystykę urządzeń wzmacniających używanych w pracach badawczych z uwzględnieniem wyżej wymienionych wytycznych. W tabeli 4.1 przedstawiono dane wzmacniacza sygnałów elektroencefalograficznych BRAINTRONICS ISO-1032CE z adapterem AsTEK 200. W tabeli 4.2 opisano wzmacniacz sygnałów biomedycznych g.USBamp - USB Biosignal Amplifier firmy g.tec Guger Technologies. Przeprowadzenie eksperymentów opisanych w rozdziale 4.2 wymagało oprogramowania obu wzmacniaczy oraz zaimplementowania interfejsów użytkownika pozwalających na zaprojektowanie dowolnego doświadczenia oraz zapis sygnału EEG z równoczesną projekcją eksperymentu na ekranie komputera (opis obu interfejsów użytkownika został umieszczony w załącznikach A oraz B na końcu rozprawy).

Tabela 4.1 Charakterystyka wzmacniacza sygnałów elektroencefalograficznych BRAINTRONICS ISO-1032CE z adapterem AsTEK 200

BRAINTRONICS ISO-1032CE z adapterem AsTEK 200	
Zastosowanie	EEG, EKG, EMG, EOG
Liczba (analogowych) kanałów odczytowych	32
Impedancja wejściowa	$>5 \cdot 10^6 \Omega$
Czułość	$\pm 5,86 \text{ mV}$
Przetwornik A/C	16 bit
Częstość próbkowania na kanał	500 Hz
Rozdzielczość napięciowa	ok. $0,17895 \mu\text{V}$
Próbkowanie kanałów	jednoczesne

Tabela 4.2 Charakterystyka wzmacniacza sygnałów biomedycznych g.USBamp - USB Biosignal Amplifier firmy g.tec Guger Technologies

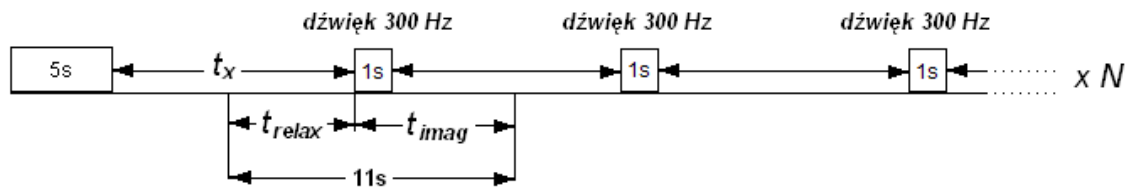
g.USBamp - USB Biosignal Amplifier firmy g.tec Guger Technologies	
Zastosowanie	EEG, EKG, EMG, EOG
Liczba (analogowych) kanałów odczytowych	16
Impedancja wejściowa	$>10^{10} \Omega$
Czułość	$\pm 250 \text{ mV}$
Przetwornik A/C	24 bit
Częstość próbkowania na kanał	38.400 Hz
Rozdzielczość napięciowa	$<30 \text{ nV}$
Próbkowanie kanałów	jednoczesne

4.2 Eksperyment polegający na wyobrażeniu ruchu prawą oraz lewą ręką

Wyobrażenie ruchu ręką, może być realizowane w dwojaki sposób: z „perspektywy pierwszej osoby”, który polega na motoryczno-kinestetycznym przetwarzaniu informacji lub z „perspektywy trzeciej osoby”, który polega na wizualizacji przestrzennej ruchu. W pierwszym sposobie realizacji wyobrażenia ruchu, osoba odczuwa jakby wykonywała ruch, jednak hamuje jego wykonanie. Wyobrażenie ruchu z perspektywy trzeciej osoby polega na wizualizacji przestrzennej ruchu, czyli wyobrażeniu jakby ktoś wykonał dany ruch.

W całej rozprawie termin „wyobrażenie ruchu” oznacza wyobrażenie ruchu z perspektywy pierwszej osoby.

Eksperyment zaprojektowano w taki sposób, aby spełnione były kryteria podstawowej metody analizy używanej do badania zmian jakie zachodzą w sygnale EEG w trakcie wyobrażenia ruchu. Podstawowym narzędziem do opisu zjawisk związanych z ruchem oraz jego wyobrażeniem jest badanie zmian synchronizacji i desynchronizacji rytmów motorycznych (rozdział 2.3.2 oraz 3.2). Ponieważ punktem wyjściowym wyznaczania zmian ERD/ERS jest uśrednienie sygnału po wielu realizacjach wykonania ruchu (wyobrażenia), potrzebne było uzyskanie w trakcie eksperymentu możliwie dużej liczby powtórzeń badanego zjawiska. Na rysunku 4.1 przedstawiono schemat doświadczenia. Eksperyment składał się z N realizacji ($N = 30 - 50$) wyobrażenia ruchu prawą lub lewą ręką. Przy czym wartość N dobierana była w taki sposób, aby czas pojedynczego eksperymentu nie przekraczał kilku minut. Każda pojedyncza próba (jednokrotne wyobrażenie ruchu) trwała 11 s i składała się z trzech okresów.



Rysunek 4.1 Schemat przeprowadzonego eksperymentu. Odcinek czasu t_x to odległość pomiędzy kolejnymi bodźcami inicjującymi wyobrażenie ruchu. Wartość t_x zmienia się w sposób losowy w przedziale od 10 do 15 sekund. Odcinek czasu t_{relax} to czas relaksu poprzedzający wykonanie wyobrażenia, t_{imag} to czas, w obrębie którego następowało wyobrażenie ruchu oraz powrót do stanu relaksu. Zaznaczony na rysunku jednosekundowy odcinek to czas, w którym następował bodziec inicjujący wyobrażenie. Interwał czasu brany do dalszej analizy wynosił 11 sekund i został zaznaczony na rysunku.

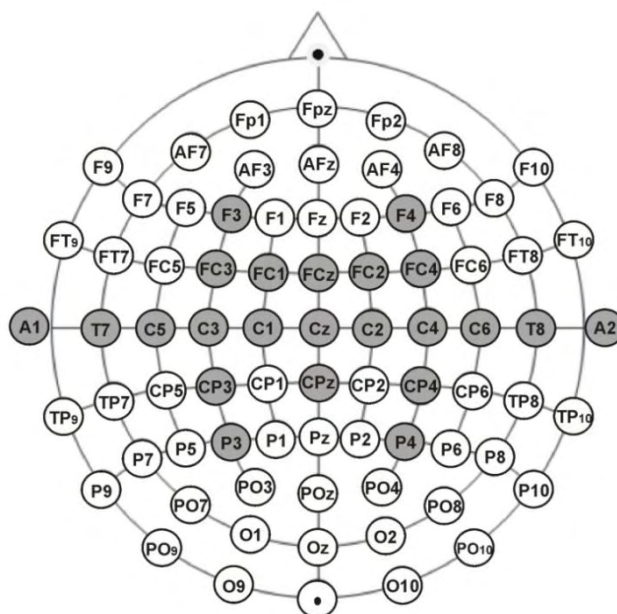
Pierwszy z nich, trwający od 0 do 5 sekundy to czas relaksu, w obrębie którego wybierany był czas referencyjny potrzebny do obliczenia map zmian synchronizacji rytmów ERD/ERS. Drugi, to trwający jedną sekundę interwał inicjujący wyobrażenie ruchu poprzez sygnał dźwiękowy lub bodziec wzrokowy. Ostatni interwał trwający od 6 do 11 sekundy to czas potrzebny na zrealizowanie zadania i powrót do stanu relaksu. Wskazane jest by odcinek

czasu pomiędzy kolejnymi bodźcami inicjującymi wyobrażenie ruchu trwał losową ilość czasu jednak nie był krótszy niż 8 sekund. Warunek ten pozwala na poprawne uzyskanie czasu referencyjnego niezaburzonego procesem oczekiwania na bodziec. W przeprowadzonych eksperymentach czas pomiędzy kolejnymi bodźcami t_x wynosił od 10 do 15 sekund. Każda badana osoba w trakcie jednej sesji powtarzała eksperyment (składający się z N realizacji wyobrażenia ruchu) od czterech do sześciu razy. Liczba powtórzeń uwarunkowana była stopniem zmęczenia wykonywanym doświadczeniem.

Należy podkreślić, że podczas badania wyobrażenia ruchu ręką nie można w żaden sposób zarejestrować, w którym momencie nastąpiło wyobrażenie – wie o tym tylko sam badany. Dlatego, aby znać moment, w którym następuje realizacja wyobrażenia ruchu, konieczne jest zadziać bodźcem z zewnątrz, który będzie inicjował wykonanie wyobrażenia. Nie można zatem mówić o pełnej dobrowolności wykonanego zadania. W przypadku ruchu inicjowanego z zewnątrz charakterystycznym jest pojawienie się potencjału „contingent negative variation” (CNV), podczas gdy w przypadku ruchu w pełni dobrowolnego pojawia się potencjał gotowości zwany „Bereitschaftspotential” [Deecke L., 1996]. Ponieważ oba potencjały należą do grupy wolnych potencjałów związanych z bodźcem, zjawiska te nie powinny negatywnie wpływać na interesujące nas zmiany w synchronizacji rytmów motorycznych. Należy też podkreślić, że nadrzędnym celem prowadzonych badań jest analiza sygnału pod kątem możliwości wykorzystania go jako sygnału sterującego w interfejsie BCI. Stąd wykonane eksperymenty miały na celu znalezienie epizodów w sygnale, które mogą posłużyć do odróżnienia zmian wywołanych wyobrażeniem ruchu prawą i lewą ręką, a nie zbadaniu samego zjawiska wyobrażenia ruchu od strony neurofizjologicznej. Tak więc najbardziej interesuje, jest to co pojawia się na zewnątrz mózgu w sygnale EEG podczas wyobrażenia i czy sygnał może być generowany przez pacjenta w sposób powtarzalny i zamierzony, a co za tym idzie użyteczny z punktu widzenia zastosowań BCI.

Wyżej opisane doświadczenie zostało przeprowadzone na piętnastu ochotnikach w wieku 23 – 63 lat (średnia wieku 32,3), w tym dziewięciu mężczyznach i sześciu kobietach. Niektóre osoby zostały przebadane kilkunastokrotnie. W celu minimalizacji zakłóceń pochodzących od sygnału mięśniowego (EMG) oraz sygnału ruchu gałek ocznych (EOG), każdy badany siedział w wygodnym fotelu, w ciszy, w jasnym pokoju i proszony był o maksymalne rozluźnienie mięśni oraz w miarę możliwości ograniczenie mrugnięć oczami (w przypadku doświadczenia z otwartymi oczami) lub zamknięcie oczu. Do rejestracji

sygnału elektroencefalograficznego używano wzmacniacza sygnałów elektroencefalograficznych BRAINTRONICS ISO-1032CE z adapterem AsTEK 200 lub wzmacniacza sygnałów biomedycznych g.USBamp - USB Biosignal Amplifier firmy g.tec Guger Technologies (wzmacniacze zostały opisane w rozdziale 4.1). Sygnał elektroencefalograficzny rejestrowano za pomocą złotych elektrod miseczkowych pasywnych lub przy pomocy czepka g.EEGcap firmy g.tec Guger Technologies z analogicznymi elektrodami wpinanymi w czepek. Elektrody miseczkowe pozwoliły na uzyskanie oporności pomiędzy elektrodami w zakresie 0.1 – 3.5 k Ω , natomiast zastosowanie czepka umożliwiało uzyskanie oporności na poziomie 3 – 5 k Ω . Do przygotowania skóry głowy używano: spirytusu, żelu czyszczącego oraz kleju przewodzącego.



Rysunek 4.2 Zestaw elektrod używany podczas eksperymentów.

Na rysunku 4.2 przedstawiono zestaw elektrod używanych w doświadczeniach. Spośród rozszerzonego systemu 10 – 20 wybrano tylko te elektrody, które leżą nad korą ruchową oraz elektrody konieczne do przeprowadzenia filtracji przestrzennej (patrz rozdział 3.1). Dla wzmacniacza sygnałów elektroencefalograficznych BRAINTRONICS ISO-1032CE z adapterem AsTEK 200 używano odprowadzeń jednobiegunowych. Za sygnał referencyjny przyjęto średni potencjał zarejestrowany na elektrodach A1 i A2 umieszczonych na płatkach uszu. Sygnał był próbkowany z częstotnością 500 Hz. Używano filtrów softwareowych: dolnoprzepustowego (Butterwortha, 20 rzędu) o częstotliwości odcięcia 42 Hz, pasmowo zaporowego 48 – 52 Hz (Butterwortha, 2 rzędu) eliminującego częstotliwość pochodzącą

od sieci elektrycznej i górnoprzepustowego o częstotliwości odcięcia 4 Hz (Butterwortha, 6 rzędu). Dla wzmacniacza sygnałów biomedycznych g.USBamp używano odprowadzeń jednobiegunowych z elektrodą referencyjną umieszczoną na płatku prawego ucha (A2). Sygnał był próbkowany z częstotliwością 1200 Hz. Używano filtrów sprzętowych (hardwareowych): pasmowo-zaporowego 48 – 52 Hz (Butterwortha, 4 rzędu) eliminującego częstotliwość pochodzącą od sieci elektrycznej i pasmowo-przepustowego (Butterwortha, 8 rzędu) 0.5 – 100 Hz.

4.3 Aspekty praktyczne dotyczące przeprowadzania eksperymentów

Bardzo wiele czynników, wydawać by się mogło błałych, wpływa na jakość otrzymanych danych elektroencefalograficznych. Dlatego tak ważne jest zapewnienie odpowiednich warunków podczas eksperymentu. Przede wszystkim, wymagane jest ograniczenie do minimum czynników, które wzmagają znużenie i zmęczenie badanej osoby. Osoba taka powinna być wypoczęta, a ponadto należy jej zapewnić jak największy komfort siedzenia oraz możliwość oparcia głowy, tak aby zredukować napięcie mięśni karku, które powoduje trudne do eliminacji zakłócenia. Ponieważ dokładne przygotowanie skóry głowy oraz przypięcie kilkunastu elektrod miseczkowych, zajmuje przynajmniej 45 minut, dobrym rozwiązaniem jest, umożliwienie badanemu zajęcia się w tym czasie czynnościami odwracającymi uwagę – rozmową, przeglądaniem stron internetowych, oglądaniem telewizji. W przeciwnym razie, napięcie w oczekiwaniu na główną część eksperymentu spowoduje zmęczenie i senność pacjenta. Użycie czepków elektroencefalograficznych zdecydowanie skraca czas montażu (założenie całości zajmuje mniej niż 30 minut) niemniej jednak, ucisk jaki powoduje czepek, bywa nieznosny dla większości osób, powodując zwiększenie ruchliwości, a po dłuższym czasie trwania eksperymentu może być powodem bólu głowy. Dlatego, jeśli przewiduje się długi czas trwania eksperymentów, lepszym rozwiązaniem jest montaż elektrod miseczkowych. Dodatkową ich zaletą w porównaniu do czepka z elektrodami jest możliwość lepszego dopasowania rozmieszczenia elektrod do rozmiarów głowy badanego. Należy również pamiętać, że wskazane jest robienie przerw pomiędzy badaniami i skrócenie pojedynczego eksperymentu do najwyżej kilku minut. Wszelkie bodźce wzrokowe i słuchowe powinny być wyraźne i wystarczająco głośne, aby nie budziły

wątpliwości badanego, ale również nie absorbowały nadmiernie uwagi. W przypadku badania wyobrażenia ruchu, należy dokładnie wytłumaczyć, co jest rozumiane poprzez wyobrażenie (z perspektywy pierwszej czy trzeciej osoby) i jaki ruch oraz w jakim tempie ma być wyobrażony. W przypadku, gdy badana osoba ma trudności z wykonaniem zadania, można przeprowadzić najpierw eksperyment z ruchem rzeczywistym, a następnie z wyobrażeniem ruchu, co ułatwia powtarzalne wykonanie tego drugiego. Należy również mieć na uwadze, że lepiej powtórzyć serię eksperymentów w innym dniu, niż w trakcie jednej sesji powtarzać go wielokrotnie. Powtarzanie tej samej czynności przez dłuższy czas skutkuje zmęczeniem oraz przyzwyczajaniem do wykonywanego zadania tzw. habituacją, która powoduje zmniejszenie reakcji na dany bodziec.

Oprócz właściwego wzmacniacza sygnałów bioelektrycznych i zapewnienia odpowiednich warunków eksperymentalnych, ważnym aspektem pozwalającym na zebranie dobrego jakościowo sygnału jest rodzaj elektrod używanych do rejestracji. Najczęściej stosowanymi w elektroencefalografii są elektrody chlorosrebrowe (Ag-AgCl) lub złote (stal pokryta Au). Potencjał standardowy dla elektrody chlorosrebrowej to ok. 220 mV natomiast dla złotej powyżej 500 mV. Oczywiście lepszymi elektrodami są elektrody o niższym potencjale standardowym czyli chlorosrebrowe, jednakże warstwa chlorku srebra jest nietrwała i ulega starciu. Należy pamiętać, że wymagane jest stosowanie elektrod jednego typu, a w przypadku chlorosrebrowych także o jednakowym stopniu zużycia warstwy AgCl. Oporności pomiędzy elektrodami powinny być jak najniższe i nie mogą przekraczać 5 k Ω . Najlepiej byłoby, gdyby na każdej elektrodzie wartości oporności były zbliżone do siebie. Oprócz odpowiedniego przygotowania skóry i użycia klei/żelów przewodzących, do obniżenia oporności pomocny może być zwykły roztwór wodny soli, który znacząco poprawia przewodność.

Ze względu na zakłócenia zewnętrzne dobrze jest przeprowadzać badania w klatce Faradaya. Jeśli jest to niemożliwe, należy odseparować badanego od zakłóceń zewnętrznych w szczególności od źródeł zasilania, a także telefonów komórkowych. Nie można zapomnieć, że kontakt badanego z elementami metalowymi będzie zwiększał zakłócenia pochodzące od sieci elektrycznej.

5. Analiza sygnału EEG związanego z wyobrażeniem ruchu

W rozdziale 5 przedstawiono wyniki analizy sygnału związanego z wyobrażeniem ruchu ręką za pomocą, kolejno: analizy czasowo-częstotliwościowej zmian ERD/ERS opartej na transformacji falkowej (podrozdział 5.1), analizy z użyciem modelu autoregresyjnego (podrozdział 5.2) oraz spektralnej analizy szumu migotania (FNS) (podrozdział 5.3). W podrozdziale 5.1 skupiono się na zjawiskach zmian (de)synchronizacji rytmów motorycznych. Szczególną uwagę zwrócono na różnice osobnicze, które w znaczny sposób wpływają na charakter poszukiwanych epizodów, a ich zbadanie jest konieczne z punktu widzenia projektowania interfejsu BCI. Ponieważ obliczenie zmian (de)synchronizacji wymaga uśrednienia sygnału po wielu realizacjach badanego zjawiska, w podrozdziale 5.2, za pomocą spektralnej analizy autoregresyjnej przeanalizowano sygnały pochodzące z pojedynczych realizacji wyobrażenia ruchu. W ostatnim podrozdziale 5.3 zastosowano metodę FNS do analizy trzech klas problemów, mianowicie: wyznaczenia parametrów charakteryzujących układ, wyznaczenia prekursorów nagłych zmian stanu wywołanego wyobrażeniem ruchu oraz określenia przepływów informacji poprzez analizę korelacji wzajemnej sygnałów, mierzonych jednocześnie na elektrodach położonych w różnych miejscach głowy.

5.1 Analiza czasowo–częstotliwościowa zmian synchronizacji rytmów oparta na metodzie transformacji falkowej

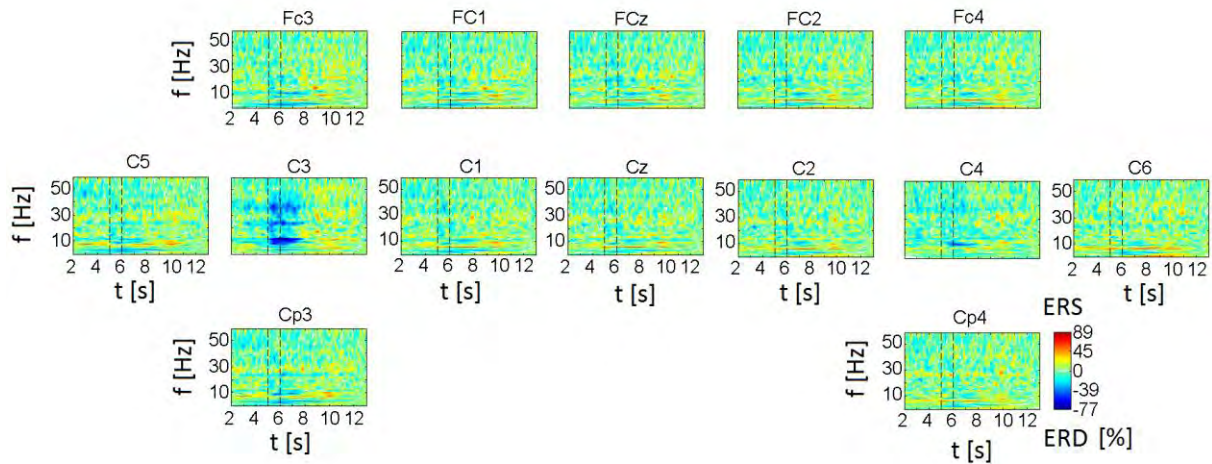
W niniejszym rozdziale przedstawiono wyniki analizy czasowo-częstotliwościowej zmian w synchronizacji oraz desynchronizacji rytmów μ i β związanych z wyobrażeniem ruchu (ERD/ERS). Wyniki zostały zaprezentowane dla trzech, najbardziej charakterystycznych spośród piętnastu przebadanych osób, oznaczonych odpowiednio 'P1', 'P2' i 'P3'. Zmiany ERD/ERS zostały opisane szczegółowo dla pacjenta 'P1', który ze

względu na oburęczność, odznaczał się największą spośród badanych osób symetrią zmian dla wyobrażenia ruchu prawą i lewą ręką. Następnie uwzględniono wpływ dominacji danej półkuli mózgu na charakter zmian w synchronizacji rytmów na przykładzie pacjenta 'P2', charakteryzującego się bardzo silną dominacją prawej ręki. W kolejnym punkcie rozdziału, omówiono różnice w obrazie zmian ERD/ERS w przypadku pacjenta 'P3' cierpiącego na znaczący niedowład kończyn, spowodowany postępującym rdzeniowym zanikiem mięśni. W ostatniej części rozdziału przedstawiono również wpływ filtracji przestrzennej na obrazowanie analizowanych zmian (de)synchronizacji. Estymacja gęstości energii sygnału EEG związanego z wyobrażeniem ruchu w przestrzeni czas-częstotliwość została oparta na transformacji falkowej. Mapy czasowo-częstotliwościowe zmian ERD/ERS w podrozdziale 5.1 zostały obliczone za pomocą oprogramowania „time-freq ERD/ERS” dostępnego na stronie <http://www.eeg.pl/software> [Żygierewicz J. i in., 2005]. Podstawy teoretyczne metody opisano w rozdziale 3.2.

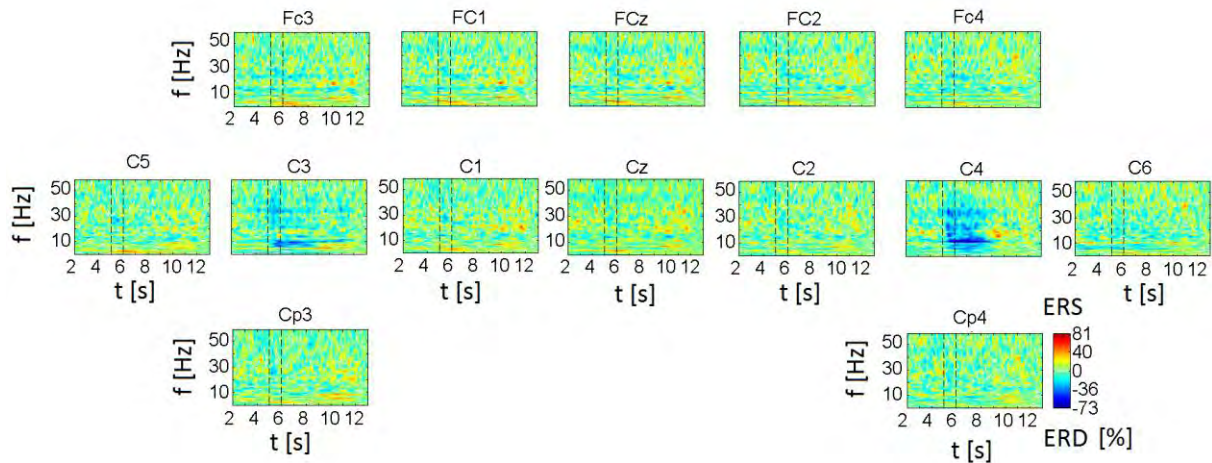
5.1.1 Analiza zmian synchronizacji rytmów motorycznych (μ i β) podczas wyobrażenia ruchu ręką

Na rysunkach 5.1 oraz 5.2 przedstawiono mapy czasowo-częstotliwościowe zmian w synchronizacji rytmów motorycznych podczas wyobrażenia ruchu ręką u pacjenta 'P1'. Mapy przedstawione są w układzie odzwierciedlającym ułożenie elektrod na głowie pacjenta podczas eksperymentu. Pacjent 'P1' to kobieta, którą można uznać za osobę oburęczną. W dzieciństwie wykazywała się leworęcznością, ale została „przestawiona na rękę prawą”, którą obecnie pisze, jednak wiele czynności swobodnie wykonuje obiema rękoma.

Na rysunku 5.1 przedstawiono mapy czasowo-częstotliwościowe zmian ERD/ERS jakie zachodzą podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką. Najsilniejszym zjawiskiem, widocznym na rysunku 5.1 jest desynchronizacja fali μ pojawiająca się na elektrodzie C3, czyli po stronie kontralateralnej do ręki, której ruch był wyobrażony. Desynchronizacja zaczyna się zaraz po sygnale inicjującym, zaznaczonym na rysunku liniami przerywanymi i osiąga wartość 77%. Po stronie ipsilateralnej na elektrodzie C4 widoczna jest nieznacznie zarysowana desynchronizacja w okolicach 12 Hz, pojawiająca się z lekkim opóźnieniem w stosunku do tego samego zjawiska występującego na elektrodzie C3.



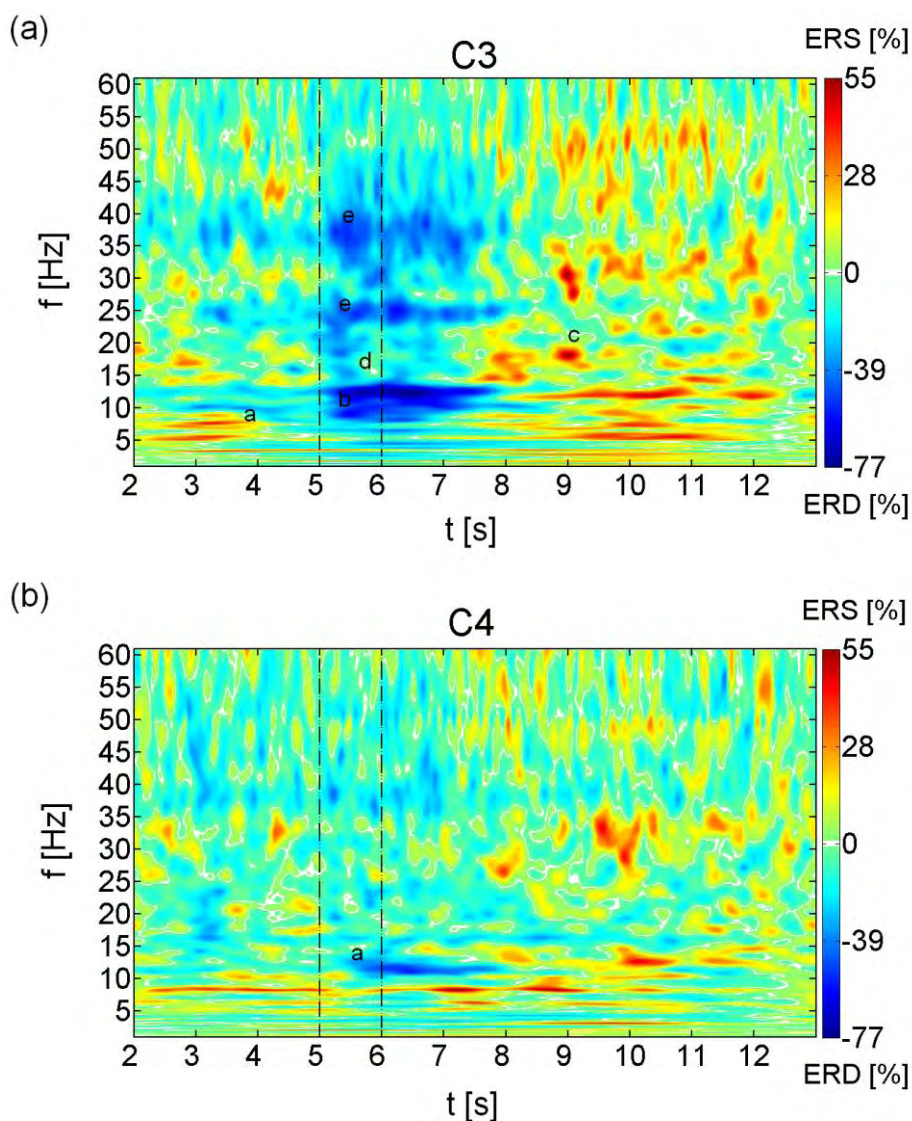
Rysunek 5.1 Mapy czasowo-częstotliwościowe zmian ERD/ERS związane z wyobrażeniem ruchu prawą ręką dla pacjenta 'P1'. Czas odniesienia 1 – 2 s. Linia przerywaną zaznaczony został czas trwania bodźca stymulującego rozpoczęcie wyobrażenia ruchu.



Rysunek 5.2 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.

Na rysunku 5.2 przedstawiono mapy czasowo-częstotliwościowe zmian synchronizacji rytmów EEG jakie zachodzą u pacjenta 'P1' podczas wyobrażenia ruchu lewą ręką. W tym przypadku, najlepiej widocznym zjawiskiem jest desynchronizacja fali μ pojawiająca się na elektrodzie C4 położonej kontralateralnie do ręki, której ruch był wyobrażony. Desynchronizacja zaczyna się zaraz po sygnale inicjującym i osiąga wartość 73%. Na tej samej elektrodzie widoczna jest także synchronizacja fali β tzw. β – rebound w okolicy

20 Hz. Po stronie ipsilateralnej, na elektrodzie C3, widać desynchronizację w zakresie 8 – 12 Hz pojawiającą się z lekkim opóźnieniem w stosunku do tego samego zjawiska na elektrodzie C4. Desynchronizacja fali *beta* zachodząca podczas wyobrażenia ruchu na obu rysunkach pokrywa się z desynchronizacją częstotliwości harmonicznych fali μ . W celu szczegółowej analizy zmian w synchronizacji rytmów zachodzących podczas wyobrażenia ruchu u osoby 'P1', na kolejnych dwóch rysunkach (5.3 i 5.4) przedstawiono mapy czasowo-częstotliwościowe tylko dla elektrod, na których zachodzą najbardziej interesujące zmiany tzn. dla elektrody C3 oraz C4.



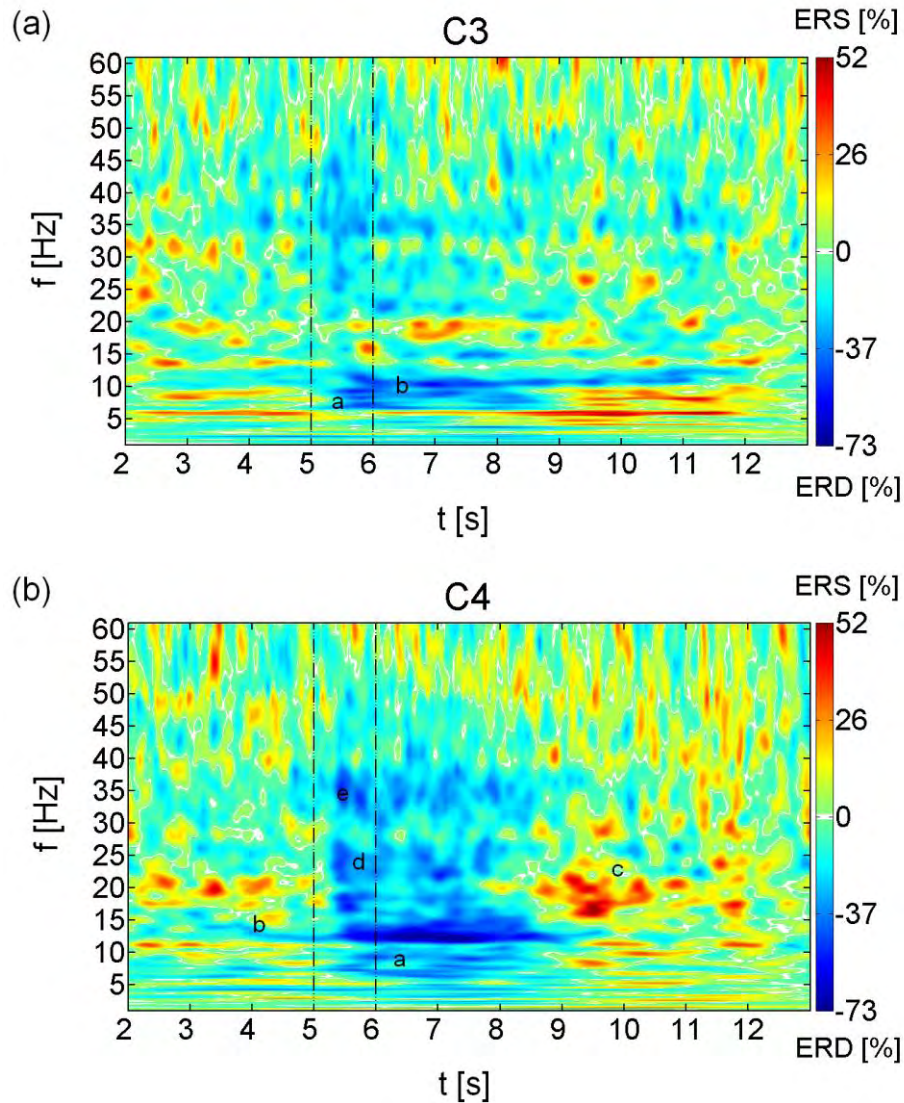
Rysunek 5.3 Mapa ERD/ERS dla badanego 'P1' podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką: (a) dla elektrody C3, (b) dla elektrody C4. Po prawej stronie wykresu umieszczono skalę zmian ERD/ERS wyrażoną w procentach. Liniami przerywanymi zaznaczono jednosekundowy odcinek czasu, w którym następował bodziec inicjujący wyobrażenie ruchu.

Na rysunku 5.3 przedstawiono zjawiska obserwowane podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką dla pacjenta 'P1': (a) dla elektrody C3, (b) dla elektrody C4. Kolejno zostaną opisane zjawiska zachodzące na obu elektrodach. Na elektrodzie C3 [rys. 5.3 (a)] można zaobserwować:

- a) desynchronizację (ERD) w paśmie fali μ o częstotliwości około 10 Hz, trwającą od około 3-ciej sekundy, przed wyobrażeniem ruchu. Desynchronizacja ta jest prawdopodobnie związana z przewidywaniem pojawienia się bodźca inicjującego oraz z przygotowaniem do wykonania zadania,
- b) desynchronizację (ERD) w paśmie μ o częstotliwości od około 8 do 13 Hz, rozpoczynającą się od początku wyobrażenia (tj. od 5 sekundy) i trwającą 3 sekundy,
- c) synchronizację w wąskim paśmie około 18 Hz (β – *rebound*) rozpoczynającą się w momencie zakończenia μ – ERD (w 9-tej sekundzie),
- d) desynchronizację (ERD) fali β w zakresie częstotliwości 14 – 22 Hz współlistniejącą z desynchronizacją pochodzącą od częstości harmonicznym fali μ , przez co trudną do interpretacji,
- e) wyraźnie zarysowane częstotliwości harmoniczne μ – ERD w okolicach 26 Hz oraz 39 Hz; zanik mocy odpowiadający wyższym harmonicznym fali μ występuje w szerokim paśmie 30 – 40 Hz.

Na elektrodzie C4 [rys. 5.3 (b)] podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką można zaobserwować:

- a) desynchronizację (ERD) w niższym paśmie rytmu μ o częstotliwości około 10 – 11 Hz, rozpoczynającą się od początku wyobrażenia ruchu i trwającą 3 sekundy. Desynchronizacja fali μ kończy się w tym samym momencie co ERD rytmu μ na elektrodzie C3.



Rysunek 5.4 Mapa ERD/ERS dla badanego ‘P1’ podczas wyobrażenia ruchu lewą ręką: (a) dla elektrody C3, (b) dla elektrody C4. Po prawej stronie wykresu umieszczono skalę zmian ERD/ERS wyrażoną w procentach. Liniami przerywanymi zaznaczono jednosekundowy odcinek czasu, w którym następował bodziec inicjujący wyobrażenie ruchu.

Na rysunku 5.4 przedstawiono zjawiska obserwowane podczas wyobrażenia ruchu lewą ręką dla pacjenta ‘P1’: (a) dla elektrody C3, (b) dla elektrody C4. Kolejno zostaną opisane zjawiska zachodzące na elektrodach C3 oraz C4. Na elektrodzie C3 [rys. 5.4 (a)] można zaobserwować:

- a) desynchronizację (ERD) w niższym paśmie fali μ o częstotliwości od około 7 do 11 Hz, trwającą od początku wyobrażenia ruchu przez około 3 – 3.5 sekundy,

- b) desynchronizację (ERD) wyższego składnika rytmu μ o częstotliwości około 12 Hz trwającą 7 sekund - od początku ruchu do 12 sekundy, czyli do czasu zupełnego zaniku pobudzenia na elektrodzie C4.

Na elektrodzie C4 [rys. 5.4 (b)] można zaobserwować:

- a) desynchronizację (ERD) w niższym paśmie fali μ o częstotliwości w zakresie 8 – 12 Hz trwającą od początku wyobrażenia ruchu przez około 3 sekundy,
- b) desynchronizację (ERD) w wyższym paśmie rytmu μ o częstotliwości około 13 Hz rozpoczynającą się 2.5 sekundy przed początkiem wyobrażenia ruchu i trwającą 3 – 3.5 sekundy po początku wyobrażenia,
- c) synchronizację (β – *rebound*) w szerokim paśmie β : 15 – 23 Hz, rozpoczynającą się bezpośrednio po zakończeniu μ – ERD,
- d) desynchronizację β – ERD w częstotliwościach 20 – 30 Hz, która jest trudna do wyodrębnienia, gdyż współlistnieje z ERD pochodzącym od częstości harmonicznym fali μ ,
- e) desynchronizację w zakresie 30 – 40 Hz odpowiadającą wyższym harmonicznym rytmu μ .

5.1.2 Wpływ dominacji półkuli mózgowej na zmiany ERD/ERS podczas wyobrażenia ruchu ręką

Badania naukowe prowadzone od lat pięćdziesiątych ubiegłego wieku [Gastaut H. i in., 1954; Chatrian G i in., 1959] donosiły, że desynchronizacja rytmu μ w obszarze kory motorycznej, poprzedzająca ruch rozpoczyna się wcześniej po stronie kontralateralnej niż ipsilateralnej. Zjawisko potwierdzone zostało ilościowo i jakościowo w wielu referencjach [Pfurtscheller G. i Aranibar A., 1979; Pfurtscheller G. i Berghold A., 1989; Derambure P. i in., 1993; Toro C. i in., 1994]. Późniejsze badania [Stancak A. i in., 1996b; Klöppel S. i in., 2007] wykazały jednak, że przebieg czasowy μ – ERD w prawej i lewej półkuli zależy od tego, którą ręką ruch był wykonywany. Przypuszcza się, że zbyt wczesne wnioski dotyczące kontralateralnej natury zjawisk związanych z ruchem wynikały z faktu, że badania dotyczyły głównie ruchu prawej ręki. Ponieważ jest to ręka dominująca u przeważającej części populacji (około 90% ludzi jest praworęcznych) nie uwzględniono w nich wpływu dominacji półkuli mózgowej na zmiany ERD/ERS. Warto zauważyć, że przewaga praworęczności w populacji

ludzkiej jest bardzo podobna w różnych kulturach i w całej historii [Coren, S i in., 1977; Corballis M., 2003]. Ponieważ wykonanie wyobrażenia ruchu jest znacznie trudniejszym zadaniem, niż ruch rzeczywisty, tym bardziej podczas badania wyobrażenia ruchu prawą oraz lewą ręką ujawniają się różnice osobnicze wynikające m.in. z dominacji półkuli mózgowej. Na rysunku 5.5 i 5.6 przedstawiono mapy czasowo-częstotliwościowe uzyskane podczas wyobrażenia ruchu prawą i lewą ręką u osoby 'P2'. Pacjent 'P2' to mężczyzna z bardzo silną dominacją prawej ręki. Badany podkreślił, że występują u niego trudności z wykonywaniem czynności lewą ręką. Poniżej, opisane zostaną zmiany w synchronizacji rytmów motorycznych, pojawiające się podczas wyobrażenia ruchu prawą i lewą ręką, przedstawione na rysunkach 5.5 i 5.6. Na rysunku 5.5 przedstawiono zjawiska obserwowane podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką (dominującą) dla pacjenta 'P2': (a) dla elektrody C3, (b) dla elektrody C4. Na elektrodzie C3 [rys. 5.5 (a)] podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką można zaobserwować:

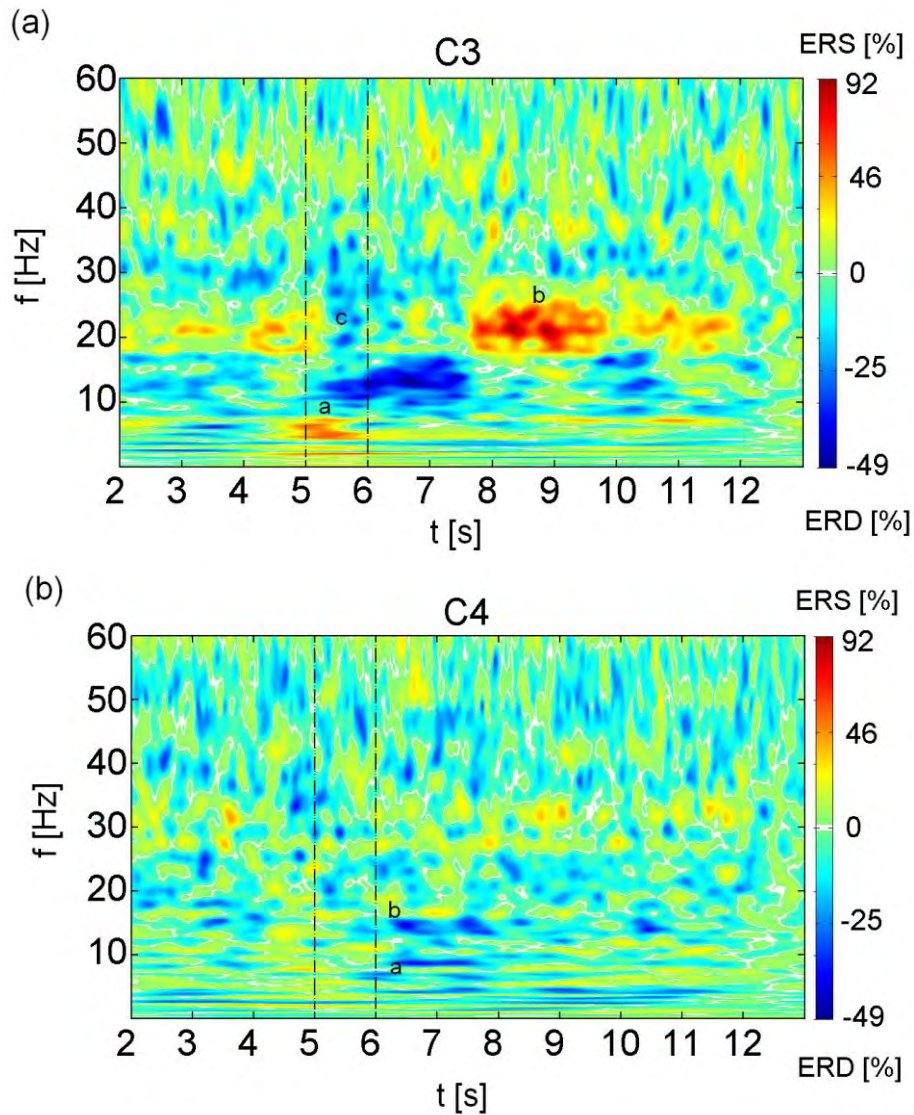
- a) desynchronizację rytmu μ (9 – 14 Hz) trwającą około 2,5 sekundy,
- b) synchronizację β – *rebound* z maksimum w około 22 Hz, rozpoczynającą się wraz za zakończeniem desynchronizacji μ – *ERD*,
- c) desynchronizację fali β (ok. 18 Hz – 30 Hz).

Na elektrodzie C4 [rys. 5.5 (b)] można zaobserwować:

- a) desynchronizację rytmu μ w wąskim paśmie około 9 Hz rozpoczynającą się około 1 sekundę później niż μ – *ERD* na elektrodzie C3,
- b) drugą harmoniczną μ – *ERD* o częstotliwości 18 Hz.

Na rysunku 5.6 przedstawiono zjawiska obserwowane podczas wyobrażenia ruchu ręką lewą (niedominującą) dla pacjenta 'P2': (a) dla elektrody C3, (b) dla elektrody C4. Kolejno zostaną opisane zjawiska zachodzące na obu elektrodach. Na elektrodzie C3 [rys. 5.6 (a)] podczas wyobrażenia ruchu lewą ręką można zaobserwować:

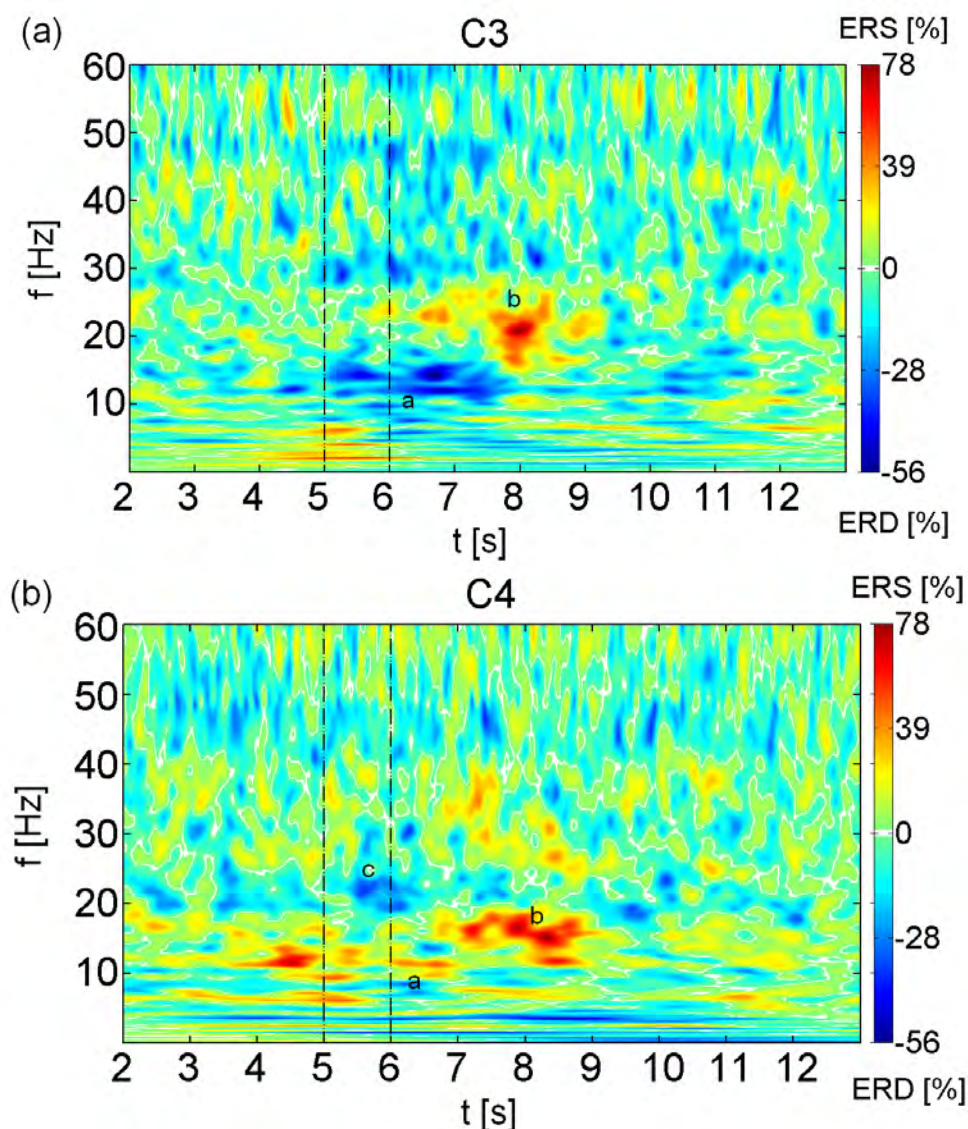
- a) desynchronizację rytmu μ (9 – 15 Hz) trwającą od początku wyobrażenia przez około 3 sekundy,
- b) synchronizację β – *rebound* z maksimum w częstotliwości około 21 Hz, rozpoczynającą się bezpośrednio po zakończeniu desynchronizacji μ – *ERD*.



Rysunek 5.5. Mapa ERD/ERS dla badanego ‘P2’ podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką (a) dla elektrody C3, (b) dla elektrody C4. Po prawej stronie wykresu umieszczono skalę zmian ERD/ERS wyrażoną w procentach. Liniami przerywanymi zaznaczono jednosekundowy odcinek czasu, w którym następował bodziec inicjujący wyobrażenie ruchu.

Na elektrodzie C4 [rys. 5.6 (b)] można zaobserwować:

- a) krótkotrwałą desynchronizację rytmu μ o częstotliwości około 10 Hz trwającą od początku wyobrażenia ruchu przez 2 sekundy,
- b) synchronizację β – *rebound* w zakresie częstotliwości 15 – 20 Hz z maksimum w okolicy 18 Hz,
- c) desynchronizację fali β od 18 Hz do 30 Hz z maksimum w 22 Hz.



Rysunek 5.6 Mapa ERD/ERS dla badanego ‘P2’ podczas wyobrażenia ruchu lewą ręką (a) dla elektrody C3, (b) dla elektrody C4. Po prawej stronie wykresu umieszczono skalę zmian ERD/ERS wyrażoną w procentach. Liniami przerywanymi zaznaczono jednosekundowy odcinek czasu, w którym następował bodziec inicjujący wyobrażenie ruchu.

W porównaniu do badanego ‘P1’ charakteryzującego się oburęcznością, zmiany w synchronizacji rytmów u pacjenta ‘P2’ następują kontralateralnie jedynie dla wyobrażenia ruchu ręką dominującą (prawą). Dla wyobrażenia ruchu ręką niedominującą (lewą), zmiany po stronie ipsilateralnej, na elektrodzie C3 mają charakter podobny jak podczas wyobrażenia ruchu ręką dominującą. Obraz na elektrodzie kontralateralnej C4 dla wyobrażenia ruchu lewą ręką charakteryzuje się głównie zjawiskiem β – *rebound*, które osiąga maksimum w niższej częstotliwości (około 18 Hz), niż na elektrodzie C3 (około 22 Hz). Desynchronizacja w paśmie μ jest trudna do oceny i jedynie nieznacznie zarysowana w okolicy 10 Hz. Tak więc podczas

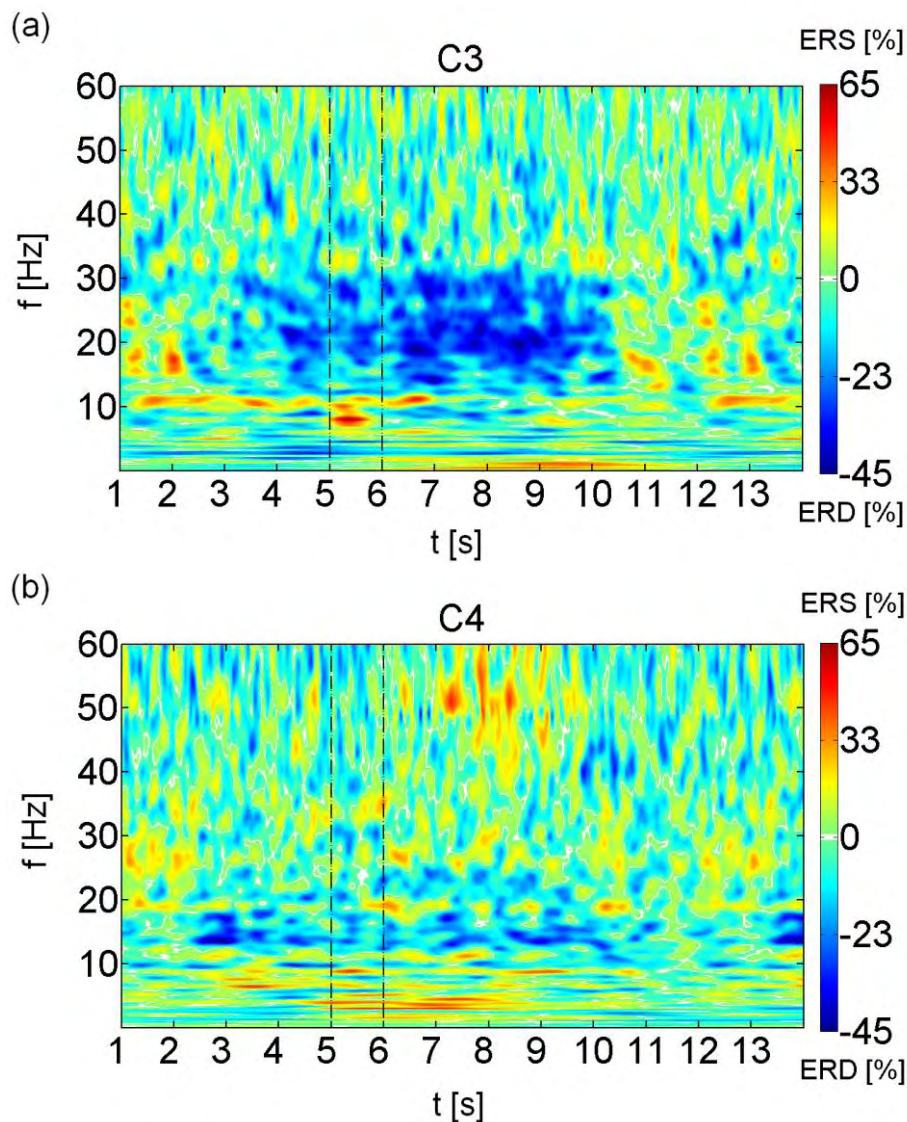
wyobrażenia ruchu ręką lewą, niedominującą u pacjenta 'P2', zmiany na obu elektrodach są stosunkowo podobne i nie występuje ich lateralizacja.

Powyższe wyniki można wytłumaczyć wpływem środowiskowym. Jako że, populacja osób praworęcznych jest dominująca, osoby takie w mniejszym stopniu są zmuszane przez codzienne sytuacje do posługiwania się lewą ręką, a przez to prawy obszar kory motorycznej jest u nich mniej wytrenowany. Natomiast osoby leworęczne, z tych samych powodów środowiskowych, przyzwyczajone są do używania prawej, niedominującej ręki. Znaczna część osób leworęcznych pomimo udowodnionej w testach leworęczności wykazuje podobną sprawność w wykonywaniu zadań motorycznych obiema rękami. Wyniki Galaburda i współautorów [Galaburda A. i in., 1978] potwierdzają ogólną cechę, że osoby leworęczne jako populacja, charakteryzują się mniejszą morfologiczną i funkcjonalną asymetrią kory mózgowej niż osoby praworęczne. Wittelson [Wittelson S., 1985] wykazał, że leworęczni posiadają większe spoidło wielkie mózgu niż osoby praworęczne, co potencjalnie ułatwia dwustronne uruchomienie półkul mózgowych. W ten sam sposób, czynnikami środowiskowymi tłumaczono różnice w aktywności mózgu u osób prawo- i leworęcznych podczas doświadczeń polegających na naciskaniu przycisku [Lutz K. i in., 2005; Klöppel S. i in., 2007]. Dodatkowo, warto wspomnieć, że według badań Okady i współautorów [Okada F. i in., 1993] większość kobiet używa obu półkul mózgowych koncentrując się na realizowaniu zadania ruchowego, podczas gdy większość mężczyzn wykonuje ruch używając półkuli, która jest dominująca. W związku z tym płeć może być dodatkowym czynnikiem, który determinuje charakter zmian ERD/ERS. Warto zauważyć, że i w opisanym powyżej badaniu osoba oburęczna była kobietą, a silną dominacją prawej ręki charakteryzował się mężczyzna.

5.1.3 Zmiany w synchronizacji rytmów motorycznych podczas wyobrażenia ruchu ręką u osoby sparaliżowanej

Celem badań opisanych w rozprawie była analiza zmian związanych z wyobrażeniem ruchu w sygnale EEG pod kątem możliwości zastosowania ich jako sygnału sterującego w interfejsach BCI. Główną ideą budowy takich interfejsów jest pomoc osobom niepełnosprawnym w przywróceniu im funkcji sparaliżowanych kończyn lub umożliwienie komunikacji ze środowiskiem zewnętrznym. Badania pokazujące, że osoby z różnym

poziomem uszkodzenia systemu motorycznego, są w stanie wyobrażać sobie ruch sparalizowaną kończyną [Decety J., 1990; Sirigu A. i in., 1995, 1996, 1999] były podstawą idei interfejsów mózg-komputer. Należy mieć jednak na uwadze fakt, że charakter zmian ERD/ERS u osoby sparalizowanej, może się różnić od zmian u osoby zdrowej. W związku z tym, poniżej przedstawione zostały wyniki uzyskane podczas wyobrażenia ruchu prawą i lewą ręką dla pacjenta 'P3'. Osoba oznaczona 'P3' to praworęczna kobieta, chorująca na rdzeniowy zanik mięśni typu Werdniga–Hoffmana. Pacjentka ta, cierpi na zupełny paraliż kończyn dolnych oraz znaczny niedowład obu rąk.

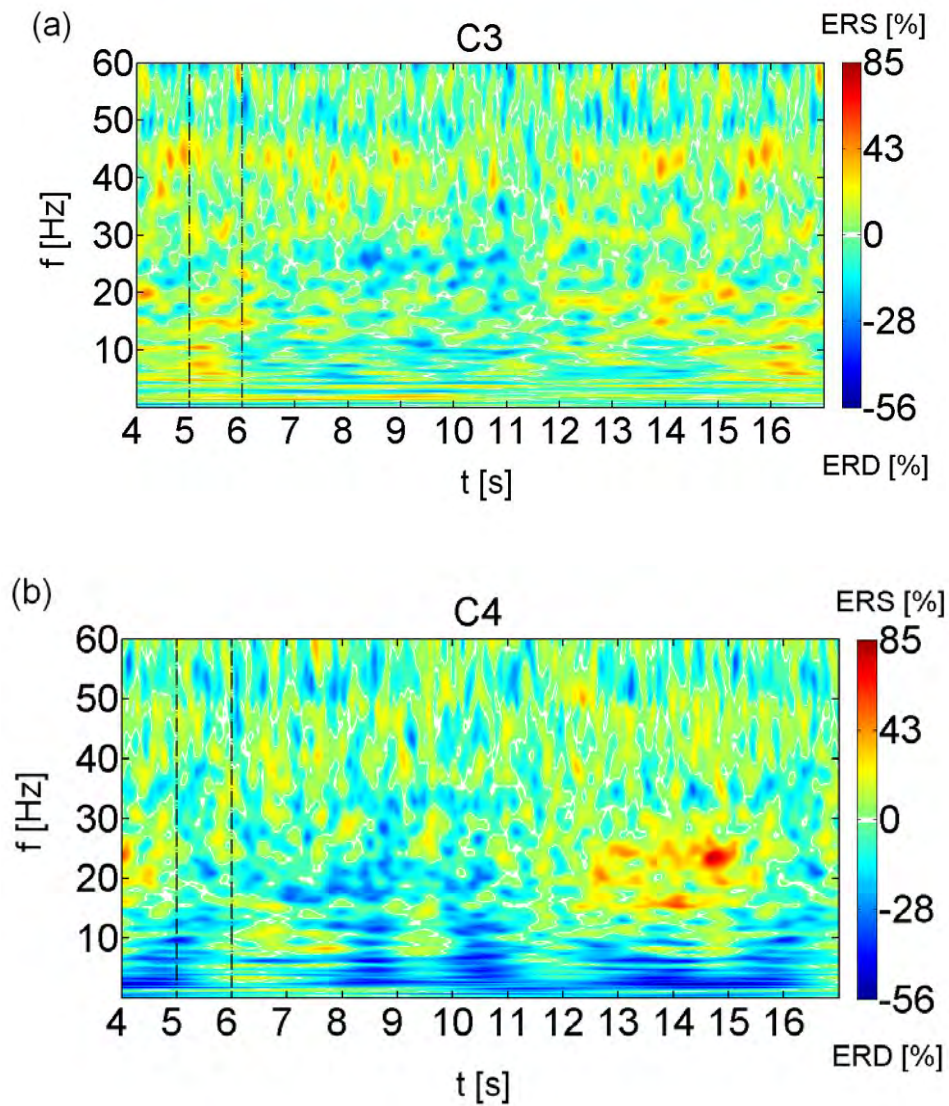


Rysunek 5.7 Mapa ERD/ERS dla badanego 'P3' podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką (a) dla elektrody C3, (b) dla elektrody C4. Po prawej stronie wykresu umieszczono skalę zmian ERD/ERS wyrażoną w procentach. Liniami przerywanymi zaznaczono jednosekundowy odcinek czasu, w którym następował bodziec inicjujący wyobrażenie ruchu.

Na rysunku 5.7 przedstawiono zmiany ERD/ERS uzyskane dla pacjentki 'P3' podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką - dominującą. Pierwszym zauważalnym zjawiskiem na elektrodzie C3, jest wydłużony czas desynchronizacji fali μ . Desynchronizacja obejmuje szerokie pasmo od 12 do 30 Hz. Zjawiska desynchronizacji fali μ , desynchronizacji częstotliwości harmonicznego rytmu μ oraz desynchronizacja w paśmie β ($\beta - ERD$) nakładają się na siebie i nie jest możliwa szczegółowa ocena zasięgu częstotliwościowego poszczególnych rytmów oraz ich składowych harmonicznym. U osoby 'P3' desynchronizacja (ERD) rozpoczyna się przed realizacją wyobrażenia i trwa podczas jej wykonania, w sumie około siedem sekund. W porównaniu do osób zdrowych, pacjentów 'P1' i 'P2', u których zjawisko $\mu - ERD$ trwało około trzy sekundy, u pacjenta 'P3' trwało ono ponad dwukrotnie dłużej. Na elektrodzie C4, ipsilateralnej do kończyny, której ruch był wyobrażony, widoczna jest desynchronizacja w wąskim paśmie 13 – 15 Hz trwająca równolegle do desynchronizacji na elektrodzie C3. Synchronizacja w paśmie β ($\beta - rebound$) nie była obserwowana. Ponieważ powstanie $\beta - rebound$ po zakończeniu wyobrażenia ruchu tłumaczy się przełączeniem grupy neuronów ze stanu wysoko pobudzonego podczas wykonania ruchu do stanu nieaktywowanego zaraz po ustaniu wyobrażenia ruchu, brak tego zjawiska prawdopodobnie spowodowany jest wydłużonym czasem desynchronizacji. Kolejne wyobrażenie ruchu następowało w zbyt krótkim odstępie czasu i sieć neuronów nie była w stanie wrócić do stanu relaksu. Należy podkreślić, że prędkość ruchu jaki był wyobrażany, była narzucona z góry tak aby każdy z pacjentów wyobrażał sobie identyczny ruch ręki. W związku z tym, wydłużenie desynchronizacji w paśmie μ nie było spowodowane tym, że ruch jaki był wyobrażany przez pacjenta 'P3' był wolniejszy. Ponadto, jak pokazały badania [Stancak A. i in., 1996a] szybkość wykonywanego ruchu nie wpływa na długość desynchronizacji fali μ .

Podczas wyobrażenia ruchu lewą ręką przedstawionego na rysunku 5.8 na elektrodzie C3 widoczna jest desynchronizacja w paśmie μ oraz β , a także $\beta - rebound$ o częstotliwości ok. 23 – 24 Hz trwająca od 14 do 15-tej sekundy próby. Dla porównania u osób zdrowych, 'P1' oraz 'P2', $\beta - rebound$ pojawiała się pomiędzy 8 a 9-tą sekundą eksperymentu. Należy wspomnieć, że u pacjentki 'P3' występowało ciągle, mimowolne drżenie mięśni, czyli artefakt niemożliwy do usunięcia, konieczny do uwzględnienia w analizie sygnału. Z drugiej strony pacjentka 'P3' odznaczała się dużą wytrzymałością i cierpliwością podczas wykonywania doświadczenia w porównaniu do osób zdrowych. Wynikało to przede wszystkim z dużego doświadczenia w rehabilitacji m.in. poprzez ćwiczenia izometryczne.

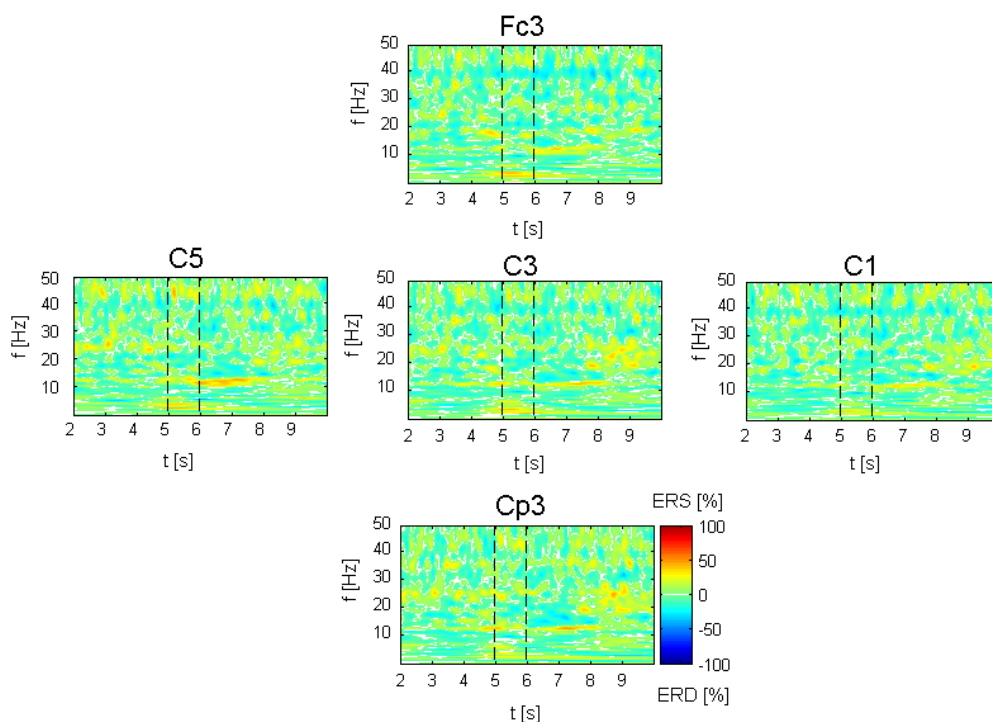
Zaobserwowane u pacjentki 'P3' wydłużenie trwania pobudzenia obszarów motorycznych jest zgodne z doniesieniami opisanymi przez Decety'ego i Boissona [Decety J. i in., 1990], którzy zaobserwowali wydłużenie czasu potrzebnego neuronom na wykonanie zadania motorycznego u osoby z niedowładem kończyn.



Rysunek 5.8. Mapa ERD/ERS dla badanego 'P3' podczas wyobrażenia ruchu lewą ręką (a) dla elektrody C3, (b) dla elektrody C4. Po prawej stronie wykresu umieszczono skalę zmian ERD/ERS wyrażoną w procentach. Liniami przerywanymi zaznaczono jednosekundowy odcinek czasu, w którym następował bodziec inicjujący wyobrażenie ruchu.

5.1.4 Filtracja przestrzenna

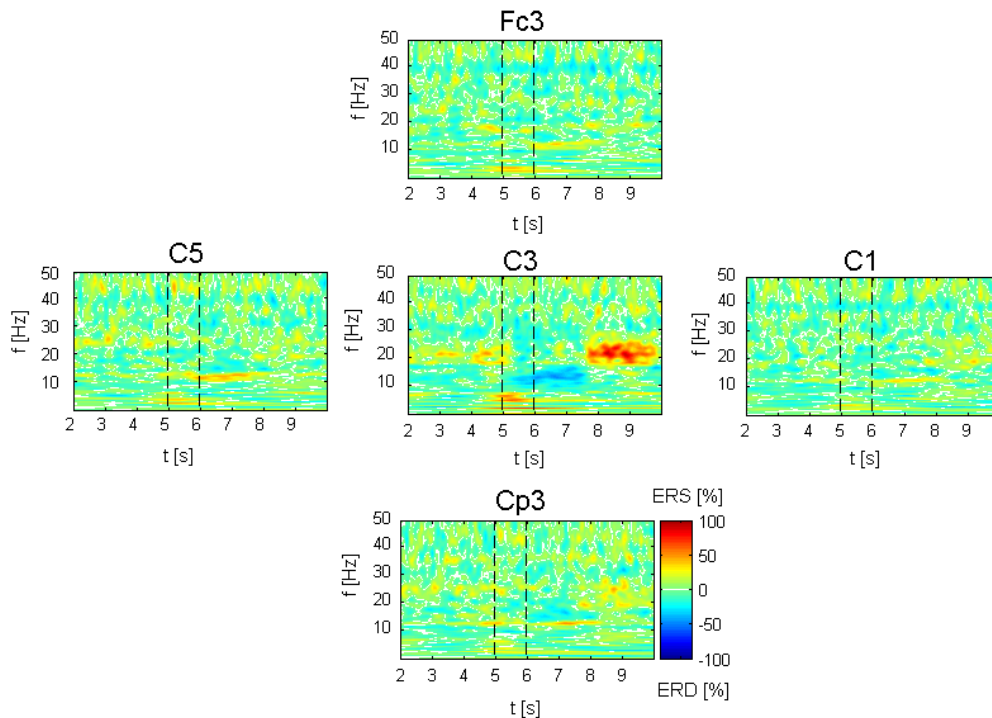
Na rysunkach 5.9 oraz 5.10 przedstawiono wpływ filtracji przestrzennej na wydobywcie z zaszumionego sygnału elektroencefalograficznego zmian ERD/ERS na mapach czasowo-częstotliwościowych. Podstawy teoretyczne filtracji przestrzennej opisano w rozdziale 3.1.3.



Rysunek 5.9 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.

Użycie filtrów przestrzennych zminimalizowało wpływ lokalnego szumu oraz poprawiło wydobywcie cech związanych z wyobrażeniem ruchu w analizowanym sygnale. Dla przykładu, działanie filtrów przestrzennych zostało przedstawione dla danych związanych z wyobrażeniem ruchu prawą ręką dla pacjenta ‘P2’. Na obu rysunkach przedstawiono zapis pochodzący z elektrody C3 położonej kontralateralnie do zaangażowanej w wyobrażenie ruchu ręki, wraz z czterema elektrodami otaczającymi: C1, C5, Fc3, Cp3, tzw. najbliższymi sąsiadami w układzie 10 – 10. Na rysunku 5.9 przedstawiono sygnał „surowy”, niefiltrowany,

natomiast na rysunku 5.10 przedstawiono sygnał po zastosowaniu filtracji przestrzennej metodą małego laplasjanu dla elektrody C3. Otrzymane wyniki pokazują znaczący wpływ filtracji przestrzennej metodą laplasjanu na wyodrębnienie zmian synchronizacji poszczególnych rytmów.

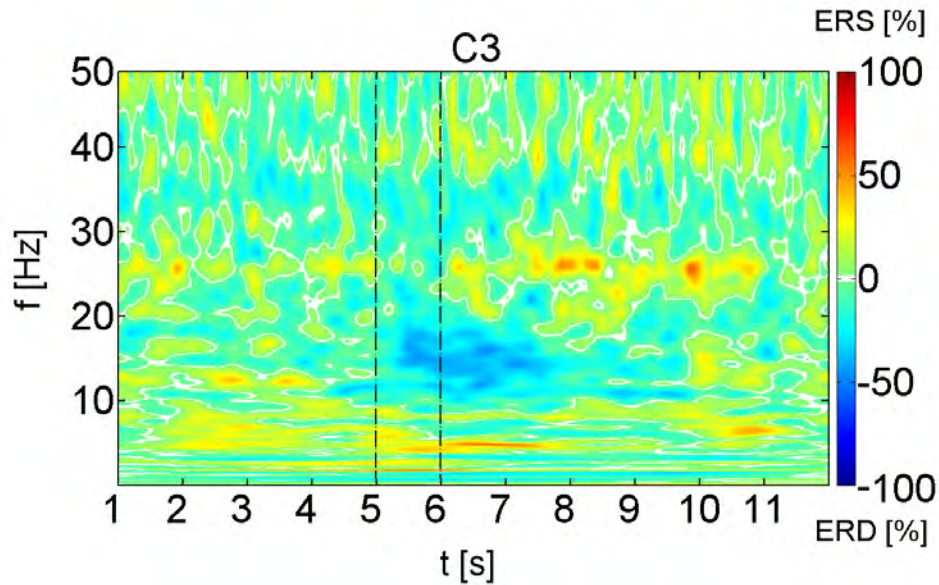


Rysunek 5.10 Mapa czasowo-częstotliwościowa zmian synchronizacji rytmów ERD/ERS przedstawiająca elektrodę C3 wraz z jej najbliższymi sąsiadami-elektrodami C1, C5, Fc3, Cp3 stosowanymi do filtracji przestrzennej metodą małego laplasjanu, podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką przez pacjenta 'P2'. Sygnał 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.

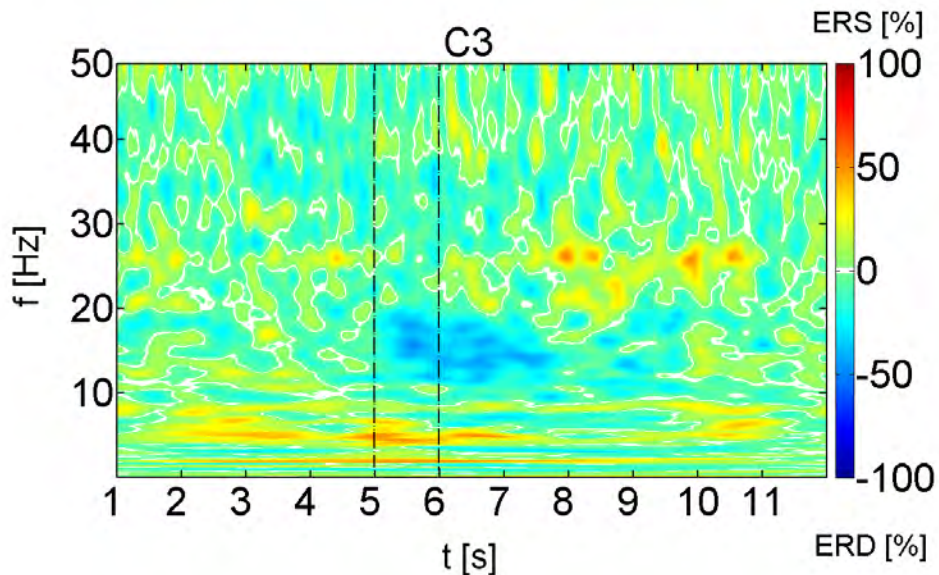
5.1.5 Porównanie filtracji przestrzennej metodą małego oraz dużego laplasjanu

Na rysunkach 5.11 oraz 5.12 przedstawiono mapy ERD/ERS po zastosowaniu filtracji przestrzennej metodą małego (ML) i dużego laplasjanu (DL). Filtr ML powstaje poprzez odjęcie od potencjału z filtrowanej elektrody, średniego potencjału z czterech elektrod otaczających, tzw. najbliższych sąsiadów. Elektrodam używanymi w filtracji ML są elektrody znajdujące się w odległości 10% w układzie 10 – 10. Dla filtracji sygnału pochodzącego z elektrody C3 są to elektrody: C1, C5, Fc3, Cp3. Filtr DL powstaje poprzez

uśrednienie sygnału pochodzącego z zestawu tzw. następnych najbliższych sąsiadów, czyli elektrod oddalonych od danej elektrody o 20% odległości pomiędzy skrajnymi punktami czaszki. Dla filtracji sygnału pochodzącego z elektrody C3 są to elektrody: Cz, T7, F3, P3.



Rysunek 5.11 Mapa czasowo-częstotliwościowa zmian synchronizacji rytmów ERD/ERS przedstawiająca elektrodę C3 podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką po filtracji przestrzennej metodą małego laplasjanu. Liniami przerywanymi zaznaczono jednosekundowy odcinek czasu, w którym następował bodziec inicjujący wyobrażenie ruchu.



Rysunek 5.12 Mapa czasowo-częstotliwościowa zmian synchronizacji rytmów ERD/ERS przedstawiająca elektrodę C3 podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką po filtracji przestrzennej metodą dużego laplasjanu. Liniami przerywanymi zaznaczono jednosekundowy odcinek czasu, w którym następował bodziec inicjujący wyobrażenie ruchu.

Zaletą filtrów przestrzennych jest to, że wzmacniają aktywności elektryczne ze zogniskowanych źródeł lokalnych, natomiast redukują rozległe dystrybuowane aktywności, łącznie z tak odległymi źródłami sygnału elektrycznego jak EMG, EKG, ruchy gałką oczną, czy wzrokowe fale *alfa*. Rysunki 5.9 i 5.10 pokazują, że filtry przestrzenne znacznie poprawiają stosunek sygnału do szumu. Porównując rysunki 5.11 i 5.12 można zauważyć, że filtr ML wzmacnia częstotliwości od 10 Hz wzwyż, podczas gdy filtr DL wzmacnia lepiej częstości poniżej 10 Hz. Jeśli analizowany sygnał jest ściśle zlokalizowany oraz jego lokalizacja jest stabilna w czasie (tak jak to ma miejsce w przypadku wyobrażenia ruchu) lepsze wyniki filtracji otrzymuje się poprzez filtrację filtrem ML. Jeśli sygnał nie jest dobrze zlokalizowany i/lub jego lokalizacja jest zmienna się w czasie należy oczekiwać, że lepszy stosunek sygnału do szumu otrzymany zostanie poprzez filtrację filtrem DL. Wybór filtru zależy od eksperymentu i powinien zostać dobrany w taki sposób aby otrzymać jak najlepszy stosunek sygnału do szumu. Dla sygnału powstałego na skutek wyobrażenia ruchu ręką nieznacznie lepsze wyniki otrzymuje się dzięki filtracji filtrem ML. Wynika to z faktu, że częstotliwości rytmów motorycznych μ i β są mocniej wzmocnione, niż ma to miejsce w przypadku filtracji filtrem DL. Filtr metodą małego laplasjanu jest najbardziej czuły na sygnał elektryczny dystrybuowany w obszarze o średnicy sześciu centymetrów, natomiast duży laplasjan dla sygnałów rozłożonych w obszarze o średnicy dwunastu centymetrów [McFarland D., 1997]. Ponieważ obszar kory motorycznej odpowiedzialny za ruch ręką wynosi około 5 cm^2 , filtr ML lepiej wydobywa zjawiska generowane w tym obszarze kory. Niemniej jednak, należy pamiętać, że filtry przestrzenne są obliczane jako kombinacja liniowa wielokanałowego sygnału. Dlatego ewentualnie istniejące różnice faz pomiędzy kanałami związane z sekwencyjnym próbkowaniem mogą stać się źródłem sztucznego szumu. Ponadto, jeśli dalszą metodą analizy sygnału jest metoda bazująca na zależnościach fazowych, nie można stosować tego typu filtracji, gdyż wprowadza się sztuczne zależności (korelacje) pomiędzy sygnałami w sąsiednich kanałach.

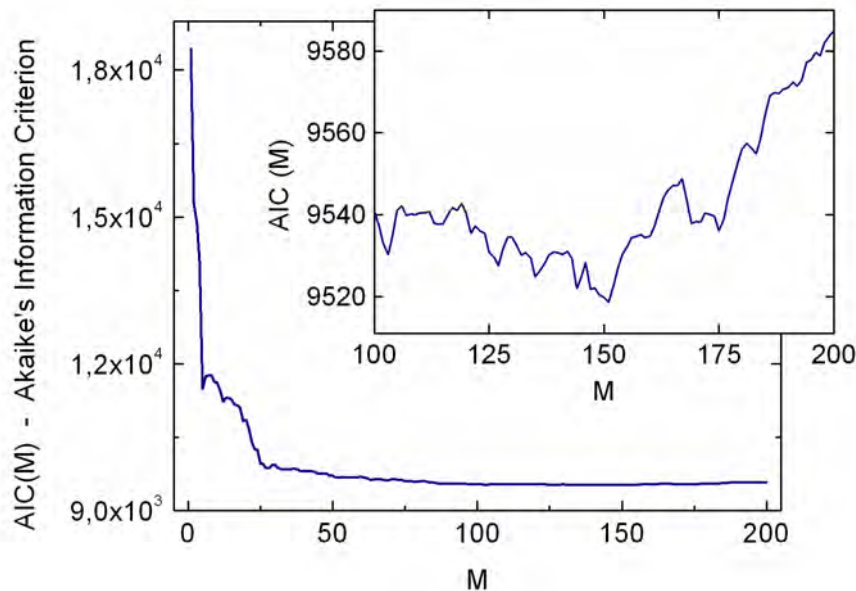
5.1.6 Podsumowanie

W podrozdziale 5.1 przedstawiono analizę czasowo-częstotliwościową zmian ERD/ERS związanych z wyobrażeniem ruchu prawą i lewą ręką, opartą na transformacji falkowej. Podczas przeprowadzonych eksperymentów zauważono duży wpływ różnic osobniczych na charakter zmian synchronizacji rytmów motorycznych, co doprowadziło

do wyodrębnienia trzech najbardziej charakterystycznych przypadków i szczegółowej analizy źródeł widocznych różnic w badanych zjawiskach. U większości osób widocznymi epizodami w zmianach ERD/ERS była desynchronizacja fali μ oraz β – *rebound*, czyli synchronizacja rytmu β pojawiająca się po zakończeniu ruchu. Charakter tych zmian, a zwłaszcza stopień ich lateralizacji podczas wyobrażenia prawą i lewą ręką, a także amplituda zależy w znacznym stopniu od badanej osoby. Największy wpływ mają: stopień wytrenowania wykonywanego zadania, dominacja półkuli mózgowej, a także płeć. Przebadał osobę chorującą 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*. Analiza przeprowadzona w niniejszym podrozdziale pokazała, że różnice osobnicze mają duży wpływ na charakter badanych cech sygnału EEG, co jest szczególnie istotne z punktu widzenia projektowania systemów BCI i powinno zostać uwzględnione w trakcie projektowania algorytmów dedykowanych dla tych systemów. W podrozdziale, pokazano również, że filtracja przestrzenna jest niezbędna, aby zobrazować zmiany w synchronizacji rytmów podczas wyobrażenia ruchu. Najlepsze wyniki w tym przypadku daje filtracja metodą małego laplasjanu.

5.2 Analiza widmowa za pomocą modelu autoregresyjnego

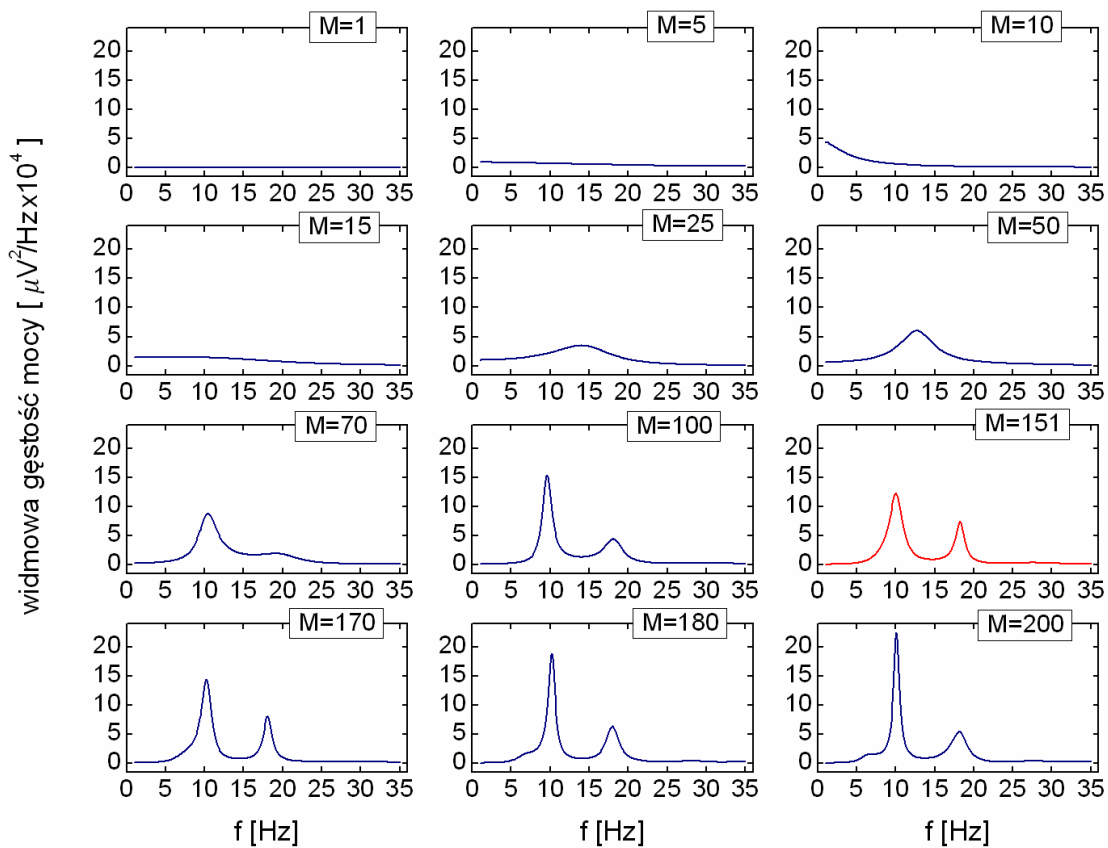
W niniejszym rozdziale przedstawiono zastosowanie spektralnej analizy autoregresyjnej (ang. *Autoregressive Spectral Analysis*, AR) do widmowej analizy sygnału związanego z wyobrażeniem ruchu prawą i lewą ręką. Jak opisano w rozdziale 3.3 model autoregresyjny wymaga ustalenia parametrów analizy, takich jak: rząd modelu M oraz długość sygnału N poddawanego analizie. Rząd modelu M jest liczbą wartości szeregu czasowego poprzedzających daną wartość, które zostały użyte do prognozowania wartości bieżącej. Wartość parametru M może być dowolną liczbą całkowitą, ale powinna ona zostać dobrana w taki sposób, aby zminimalizować błąd ekstrapolacji analizowanego sygnału. Zbyt niski rząd modelu, nie będzie poprawnie opisywać właściwości sygnału, podczas gdy zbyt wysoki rząd modelu autoregresyjnego, będzie wprowadzać niedokładności oraz niepożądany szum. Dlatego w celu optymalnego doboru parametru M stosuje się odpowiednie kryteria.



Rysunek 5.13 Wykres wartości kryterium AIC w funkcji parametru M dla wybranego fragmentu danych sygnału EEG. Wartość M , która minimalizuje kryterium AIC jest przyjmowana jako optymalny rząd modelu. Dla wybranego fragmentu $M = 151$.

Najpopularniejszym kryterium doboru parametru M jest kryterium AIC - Akaike's Information Criterion [rozdział 3.3 wzór (3.12)]. Na rysunku 5.13 przedstawiono zależność kryterium AIC w funkcji parametru M , dla przykładowego fragmentu danych sygnału EEG. Wartość M , która minimalizuje kryterium AIC jest przyjmowana jako optymalny rząd modelu. Dla przedstawionego fragmentu danych optymalna wartość parametru M jest równa 151.

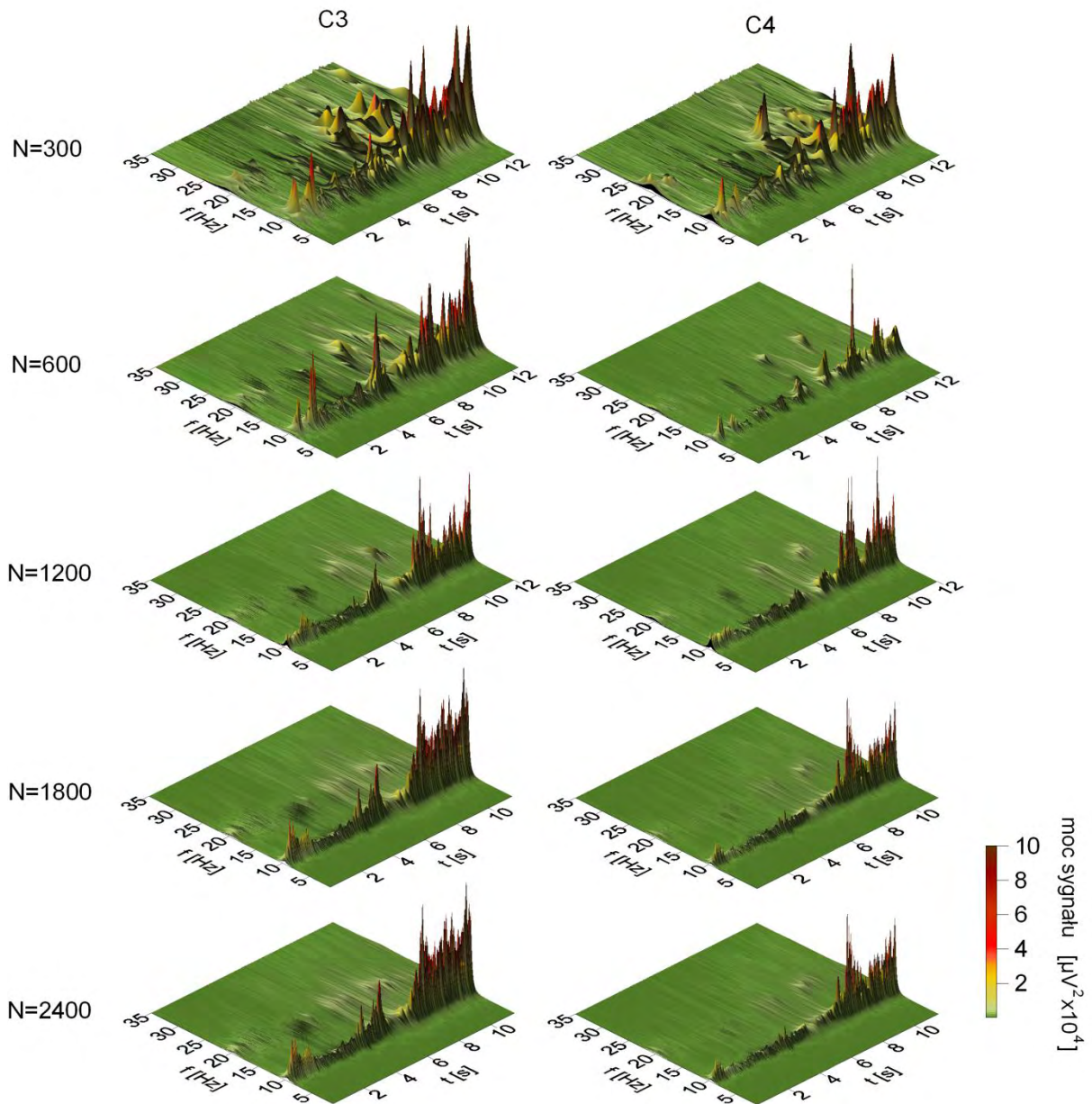
Na rysunku 5.14 przedstawiono wykresy widmowej gęstości mocy dla kilku wybranych wartości parametru M . Wykres ten prezentuje w jaki sposób parametr M wpływa na rozdzielczość częstotliwościową widma. Kolorem czerwonym zaznaczono wykres widmowej gęstości mocy dla parametru M otrzymanego w oparciu o minimalizację kryterium AIC.



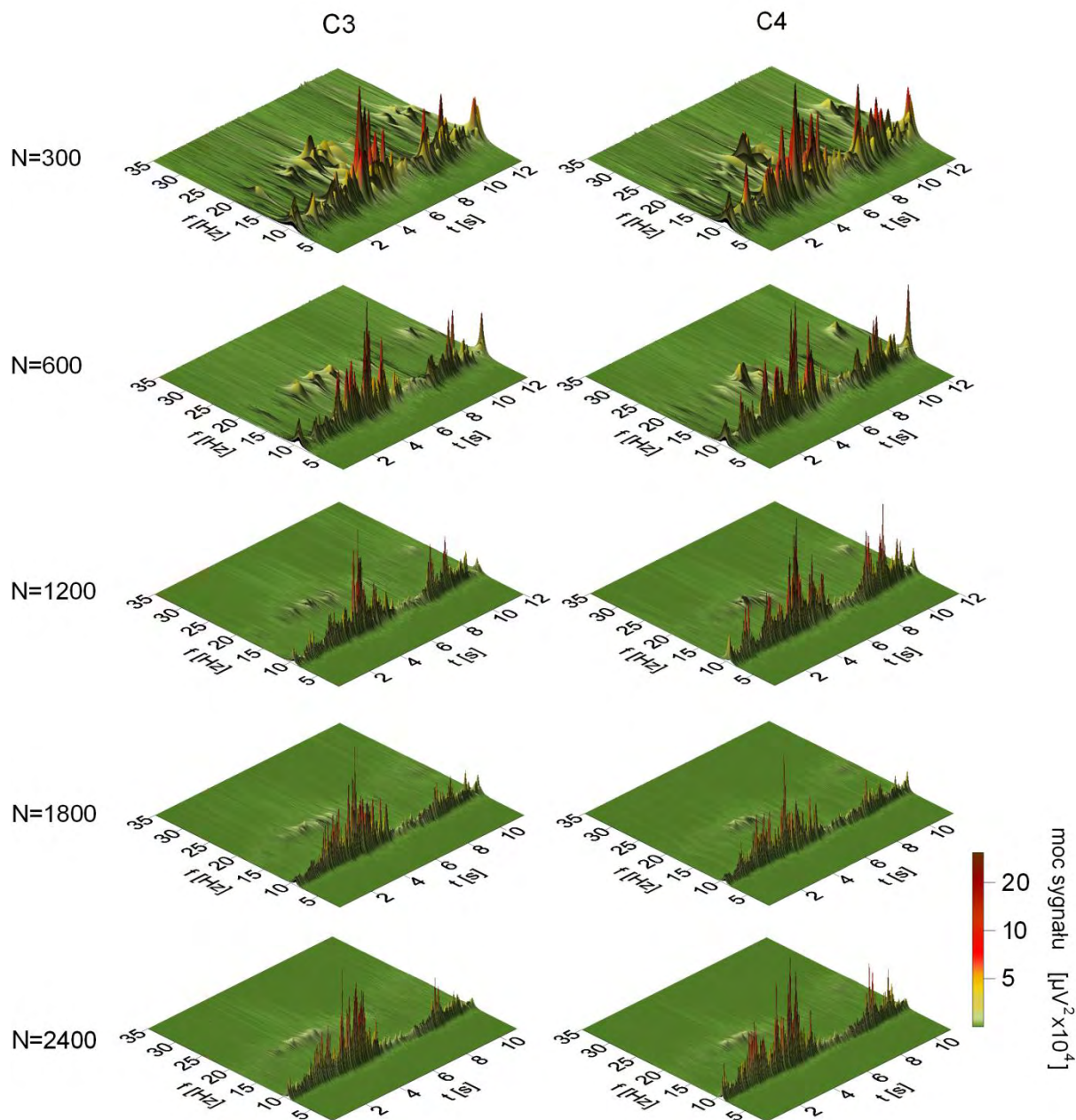
Rysunek 5.14 Widmowa gęstość mocy dla kilku różnych wartości parametru M . Kolorem czerwonym zaznaczono wykres otrzymany dla parametru $M=151$, dla którego kryterium AIC osiąga wartość minimalną.

Rysunki 5.15 i 5.16 przedstawiają widmową gęstość mocy w przestrzeni czasowo-częstotliwościowej obliczoną za pomocą spektralnej analizy autoregresyjnej dla pojedynczej realizacji zadania polegającego na wyobrażeniu ruchu prawą (rysunek 5.15) i lewą (rysunek 5.16) ręką przez pacjenta 'P2'. Mapy przedstawione zostały dla różnych długości okna analizowanego sygnału N : 300, 600, 1200, 1800 i 2400 próbek. Odpowiada to odcinkom czasu odpowiednio $T = 0.25, 0.5, 1, 1.5$ i 2 sekundy (częstotliwość próbkowania dla przedstawionych danych wynosiła 1200 Hz). Ze względu na fakt, że widmo sygnału EEG ma charakter malejący odwrotnie proporcjonalnie do częstości, wartości widmowej gęstości mocy zostały pomnożone przez częstotliwość. Pozwala to zredukować znaczne różnice w wartości widmowej gęstości mocy pomiędzy pasmami μ i β .

Na rysunku 5.15 oraz 5.16, dla każdej z przedstawionych długości okna widać wyraźny zanik mocy w paśmie μ (10 Hz) w chwili wykonywania zadania, w czasie od około 6 do 8 sekundy. Zjawisko to występuje na danych zarejestrowanych na obu elektrodach C3 oraz C4 i pojawia się niezależnie czy wyobrażenie ruchu odbywało się prawą czy lewą ręką. W paśmie β widoczny jest krótkotrwały wzrost mocy (około 7 sekundy), który jest nieznacznie silniejszy na elektrodzie kontralateralnej w stosunku do ręki, której ruch był wyobrażony. Można również zauważyć charakterystyczny wzrost mocy w paśmie μ , zaraz po wzroście mocy w paśmie częstotliwości fali β , co na mapach ERD/ERS (rozdział 3.1.2, rysunek 5.5) obserwowane jest po wystąpieniu tzw. β – *rebound*. Widzimy zatem, że model AR pozwala 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 interfejsie BCI. Wraz ze wzrostem długości okna N maleje moc zjawisk krótkoczasowych, takich jak zjawiska występujące w paśmie β . Z kolei zjawiska długoczasowe występujące w paśmie μ są łatwiejsze do interpretacji wraz ze wzrostem długości okna N . Dlatego w przyszłych 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 dobierania optymalnego rzędu modelu M , dlatego w interfejsach BCI konieczne jest założenie z góry ustalonej wartości parametru M .



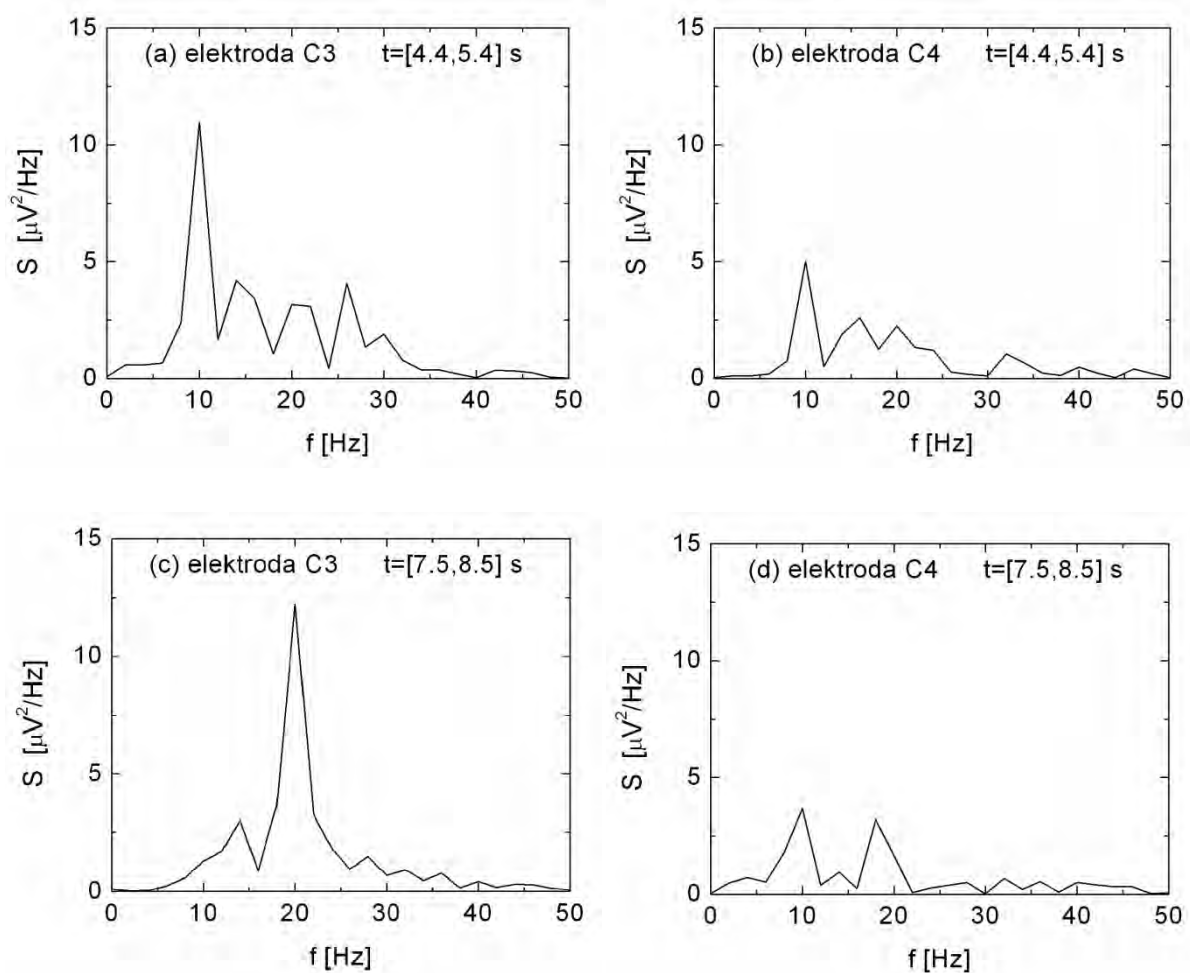
Rysunek 5.15 Mapy mocy sygnału przedstawione na płaszczyźnie czasowo-częstotliwościowej związane z wyobrażeniem ruchu prawą ręką u pacjenta 'P2'. Mapy obliczone za pomocą spektralnej analizy autoregresyjnej. Przedstawiony sygnał pochodzi z pojedynczej próby wyobrażenia ruchu. Lewa kolumna przedstawia 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.



Rysunek 5.16 Mapy mocy sygnału przedstawione na płaszczyźnie czasowo-częstotliwościowej związane z wyobrażeniem ruchu lewą 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 częstotliwość, wartości gęstości mocy sygnału zostały pomnożone przez częstotliwość.

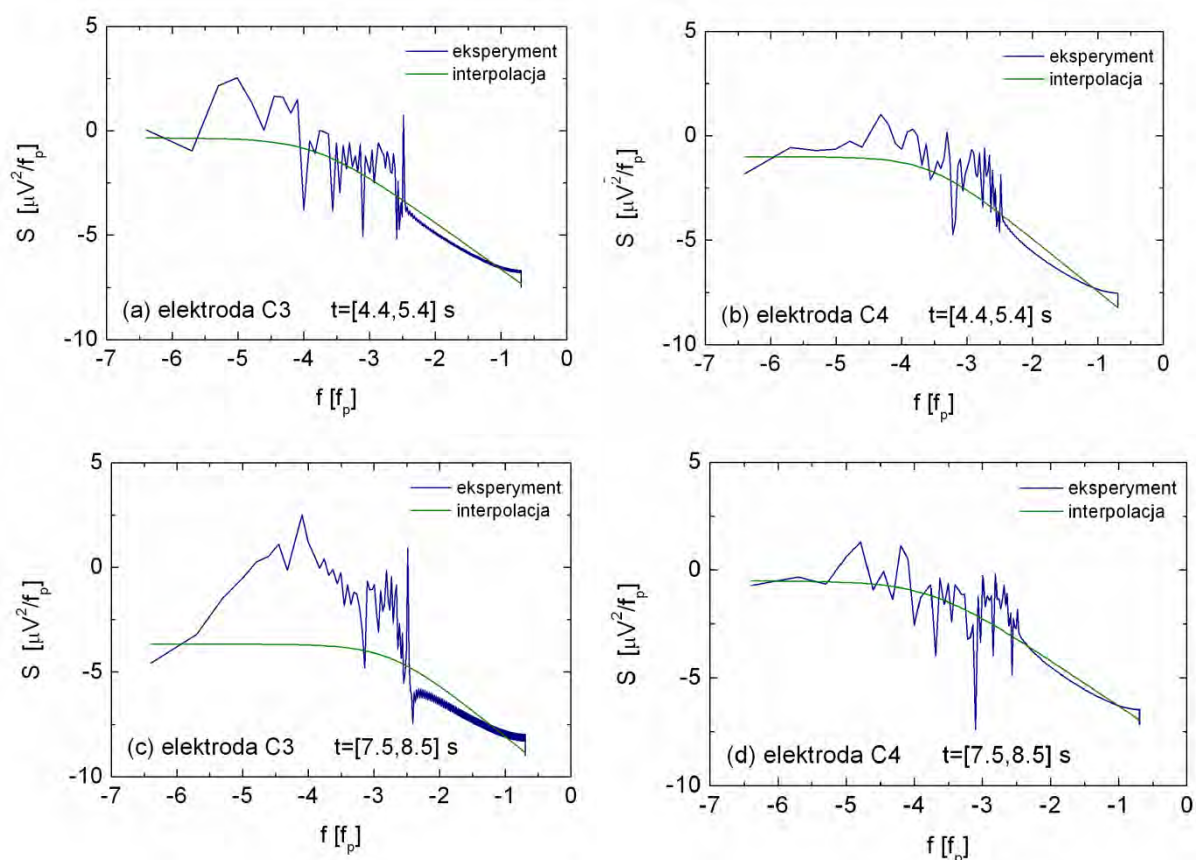
5.3 Metoda Flicker Noise Spectroscopy (FNS)

Metoda FNS może być stosowana do rozwiązywania trzech rodzajów problemów: (A) wyznaczenia parametrów charakteryzujących układ, (B) wyznaczenia prekursorów nagłych zmian stanu badanego układu oraz (C) określenia przepływów informacji poprzez analizę korelacji wzajemnej sygnałów, mierzonych jednocześnie w różnych miejscach przestrzeni. W niniejszym rozdziale opisano zastosowanie metody FNS do analizy sygnału elektroencefalograficznego związanego z wyobrażeniem ruchu prawej i lewej ręki. Podstawy teoretyczne metody opisano w rozdziale 3.4.



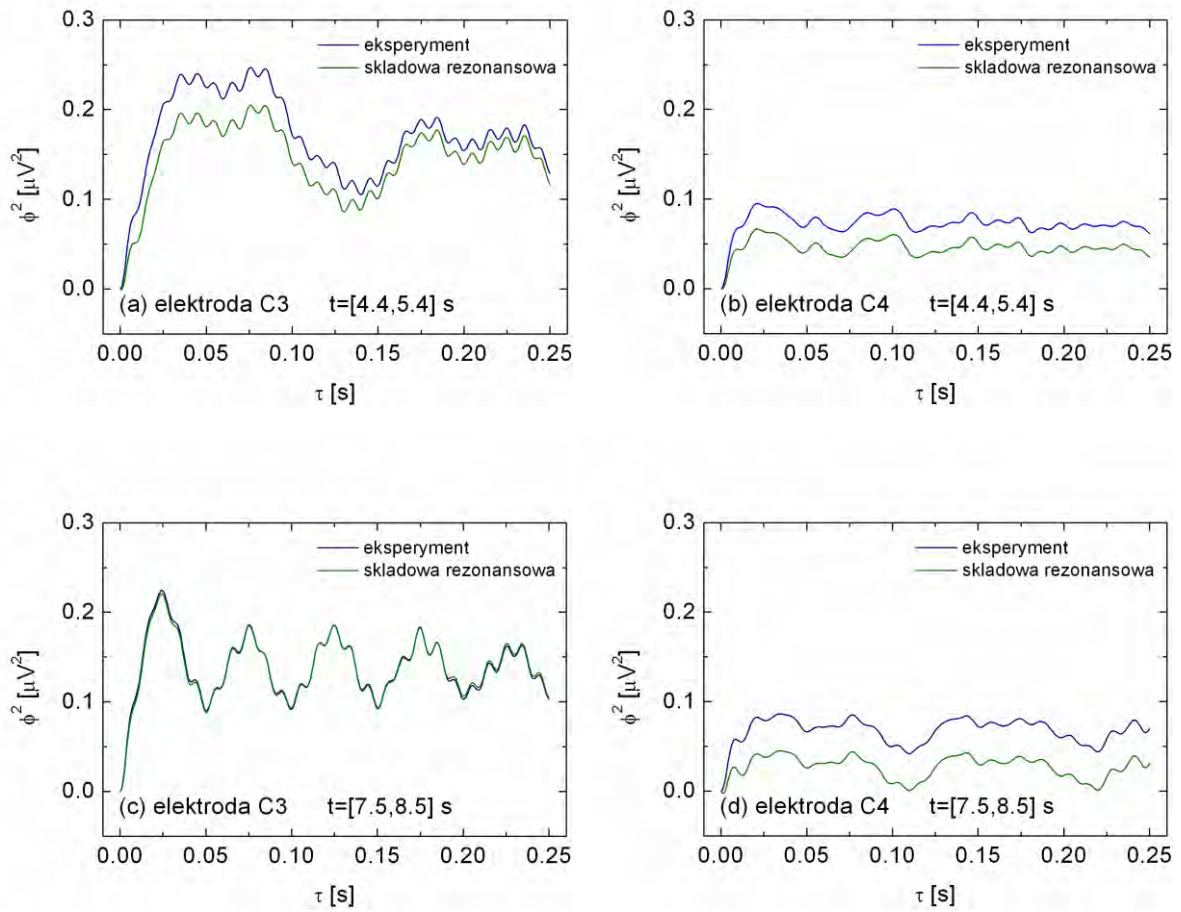
Rysunek 5.17 Widmo mocy $S(f)$ sygnału EEG (transformata cosinusowa funkcji autokorelacji) obliczone dla dwóch przedziałów czasu: (a) oraz (b) w przedziale 4.4 – 5.4 sekundy, odpowiednio dla elektrody C3 oraz C4, (c) oraz (d) w przedziale 7.5 – 8.5 sekundy, odpowiednio dla elektrody C3 oraz C4.

Na rysunku 5.17 przedstawiono widmo mocy sygnału (transformatę cosinusową z funkcji autokorelacji), obliczoną według wzoru (3.15), w dwóch wybranych przedziałach czasu podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką. Rysunek 5.17 (a) i (b) przedstawia widma mocy sygnału zarejestrowanego odpowiednio na elektrodach C3 oraz C4 w przedziale czasu od 4.4 do 5.4 sekundy ($T = 1s$). Ponieważ bodziec inicjujący wyobrażenie ruchu następował w 5 sekundzie eksperymentu, wybrany odcinek czasu związany był z przygotowaniem do wykonania zadania. Na obu elektrodach widoczny jest malejący charakter widma sygnału EEG w funkcji częstotliwości. Na rysunku 5.17 (c) i (d) przedstawiono widma mocy sygnału zarejestrowane odpowiednio na elektrodach C3 oraz C4 w przedziale czasu od 7.5 do 8.5 sekundy. Wybrany odcinek czasu, prezentuje moment, w którym na elektrodzie C3 występuje silna dominacja rytmu β . Pojawia się ona na elektrodzie kontralateralnej do ręki, której ruch był wyobrażany, w wyniku synchronizacji pracy neuronów w tym paśmie częstotliwości, zaraz po zakończeniu wyobrażenia ruchu, tzw. β – rebound.



Rysunek 5.18 Widmo mocy sygnału $S(f)$ przedstawione w skali logarytmiczno-logarytmicznej. Wykresy (a), (b), (c) i (d) przedstawiono dla tych samych danych, które zaprezentowano i opisano na rysunku 5.17. Kolorem niebieskim przedstawiono widmową funkcję mocy dla danych eksperymentalnych, kolorem zielonym aproksymację składowej chaotycznej sygnału wyznaczoną za pomocą funkcji $S_{CS}(f)$.

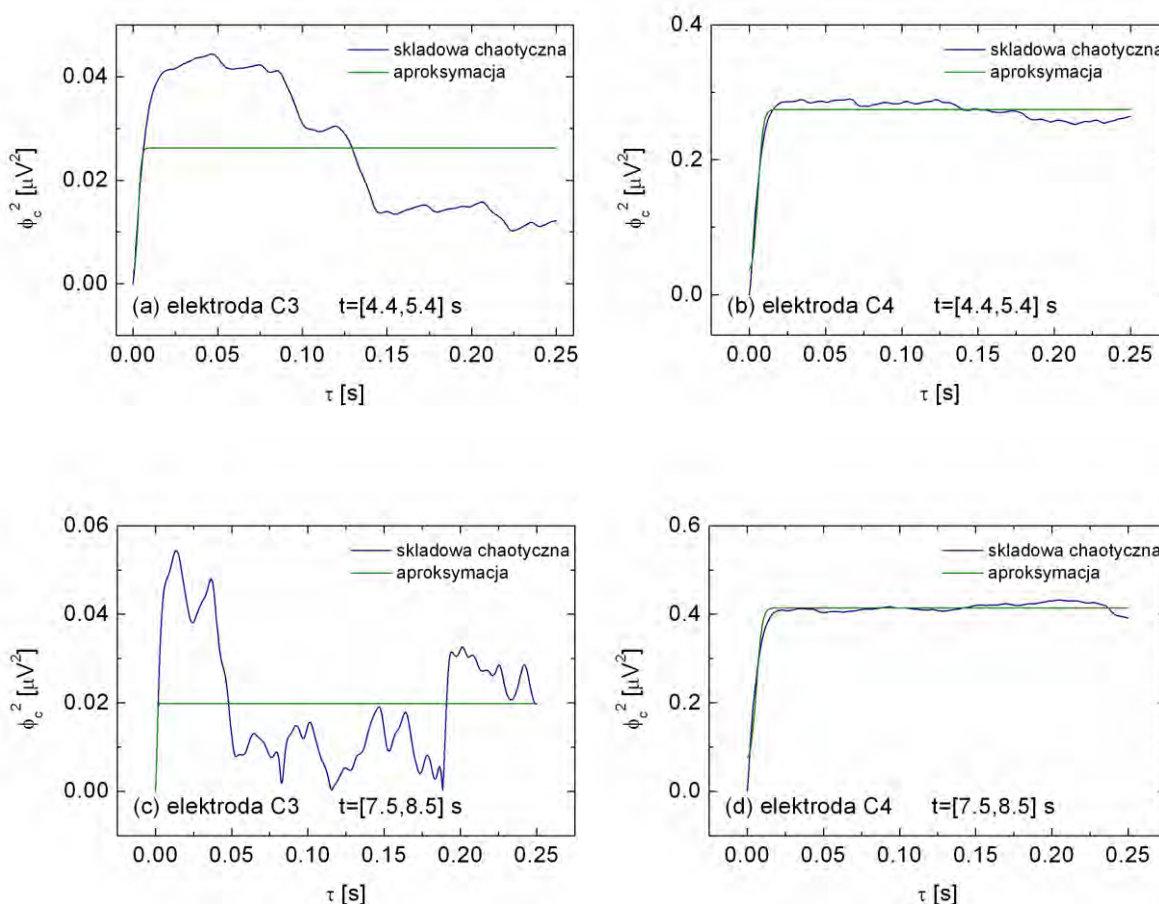
Aby wyznaczyć parametry $S_{cS}(0), T_0, n_0$ na rysunku 5.18 przedstawiono widmo mocy sygnału $S(f)$ w skali logarytmiczno-logarytmicznej. Wykresy (a), (b), (c) i (d) przedstawiono dla tych samych danych, które zaprezentowano oraz opisano na rysunku 5.17. Kolorem niebieskim przedstawiono widmową funkcję mocy, wyznaczoną dla danych eksperymentalnych, kolorem zielonym aproksymację składowej chaotycznej sygnału wyznaczoną za pomocą funkcji $S_{cS}(f)$ według wzoru (3.21). Aproksymacja składowej chaotycznej sygnału funkcją $S_{cS}(f)$ wykonana została metodą najmniejszych kwadratów. Procedura ta pozwoliła na wyznaczenie parametrów $S_{cS}(0), T_0$ oraz n_0 .



Rysunek 5.19 Moment różnicowy $\phi^2(\tau)$. Wykresy (a), (b), (c) oraz (d) przedstawiono dla tych samych danych, które zaprezentowano i opisano na rysunku 5.17. Kolorem niebieskim przedstawiono wykres funkcji $\phi^2(\tau)$ dla danych eksperymentalnych, kolorem zielonym składową rezonansową funkcji $\phi_r^2(\tau)$.

Parametry H_1, T_1, σ wyznacza się w oparciu o funkcję momentu różnicowego $\phi^2(\tau)$ przedstawioną na rysunku 5.19. Wykresy 5.19 (a), (b), (c) i (d) przedstawiono dla tych

samych danych, które zaprezentowano i opisano na rysunku 5.17. Kolorem niebieskim przedstawiono wykres funkcji $\phi^2(\tau)$ obliczony dla danych eksperymentalnych zgodnie ze wzorem (3.18). Kolorem zielonym zaznaczono składową rezonansową funkcji $\phi^2(\tau)$, którą wyznaczono ze składowej rezonansowej funkcji autokorelacji $\psi_r(\tau)$ (wzór 3.19). Składowa rezonansowa funkcji autokorelacji $\psi_r(\tau)$ obliczona została poprzez zastosowanie odwrotnej transformacji Fouriera ze składowej rezonansowej $S_r(f)$, która równa jest różnicy funkcji $S(f) - S_{cs}(f)$.



Rysunek 5.20 Składowa chaotyczna momentu różnicowego $\phi_c^2(\tau)$ zaznaczona kolorem niebieskim oraz jej aproksymacja wyznaczona zgodnie ze wzorem (3.20). Wykresy (a), (b), (c) i (d) przedstawiono dla tych samych danych, które zaprezentowano i opisano na rysunku 5.17.

Na rysunku 5.20 kolorem niebieskim zaprezentowano składową chaotyczną momentu różnicowego $\phi_c^2(\tau)$ powstałą w wyniku odjęcia funkcji $\phi_r^2(\tau)$ od funkcji $\phi^2(\tau)$. Kolorem zielonym zaznaczono aproksymację składowej chaotycznej $\phi_c^2(\tau)$ zgodnie ze wzorem (3.20).

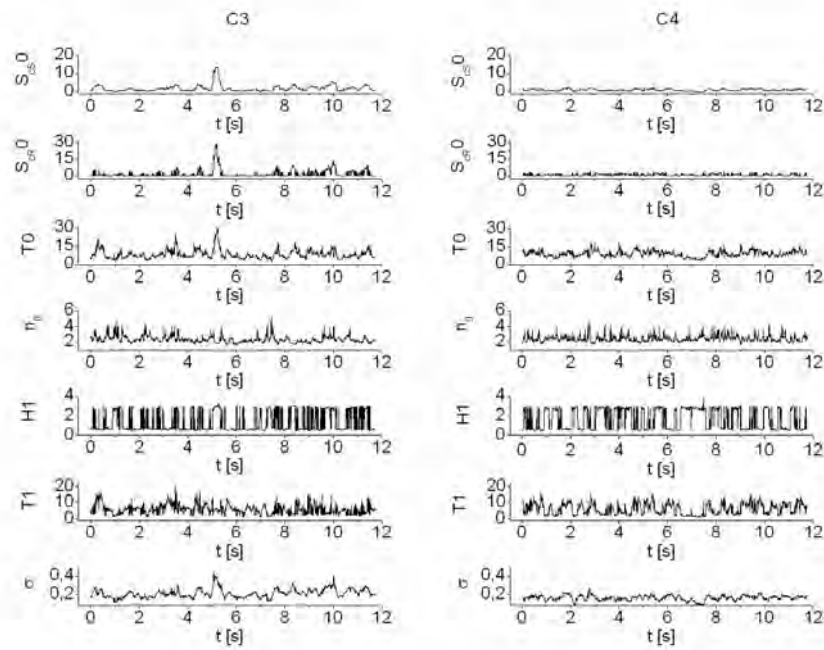
Podobnie jak poprzednio, aproksymacja wykonana została metodą najmniejszych kwadratów. Procedura ta pozwoliła na wyznaczenie parametrów H_1, T_1, σ oraz pośrednio, korzystając ze wzoru (3.23), parametru $S_{cR}(0)$.

5.3.1 Wyznaczenie zmienności parametrów charakteryzujących układ

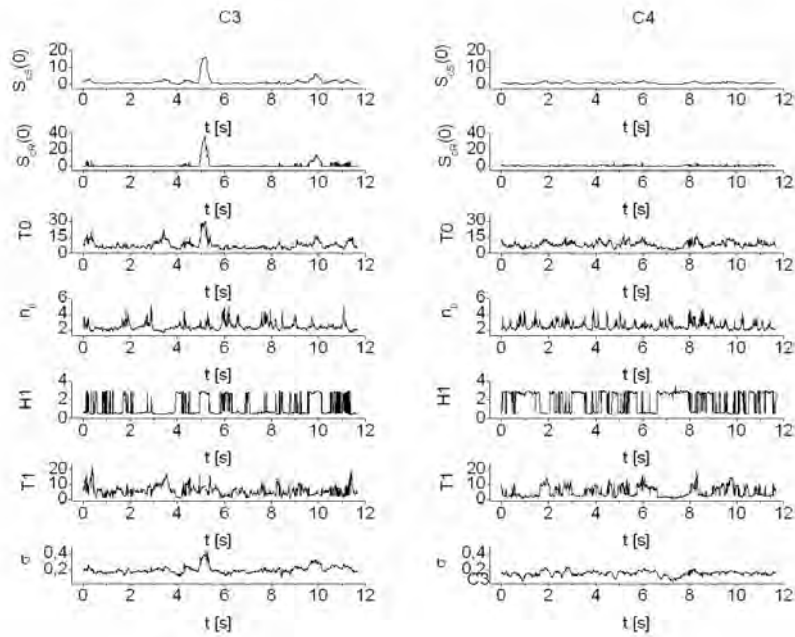
W celu wyznaczenia przebiegu parametrów $S_{cS}(0), S_{cR}(0), T_0, n_0, H_1, T_1, \sigma$ w czasie trwania eksperymentu wyobrażenia ruchu ręką, rozpatrywano wartości tych parametrów w stałym oknie czasu T , $T \ll T_{tot}$ (T_{tot} to całkowity czas trwania eksperymentu), którego położenie przesuwane było na osi czasu. Rozpatrywany przedział czasu $[t_k, t_k + T]$, gdzie $k = 0, 1, 2, 3, \dots$ i $t_k = k \Delta T$ nazywać będziemy oknem. Dla każdego okna za pomocą procedury opisanej powyżej obliczone zostały wartości parametrów $S_{cS}(0), S_{cR}(0), T_0, n_0, H_1, T_1, \sigma$. Parametry te mają określoną fizykalną interpretację i mogą być rozważane jako parametry, które charakteryzują cechy sygnału. Parametr σ to odchylenie standardowe sygnału, H_1 to stała Hursta, która opisuje tempo z jakim układ „zapomina” swoją „przeszłość” w czasie mniejszym niż czas korelacji T_1 . Czas T_1 opisuje charakterystyczny przedział czasu, po upływie którego wartości mierzonego sygnału $V(t)$ przestają korelować. Parametr $S_{cS}(0)$ charakteryzuje wartość graniczną $S_{cS}(f)$ w zakresie niskich częstotliwości, $S_{cR}(0)$ to parametr charakteryzujący wartość graniczną $S_{cR}(f)$ w zakresie niskich częstotliwości, natomiast n_0 opisuje stopień utraty korelacji w dziedzinie częstotliwości, gdy częstotliwość zbliża się do wartości $1/T_0$.

Na rysunkach 5.21 – 5.25 przedstawiono wartości parametrów $S_{cS}(0), S_{cR}(0), T_0, n_0, H_1, T_1, \sigma$ zmieniające się w czasie eksperymentu wyobrażenia ruchu prawą ręką. Lewa kolumna przedstawia zbiór parametrów obliczonych dla danych zarejestrowanych na elektrodzie C3, natomiast prawa kolumna - na elektrodzie C4. Rysunki 5.21 – 5.25 przedstawiają przebieg parametrów w funkcji czasu obliczony dla kilku różnych długości okna T , t.j. rysunek 5.21 dla $T = 0.17$ s, rysunek 5.22 dla $T = 0.34$ s, rysunek 5.23 dla $T = 0.5$ s, rysunek 5.24 dla $T = 1$ s, rysunek 5.25 dla $T = 2$ s (co odpowiada liczbie próbek: $N = 200, N = 400, N = 600, N = 1200, N = 2400$). Na rysunkach 5.21 – 5.25 można zaobserwować, że wartości parametrów zmieniają się w czasie. Dla wyobrażenia ruchu prawą ręką, zgodnie z teorią opisaną w rozdziale 2.3, zmiany związane z wyobrażeniem ruchu powinny w sposób przeważający następować na elektrodzie C3, która leży na lewej półkuli mózgowej, nad

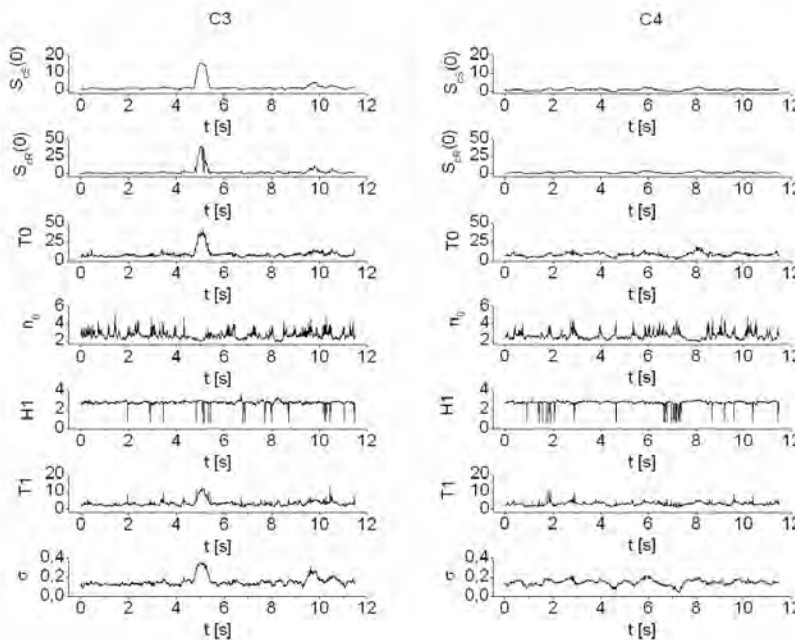
obszarem kory motorycznej. Rysunki 5.21 – 5.25 pokazują, że dla elektrody C3 występuje wyraźny skok wartości parametrów $S_{CS}(0), S_{CR}(0), T_0, \sigma$ w około 5 sekundzie, czyli w momencie w którym rozpoczynało się wyobrażenie ruchu. Z drugiej strony, na elektrodzie C4, nie obserwuje się żadnych znaczących zmian wartości parametrów w tym czasie. Wynik ten jest zgodny z oczekiwaniami. Można zauważyć, że wydłużenie okna czasu T , w którym obliczane są parametry powyżej $N = 1200$ punktów (co odpowiada $T = 1$ s), powoduje, że widoczne wcześniej piki w wartościach parametrów zanikają.



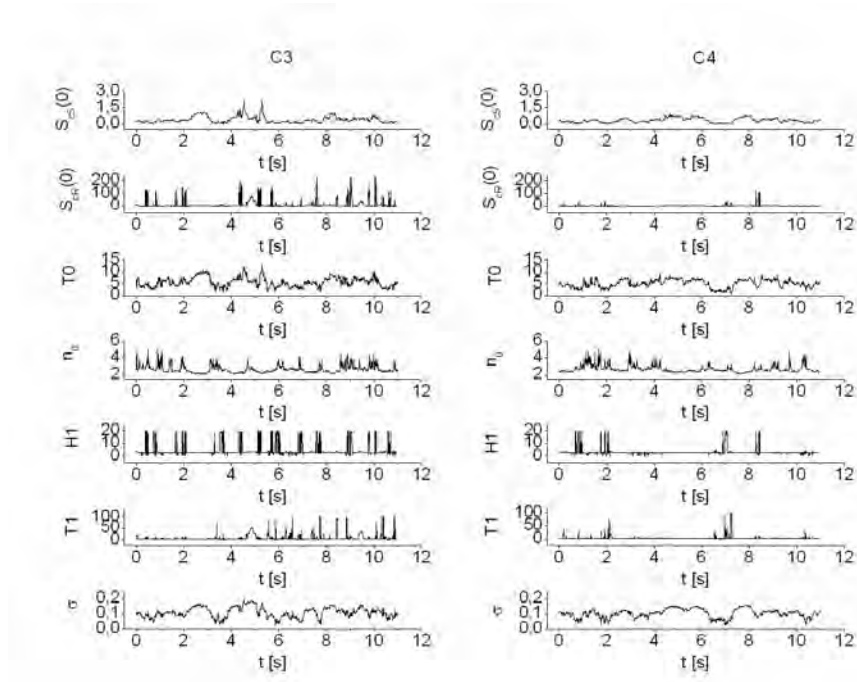
Rysunek 5.21 Wartości parametrów $S_{CS}(0), S_{CR}(0), T_0, n_0, H_1, T_1, \sigma$ przedstawione w funkcji czasu dla wyobrażenia ruchu prawą ręką. Parametry zostały obliczone dla przedziału czasu $T = 0,17$ s ($N = 200$). Lewa kolumna przedstawia wartości parametrów dla elektrody C3, prawa dla elektrody C4.



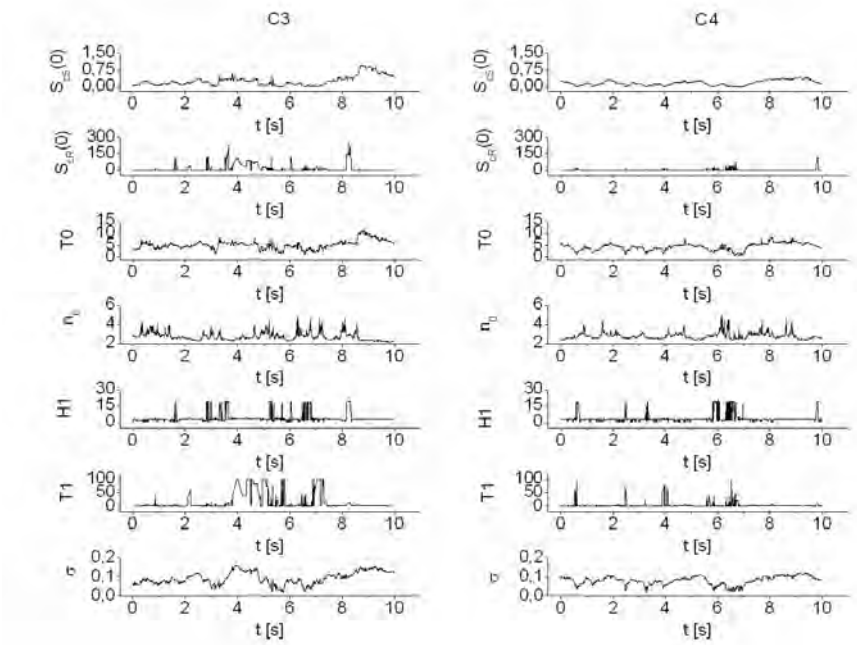
Rysunek 5.22 Wartości parametrów $S_{CS}(0)$, $S_{CR}(0)$, T_0 , n_0 , H_1 , T_1 , σ przedstawione w funkcji czasu dla wyobrażenia ruchu prawą ręką. Parametry zostały obliczone dla przedziału czasu $T = 0,34$ s ($N = 400$). Lewa kolumna przedstawia wartości parametrów dla elektrody C3, prawa dla elektrody C4.



Rysunek 5.23 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.

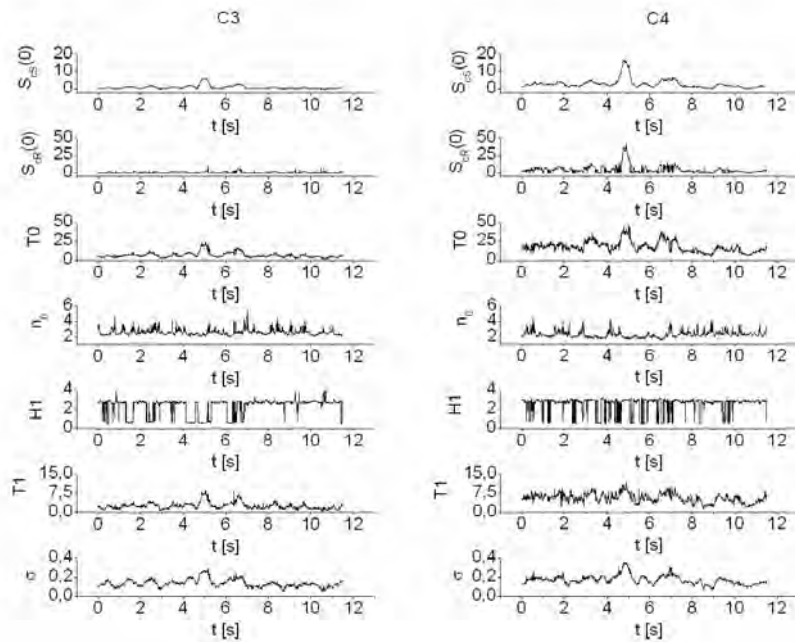


Rysunek 5.24 Wartości parametrów $S_{CS}(0)$, $S_{CR}(0)$, T_0 , n_0 , H_1 , T_1 , σ przedstawione w funkcji czasu dla wyobrażenia ruchu prawą ręką. Parametry zostały obliczone dla przedziału czasu $T = 1$ s ($N = 1200$). Lewa kolumna przedstawia wartości parametrów dla elektrody C3, prawa dla elektrody C4.



Rysunek 5.25 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 $T = 2$ s ($N = 2400$). Lewa kolumna przedstawia wartości parametrów dla elektrody C3, prawa dla elektrody C4.

Na rysunku 5.26 przedstawiono przebieg w czasie parametrów $S_{CS}(0)$, $S_{CR}(0)$, T_0 , n_0 , H_1 , T_1 , σ dla okna $T = 0.5$ s ($N = 600$ punktów) podczas wyobrażenia ruchu ręką lewą. Widać wyraźny wzrost wartości parametrów $S_{CS}(0)$, $S_{CR}(0)$, T_0 , T_1 , σ w około 5 sekundzie, na elektrodzie C4, która leży kontralateralnie w stosunku do ręki lewej, którą ruch był wyobrażany w tym doświadczeniu. Na elektrodzie ipsilateralnej - C3 wartości parametrów $S_{CS}(0)$, T_0 , T_1 , σ również wzrastają, ale w sposób mniej znaczący, niż ma to miejsce dla elektrody C4. Zjawisko to zostało zaobserwowane także na mapach ERD/ERS i zostało opisane w rozdziale 5.1.2. Wydaje się być charakterystycznym, że dla osób o dominującej ręce prawej, zmiany podczas wyobrażenia ruchu ręką dominującą następują w głównej mierze na elektrodzie kontralateralnej C3, natomiast podczas wyobrażenia ruchu ręką niedominującą - lewą, zmiany pojawiają się na obu elektrodach kontralateralnej C4 oraz ipsilateralnej C3.

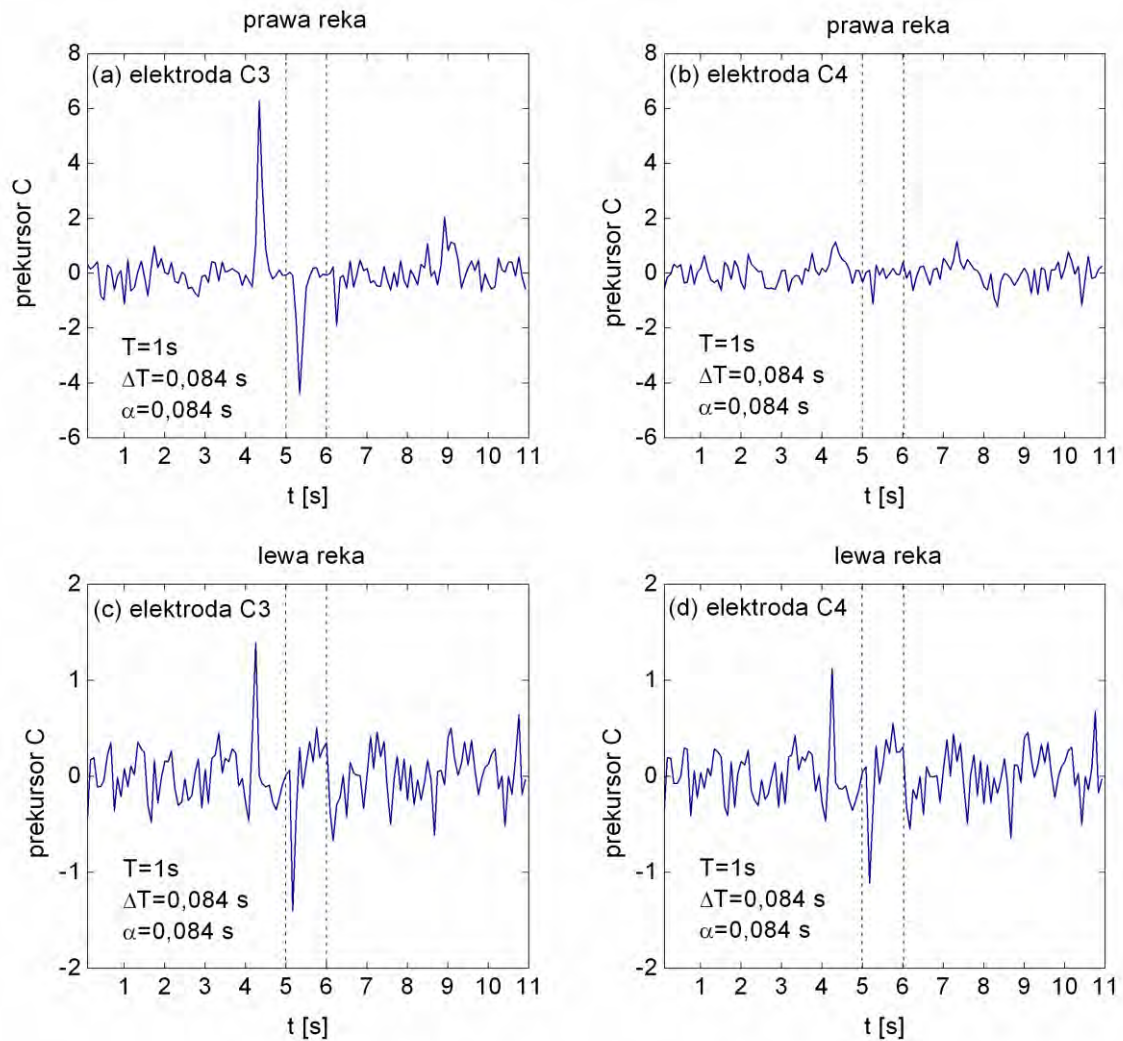


Rysunek 5.26 Wartości parametrów $S_{CS}(0)$, $S_{CR}(0)$, T_0 , n_0 , H_1 , T_1 , σ przedstawione w funkcji czasu dla wyobrażenia ruchu lewą ręką. Parametry zostały obliczone dla przedziału czasu $T = 0,5$ s ($N = 600$). Lewa kolumna przedstawia wartości parametrów dla elektrody C3, prawa dla elektrody C4.

5.3.2 Wyznaczenie prekursorów nagłych zmian stanu badanego układu

Jeśli wyobrażenie ruchu potraktujemy jako pewne zaburzenie w aktywności mózgu związanej z relaksem, można oczekiwać pojawienia się prekursora takich zmian w sygnale EEG. Metoda FNS dostarcza narzędzia do analizy nagłych zmian badanego układu. Na rysunku 5.27 przedstawiono prekursor $C(t)$ w funkcji czasu obliczony przy pomocy równania (3.24). Rysunki 5.27 (a) i (b) przedstawiają odpowiednio prekursor $C(t)$ wyznaczony dla sygnału zarejestrowanego na elektrodach C3 i C4 podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką. Wykresy 5.27 (c) i (d) przedstawiają prekursor $C(t)$ wyznaczony dla sygnału zarejestrowanego na elektrodach C3 i C4 podczas wyobrażenia ruchu lewą ręką. Wszystkie cztery wykresy przedstawiają wyniki obliczeń wykonanych dla następującego zestawu parametrów: $T = 1s$, $\Delta T = 0.084 s$ i $\alpha = 0.84 s$ (wzór 3.24). Na wszystkich czterech wykresach linią przerywaną zaznaczono również czas trwania bodźca, który inicjował wyobrażenie ruchu.

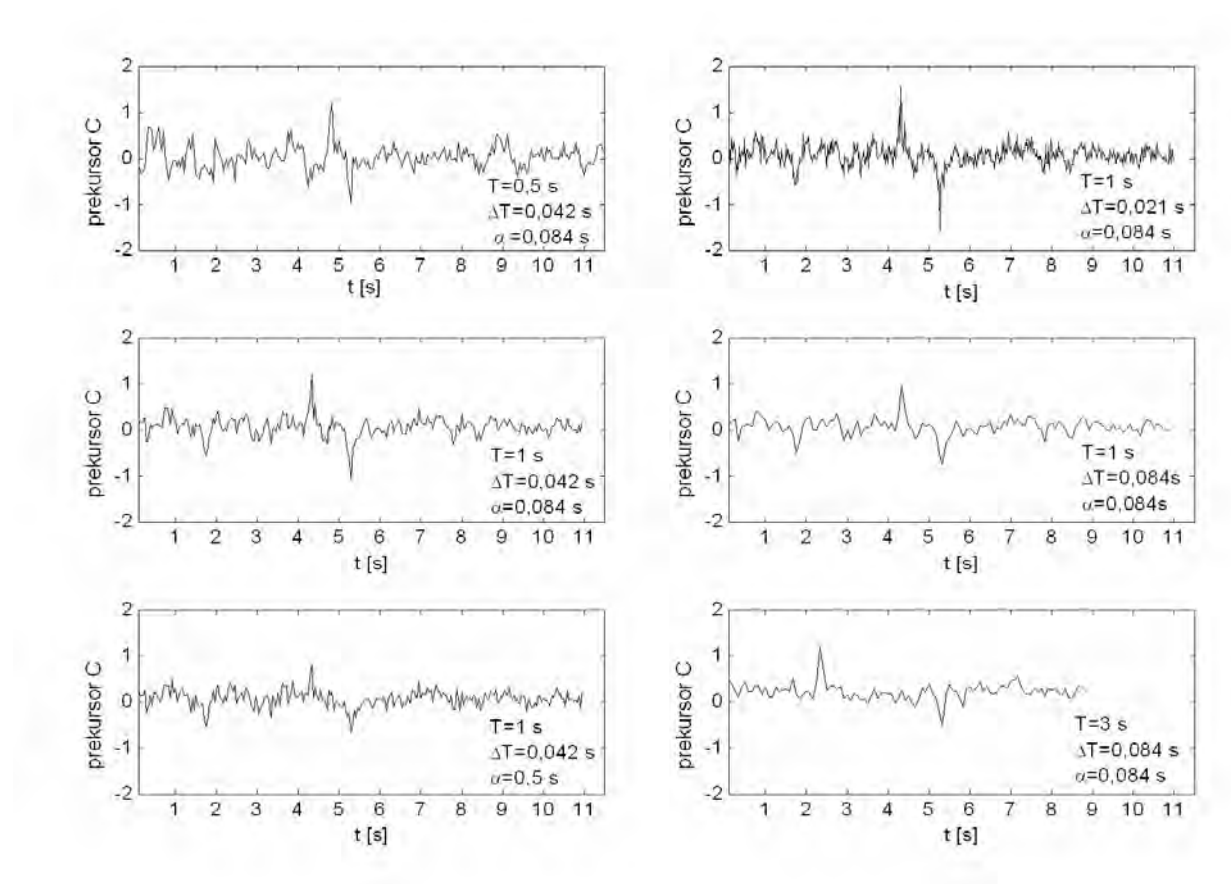
Dla wyobrażenia ruchu ręką prawą [rysunek 5.27 (a) i (b)], widać wyraźną zmianę w funkcji prekursora na elektrodzie C3 rozpoczynającą się w około 4.5 sekundzie doświadczenia, podczas gdy na elektrodzie C4 nie zachodzą żadne znaczące zmiany w tym czasie. Wyraźne piki w prekursorze C na elektrodzie C3 mogą być stowarzyszone z reorganizacją sieci neuronów poprzedzającą wyobrażenie ruchu, która w przypadku wyobrażenia ruchu prawą ręką zachodzi głównie na elektrodzie C3. Podczas wyobrażenia ruchu lewą ręką [5.27 (c) i (d)], zmiany w funkcji prekursora zachodzą na obu elektrodach w tym samym czasie i są podobne w amplitudzie. Równoczesne występowanie piku w funkcji prekursora na obu elektrodach, kontrlateralnej i ipsilateralnej zastało zaobserwowane u większości przebadanych osób wykazujących praworęczność. Wyniki te potwierdzają tym samym efekt obserwowany przy pomocy map ERD/ERS, że dla osób praworęcznych należy spodziewać się podobnych zmian związanych z wyobrażeniem niedominującej ręki w obszarze kontra- oraz ipsilateralnym kory ruchowej.



Rysunek 5.27 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. Linia przerywaną zaznaczono czas trwania bodźca rozpoczynającego wyobrażenie ruchu.

Na rysunku 5.28 przedstawiono sześć wykresów prekursora C w funkcji czasu obliczonych dla różnych kombinacji parametrów $T, \Delta T, \alpha$. Dla dowolnej kombinacji parametrów widoczny jest identyczny charakter zmian w wartościach prekursora w momencie wyobrażenia ruchu - wychylenie w kierunku dodatnim oraz następujące po nim wychylenie w kierunku wartości ujemnych. Niemniej, dobór optymalnych wartości parametrów jest konieczny, gdyż nadmierny wzrost parametru ΔT redukuje amplitudę charakterystycznych pików przy równoczesnym wygładzeniu funkcji prekursora. Wzrost parametru α również zmniejsza

wartości ekstremalne tych pików. Ponieważ parametr T odpowiada przedziałowi czasu, w którym sygnał zostaje uśredniony, można zauważyć, że im większy przedział okna czasu T tym wcześniej pojawia się pierwsze dodatnie wychylenie prekursora C np. dla $T = 3s$ pojawia się już w drugiej sekundzie badanego fragmentu danych, podczas gdy dla $T = 1s$ pojawia się w 4 sekundzie. Odpowiedni dobór parametrów $T, \Delta T, \alpha$ ma zatem kluczowe znaczenie przy projektowaniu systemów BCI opartych na zmianach prekursora w czasie.

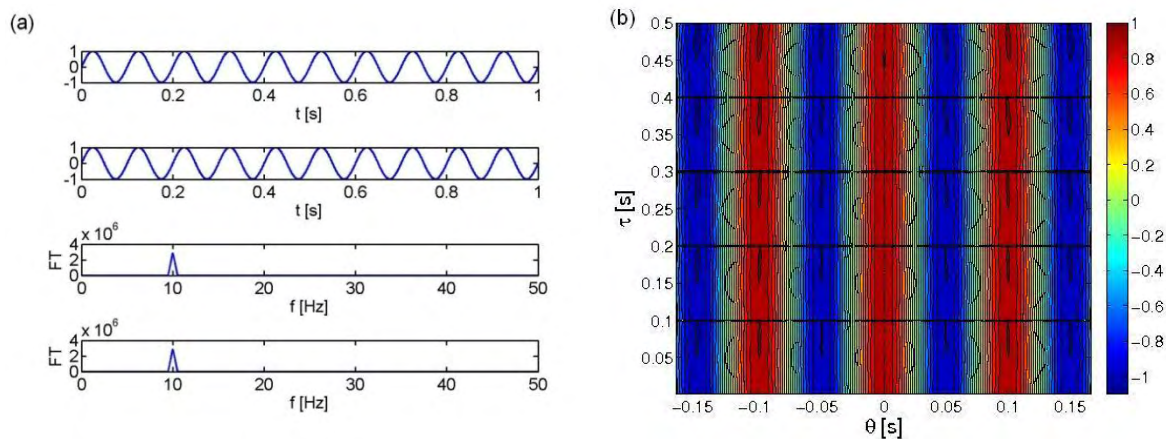


Rysunek 5.28 Prekursor C w funkcji czasu obliczony dla danych zarejestrowanych podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką na elektrodzie C3, przedstawiony dla sześciu różnych kombinacji parametrów $T, \Delta T, \alpha$.

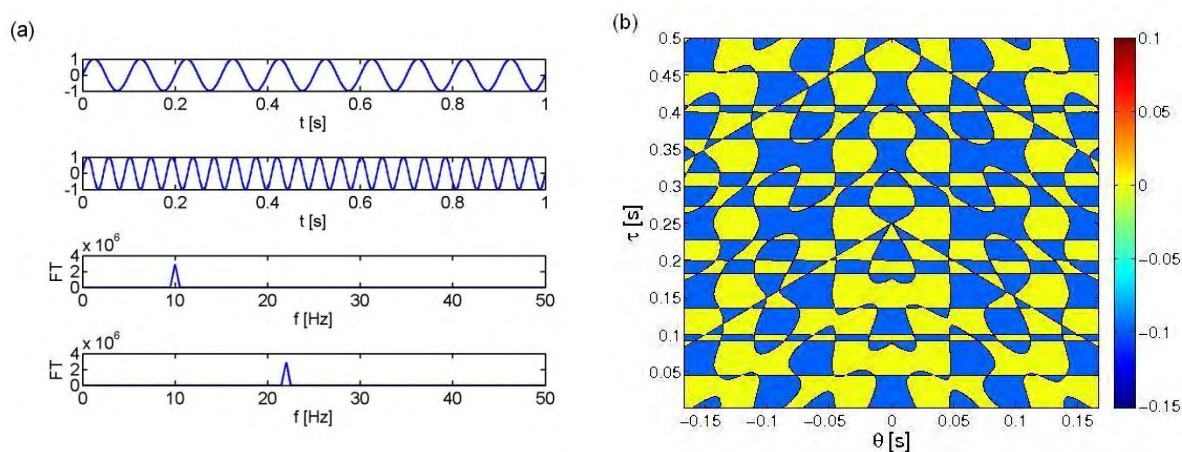
5.3.3 Określenie przepływów informacji poprzez analizę korelacji sygnałów mierzonych jednocześnie na dwóch różnych elektrodach

Metoda FNS pozwala obliczyć korelację wzajemną w określonym czasie pomiędzy sygnałami mierzonymi w dwóch różnych miejscach przestrzeni (równanie 3.26). W celu ułatwienia interpretacji danych eksperymentalnych, obliczono funkcję korelacji wzajemnej

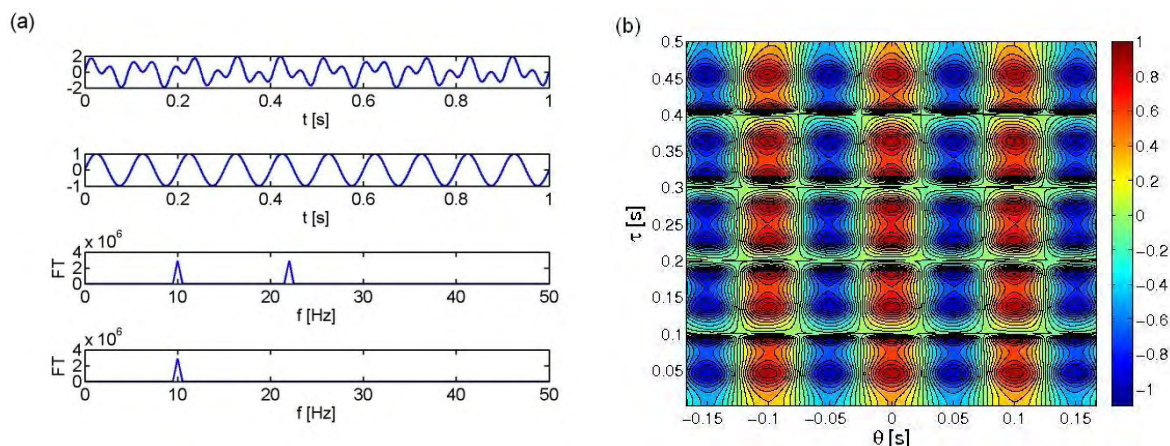
dla znanych sygnałów testowych, co zostało zaprezentowane na rysunkach 5.29 – 5.36. Testy wykonano dla sygnałów o częstotliwości z zakresu fali μ (10 Hz) i zakresu fali β (22 Hz) oraz dla kilku przypadków ich kombinacji liniowych. W szczególności dla przypadku uwzględniającego przesunięcie fazowe między oboma sygnałami, dla sygnałów symulujących charakterem widmo sygnału EEG (malejące wraz ze wzrostem częstotliwości) czy sygnałów, z których drugi jest splotem pierwszego z innym sygnałem.



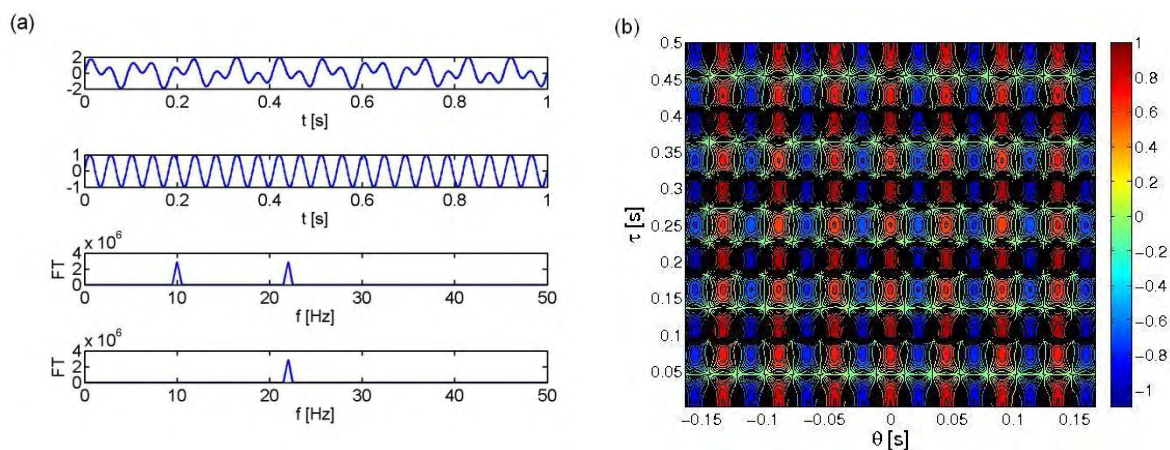
Rysunek 5.29 (a) Od góry: fragment sygnału o częstotliwości 10 Hz, fragment identycznego sygnału o częstotliwości 10 Hz, transformata Fouriera dla pierwszego i drugiego sygnału, (b) funkcja korelacji wzajemnej $q(\tau, \theta)$ przedstawionych sygnałów.



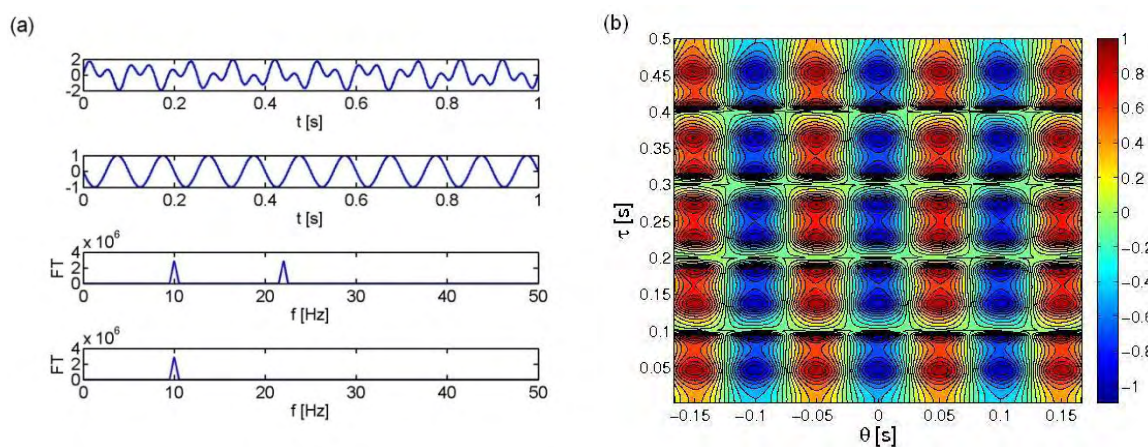
Rysunek 5.30 (a) Od góry: fragment sygnału o częstotliwości 10 Hz, fragment sygnału o częstotliwości 22 Hz, transformata Fouriera dla pierwszego i drugiego sygnału. (b) funkcja korelacji wzajemnej $q(\tau, \theta)$ przedstawionych sygnałów.



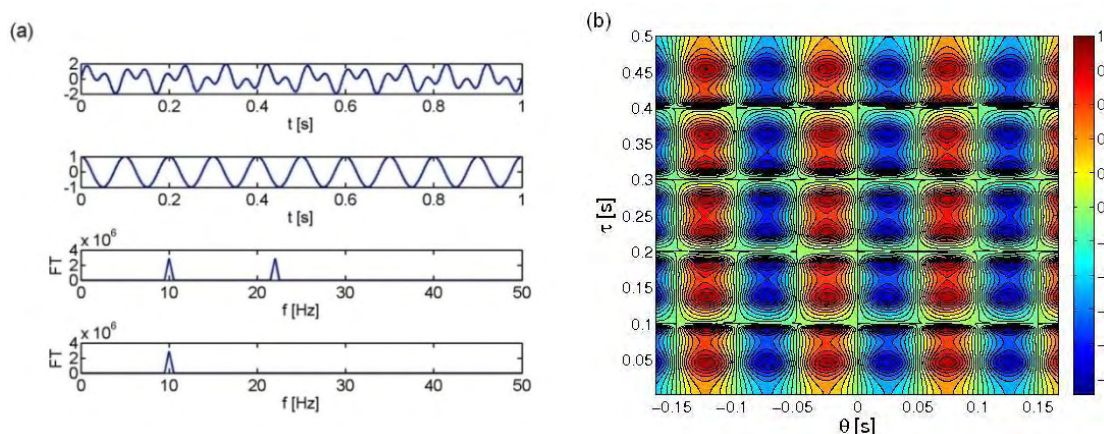
Rysunek 5.31 (a) Od góry: fragment sumy sygnałów o częstotliwości 10 Hz i 22 Hz, fragment sygnału o częstotliwości 10 Hz, transformata Fouriera dla pierwszego i drugiego sygnału. (b) funkcja korelacji wzajemnej $q(\tau, \theta)$ przedstawionych sygnałów.



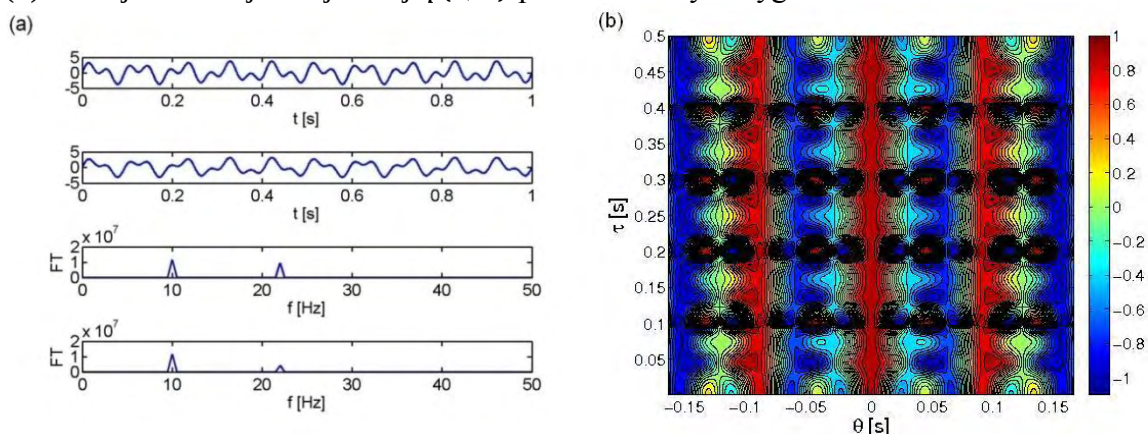
Rysunek 5.32 (a) Od góry: fragment sumy sygnałów o częstotliwości 10 Hz i 22 Hz, fragment sygnału o częstotliwości 22 Hz, transformata Fouriera dla pierwszego i drugiego sygnału. (b) funkcja korelacji wzajemnej $q(\tau, \theta)$ przedstawionych sygnałów.



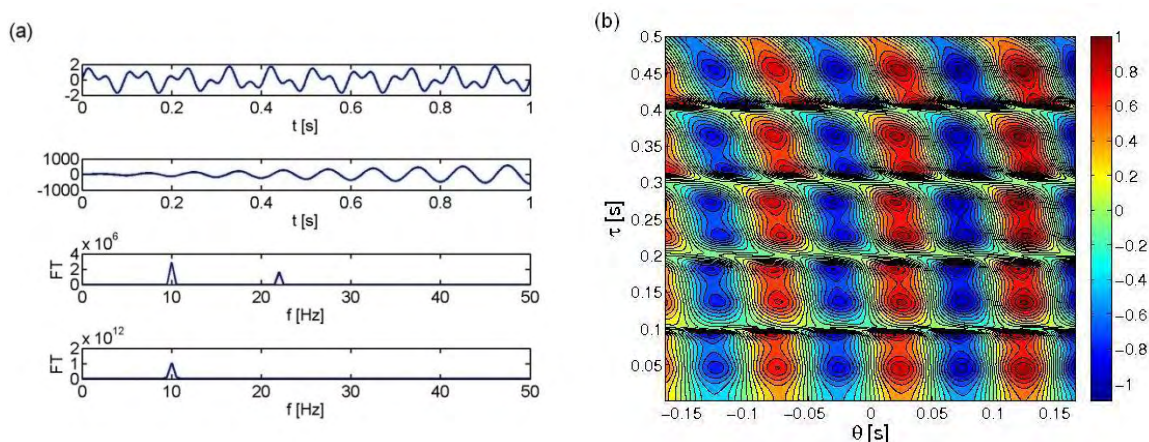
Rysunek 5.33 (a) Od góry: fragment sygnału powstałego z sumy sygnałów o częstotliwościach 10 Hz i 22 Hz, fragment sygnału o częstotliwości 10 Hz przesunięty w fazie względem pierwszego o $\pi/2$, transformata Fouriera dla pierwszego i drugiego sygnału. (b) funkcja korelacji wzajemnej $q(\tau, \theta)$ przedstawionych sygnałów.



Rysunek 5.34 (a) Od góry: fragment sygnału powstałego z sumy sygnałów o częstotliwościach 10 Hz i 22 Hz, fragment sygnału o częstotliwości 10 Hz przesunięty w fazie względem pierwszego o $\pi/4$, transformata Fouriera dla pierwszego i drugiego sygnału. (b) funkcja korelacji wzajemnej $q(\tau, \theta)$ przedstawionych sygnałów.



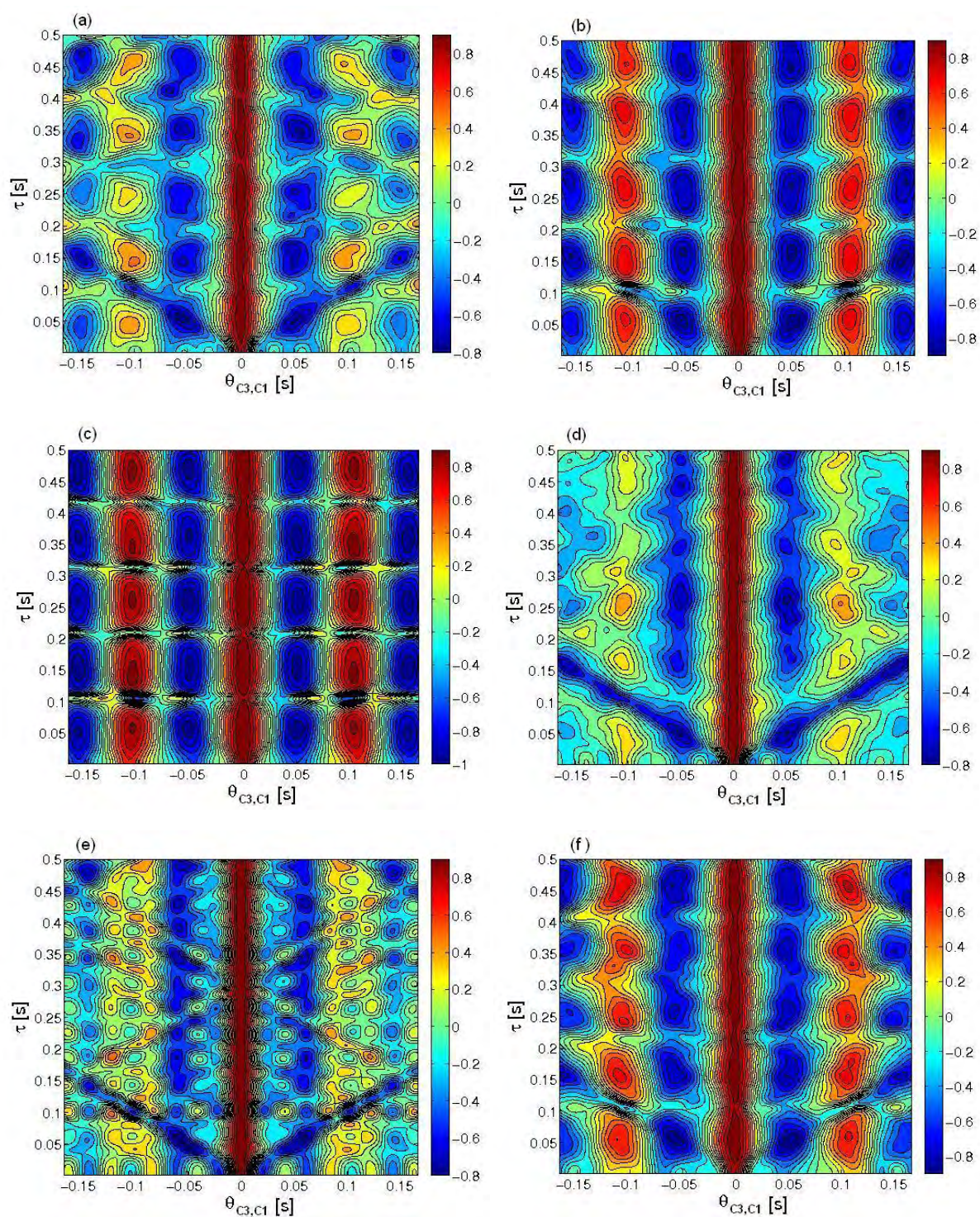
Rysunek 5.35 (a) Od góry: fragment sygnału symulującego sygnał EEG o składowych częstotliwościowych 10 Hz i 22 Hz, fragment sygnału symulującego sygnał EEG o składowych częstotliwościowych 10 Hz i 22 Hz ale innej amplitudzie fali β w porównaniu do sygnału pierwszego, transformata Fouriera dla pierwszego i drugiego sygnału. (b) funkcja korelacji wzajemnej $q(\tau, \theta)$ przedstawionych sygnałów.



Rysunek 5.36 (a) Od góry: fragment sygnału symulującego sygnał EEG o składowych częstotliwościowych 10 Hz i 22 Hz, fragment sygnału o częstotliwości 10 Hz splecionego z sygnałem powyższym, transformata Fouriera dla pierwszego i drugiego sygnału. (b) funkcja korelacji wzajemnej $q(\tau, \theta)$ przedstawionych sygnałów.

Jeśli rozważymy sygnał o częstotliwości f pojawiający się na obu elektrodach można pokazać, że korelacja równa jedności odpowiada sytuacji, kiedy sygnały z i – tej i j – tej elektrody są zgodne w fazie (rysunek 5.31), podczas gdy korelacja równa minus jeden spowodowana jest sytuacją przeciwną, kiedy sygnały z i – tej i j – tej elektrody są w antyfazie (rysunek 5.33). A zatem, analiza map korelacji wzajemnej daje dodatkową informację o ewentualnych przesunięciach fazowych pomiędzy sygnałami pochodzącymi z badanych elektrod oraz o częstotliwościach, jakie pojawiają się w danym czasie dominująco na obu badanych elektrodach. Na rysunku 5.37 przedstawiono korelację wzajemną pomiędzy elektrodą C3 oraz C1 dla danych eksperymentalnych zarejestrowanych podczas wyobrażenia ruchu prawą ręką w sześciu kolejnych momentach doświadczenia. Obie elektrody C3 oraz C1 leżą w odległości około trzech centymetrów od siebie, w obrębie obszaru kory motorycznej nad lewą półkulą mózgową. Mapy przedstawiają wykresy korelacji wzajemnej dla następujących chwil czasu:

- (a) 1 – 2 s, przedstawia mapę korelacji w czasie poprzedzającym sygnał inicjujący wyobrażenie ruchu, w którym badana osoba miała za zadanie relaks (patrz: rozdział 4, rysunek 4.1). Można zaobserwować, że odległość między maksimum a minimum odpowiada częstotliwości rytmu μ . Rozkład korelacji na mapie (a) oraz na dwóch następnych mapach (b) i (c) najbardziej zbliżony jest do sytuacji przedstawionej na rysunku 5.31, na którym pokazano korelację wzajemną pomiędzy sygnałem powstałym z sumy sygnałów o częstotliwości 10 Hz i 22 Hz oraz sygnałem o częstotliwości 10 Hz. Sugeruje to, że w chwili przedstawionej na rysunku 5.37 (a) w sygnale z obu elektrod dominowała fala μ , a tylko na jednej z nich pojawił się znaczący wkład w widmo częstotliwości fali β .
- (b) 2.5 – 3.5 s, podobnie jak rysunek (a) przedstawia mapę korelacji w czasie poprzedzającym sygnał inicjujący wyobrażenie ruchu, w którym badany miał za zadanie relaks, ale w późniejszej chwili czasu. Widoczny jest wzrost uporządkowania rozkładu maksimów i minimów funkcji korelacji oraz wzrost wartości korelacji związany z wzrostem dominacji fali μ na obu elektrodach. Jak wspomniano wyżej, rozkład korelacji na mapie (b) najbardziej zbliżony jest do sytuacji przedstawionej na rysunku 5.31, ale można też rozważyć pewne podobieństwo do sytuacji przedstawionej na rysunku 5.36, gdzie przedstawiono korelację sygnału o składowych częstotliwościowych 10 Hz i 22 Hz z sygnałem o częstotliwości 10 Hz splecionego z sygnałem pierwszym.



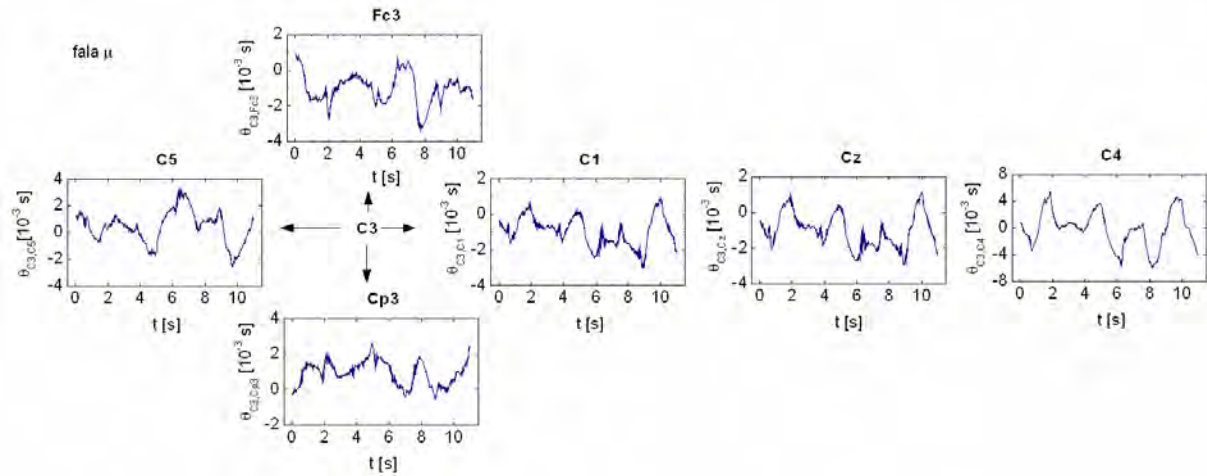
Rysunek 5.37 Funkcja korelacji wzajemnej $q_{C3,C1}(\tau, \theta_{C3,C1})$ pomiędzy sygnałem EEG pochodzącym z elektrody C3 oraz C1 przedstawiona w sześciu różnych interwałach czasowych: (a) 1 – 2 s, (b) 2.5 – 3.5 s, (c) 4.5 – 5.5 s, (d) 5 – 6 s, (e) 6.5 – 7.5 oraz (f) 8.5 – 9.5 s.

- (c) 4.5 – 5.5 s, przedstawia zmiany w funkcji korelacji w momencie związanym z przygotowaniem do wykonania zadania. W tym przedziale czasu wyraźnie widoczny jest równomierny rozkład maksimów i minimów funkcji $q(\tau, \theta)$, a korelacja osiąga swoje maksymalne wartości. Odległość między maksimum a minimum odpowiada częstotliwości rytmu μ . Sytuację tą, odwzorowuje rysunek 5.31.
- (d) 5 – 6 s, pokazuje zmiany funkcji korelacji wzajemnej, które prawdopodobnie związane są z przegrupowaniem częstości oscylacji neuronów w trakcie wykonywania zadania. Widoczny jest spadek uporządkowania i dominacji fali μ .
- (e) 6.5 – 7.5 s, przedstawia mapę korelacji w chwili po wykonaniu zadania wyobrażania ruchu. Odległości pomiędzy maksimami a minimami odpowiadają częstotliwości rytmu β . Na mapach ERD/ERS można w tym czasie obserwować zjawisko β – rebound, które spowodowane jest wzrostem synchronizacji w tym paśmie. Rozkład korelacji na mapie (e) najbardziej zbliżony jest do sytuacji przedstawionej na rysunku 5.32, na którym pokazano korelację wzajemną pomiędzy sygnałem powstałym z sumy sygnałów o częstotliwości 10 Hz i 22 Hz a sygnałem o częstotliwości 22 Hz.
- (f) 8.5 – 9.5 s, przedstawia mapę korelacji, na której widoczne jest ponowne odbudowanie fali μ , związane z powrotem badanej osoby do stanu relaksu.

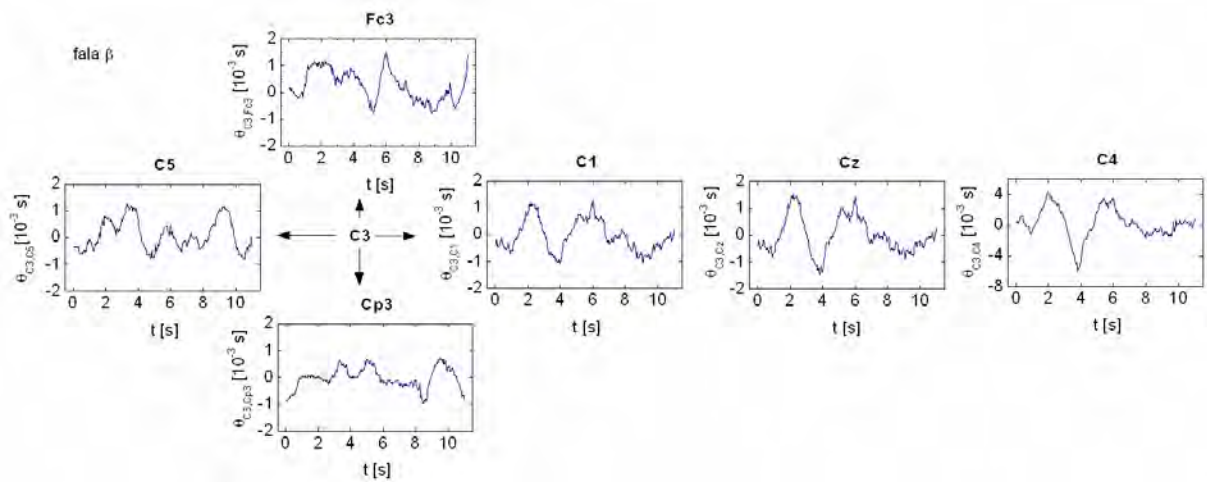
Skośne minima, kształtem przypominające literę „V” pojawiające się w mniejszym lub większym stopniu na każdej z map korelacji wzajemnej, nie są łatwe do wyjaśnienia. Sugerując się rysunkiem 5.30, gdzie pojawiają się podobne struktury, można przypuszczać, że zjawisko to jest wywołane obecnością w jednym z sygnałów częstotliwości, które nie występują w drugim (nieskorelowanych częstotliwości).

Parametr θ_{ij} w równaniu (3.26) opisuje ciąg przyczynowo - skutkowy. Wartość $\theta_{ij} > 0$ oznacza, że sygnał przepływa ze źródła i do j , podczas gdy dla $\theta_{ij} < 0$ sygnał przepływa z j do i . Analiza θ_{ij} może być zatem użyta do badania kierunków przepływu sygnału pomiędzy punktami. Kiedy odległość między punktami i oraz j jest ustalona, wartość θ_{ij} może być również wykorzystana do oszacowania szybkości przepływu informacji pomiędzy tymi dwoma punktami. Na rysunku 5.38 oraz 5.39 przedstawiono zmianę wartości parametru θ_{ij} w czasie trwania eksperymentu wyobrażenia ruchu prawą ręką. Wykresy obliczone zostały

w zakresie częstotliwości fali μ i β pomiędzy elektrodą C3, a elektrodami: Fc3, C5, C1, Cp3, Cz i C4.



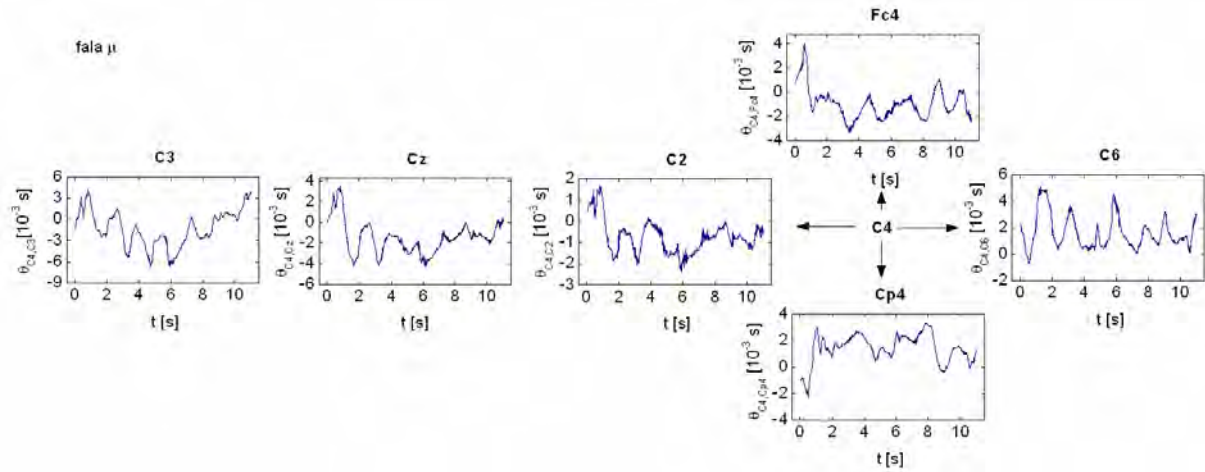
Rysunek 5.38 Wartości parametru θ przedstawione w funkcji czasu w trakcie wyobrażenia ruchu prawą ręką. Wartości parametru θ obliczone zostały pomiędzy elektrodą C3 a elektrodami z najbliższego sąsiedztwa: Fc3, Cp3, C5, C1 oraz elektrodą Cz i C4 w zakresie częstotliwości fali μ .



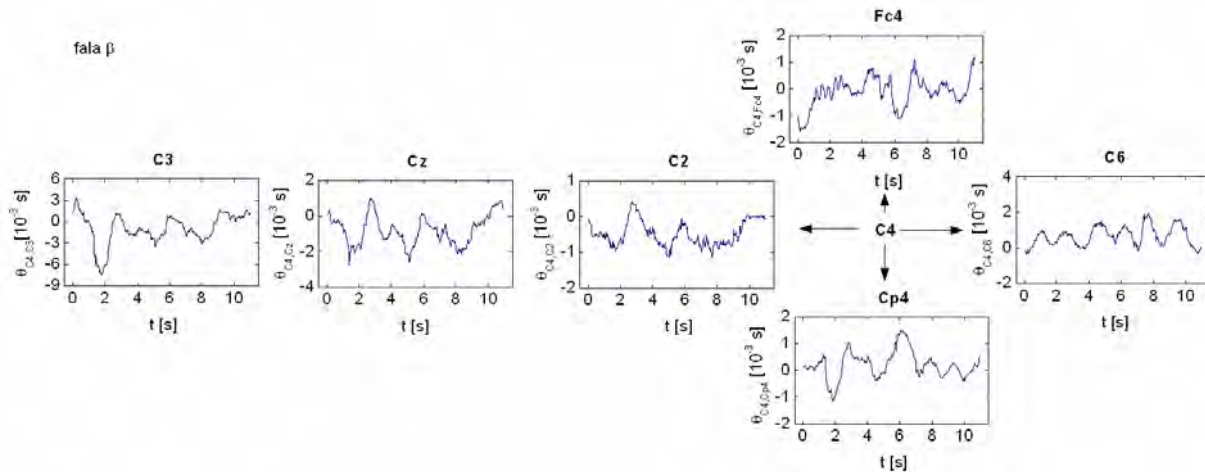
Rysunek 5.39 Wartości parametru θ przedstawione w funkcji czasu w trakcie wyobrażenia ruchu prawą ręką. Wartości parametru θ obliczone zostały pomiędzy elektrodą C3 a elektrodami z najbliższego sąsiedztwa: Fc3, Cp3, C5, C1 oraz elektrodą Cz i C4 w zakresie częstotliwości fali β .

Na rysunku 5.40 oraz 5.41 przedstawiono parametr θ w funkcji czasu w trakcie wyobrażenia ruchu lewą ręką dla elektrody C4 i elektrod położonych najbliżej niej na prawej półkuli (Fc3, C5, C1, Cp3) oraz elektrody Cz i elektrody leżącej ipsilateralnie C3. Wartości parametru θ

między elektrodą C4, a pozostałymi elektrodami został obliczony w zakresie częstotliwości fali μ (rysunek 5.40) i β (rysunek 5.41).



Rysunek 5.40 Wartości parametru θ przedstawione w funkcji czasu w trakcie wyobrażenia ruchu lewą ręką. Wartości parametru θ obliczone zostały pomiędzy elektrodą C4 a elektrodami z najbliższego sąsiedztwa: Fc4, Cp4, C6 C2 oraz elektrodą Cz i C3 w zakresie częstotliwości fali μ .



Rysunek 5.41 Wartości parametru θ przedstawione w funkcji czasu w trakcie wyobrażenia ruchu lewą ręką. Wartości parametru θ obliczone zostały pomiędzy elektrodą C4 a elektrodami z najbliższego sąsiedztwa: Fc4, Cp4, C6 C2 oraz elektrodą Cz i C3 w zakresie częstotliwości fali μ .

Na rysunkach 5.38 – 5.41 można zauważyć, że czas przepływu θ pomiędzy elektrodami wzrasta wraz ze wzrostem odległości pomiędzy nimi. Przykładowo, dla rysunku 5.41 czas przepływu sygnału pomiędzy elektrodą C4 a Cp4 (odległość pomiędzy nimi wynosiła około

3.5 cm) wahał się w okolicach 10^{-3} s, podczas gdy czas przepływu pomiędzy elektrodą C4 a C3 (odległość pomiędzy nimi wynosiła około 14 cm) sięgał nawet około $9 \cdot 10^{-3}$ s. Należy pamiętać, że wartość parametru θ nie daje informacji o czasie przepływu impulsu pomiędzy komórkami nerwowymi znajdującymi się w różnych miejscach kory. Jest to czas przepływu wypadkowego pola elektrycznego generowanego podczas pobudzenia neuronów w trakcie wykonania wyobrażenia ruchu.

Analiza parametru θ może być użyta do badania kierunków przepływu pomiędzy punktami. Na rysunkach 5.38 – 5.41 największe zmiany kierunków przepływu mają miejsce w obrębie elektrody centralnej i jej najbliższych sąsiadów - elektrod otaczających. Z drugiej strony charakter zmian wartości parametru θ pomiędzy elektrodą centralną a elektrodami umieszczonymi w poprzek głowy (tj. na rysunkach 5.38 i 5.39 pomiędzy elektrodą C3, a elektrodami położonymi po prawej C1, Cz i C4, a dla rysunków 5.40 i 5.41 pomiędzy elektrodą C4 a elektrodami położonymi po lewej C2, Cz i C3) jest bardzo podobny. Można zaobserwować, że zmiany te mają identyczny charakter i jedynie różnią się amplitudą, która mówi o czasie przejścia sygnału pomiędzy elektrodami. Na rysunku 5.40 widać, że wartość parametru θ pomiędzy elektrodą C4 a Fc4 jest głównie ujemna, podczas gdy, w tym samym czasie wartość parametru θ pomiędzy elektrodą C4 a Cp4 jest dodatnia. Sugeruje to, że przepływ w częstotliwości fali μ ma kierunek Fc4 $\rightarrow$ C4 $\rightarrow$ Cp4. W zakresie fali β na rysunku 5.41 widać taki sam kierunek przepływu, ale trwający krótko w okolicach 6 sekundy doświadczenia. Na obu rysunkach wartość parametru θ pomiędzy elektrodą C4 a C6 oscyluje i przyjmuje wartości dodatnie, co sugeruje, że sygnał przepływa z elektrody C4 do elektrody C6. Na rysunku 5.38 wartość parametru θ w paśmie częstotliwości fali μ , pomiędzy elektrodą C3 a Fc3 jest ujemna, przez praktycznie cały czas trwania eksperymentu, natomiast pomiędzy elektrodą C3 a Cp3 wartości parametru θ przyjmuje wartości dodatnie. Stąd możemy wnioskować, że przepływ sygnału ma kierunek od elektrody Fc3 do elektrody C3, a następnie Cp3. Szczególnie w 8-mej sekundzie, gdy widać krótkotrwałe wyraźnie ujemny pik wartości parametru θ pomiędzy elektrodami C3 a Fc3, wartość parametru θ pomiędzy elektrodami C3 a Cp3 przyjmuje wartość dodatnią. Zaobserwowany przepływ sygnału pomiędzy elektrodami ma swoje wytłumaczenie fizjologiczne. Planowanie ruchu następuje bowiem w korze przedruchowej (PMA) oraz dodatkowej korze ruchowej (SMA), której rolą jest organizacja sekwencji ruchów. Kora przedruchowa przesyła sygnał do pierwszorzędowej kory ruchowej (MI), a pobudzenie z obszaru pierwotnej kory ruchowej biegnie drogami piramidowymi do motoneuronów pnia mózgu i rdzenia kręgowego, skąd kierowane jest do mięśni

szkieletowych. Ponieważ elektrody Fc3 i Fc4 leżą nad korą przedruchową odpowiednio lewej i prawej półkuli, natomiast elektrody C3 i C4 nad pierwszorzędową korą ruchową (por. rysunek 2.5), kierunek przepływu sygnału zaprezentowany na rysunkach 5.38 i 5.40 odpowiada wiedzy o fizjologicznym przepływie sygnału w korze motorycznej podczas kontroli ruchu.

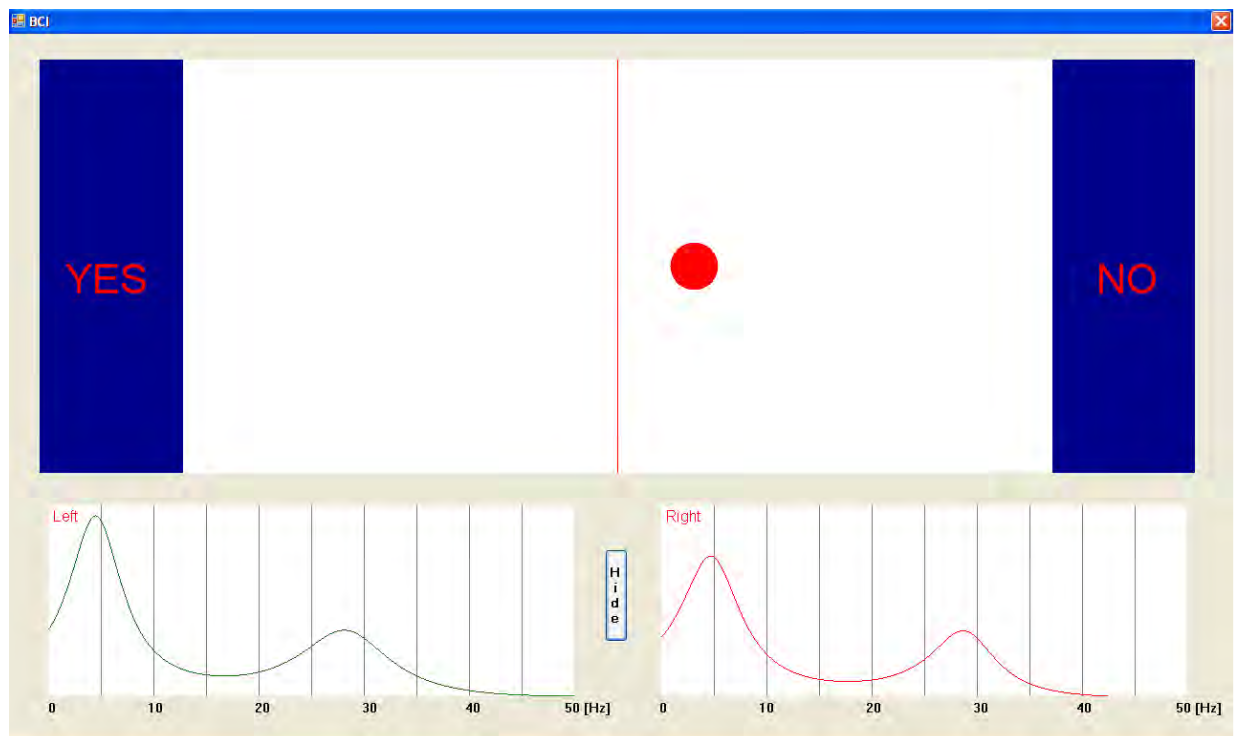
5.3.4 Podsumowanie

Wyniki zaprezentowane w podrozdziale 5.3 dowodzą, że metoda Flicker Noise Spectroscopy może być alternatywnym sposobem analizy danych związanych z wyobrażeniem ruchu i daje możliwość znalezienia cech rozróżniających wyobrażenie ruchu lewą i prawą ręką. Analiza widm mocy funkcji autokorelacji oraz map korelacji wzajemnej, pozwala obserwować zmiany w aktywności mózgu podczas wyobrażenia ruchu. Na mapach korelacji w interesujący sposób można zaobserwować zmiany rytmów jakie występują w trakcie kolejnych etapów wyobrażenia ruchu. Ponadto, obliczenia korelacji wzajemnych dają możliwość określenia kierunku przepływu sygnału pomiędzy elektrodami. Zaobserwowany przepływ sygnału pomiędzy elektrodami jest zgodny wiedzą o fizjologicznym kierunku kontroli ruchu w korze motorycznej.

Parametryzacja sygnału metodą FNS, jak i funkcja prekursora nagłych zmian w sygnale, bezbłędnie wskazują moment jak i półkulę, która była aktywna podczas wyobrażenia ruchu. 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 jest związany z dominacją u większości osób lewej półkuli. Nie jest to jednak wadą z punktu widzenia rozpoznawania, którą ręką ruch zastał wyobrażony. Należy podkreślić, że obserwowano również pojawienie się prekursora zmian w sygnale EEG dla danych, w których wyobrażenie ruchu nie było widoczne w przypadku zastosowania metody map czasowo-częstościowych ERD/ERS.

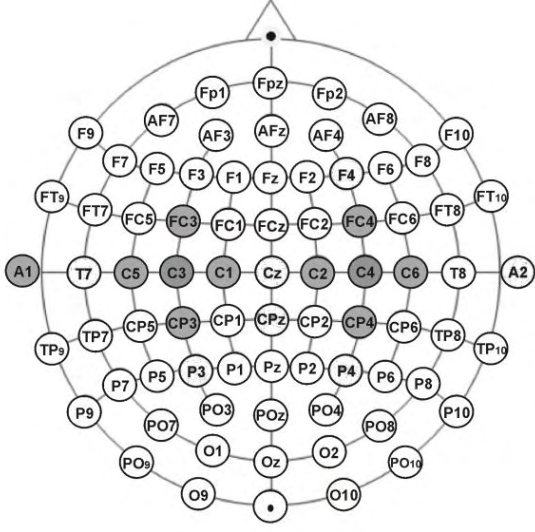
6. Interfejs BCI

W niniejszym rozdziale opisano interfejs mózg-komputer, który został zrealizowany w oparciu o metody spektralnej analizy autoregresyjnej (AR) oraz spektroskopii szumu migotania (FNS). Interfejs BCI został skonstruowany tak, aby użytkownik za pomocą myśli mógł wybrać jedną z dwóch opcji: TAK lub NIE. Graficzne wykonanie takiego zadania polegało na sterowaniu kulką w prawo lub w lewo, w kierunku wybranej odpowiedzi. Sygnałem sterującym było wyobrażenie ruchu odpowiednio lewej lub prawej ręki. Interfejs BCI został wykonany w środowisku Microsoft Visual Studio, dla wzmacniacza sygnałów biomedycznych g.USBamp - USB Biosignal Amplifier firmy g.tec (szczegółowy opis interfejsu użytkownika znajduje się w dodatku A na końcu rozprawy). Panel główny interfejsu BCI pokazano na rysunku 6.1.



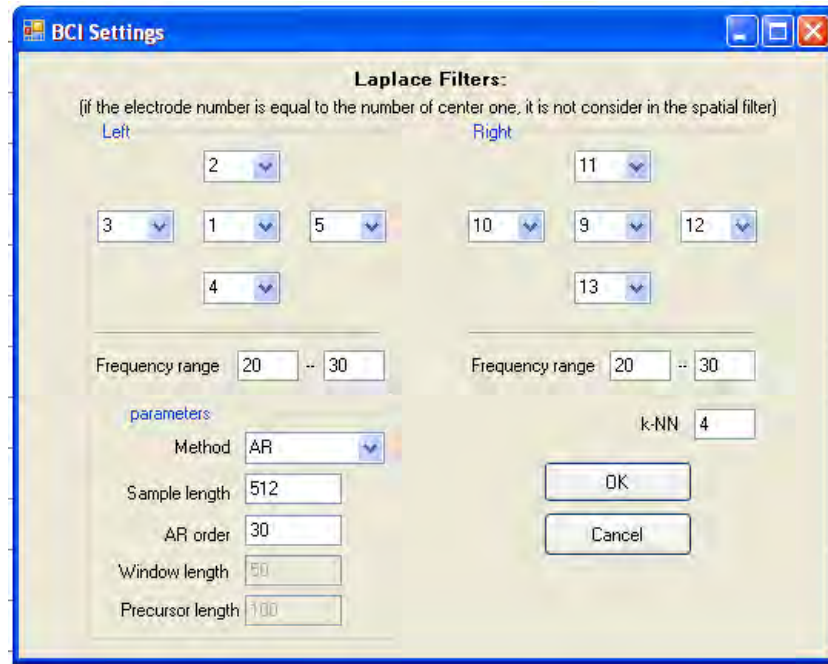
Rysunek 6.1 Panel główny interfejsu BCI.

Sygnał EEG rejestrowany był z elektrod położonych nad obszarem kory motorycznej ręki, tzn. elektrod C3 i C4 oraz elektrod koniecznych do przeprowadzenia filtracji przestrzennej



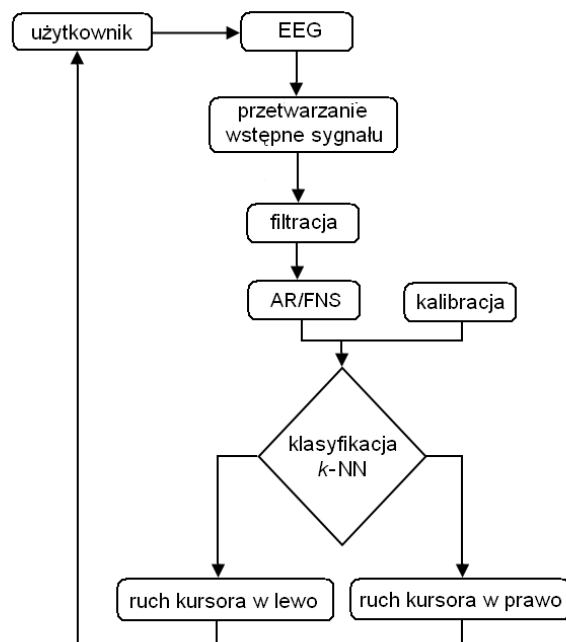
Rysunek 6.2 Rozmieszczenie elektrod dla interfejsu BCI.

Dane rejestrowane były z wybraną częstotliwością próbkowania i przetwarzane w czasie rzeczywistym. Ekstrakcja cech sygnału związanego z wyobrażeniem ruchu ręką odbywała się za pomocą modelu AR lub metody FNS. Interfejs oparty o model AR wymagał odpowiedniego doboru zakresu częstotliwości w paśmie fali β dla każdego użytkownika indywidualnie. Wektor cech powstawał w wyniku obliczenia widma metodą AR w zadanym przedziale częstotliwości dla sygnału z dwóch elektrod, poddanego we wcześniejszym etapie filtracji przestrzennej metodą małego laplasjanu. W zadanym zakresie częstotliwości widmo wyznaczane było co 0.01 Hz, stąd liczba cech zależna była od szerokości wybranego przedziału. W przypadku interfejsu działającego w oparciu o metodę FNS wektor cech tworzony był również dla danych powstałych po filtracji przestrzennej sygnału zarejestrowanego na elektrodach C3 oraz C4. Wektor cech generowany był w wyniku obliczania parametrów metody FNS w zadanym oknie T . Do klasyfikacji zostały użyte parametry $S_{CS}(0), S_{CR}(0), T_0, \sigma$, których wartość istotnie zmieniała się podczas wyobrażenia ruchu (rozdział 5.2.1 rysunki 5.21 – 5.26). Liczba uzyskanych w ten sposób cech wynosiła 8. Następnie, cechy były klasyfikowane za pomocą klasyfikatora najbliższych sąsiadów $k - NN$, gdzie wartość k była dostosowywana dla każdego użytkownika indywidualnie, tak aby zoptymalizować proces klasyfikacji. Na rysunku 6.3 przedstawiono panel ustawień interfejsu BCI.



Rysunek 6.3 Panel ustawień interfejsu BCI.

W celu dostarczenia zbioru uczącego i uwzględnienia indywidualnych cech użytkownika pierwszym etapem działania systemu BCI była kalibracja, która przeprowadzana była dla każdej kombinacji parametrów na początku sesji. Na rysunku 6.4 zaprezentowano schemat blokowy algorytmu przetwarzającego sygnał EEG w czasie rzeczywistym.



Rysunek 6. 4 Schemat blokowy systemu BCI.

W tabeli 6.1 przedstawiono wyniki uzyskane dla testów interfejsu BCI opartego o model AR, które zostały przeprowadzone na dwóch ochotnikach. Użytkownik A wielokrotnie uczestniczył w eksperymentach wyobrażenia ruchu prawą i lewą ręką, natomiast użytkownik B po raz pierwszy wykonywał zadanie wyobrażenia ruchu. Na początku każdej sesji odbywała się kalibracja z zadanymi parametrami: f_p – częstotliwość próbkowania, Δf – zakres częstotliwości, k – liczba najbliższych sąsiadów klasyfikatora k – NN, T – okno danych poddawanych analizie, M – rząd modelu AR. Następnie użytkownik wykonywał po 3 próby osiągnięcia ustalonej odpowiedzi TAK lub NIE, wyobrażając sobie odpowiednio ruch prawą lub lewą ręką. Przejście od punktu startowego do końcowego wymagało dziesięciu bezbłędnych klasyfikacji wyobrażenia ruchu. Skuteczność klasyfikacji do każdej z klas obliczono jako:

$$S_i[\%] = 100 \times \frac{\text{trafna klasyfikacja}}{\text{całkowita liczba klasyfikacji}}, \quad (6.1)$$

gdzie i oznacza numer próby - w każdej z sesji zostały wykonane po trzy próby dla odpowiedzi TAK i NIE. Pauza „–” oznacza, że dana próba została przerwana przez użytkownika, przed ukończeniem zadania.

W tabeli 6.2 przedstawiono wyniki uzyskane dla testów interfejsu BCI opartego na metodzie FNS, które zostały przeprowadzone dla ochotnika A. Na początku każdej sesji odbywała się kalibracja z zadanymi parametrami: f_p – częstotliwość próbkowania, k – liczba najbliższych sąsiadów klasyfikatora k – NN, T – okno danych poddawanych analizie przesuwane o ΔT .

Tabela 6.1 Rezultaty uzyskane dla dwóch użytkowników podczas pięciu sesji próbnych dla testów interfejsu BCI opartego o model AR

użytko- wnik	sesja	Parametry sesji					Skuteczność klasyfikacji do odpowiedniej klasy [%]		skuteczność średnia BCI [%]
							Prawa ręka	Lewa ręka	
		f_p [Hz]	Δf [Hz]	k	T [s]	M			
A	1	256	20–30	4	2	30	60.6	64.5	100
							51.3	62.1	
							56.2	65.8	
	2	256	20–30	5	2	30	75.0	73.7	83.3
							–	70.0	
							72.3	69.2	
	3	512	20–30	6	1	40	66.0	65.5	83.3
							64.1	47.2	
							70.0	63.3	
	4	256	18–35	10	2	35	90.1	63.4	83.3
							64.5	78.9	
							30.4	70.8	
	5	256	15–30	4	2	30	80.0	64.4	66.6
							72.4	76.5	
							42.4	–	
	średnia						63.0	65.7	83.3
B	1	256	18–35	10	2	35	61.2	65.1	66.6
							47.7	66.4	
							65.2	12.1	
	2	256	20–30	4	2	30	51.3	61.8	100
							67.1	57.6	
							54.3	78.2	
	3	256	15–25	2	1	30	–	50.1	66.6
							54.8	73.9	
							47.3	70.0	
	4	256	18–35	6	2	40	40.0	72.9	50
							–	24.7	
							68.2	65.4	
	5	512	20–30	1	1	35	71.7	55.6	66.6
							65.7	12.6	
							53.3	41.9	
	średnia						56.5	53.8	69.9

Tabela 6.2 Rezultaty uzyskane dla użytkownika A podczas pięciu sesji próbnych testów interfejsu BCI opartego o metodę FNS

użytkownik	sesja	Parametry sesji				Skuteczność klasyfikacji do odpowiedniej klasy [%]		skuteczność średnia BCI [%]
		f_p [Hz]	k	T [s]	ΔT [s]	Prawa ręka	Lewa ręka	
A	1	256	4	2	0.5	60.6	58.1	100
						51.3	52.1	
						56.2	59.2	
	2	256	1	1	0.5	45.0	52.7	33.3
						–	20.0	
						52.3	29.2	
	3	512	3	0.5	0.25	51.0	45.5	66.6
						74.1	47.2	
						53.0	55.1	
	4	600	1	1	0.5	65.1	58.4	83.3
						62.9	53.9	
						30.4	65.0	
	5	256	4	1	1	–	67.4	50.0
						–	69.1	
						47.2	64.1	
	średnia						53.3	53.1

W niniejszym rozdziale przedstawiono zasadę działania interfejsu BCI wykonanego w oparciu o przeprowadzone w pierwszej części pracy eksperymenty wyobrażenia ruchu prawą i lewą ręką. Interfejs BCI, który został zrealizowany w oparciu o metodę spektralnej analizy autoregresyjnej (AR) oraz o metodę spektroskopii szumu migotania (FNS), zaprojektowano w taki sposób, aby jego działanie było asynchroniczne. Systemy asynchroniczne wymagają przetwarzania danych wejściowych oraz ich klasyfikacji w czasie ciągłym, bez informacji w którym momencie następuje klasyfikowane zjawisko. Jest to najbardziej pożądaný typ interfejsu patrząc z punktu widzenia rzeczywistych zastosowań systemów dla osób sparaliżowanych. 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. Ta dysproporcja związana jest najprawdopodobniej ze znacznie mniejszą ilością cech otrzymanych w wyniku

parametryzacji sygnału metodą FNS i używanych do klasyfikacji. Niemniej wyniki jakie otrzymane zostały podczas analizy sygnału EEG tą metodą i które zostały przedstawione w rozdziale 5.3 skłaniają do podjęcia dalszych badań nad interfejsem BCI opartym o metodę FNS i próbę poprawienia skuteczności jego działania. A zatem wyzwaniem na przyszłość jest podniesienie skuteczności działania przedstawionego interfejsu opartego zarówno na modelu autoregresyjnym jak i metodzie spektroskopii szumu migotania, poprzez udoskonalenie kalibracji i/lub zastosowanie bardziej zaawansowanych metod klasyfikacji.

7. Podsumowanie

W niniejszej rozprawie zbadane zostały epizody pojawiające się w sygnale elektroencefalograficznym w trakcie wyobrażenia ruchu. Badanie tego typu zjawisk ma na celu znalezienie powtarzalnych cech sygnału EEG, które mogą być wyekstrahowane i użyte do sterowania w interfejsie mózg-komputer (ang. *brain-computer interfaces*, BCI). Interfejs mózg-komputer (BCI) to system bezpośredniej komunikacji pomiędzy człowiekiem a maszyną sterowany w sposób świadomy falami mózgowymi, a głównym celem badań nad BCI jest umożliwienie komunikacji z otoczeniem pacjentom cierpiącym na ciężkie schorzenia nerwowo-mięśniowe, prowadzące do kompletnego paraliżu i braku możliwości kontaktowania się ze światem zewnętrznym. Odpowiednio przygotowany interfejs może pozwolić sparaliżowanym pacjentom na komunikację z otoczeniem lub sterowanie urządzeniami domowymi.

Głównym problemem badawczym i celem pracy było znalezienie charakterystycznych, powtarzalnych epizodów w sygnale elektroencefalograficznym, związanym z wyobrażeniem ruchu, które mogłyby być użyteczne z punktu widzenia konstrukcji interfejsów BCI. Celem pracy było również zaprojektowanie i uruchomienie algorytmów pozwalających na wyodrębnienie cech sygnału EEG, które mogą być wykorzystane do sterowania. Na podstawie analizy danych eksperymentalnych, przeprowadzona została identyfikacja obszarów kory ruchowej aktywowanych zamiarem ruchu ręką z uwzględnieniem różnic osobniczych. Zastosowanie metody ERD/ERS opartej o transformację falkową, spektralnej analizy autoregresyjnej (AR) oraz metody spektroskopii szumu migotania (FNS) pozwoliło na wyodrębnienie w sygnale EEG epizodów, które związane są z wyobrażeniem ruchu lewą i prawą ręką. Wspomniane algorytmy zostały następnie zastosowane w systemie BCI, co pozwoliło na sprawdzenie ich realnej użyteczności.

W pierwszej części rozprawy przedstawiona została tematyka i obszar naukowy pracy badawczej (rozdział 1). W drugim rozdziale wprowadzone zostały najważniejsze pojęcia z zakresu elektroencefalografii, interfejsów mózg-komputer oraz zjawisk zachodzących w korze motorycznej mózgu w trakcie wyobrażenia ruchu. Rozdział trzeci zawiera podstawy matematyczne stosowanych metod analizy sygnału

elektroencefalograficznego. W rozdziale czwartym opisano część eksperymentalną pracy. Wyniki oraz najważniejsze osiągnięcia niniejszej pracy opisane i przedyskutowane zostały w rozdziale 5. Przedstawiono w nim kolejno: analizę czasowo-częstotliwościową zmian ERD/ERS, analizę z użyciem modelu autoregresyjnego oraz zastosowanie spektralnej analizy szumu migotania (FNS). W podrozdziale 5.1 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. Charakter tych zmian, a zwłaszcza stopień ich lateralizacji podczas wyobrażenia ruchu prawą i lewą ręką, oraz amplituda zależy w znacznym stopniu od badanej osoby. 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*. 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 rozdziale 5.1 pokazano ponadto, że filtracja przestrzenna jest niezbędna, aby zobrazować zmiany w synchronizacji rytmów podczas wyobrażenia ruchu ręką. Najlepsze wyniki w tym przypadku daje filtracja metodą małego laplasjanu.

W rozdziale 5.2 przeanalizowano badane zjawisko za pomocą spektralnej analizy autoregresyjnej. 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 .

Wyniki zaprezentowane w podrozdziale 5.3 pokazały, 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, jak i funkcja prekursora $C(t)$ nagłych zmian w sygnale bezbłędnie wskazują moment jak i półkulę, która była aktywna podczas wyobrażenia ruchu. 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. 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.

W rozdziale 6 przedstawiono 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. 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. Ta dysproporcja związana jest najprawdopodobniej ze znacznie mniejszą ilością cech otrzymanych w wyniku parametryzacji sygnału metodą FNS i używanych do klasyfikacji. 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.

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.

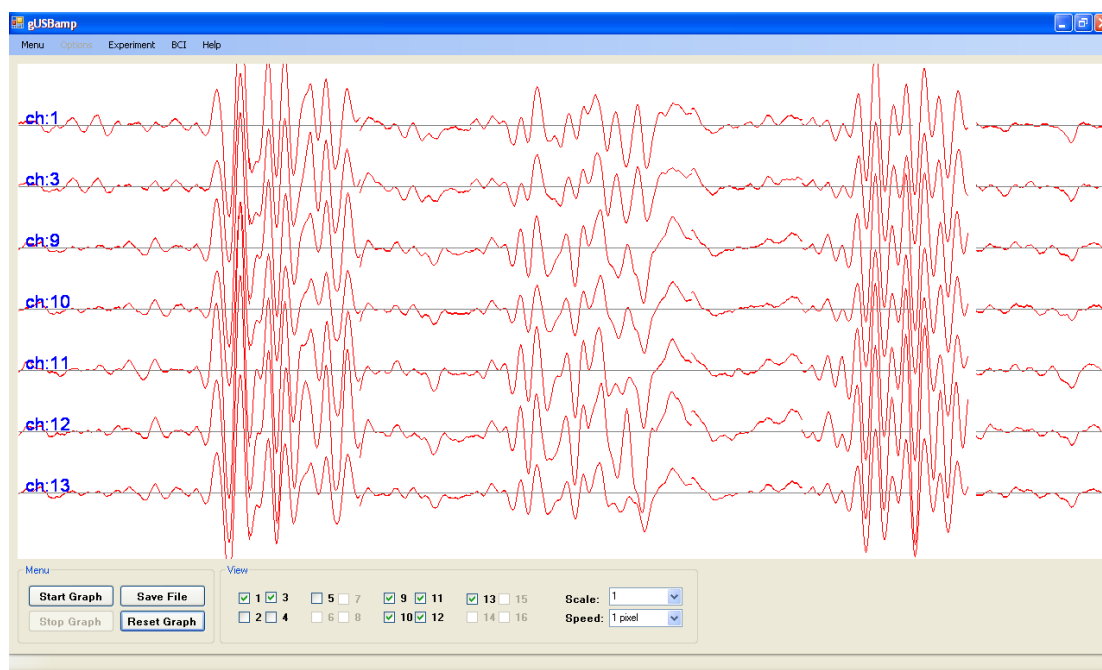
Dodatek A

Oprogramowanie wzmacniacza g.USBamp (USB Biosignal Amplifier firmy g.tec) – instrukcja obsługi

Przeprowadzenie eksperymentów opisanych w rozdziale 4 niniejszej pracy wymagało oprogramowania dwóch wzmacniaczy sygnału EEG oraz stworzenia interfejsów użytkownika pozwalających na zaprojektowanie dowolnego doświadczenia oraz rejestrację i zapis danych równocześnie z projekcją eksperymentu na ekranie komputera. Pierwszy interfejs użytkownika dla wzmacniacza sygnałów biomedycznych g.USBamp - USB Biosignal Amplifier firmy g.tec. został napisany w środowisku Microsoft Visual Studio. Poniżej opisane zostały podstawowe funkcjonalności wykonanego interfejsu. Poniższy opis nie ma charakteru dokumentacji technicznej oprogramowania, a jest raczej rodzajem instrukcji obsługi dla użytkownika.

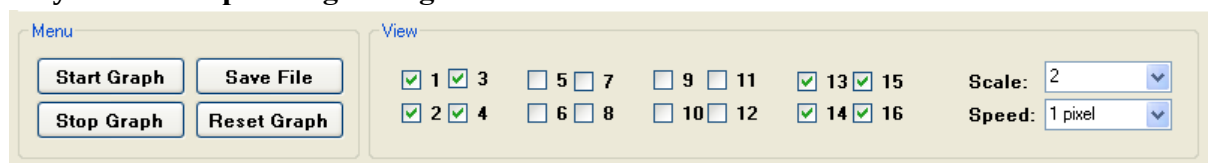
Panel Główny

- A. Menu** – służy do nawiązania połączenia ze wzmacniaczem, rozpoczęcia akwizycji danych, przerwania akwizycji danych, zamknięcia połączenia ze wzmacniaczem,
- B. Options** – służy do wybierania ustawień rejestracji sygnału (t.j. numerów kanałów, filtracji itp.),
- C. Experiment** – służy do projektowania eksperymentów,
- D. BCI** – włączenie interfejsu mózg-komputer (BCI) opisanego w rozdziale 6 niniejszej rozprawy,
- E. Help** – pomoc.



Rysunek A.1 Panel główny.

Przyciski dolne panelu głównego:



Start Graph – rozpoczyna rysowanie wykresów sygnałów rejestrowanych na poszczególnych elektrodach,

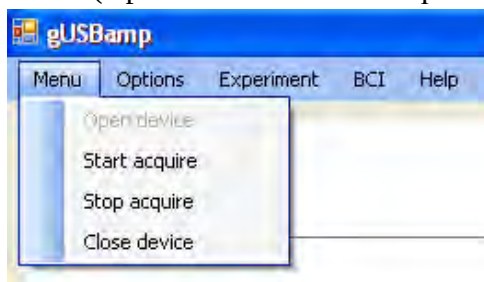
Stop Graph – zatrzymuje rysowanie wykresów sygnałów rejestrowanych na poszczególnych elektrodach,

Save File – umożliwia zapis rejestrowanych danych do pliku

Reset Graph – czyści wykresy rejestrowanych danych,

View – służy do ustawienia sposobu prezentacji wykresów sygnałów rejestrowanych na poszczególnych elektrodach w panelu głównym.

A. Menu (Open device -> Start acquire -> Stop Acquire -> Close device)

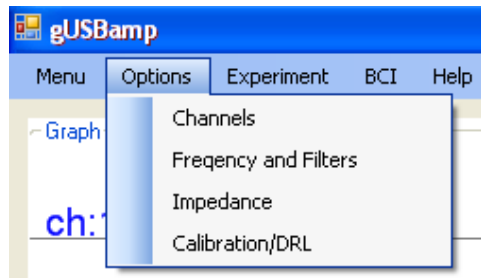


1) **Open device** – otwiera połączenie ze wzmacniaczem g.USBamp,

2) **Start acquire** – rozpoczyna akwizycję danych i ich rysowanie na ekranie,

- 3) **Stop acquire** – kończy rejestrację danych i ich rysowanie na ekranie,
- 4) **Close device** – zamyka połączenie ze wzmacniaczem g.USBamp.

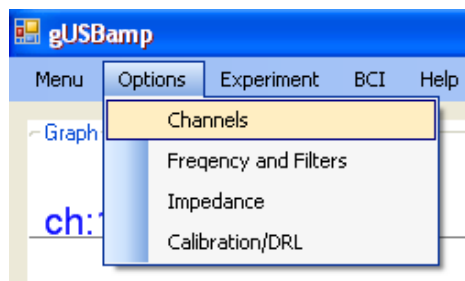
B. Options (Menu -> Open device -> Options):



Wzmacniacz g.USBamp daje możliwość ustawienia następujących opcji rejestracji sygnału:

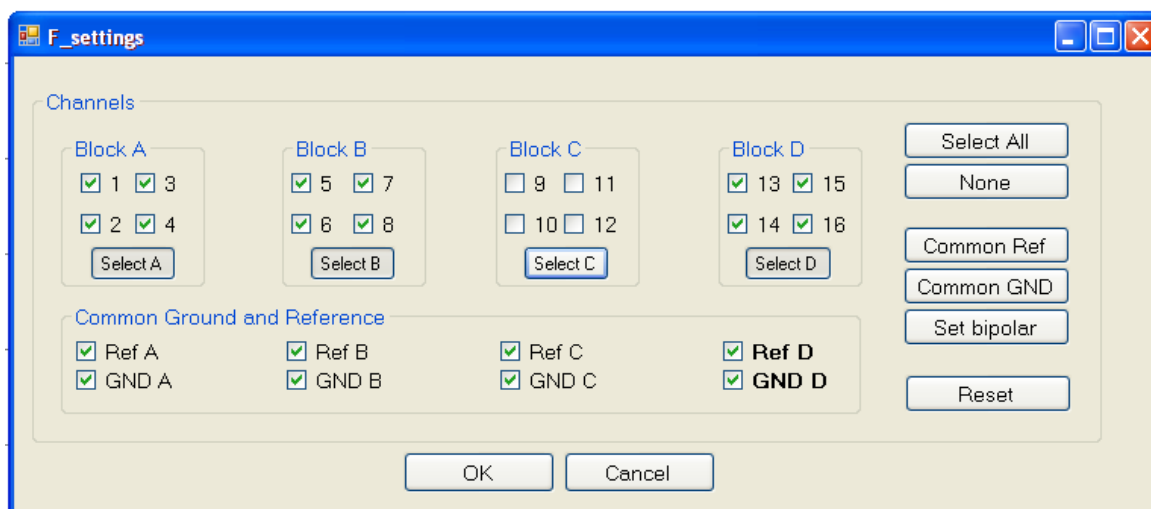
- 1) **Channels** – wyboru kanałów używanych do rejestracji sygnału,
- 2) **Frequency and Filters** – ustawienia częstotliwości próbkowania sygnału EEG oraz filtrów,
- 3) **Impedance** – kontroli impedancji dla poszczególnych kanałów,
- 4) **Calibration/DRL** – kalibracji sygnału.

1) **Panel Channels**



Po naciśnięciu **Channels** otwiera się okienko służące do wyboru następujących opcji: kanałów rejestracyjnych, kanału referencyjnego, uziemiającego, odprowadzeń jedno- lub dwubiegunowych.

Kanały pogrupowane są w cztery bloki: A, B, C, D – w każdym z bloków można ustawić osobne, niezależne wejścia referencyjne oraz uziemiające.



Rysunek A.2 Panel ustawień rejestracji sygnału.

Select All – zaznacza wszystkie dostępne 16 kanałów,

Select A/B/C/D – zaznacza wszystkie cztery kanały należące do danego bloku pomiarowego,

None – odznacza wszystkie 16 kanałów,

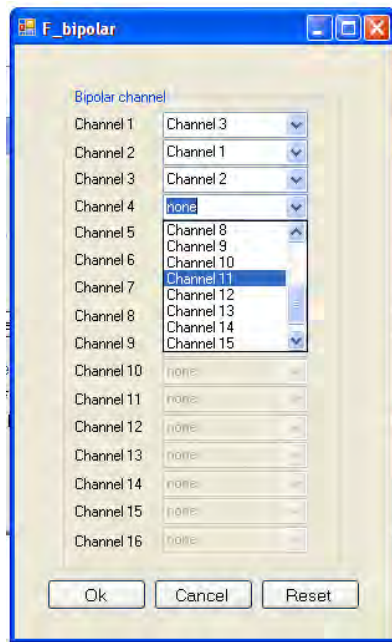
Common Ref – ustawia Ref D jako wspólne wejście referencyjne dla bloków A, B, C i D (**Uwaga!** Wspólna elektroda referencyjna musi być podłączona we wzmacniaczu do wejścia referencyjnego w bloku D),

Common GND – ustawia GND D jako wspólne wejście uziemiające dla bloków A, B, C i D (**Uwaga!** Wspólna elektroda uziemiająca musi być podłączona do wejścia uziemiającego bloku D),

Set bipolar – otwiera panel służący do ustawienia odprowadzeń dwubiegunowych,

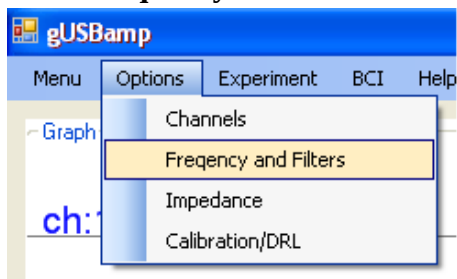
Reset – przywraca domyślne ustawienia panelu Channels.

Panel **Set bipolar** – W celu ustawienia odprowadzeń dwubiegunowych z paska przewijania należy wybrać żądany kanał.

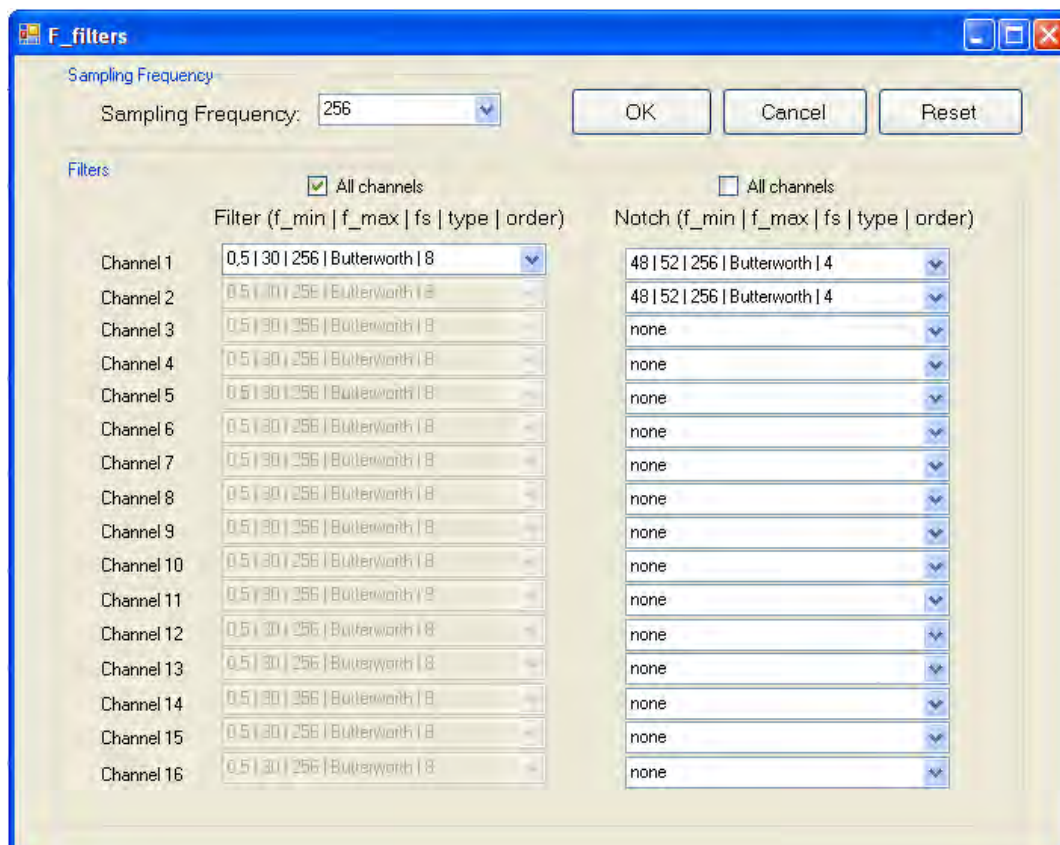


Rysunek A.3 Panel wyboru odprowadzeń dwubiegunowych

2) Panel **Frequency and Filters**

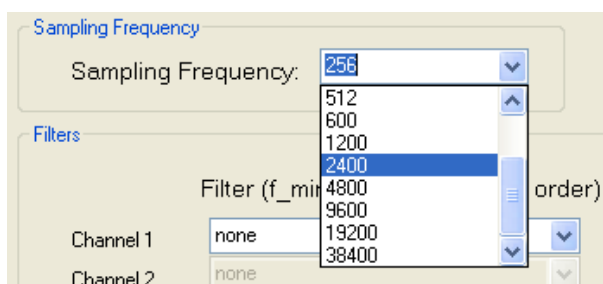


Panel **Frequency and Filters** umożliwia wybranie żądanej częstotliwości próbkowania, filtrów pasmowo-przepustowych oraz filtru pasmowo-zaporowego dla częstotliwości zasilania elektrycznego:



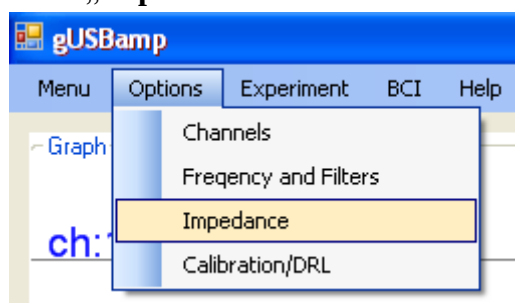
Rysunek A.4 Panel ustawień częstotliwości próbkowania oraz filtracji

Sampling Frequency – służy do wybrania częstotliwości próbkowania z paska przewijania, gdzie dostępne są wartości: 32, 64, 128, 256, 512, 600, 1200, 2400, 4800, 9600, 19200, 38400 Hz.



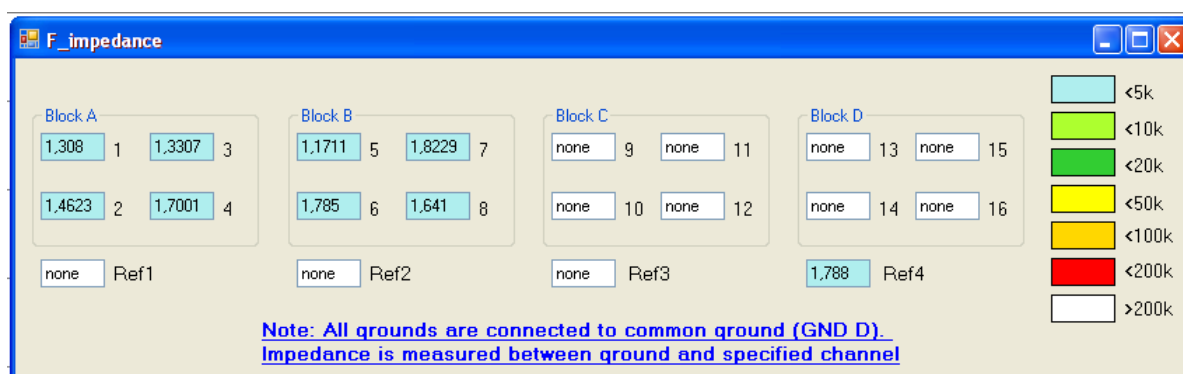
Filters – służy do ustawienia filtrów górno- lub dolno przepustowych dla zadanej częstotliwości próbkowania oraz filtru zaporowego dla częstotliwości sieci energetycznej 50 lub 60 Hz

3) Panel „Impedance”



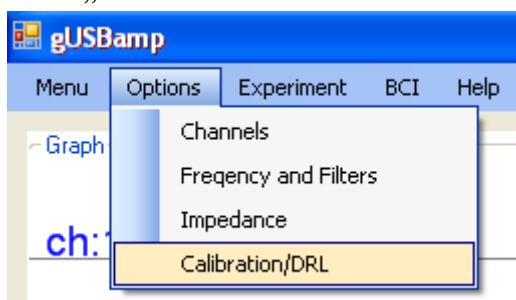
Uwaga: Możliwość sprawdzenia wartości impedancji oraz kalibracji kanałów pomiarowych pojawia się po rozpoczęciu połączenia ze wzmacniaczem g.USBamp, poprzez wciśnięcie: Menu → Open device

Panel **Impedance** służy do kontroli poziomu impedancji. W każdym okienku pojawia się wartość zmierzonej impedancji, dodatkowo podświetlana kolorem w zależności od zakresu jej wartości.



Rysunek A.5 Panel pomiaru impedancji

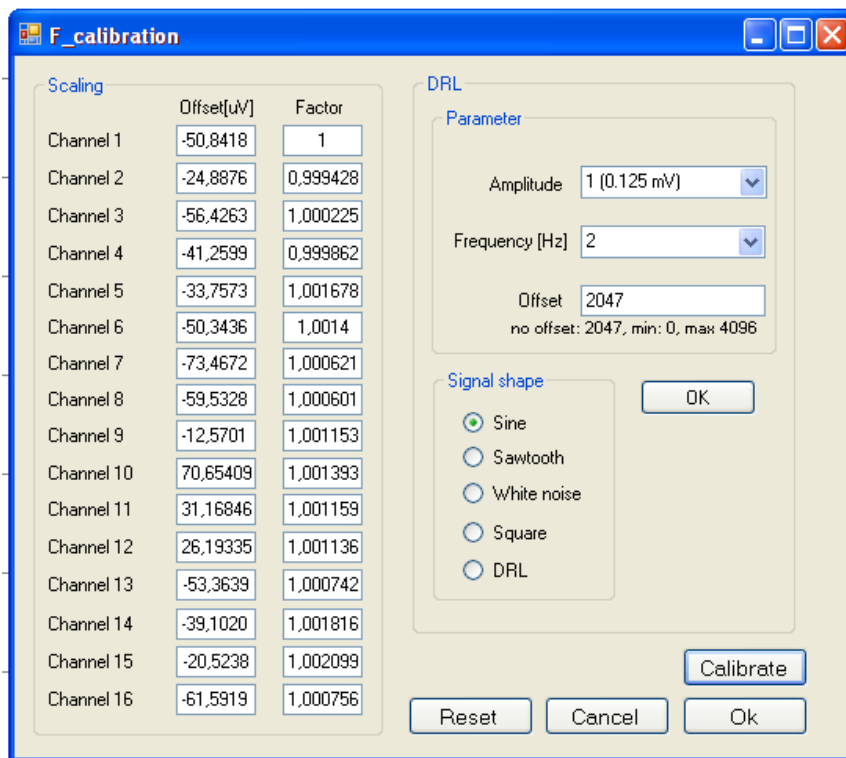
4) Panel „Calibration/DRL”



Urządzenie zawiera wewnętrzną jednostkę kalibrowania oraz obwód driven right leg (DRL), który może być użyty do eliminacji zakłóceń elektromagnetycznych, szczególnie zakłóceń o częstotliwości 50 (60) Hz indukowanych w ciele pacjenta przez elektryczne linie zasilające

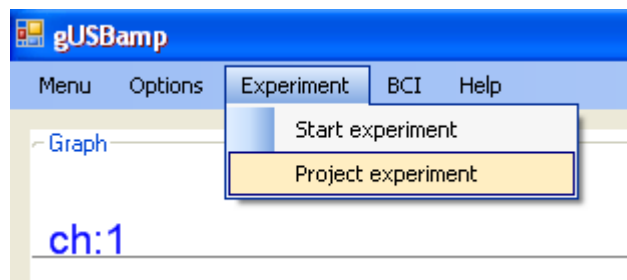
W trybie kalibrowania, wszystkie gniazda wejściowe dla elektrod są odłączone od wzmacniaczy wejściowych. Wewnętrznie zostaje wytworzony sygnał kalibrujący np.

sinusoidalny o amplitudzie ± 10 mV i częstotliwości 10 Hz, który jest połączony ze wzmacniaczami wejściowymi. Przycisk **Calibrate** umożliwia kalibrację wejść.



Rysunek A.6 Panel kalibracji.

C) Experiment (Experiment $\rightarrow$ Project experiment $\rightarrow$ Sound/Image)



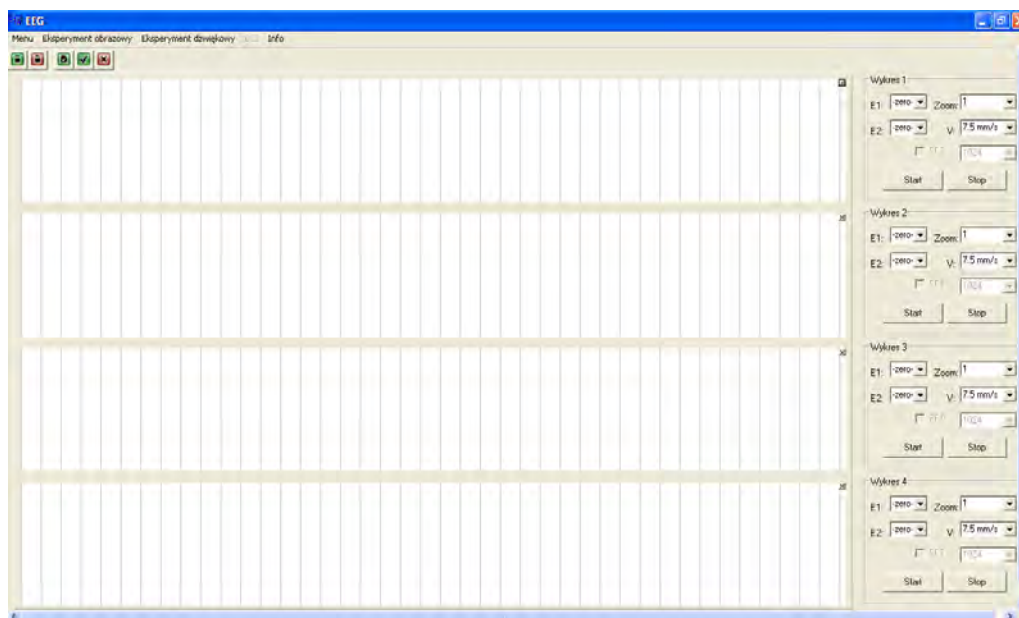
Panel **Experiment** służy do projektowania eksperymentów. Po otwarciu okienka można zaprojektować dowolną kombinację prezentacji dźwiękowej i/lub obrazkowej. Utworzony eksperyment można zapisać do pliku lub wczytać z pliku wcześniej zaprojektowan eksperyment.



Dodatek B

Oprogramowanie wzmacniacza sygnałów elektroencefalograficznych BRAINTRONICS ISO-1032CE z adapterem AsTEK 200 – instrukcja obsługi

Interfejs dla wzmacniacza sygnałów elektroencefalograficznych BRAINTRONICS ISO-1032CE oraz adaptera AsTEK 200 został napisany w środowisku C++ Builder. Idea interfejsu jest analogiczna do interfejsu dla wzmacniacza g.USBamp - USB Biosignal Amplifier firmy g.tec, dlatego poniżej pokazano jedynie skrótowy opis panelu głównego, oraz paneli służących do projektowania eksperymentów. Wzmacniacz nie daje możliwości ustawienia filtrów sprzętowych, sygnał rejestrowany jest z częstotliwością próbkowania 500 Hz. Zarejestrowany sygnał zapisywany jest w pliku, tzn. zarejestrowane napięcie 32 kanałów wejściowych względem uziemienia. W odróżnieniu od interfejsu użytkownika wzmacniacza g.USBamp, interfejs opisany interfejs wzmacniacza Braintronics posiada możliwość jedynie odrębnego projektowania eksperymentów z bodźcami wizualnymi i dźwiękowymi.

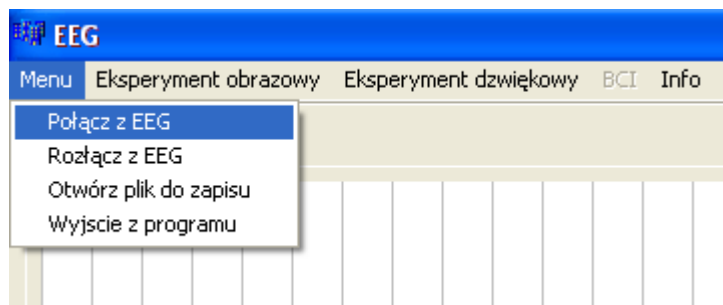


Rysunek B.1 Panel główny.

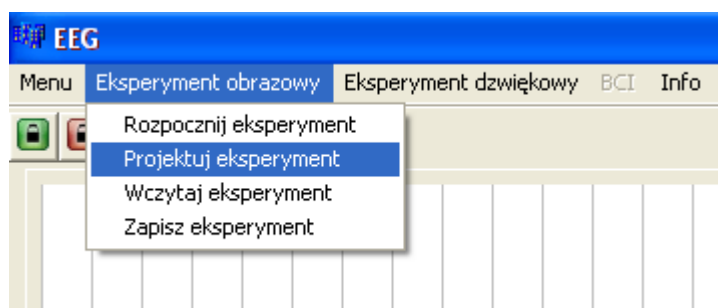
Panel główny składa się z następujących elementów:

- A) Menu,
- B) Eksperyment obrazowy,

- C) Eksperyment obrazowy,
D) Info.

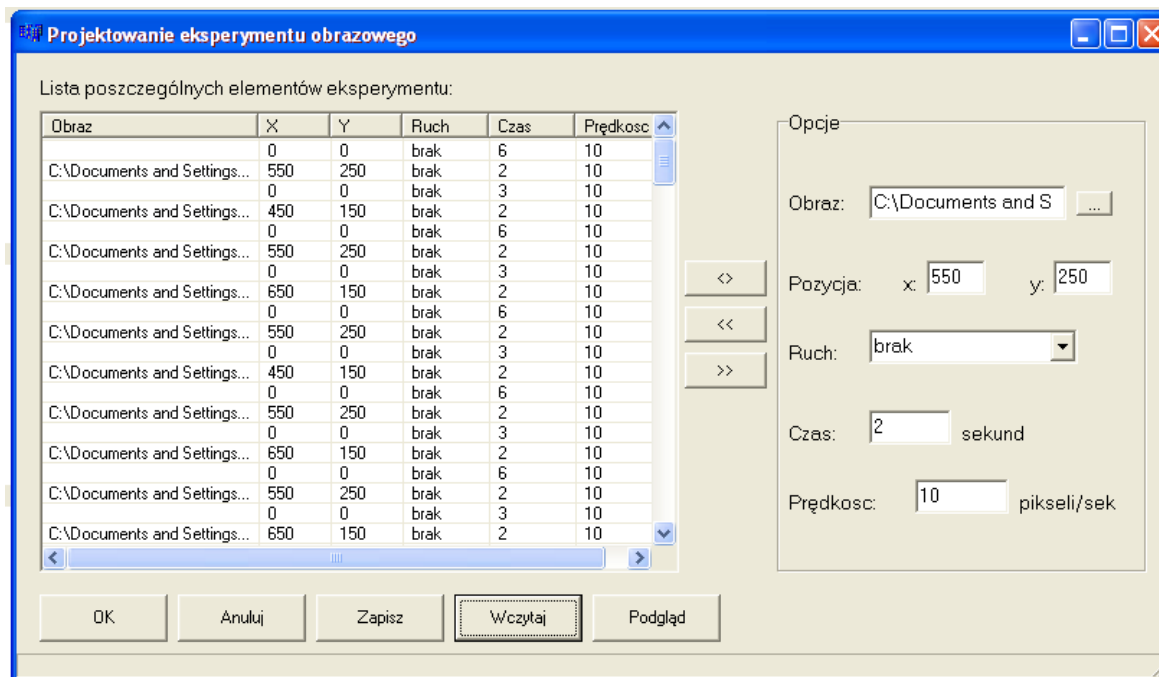


A) **Menu** pozwala połączyć się ze wzmacniaczem EEG, zamknąć połączenie, otworzyć plik do zapisu danych, zamknąć program.

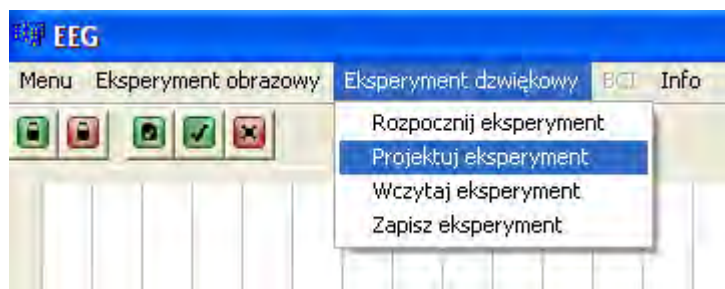


B) **Eksperyment obrazowy** pozwala zaprojektować eksperyment złożony z wybranych obrazków, wczytać wcześniej zapisany eksperyment, zapisać zaprojektowany eksperyment oraz rozpocząć wyświetlanie eksperymentu.

Projektuj eksperyment otwiera okienko do projektowania eksperymentu obrazowego:

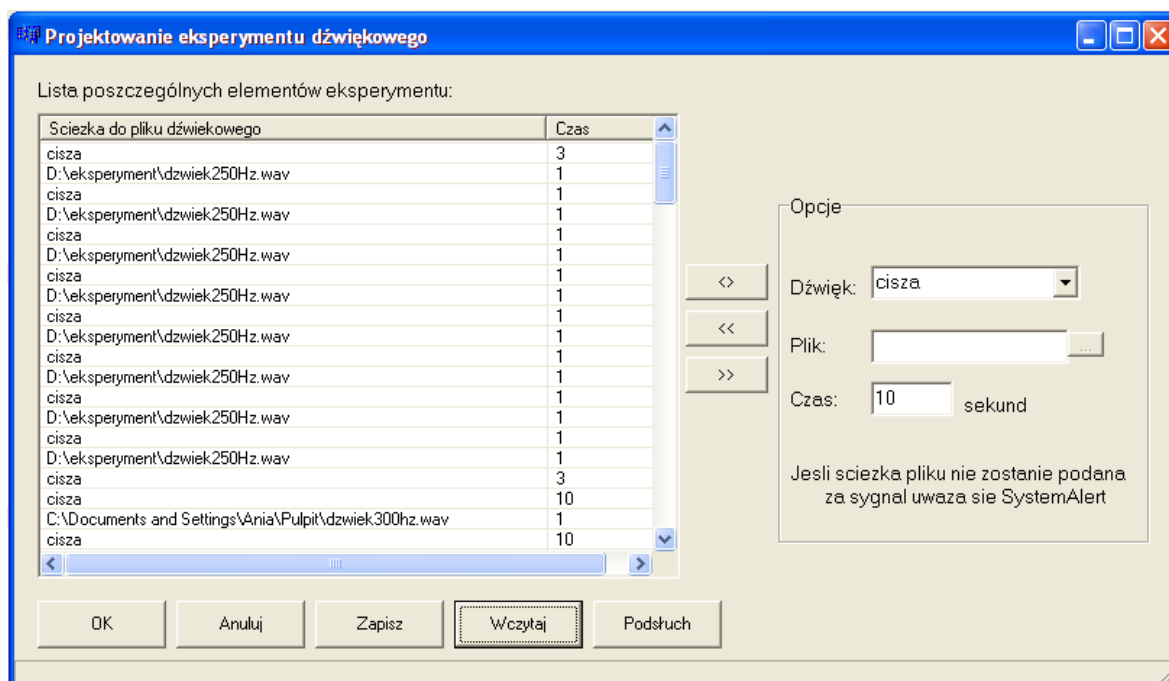


Rysunek B.2 Panel projektowania eksperymentu obrazkowego.



C) Eksperyment dźwiękowy pozwala zaprojektować eksperyment złożony z wybranych bodźców dźwiękowych, wczytać wcześniej zapisany eksperyment, zapisać zaprojektowany eksperyment oraz rozpocząć projekcję eksperymentu.

Projektuj eksperyment otwiera okienko do projektowania eksperymentu dźwiękowego:



Rysunek B.3 Panel projektowania eksperymentu dźwiękowego.

Bibliografia

Prace własne:

1. **[Broniec A., 2009]** Broniec A.: Zastosowanie sieci neuronowej opartej na parametrach charakterystyki widma sygnału EEG w celu rozróżnienia ruchu i zamiaru ruchu oraz przynależności personalnej sygnału. Inżynieria Biomedyczna, Acta Bio-Optica et Informatica Medica 15(3):244-247, 2009.
2. **[Broniec A. i in., 2009]** Broniec A., Chodak J.: Sterowanie za pomocą sygnału EEG na przykładzie prostego urządzenia elektrycznego. Automatyka: półrocznik Akademii Górniczo-Hutniczej im. Stanisława Staszica w Krakowie; 13(1):1059-1067, 2009.
3. **[Augustyniak P. i in., 2010]** Augustyniak P., Smoleń M., Broniec A., Chodak J.: Data integration in multimodal home care surveillance and communication system. Information technologies in biomedicine, Berlin; Heidelberg : Springer-Verlag, Advances in Intelligent and Soft Computing; 2:391-402, 2010.
4. **[Broniec A., 2010]** Broniec A.: The application of flicker noise spectroscopy for analysis of EEG signal related to movement imagination. Bio-Algorithms and Med-Systems; 6(12):59-66, 2010.
5. **[Broniec A., 2011]** Broniec A.: Control of cursor movement based on EEG motor cortex rhythm using autoregressive spectral analysis. Automatyka, Półrocznik AGH; 15(3):321-329, 2011.
6. **[Przybyło J. i in., 2013]** Przybyło J., Chodak J., Broniec A., Wołoszyn P., Jabłoński M.: Neuronowe systemy sterowania urządzeniami wspomagającymi samoobsługę osób niepełnosprawnych wykorzystujące ocenę sygnałów biologicznych. Sieci neuronowe w zastosowaniach biomedycznych, Tom 9 Monografii „Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna”.

[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.

[Akaike H., 1974] Akaike H.: A new look at the statistical model identificati. IEEE Trans Autom Contr; 19(6):716 – 723, 1974.

[Akinci B. i in., 2010] Akinci B., Gencer N.G.: Online cue-based discrimination of left / right hand movement imagination. Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT), 2010 15th National; 1(4): 21-24, April 2010.

- [Akselrod S i in., 1981]** Akselrod S., Gordon D., Übel F.A., Shannon D.C., Barger A.C., Cohen R.J.: Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *Science*; 213(4504): 220-222, 1981.
- [Alegre M. i in., 2002]** Alegre M., Labarga A., Gurtubay I.G., i in.: Beta electroencephalograph changes during passive movements: sensory afferences contribute to beta event-related desynchronization in humans, *Neurosci. Lett.*; 331(1):29-32, 2002.
- [Alegre M. i in., 2003]** Alegre M., Gurtubay I.G., Labarga A., i in.: Alpha and beta oscillatory changes during stimulus-induced movement paradigms: effect of stimulus predictability. *Neuroreport*; 14(3):381-385, 2003.
- [Alegre M. i in., 2004]** Alegre M., Gurtubay I.G., Labarga A., Iriarte J., Valencia M., Artieda J.: Frontal and central oscillatory changes related to different aspects of the motor process: a study in go/no-go paradigms. *Exp Brain Res*; 159(1):14-22, 2004.
- [Alkin O., 1988]** Alkin O.: Study of model order selection algorithms and their applicability to adaptive clutter suppression. *Southeastcon '88., IEEE Conference Proceedings*, s.55-60, 11-13 Apr. 1988.
- [Allanson J. i in.,1999]** Allanson J., Mariani J.: Mind over virtual matter: using virtual environments for neurofeedback training. *Virtual Reality Proceedings., IEEE*; s.270-273, 1999.
- [Allegrini P. i in., 2009]** Allegrini P., Menicucci D., Bedini R., Fronzoni L., Gemignani A., Grigolini P., West B.J., Paradisi P.: Spontaneous brain activity as a source of ideal 1/f noise. *Phys. Rev. E*; 80 (061914): 1-13, 2009.
- [Anderson C.W. i in.,1995]** Anderson C.W., Stolz E.A., Shamsunder S.: Discriminating mental tasks using EEG represented by AR models. *Engineering in Medicine and Biology Society, 1995., IEEE 17th Annual Conference*; 2: 20-23, Sep 1995.
- [Anderson C.W., 1999]** Anderson C. W.: Identifying mental tasks from spontaneous EEG: Signal representation and spatial analysis, *Engineering Applications of Bio-Inspired Artificial Neural Networks. Lecture Notes in Computer Science*; 1607:228-237, 1999.
- [Aquino G. i in., 2010]** Aquino G., Bologna M., Grigolini P., West B.J.: Beyond the death of linear response: 1/f optimal information transport. *Phys. Rev. Lett.*; 105(040601):1-4, 2010.
- [Ashmore R. i in., 2012]** Ashmore R.C., Endler B.M., Smalianchuk I., Degenhart A.D., Hatsopoulos N.G., Tyler-Kabara E.C., Batista A.P., Wang W.: Stable online control of an electrocorticographic brain-computer interface using a static decoder. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*; s.1740-1744, 2012.

- [Augustyniak P., 2003]** Augustyniak P.: Transformacje falkowe w zastosowaniach elektrodiagnostycznych. Kraków: AGH Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Dydaktyczne, 2003.
- [Babin Z. i in., 1991]** Babin Z., Flomen F.A., Shallom I.D.: Incorporation of time varying AR modeling in speech recognition system based on dynamic programming. Electrical and Electronics Engineers in Israel; s.289-292, 5-7 Mar 1991.
- [Barlow J., 1986]** Barlow J. S.: Artifact processing (rejection and minimization) in EEG data processing. In F. H. Lopes Da Silva, W. Storm van Leeuwen, and A. R'emon, editors, Clinical Applications of Computer Analysis of EEG and Other Neurophysiological Signals. Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Elsevier, Amsterdam; 2:15-62, 1986.
- [Beck A.,1890]** Beck A.: Die Stroeme der Nervencentren. Centerblatt fuer Physiologie, 4: 572-573, 1890.
- [Beck A.,1891]** Beck A.: Oznaczenie lokalizacji w mózgu i rdzeniu za pomocą zjawisk elektrycznych. W Rozpr. Wydz. mat.-przyr., numer I w Seria II: 186-232. Polska Akad. Um., 1891, 20 paźdz. 1890.
- [Beom-Soo S. i in., 2007]** Beom-Soo S., Sung-Wook L., Jeong-Hoon S.: Implementation of a 3-Dimensional Game for developing balanced Brainwave. Software Engineering Research, Management & Applications, SERA 2007, 5th ACIS International Conference on; s.751-758, 2007.
- [Berger H., 1929]** Berger H.: Über das Elektroenzephalogramm des Menschen. Archiv Psychiatrischer Nervenkrankheiten; 87: 527-580, 1929.
- [Bertrand O. i in., 1996]** Bertrand O., Tallon-Baudry C., Pernier J.: Time frequency analysis of oscillatory g-band activity: wavelet approach and phase-locking estimation. Biomag96: advances in biomagnetism research (Wood CC et al., eds). New York: Springer; s. 919-922, 1996.
- [Birbaumer N. i in., 1999]** Birbaumer N., Ghanayim N., Hinterberger T.: A spelling device for the paralysed. Nature 398:297-298, 1999.
- [Birbaumer i in., 2000]** Birbaumer N., Kubler A., Ghanayim N., i in.: The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients. IEEE Trans. Rehab. Eng. 8(2):190-193, 2000.
- [Braitenberg V. i Schüz A., 1991]** Braitenberg V., Schüz A.: Anatomy of the cortex-statistics and geometry. Berlin: Springer-Verlag.; 1991 [Revised edition (1998) under the title: Cortex: statistics and geometry of neuronal connectivity].
- [Buzsaki G. i in., 2004]** Buzsaki G., Draguhn A.: Neuronal Oscillations in Cortical Networks. Science; 304(5679):1926-1929, 2004.

[Byczuk M. i in., 2012] Byczuk M., Poryzala P., Materka A.: SSVEP-based brain-computer interface: On the effect of stimulus parameters on VEPs spectra characteristics. In Hippe ZS (ed) Human – Computer Systems Interaction, AISC 99; II:3-14, 2012.

[Cassim F. i in., 2001] Cassim F., Monaca C., Szurhaj W. i in.: Does post-movement beta synchronization reflect an idling motor cortex?; Neuroreport 12(17): 3859-3863, 2001.

[Charvet G. i in., 2012] Charvet G., Foerster M., Chatalic G., Michea A., Porcherot J., Bonnet S., Filipe S., Audebert P., Robinet S.; Josselin V., Reverdy J., D'Errico R., Sauter F., Mestais C., Benabid A. L.: A wireless 64-channel ECoG recording Electronic for implantable monitoring and BCI applications. WIMAGINE, Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE; s.783-786, 2012.

[Chatrian G. i in., 1959] Chatrian G.E., Petersen M.C., Lazarte J.A.: The blocking of the rolandic wicket rhythm and some central changes related to movement. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.; 11:497-510, 1959.

[Chen L. i in., 2013] Chen L.L., Madhavan R., Rapoport B.I., Anderson W.S.: Real-Time Brain Oscillation Detection and Phase-Locked Stimulation Using Autoregressive Spectral Estimation and Time-Series Forward Prediction. IEEE Transactions on Biomedical Engineering; 60(3):753-762, March 2013.

[Chen R. i in., 1998] Chen R., Yassen Z., Cohen L.G., Hallett M.: The time course of corticospinal excitability in reaction time and self-paced movements. Ann Neurol; 44:317-325, 1998.

[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.

[Cho B.H. i in., 2002] Cho B.H., Lee J.M., Ku J.H., Jang D.P., Kim J.S., Kim I.Y. Lee J.H., Kim S.I.: Attention Enhancement System using virtual reality and EEG biofeedback. Virtual Reality, Proceedings. IEEE; s.156,163, 2002.

[Cincotti F. i in., 2003] Cincotti F., Mattia D., Babiloni C., Carducci F., Salinari S., Bianchi L., Marciani 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.

[Corballis M., 2003] Corballis M.C.: From mouth to hand: gesture, speech, and the evolution of right-handedness. Behav. Brain Sci.; 26:199–208, 2003.

[Coren, S i in., 1977] Coren S., Porac C.: Fifty centuries of right-handedness: the historical record. Science; 198:631-632, 1977.

[Crane N. i in., 1998] Crane N. E., Miglioretti D. L., Gordon B., Sieracki J. M., Wilson M. T., Uematsu S.: Functional mapping of human sensorimotor cortex with

electrocorticographic spectral analysis: Alpha and beta event-related desynchronization. *Brain* 1998; 121:2271-2299, 1998.

[Cunnington R. i in., 1996] Cunnington R., Iansek R., Bradshaw J. L., Phillips J. G.: Movement-related potentials associated with movement preparation and motor imagery. *Exp Brain Res*, Springer-Verlag; 111:429-436, 1996.

[Davidson R. i in., 2000] Davidson R.J., Jackson D.C., Larson C.L.: Human electroencephalography. In: Cacioppo, JT, Tassinary, LG, Bernston, GG, editors. *Handbook of Psychophysiology*. Cambridge: Cambridge University Press, s. 27-56, 2000.

[Decety J. i in., 1988] Decety J., Philippon B., Ingvar D. H.: r CBF Landscapes During Motor Performance and Motor Ideation of a Graphic Gesture. *Eur. Arch. of Psychiatry and Neurological Science* Springer-Verlag; 238(1):33-8, 1988.

[Decety J. i in., 1990] Decety J., Boisson D.: Effect of Brain and Spinal Cord Injuries on Motor Imagery. *European Archives of Clinical Neuroscience*, Springer-Verlag; 240(1):39-43, 1990.

[Decety J., 1993] Decety J., Jeannerod M., Durozard D., Baverel G.: Central Activation Of Autonomic Effectors During Mental Simulation Of Motor Actions. *Man Journal of Physiology*; 461:549-563, 1993.

[Decety J. i in., 1994] Decety J., Perani D., Jeannerod M., Bettinardi V., Tadard B., Woods R., Mazziotta J., Fazio F.: Mapping motor representations with positron emission tomography. *Nature*; 371:600-602, 1994.

[Deecke L. i in., 1991] Deecke L., Lang W., Lindinger G., Goldenberg G., Podreka I., Uhl F.: DC-EEG, MEG and SPECT in concert: joint investigations into human motor learning, mental imagery and voluntary movement physiology. N.A. Lassen, D.H. Ingvar, M.E. Raichle and L. Friberg (Eds.), *Brain Work and Mental Activity*, Munksgaard, Copenhagen; s. 245-266, 1991.

[Deecke L. i in., 1995] Deecke L., Lang W.: Generation of movement-related potentials and fields in the supplementary sensorimotor area and the primary motor area. H.O. Liiders (Ed.), *Supplementary Sensorimotor Area - Advances in Neurology*, Raven Press; 70:127-146, 1995.

[Deecke L., 1996] Deecke L.: Planning, preparation, execution, and imagery of volitional action. *Cognitive Brain Research*; 3(2):59-64, 1996.

- [Denis M., 1985]** Denis M.: Visual imagery and the use of mental practice in the development of motor skills. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences, Journal Canadien des Sciences Appliquees au Sport*; 10(4):4S-16S, 1985.
- [Derambure P. i in., 1993]** Derambure P., Defebvre L., Dujardin K., Bourriez J.L., Jacquesson J.M., Destee A.: Effect of aging on the spatio-temporal pattern of event-related desynchronization during a voluntary movement. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*; 89: 197-203, 1993.
- [Descherevsky V. i in., 2003]** Descherevsky V., Lukk A. A., Sidorin A. Y., Vstovsky G. V., Timashev S. F.: Flicker-noise spectroscopy in earthquake prediction research. *Natural Hazards and Earth System Sciences*; 3: 159-164, 2003.
- [Diab M. i in., 2012]** Diab M.O., Ismail G., Al-Jawha M., Hsaiky A., Moslem B., Sabbah M., Taha M.: Biofeedback for epilepsy treatment. 2012 8th International Symposium on Mechatronics and its Applications (ISMA); s.1-4, 2012.
- [Dominey P. i in., 1995]** Dominey P., Arbib M., Joseph J-P.: A model of corticostriatal plasticity for learning oculomotor associations and sequences. *J Cogn Neurosci*; 7(3): 311-336, 1995.
- [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.
- [Durka P. i in., 2001]** Durka P.J., Ircha D., Blinowska K.J.: Stochastic time-frequency dictionaries for matching pursuit. *Signal Processing, IEEE Transactions on*; 49(3):507-510, 2001.
- [Durka P. i in., 2004]** Durka P.J., Zygierevich J., Klekowicz H., Ginter J., Blinowska K.J.: On the statistical significance of event-related EEG desynchronization and synchronization in the time-frequency plane, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*; 51(7):1167-1175, 2004.
- [Durka P., 2007]** Durka P.J.: *Matching Pursuit and Unification in EEG Analysis*. Artech House; 2007.
- [Ebrahimi T. i in., 2003]** Ebrahimi T., Vesin J.M., Garcia G.: Brain-Computer Interface in Multimedia Communication. *IEEE Signal Processing Society – Signal Processing Magazine*; 20(1):14-24, 2003.
- [Faradji F. i in., 2009]** Faradji F., Ward R.K., Birch G.E.: A brain-computer interface based on mental tasks with a zero false activation rate. *Neural Engineering, NER '09, 4th International IEEE/EMBS Conference on*, s.355-358, 2009.

- [Feltz D. i in., 1983]** Feltz D. L., Landers D. M.: The effects of mental practice on motor skill learning and performance: A meta-analysis. *Journal of Sport Psychology*; 5(1):25-57, 1983.
- [Fetz E. i Baker M., 1973]** Fetz E., Baker M.: Operantly conditioned patterns on precentral unit activity and correlated responses in adjacent cells and contralateral muscles. *Journal of Neurophysiology*; 36(2):179-204, 1973.
- [Gabor D., 1946]** Gabor D.: Theory of communication. Part 1: The analysis of information. *Electrical Engineers - Part III: Radio and Communication Engineering, Journal of the Institution of*, 93(26):429-441, 1946.
- [Galaburda A. i in., 1978]** Galaburda A.M., LeMay M., Kemper T.L., Geschwind N.: Right- left asymmetries in the brain. *Science*; 199: 852-856, 1978.
- [Gastaut H. i in., 1954]** Gastaut H., Dongier M., Courtois G.: On the significance of wicket rhythms in psychosomatic medicine. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*; 6:68-71, 1954.
- [Gerardin E. i in., 2000]** Gerardin E., Sirigu A., Lehericy S., Poline J.B., Gaymard B., Marsault C., Agid Y., Le Bihan D.: Partially overlapping neural networks for real and imagined hand movements. *Cereb. Cortex*; 10(11):1093-104, 2000.
- [Ginter J. i in., 2005]** Ginter J., Blinowska K.J., Kaminski M., Kus R.: Propagation of Brain Electrical Activity During Real and Imagined Motor Task by Directed Transfer Function. *Neural Engineering, Conference Proceedings. 2nd International IEEE EMBS Conference on*, s.105-108, 2005.
- [Grossman A. i Morlet J., 1984]** Grossman A., Morlet J.: Decomposition of Hardy functions into square integrable wavelets of constant shape. *Society for Industrial and Applied Mathematics, Journal on Mathematical Analysis*; 15:723-736, 1984.
- [Hall C., 2001]** Hall C. R.: Imagery in sport and exercise. R. S. Singer, H. A. Hausenblas, & C. M. Janelle (Eds.), *Handbook of sport psychology*, New York; s. 529–549, 2001.
- [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.
- [Hjorth B.,1975]** Hjorth B.: An on-line transformation of EEG scalp potentials into orthogonal source derivations. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*; 39:526-530, 1975.
- [Hong Y. i in., 1988]** Hong Y., Zuoshen Z.: Treatment of child hyperactivity by EEG-EMG biofeedback system. *Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE*; 3:1484-1485, 1988.

[Huisheng L. i in., 2006] Huisheng L., Mingshi W., Hongqiang Y.: EEG Model and Location in Brain when Enjoying Music. Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference, s.2695-2698, 2006.

[Inoue K. i in., 2004] Inoue K., Kajikawa R., Nakamura T., Pfurtscheller G., Kumamaru K.: EEG signal analysis based on quasi-AR model: application to EEG signals during right and left motor imagery. SICE 2004 Annual Conference; 3:2197-2201, 2004.

[Jeannerod M., 1994] Jeannerod M.: The representing brain: neural correlates of motor intention and imagery. Behav. and Brain Sciences; 17(2):187-245, 1994.

[Jeannerod M., 1995] Jeannerod M.: Mental imagery in the motor context. Neuropsychologia; 33(11):1419-1432, 1995.

[Jeannerod M., 2001] Jeannerod M.: Neural Simulation of Action: A Unifying Mechanism for Motor Cognition, NeuroImage 14, S103–S109 (2001).

[Kanna S i in., 2009] Kanna S., Heng J.: Quantitative EEG parameters for monitoring and biofeedback during rehabilitation after stroke. Advanced Intelligent Mechatronics, AIM 2009, IEEE/ASME International Conference on, s.1689-1694, 2009.

[Khan Y. U. i in., 2012] Khan Y. U., Farooq O., Tripathi M.; Sharma P., Alam P.: Automatic detection of nonconvulsive seizures using AR modeling. Power, Control and Embedded Systems (ICPCES), 2012 2nd International Conference on, s.1-4, 2012.

[Klöppel S. i in., 2007] Klöppel S., van Eimeren T., Glauche V., Vongerichten A., Münchau A., Frackowiak R.S., Büchel C., Weiller C., Siebner H.R.: The effect of handedness on cortical motor activation during simple bilateral movements. NeuroImage; 34(1):274-280, 2007.

[Kosslyn S. i in., 1993] Kosslyn S.M., Alpert N.M., Thompson W.L., Maljkovic V., Weise S.B., Chabris C.E., Hamilton S.E., Rauch S.L., Buonanno F.S.: Visual mental imagery activates topographically organized visual cortex: PET investigations. Journal of Cognitive Neuroscience, 5:263-287,1993.

[Kosslyn S. i in., 1995] Kosslyn S.M., Behrmann M., Jeannerod M.: The cognitive neuroscience of mental imagery. Neuropsychologia; 33(11):1335-1344, 1995.

[Kosslyn S. i in., 1995] Kosslyn S.M., Thompson W.L., Kim I. J., Alpert N.M.: Topographical representations of mental images in primary visual cortex. Nature; 378(6556):496-498, 1995.

[Kroger J., 2012] James K. Kroger

http://www.psych.nmsu.edu/~jkroger/lab/EEG_Introduction.html

[Kuś 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.

[Lan Ma i in., 2012] Lan Ma, Lixin Zhang, Lu Wang, Minpeng Xu, Hongzhi Qi, Baikun Wan, Dong Ming, Yong Hu: A hybrid brain-computer interface combining the EEG and NIRS. *Virtual Environments Human-Computer Interfaces and Measurement Systems (VECIMS)*, IEEE International Conference on; s.159-162, 2012.

[Landers T. i in., 1977] Landers T.E., Lacoss R.T.: Some geophysical applications of autoregressive spectral estimates. *IEEE Trans. on Geoscience Electronics*; 15(1):26-32, 1977.

[Lopes da Silva i in. 1996] Lopes da Silva F.H., Pijn J.P., Velis D., Nijssen P.C.: Alpha rhythms: noise, dynamics and models. *International Journal of Psychophysiology*, 26(1-3):237-249, 1997.

[Lotze M., i in.,1999] Lotze M., Montoya P., Erb M., Hülsmann E., Flor H., Klose U., Birbaumer N., Grodd W.: Activation of cortical and cerebellar motor areas during executed and imagined hand movements: an fMRI study. *J. Cogn. Neurosci.*; 11(5):491-501, 1999.

[Lotze M., i in., 2006] Lotze M., Halsband U.: Motor imagery. *Journal of Physiology-Paris*; 99(4-6):386-395, 2006.

[Lutz K. i in., 2005] Lutz K., Koeneke S., Wustenberg T., Jancke L.: Asymmetry of cortical activation during maximum and convenient tapping speed. *Neurosci. Lett.*; 373(1):61-66, 2005.

[Maiorescu V.A. i in., 2003] Maiorescu V.A., Serban M., Lazar A.M.: Classification of EEG signals represented by AR models for cognitive tasks - a neural network based method. *Signals, Circuits and Systems, SCS 2003, International Symposium on*; 2:441-444, 2003.

[Maiwald D. i in. 1993] Maiwald D., Dalle Molle J.W., Bohme J.F.: Model identification and validation of nonstationary seismic signals. *Higher-Order Statistics, IEEE Signal Processing Workshop on*; s.319-322, 1993.

[Mak J. i Wolpaw J., 2009] Mak J. N., Wolpaw J.R.: Clinical Applications of Brain-Computer Interfaces: Current State and Future Prospects. *IEEE Rev. Biomed. Eng.*; 2:187-199, 2009.

[Makeig S., 1993] Makeig S.: Auditory event-related dynamics of the EEG spectrum and effects of exposure to tones. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*; 86: 283-93, 1993.

[Mallat S., 1992] Mallat S., Hwang W.L.: Singularity detection and processing with wavelets. *IEEE Transactions on Information Theory*; 38(2):617-643, 1992.

- [Mallat S., 1998]** Mallat S.: A Wavelet Tour of Signal Processing. Academic Press, 1998.
- [Mallat S. i Zhang Z., 1993]** Mallat S., Zhang Z.: Matching pursuits with time-frequency dictionaries. *Signal Processing, IEEE Transactions on*; 41(12):3397-3415, 1993.
- [Materka A. i in., 2006]** Materka A., Byczuk M.: Alternate half-field stimulation technique for SSVEP - based brain-computer interfaces. *Electronics Letters*; 42(6):321-322, 2006.
- [Materka A. i in., 2007]** Materka A., Byczuk M., Poryzala P.: A Virtual Keypad Based on Alternate Half-Field Stimulated Visual Evoked Potentials. *Information Technology Convergence, ISITC 2007*; s.296-300, 2007.
- [Matsunaga T. i in., 2008]** Matsunaga T., Katayama Y., Hayami T., Iramina K.: Measurements of the mu/beta ERD and gamma ERS during the imagination of body parts movement. *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS 2008, 30th Annual International Conference of the IEEE*, s.4130-4133, 2008.
- [McFarland D., 1997]** McFarland D.J., McCane L.M., David S.V., Wolpaw J.R.: Spatial filter selection for EEG-based communication. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*; 103(3):386-394, 1997.
- [McFarland D. i in., 2000]** McFarland D.J., Miner L.A., Vaughan T.M., Wolpaw J.R.: Mu and beta rhythm topographies during motor imagery and actual movement. *Brain Topogr*; 12(3):177-186, 2000a.
- [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.
- [Miles R. i in., 1997]** Miles R.K., Fitch G.A., Olivier J., Pallotta J., Raja J., Petrie R.A., LaCourse J.R.: Graphical neurofeedback interface for the non-pharmacological intervention in attention deficit/attention deficit hyperactivity disorder. *Bioengineering Conference, Proceedings of the IEEE*; s.70-72, 1997.
- [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.
- [Min Han i in., 2010]** Min Han, Sun L.: EEG signal classification for epilepsy diagnosis based on AR model and RVM. *Intelligent Control and Information Processing (ICICIP), International Conference on*; s.134-139, 2010.
- [Minghui Hu i in., 2007]** Minghui Hu, Huihe Shao: Autoregressive spectral analysis based on statistical autocorrelation. *Physica A*; 376:139-146, 2007.
- [Mingyu L. i in., 2006]** Mingyu L., Wang Jue, Yan Nan, Yang Qin: Development of EEG Biofeedback System Based on Virtual Reality Environment. *Engineering in Medicine and*

Biology Society, IEEE-EMBS 27th Annual International Conference of the, s.5362-5364, 2006.

[Mousavi S. i in., 2008] Mousavi S., Niknazar M., Vahdat B.V.: Epileptic Seizure Detection using AR Model on EEG Signals. Biomedical Engineering Conference, CIBEC 2008. Cairo International, s.1-4, 2008.

[Muller-Putz G. i in., 2011] Muller-Putz G.R., Ofner P., Kaiser V., Clauzel G., Neuper C.: Brisk movement imagination for the non-invasive control of neuroprostheses: A first attempt. Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE; s.4219-4222, 2011.

[Murguialday A. i in., 2010] Murguialday A.R., Soares E., Birbaumer N.: Upper limb EMG artifact rejection in motor sensitive BCIs. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Annual International Conference of the IEEE, s.1-6, 2010.

[Neophytou N. i in., 2012] Neophytou N., Kyriakides A., Pitris C.: ECG analysis in the Time-Frequency domain. Bioinformatics & Bioengineering (BIBE), 12th International Conference; s.80-84, 2012.

[Neuper C. i in., 2001] Neuper C., Pfurtscheller G.: Event-related dynamics of cortical rhythms: frequency-specific features and functional correlates. Int. J. Psychophysiol.; 43(1):41-58, 2001.

[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.

[Noureddin B. i in., 2008] Noureddin B., Lawrence P.D., Birch G.E.: Time-frequency Analysis of Eye Blinks and Saccades in EOG for EEG Artifact Removal. Neural Engineering, CNE '07. 3rd International IEEE/EMBS Conference on; s.564-567, 2008.

[Nunez P., 1981] Nunez P.L.: Electric fields of the brain. 1st ed. New York, Oxford University Press, 1981.

[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.

[Okada F.i in., 1993] Okada F., Tokumitsu Y., Hoshi Y., Tamura M.: Gender- and handedness-related differences of forebrain oxygenation and hemodynamics. Brain Res.; 601(1-2):337-342, 1993.

[Palaniappan R., 2005] Palaniappan R.: Brain Computer Interface Design Using Band Powers Extracted During Mental Tasks. Neural Engineering, Conference Proceedings. 2nd International IEEE EMBS Conference on; s.321-324, 2005.

[Palaniappan R., 2006] Palaniappan R.: Towards Optimal Model Order Selection for Autoregressive Spectral Analysis of Mental Tasks Using Genetic Algorithm. *IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security*; 6(1A):153-162, 2006.

[Parkhutik V. i in., 2003] Parkhutik V., Rayon E., Ferrer C., Timashev S., Vstovsky G.: Forecasting of electrical breakdown in porous silicon using flicker noise spectroscopy. *Physica Status Solidi (A)*; 197(2):471-475, 2003.

[Penfield W. i Rasmussen T., 1990] Penfield W., Rasmussen T.: The cerebral cortex of man: A clinical study of localization of function. Macmillan: New York; 144(16):1412-1426, 1990.

[Perumalsamy V., 2009] Perumalsamy V., Sankaranarayanan S., Rajamony S.: Sleep spindles detection from human sleep EEG signals using autoregressive (AR) model: a surrogate data approach. *Journal of Biomedical Science and Engineering*; 2(5):294-303, 2009.

[Pfurtscheller G. i Aranibar A., 1977] Pfurtscheller G., Aranibar A.: Event-related cortical desynchronization detected by power measurements of scalp EEG. *Electroenceph clin Neurophysiol*; 42(6):817-26, 1977.

[Pfurtscheller G. i Aranibar A., 1979] Pfurtscheller G., Aranibar A.: Evaluation of event-related desynchronization (ERD) preceding and following voluntary self-paced movements. *Electroenceph clin Neurophysiol*; 46(2):138-46, 1979.

[Pfurtscheller G. i Berghold A., 1989] Pfurtscheller G., Berghold A.: Patterns of cortical activation during planning of voluntary movement. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*; 72(3):250-258, 1989.

[Pfurtscheller G. i Neuper C., 1994] Pfurtscheller G., Neuper C.: Event-related synchronization of mu rhythm in the EEG over the cortical hand area in man. *Neurosci Lett.*; 174(1):93-96, 1994.

[Pfurtscheller G. i in., 1998] Pfurtscheller G., Neuper C., Schogl A., Lugger K.: Separability of EEG signals recorded during right and left motor imagery using adaptive autoregressive parameters. *IEEE Trans. Rehab. Eng.*; 6(3):316-325, 1998.

[Pfurtscheller G. i Lopes da Silva F., 1999] Pfurtscheller G., Lopes da Silva F.H.: Functional meaning of event-related desynchronization (ERD) and synchronization (ERS). Event-related desynchronization and related oscillatory phenomena of the brain. In: Pfurtscheller G, Lopes da Silva FH, editors. *Handbook of electroencephalography and clinical neurophysiology*, Amsterdam: Elsevier; 6:51-66, 1999.

[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.

- [Pfurtscheller G. i in., 2002]** Pfurtscheller G., Woertz M., Muller G. i in.: Contrasting behavior of beta event-related synchronization and somatosensory evoked potential after median nerve stimulation during finger manipulation in man. *Neurosci. Lett.*; 323(2):113-6, 2002.
- [Lesage P. i in., 2002]** Lesage P., Glangeaud F., Mars J.: Applications of autoregressive models and time–frequency analysis to the study of volcanic tremor and long-period events. *Journal of Volcanology and Geothermal Research*; 114(3-4):391-417, 2002.
- [Pineda J. i in., 2000]** Pineda J.A., Allison B.Z., Vankov A.: The effects of self-movement, observation, and imagination on μ rhythms and readiness potentials (RP's): toward a brain-computer interface (BCI). *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*; 8(2): 219-222, 2000.
- [Pinna G. i in., 1993]** Pinna G.D., Maestri R., Cesare A.D.: On the use of the Akaike Information Criterion in AR spectral analysis of cardiovascular variability signals: a case report study. *Proc. of Comp. in Cardiology*; s. 471-474, 1993.
- [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.
- [Porro C. i in., 1996]** Porro C.A., Francescato M.P., Cettolo V., Diamond M.E., Baraldi P., Zuiani Ch., Bazzocchi M., di Prampero P.E.: Primary motor and sensory cortex activation during motor performance and motor imagery: a functional magnetic resonance imaging study. *J. Neurosci.*; 16(23):7688–7698, 1996.
- [Porro C. i in., 2000]** Porro C.A., Cettolo V., Francescato M.P., Baraldi P.: Ipsilateral involvement of primary motor cortex during motor imagery. *Eur. J. Neurosci.*; 12(8):3059-3063, 2000.
- [Qiang Wang i in., 2013]** Qiang Wang, Sourina O.: Real-Time Mental Arithmetic Task Recognition From EEG Signals. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*; 21(2):225-232, 2013.
- [Ramoser H. i in., 2000]** Ramoser H., Müller-Gerking J., Pfurtscheller G.: Optimal Spatial Filtering of Single Trial EEG During Imagined Hand Movement. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*; 8(4):441-446, 2000.
- [Rechy-Ramirez E. i in., 2012]** Rechy-Ramirez E.J., Huosheng H., McDonald-Maier K.: Head movements based control of an intelligent wheelchair in an indoor environment. *Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2012 IEEE International Conference*; s.1464-1469, 2012.

- [Reyes C. i in., 2012]** Reyes C.E., Rugayan, J.L., Jason C., Rullan G., Oppus C.M., Tangonan G.L.: A study on ocular and facial muscle artifacts in EEG signals for BCI applications. TENCON 2012 Conference; s.1-6, 2012.
- [Rodgers W. i in., 1991]** Rodgers W., Hall C., Buckolz E: The effect of an imagery training program on imagery ability, imagery use, and figure skating performance. *Journal of Applied Sport Psychology*; 3(2): 109-125, 1991.
- [Roth M. i in., 1996]** Roth M., Decety J., Raybaudi M., Massarelli R., Delon-Martin C., Segebarth C., Morand S., Gemignani A., Decorps M., Jeannerod M.: Possible involvement of primary motor cortex in mentally simulated movement: a functional magnetic resonance imaging study. *Neuroreport*; 7(7):1280-1284, 1996.
- [Rubino D. i in., 2006]** Rubino D., Robbins K., Hatsopoulos N.: Propagating waves mediate information transfer in the motor cortex. *Nature Neuroscience*; 9(12):1549-1557, 2006.
- [Subasi A i in., 2005]** Subasi A., Alkan A., Koklukaya E., Kiymik M.K.: Wavelet neural network classification of EEG signals by using AR model with MLE preprocessing. *Neural Netw.*; 18(7):985-997, 2005.
- [Saidatul A., 2011]** Saidatul A., Paulraj M.P., Yaacob S., Yusnita M.A.: Analysis of EEG signals during relaxation and mental stress condition using AR modeling techniques. *Control System, Computing and Engineering (ICCSCE)*, 2011 IEEE International Conference; s.477-481, 2011.
- [Schmidt E., 1980]** Schmidt E.: Single neuron recording from motor cortex as a possible source of signals for control of external devices. *Annals of Biomedical Engineering*; 8(4):339-349, 1980.
- [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.
- [Seung-Hyun Lee in., 2010]** Seung-Hyun Lee; Abibullaev B., Won-Seok Kang; Yunhee Shin, Jinung An: Analysis of attention deficit hyperactivity disorder in EEG using wavelet transform and self organizing maps. *Control Automation and Systems (ICCAS)*, 2010 International Conference; s.2439-2442, 2010.
- [Sung-Phil K. i in., 2007]** Sung-Phil K., Simeral J.D., Hochberg L.R., Donoghue J.P., Friebs G.M., Black M.J.: Multi-state decoding of point-and-click control signals from motor cortical activity in a human with tetraplegia. *Neural Engineering, CNE '07. 3rd International IEEE/EMBS Conference*, s.486,489, 2007.
- [Shenoy P. i in., 2008]** Shenoy P., Miller K.J., Ojemann J.G., Rao R.: Generalized Features for Electrographic BCIs. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*; 55(1):27-280, 2008.

- [**Stancak A. i in., 1996a**] Stancak A. Jr., Pfurtscheller G.: Mu-rhythm changes in brisk and slow self-paced finger movements. *Neuroreport*; 7(6):1161-4, 1996.
- [**Stancak A. i in., 1996b**] Stancak A. Jr., Pfurtscheller G.: The effects of handedness and type of movement on the contralateral preponderance of mu-rhythm desynchronization. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*; 99(2):174-182, 1996.
- [**Stancak A. i in., 1996c**] Stancak A. Jr., Pfurtscheller G.: Event-related desynchronization of central beta rhythms in brisk and slow self-paced finger movements of dominant and nondominant hand. *Cogn. Brain Res.*; 4(3):171-83, 1996.
- [**Suffczynski P., i in., 1999**] Suffczynski P., Pijn P.J., Pfurtscheller G. i in.: Event-related dynamics of alpha band rhythms: a neuronal network model of focal ERD/surround ERS. In *Event-Related Desynchronization. Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Eds. G. Pfurtscheller, and F.H. Lopes da Silva; 6:67-85, 1999.
- [**Schnitzler A. i in., 1997**] Schnitzler A., Salenius S., Salmelin R. i in.: Involvement of primary motor cortex in motor imagery: a neuromagnetic study. *Neuroimage*; 6(3):201-8, 1997.
- [**Shahabi i in., 2012**] Hossein S., Moghimi S., Zamiri-Jafarian H.: EEG eye blink artifact removal by EOG modeling and Kalman filter. *Biomedical Engineering and Informatics (BMEI)*, 2012 5th International Conference, s.496-500, 2012.
- [**Stancfik A. i in., 1996**] Stancfik A. Jr., Pfurtscheller G.: The effects of handedness and type of movement on the contralateral preponderance of/mu-rhythm desynchronisation. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*; 99(2):174-182, 1996.
- [**Sirigu A. i in., 1995**] Sirigu A., Cohen L., Duhamel J.-R., Pillon B., Dubois B., Agid Y., Pierrot-Deseilligny C.: Congruent unilateral impairments for real and imagined hand movements. *NeuroReport*; 6(7):997-1001, 1995.
- [**Sirigu A. i in., 1996**] Sirigu A., Duhamel J.-R., Cohen L., Pillon B., Dubois B., Agid Y.: The mental representation of hand movements after parietal cortex damage. *Science*; 273(5281):1564-1568, 1996.
- [**Sirigu A. i in., 1999**] Sirigu A., Daprati E., Pradat-Diehl P., Franck N., Jeannerod M.: Perception of self-generated movement following left parietal lesion. *Brain*; 122(Pt 10):1867-1874, 1999.
- [**Schalk G. i in., 2008**] Schalk G., Miller K., Anderson N., Wilson J., Smyth M., Ojemann J., Moran D., Wolpaw J., Leuthardt E.: Two-dimensional movement control using electrocorticographic signals in humans. *Journal of Neural Engineering*; 5(1):75-84, 2008.

[Takalo R. i in., 2005] Takalo R., Hytti H., Ihalainen H.: Tutorial on Univariate Autoregressive Spectral Analysis. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*; 19(6): 401-410, 2005.

[Tallon-Baudry C. i in., 1996] Tallon-Baudry C., Bertrand O., Delpuech C., Pernier J.: Oscillatory g-Band (30–70 Hz) Activity Induced by a Visual Search Task in Humans. *The Journal of Neuroscience*; 17(2):722–734, 1996.

[Telesca L. i in., 2004] Telesca L., Lapenna V., Timashev S., Vstovsky G., Martinelli G.: Flicker-noise spectroscopy: a new approach to investigate the time dynamics of geoelectrical signals measured in seismic areas.; 29(4-9):389-395, 2004.

[Timashev S. i in., 2001] Timashev S. F.: Flicker-noise spectroscopy as a tool for analysis of fluctuations in physical systems. *Noise in Physical Systems and 1/f Fluctuations – ICNF 2001*, (Ed) Bosman, G., World Scientific, New Jersey-London, s. 775-778, 2001.

[Timashev S.F. i Vstovskii G.V., 2003] Timashev S.F., Vstovskii G.V.: Flicker-Noise Spectroscopy for Analyzing Chaotic Time Series of Dynamic Variables: Problem of Signal-to-Noise Relation. *Russian Journal of Electrochemistry, Chemistry and Materials Science*; 39(2): 141-153, 2003.

[Timashev S. i in., 2005] Timashev S.F., Vstovsky G.V. Kaplan A.Y., Solovieva A.B.: What Information is hidden in chaotic signals of biological systems? *Noise and Fluctuations: 18th International Conference on Noise and Fluctuations AIP Conf. Proc.*; 780:579-582, 2005.

[Timashev S.F. i in., 2006] Timashev S.F., Belyaev V.E., Timashev P.S., Solovieva A.B.: On parameterization of surface structures, *Colloid J.*; 68:481-493, 2006.

[Timashev S., 2006] Timashev S.F.: Flicker noise spectroscopy and its application: information hidden in chaotic signals (Review). *Russ. J. Electrochem.*; 42:424-466, 2006.

[Timashev S. i Polyakov Y. , 2007] Timashev S.F., Polyakov Y.S.: Review of flicker noise spectroscopy in electrochemistry. *Fluctuations & Noise Letters*; 7(2):15-47, 2007.

[Timashev S. F. i Polyakov Yu. S., 2008] Timashev S.F., Polyakov Y.S.: Analysis Of Discrete Signals With Stochastic Components Using Flicker Noise Spectroscopy. *International Journal of Bifurcation and Chaos (IJBC) in Applied Sciences and Engineering*; 18(9):2793-2797, 2008.

[Timashev S. F. i in., 2009] Timashev S.F., Polyakov Y.S., Yulmetyev R.M., Demin S.A., Panishev O.Y., Shimojo S., Bhattacharya J.: Analysis of biomedical signals by flicker-noise spectroscopy: Identification of photosensitive epilepsy using magnetoencephalograms. *Laser Phys.*; 19(4): 836-854, 2009.

[Timashev S. i in., 2010a] Timashev S.F., Polyakov Y.S., Misurkin P.I., Lakeev S.G.: Anomalous diffusion as a stochastic component in the dynamics of complex processes. *Phys. Rev. E*; 81(4):1-17, 2010.

- [Timashev S. i in., 2010b]** Timashev S.F., Polyakov Y.S., Yulmetyev R.M., Demin S.A., Panishev O.Y., Shimojo S., Bhattacharya J.: Frequency and phase synchronization in neuromagnetic cortical responses to flickering-color stimuli. *Laser Phys.*; 20:604-617, 2010.
- [Timashev S. F. i in., 2012]** Timashev S.F., Oleg Y., Panishev Y., Polyakov S., Deminc A., Kaplane A.: Analysis of cross-correlations in electroencephalogram signals as an approach to proactive diagnosis of schizophrenia. *Physica A*; 391:1179-1194, 2012.
- [Toro C. i in., 1994]** Toro C., Deuschl G., Thatcher R.: Event-related desynchronization and movement-related cortical potentials on the ECoG and EEG. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*; 93(5):380-389, 1994.
- [Trejo L.J. i in., 2007]** Trejo L.J., Knuth K., Prado R., Rosipal R., Kubitz K., Kochavi R., Matthews B., Zhang Y.: EEG-Based Estimation of Mental Fatigue: Convergent Evidence for a Three-State Model. D.D. Schmorow, L.M. Reeves (Eds.): *Augmented Cognition, HCII 2007*, LNAI 4565, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2007; s. 201-211, 2007.
- [Turnip A. i in., 2012]** Turnip A., Keum-Shik Hong: Classifying mental activities from EEG-P300 signals using adaptive neural networks. *International Journal of Innovative Computing, Information and Control ICIC*; 8(9):6429-6443, 2012.
- [Venkatakrishnan P., 2008]** Venkatakrishnan P., Sangeetha S., Sukanesh R.: Detection of Sleep Spindles from Electroencephalogram (EEG) Signals Using Auto Recursive (AR) Model. *Emerging Trends in Engineering and Technology, ICETET '08*. First International Conference; s.645-648, 2008.
- [Vidal J., 1973]** Vidal J.: Toward Direct Brain-Computer Communication, *Annual Review of Biophysics and Bioengineering*, 2:157-180, 1973.
- [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.
- [Walker G., 1931]** Walker G.: On periodicity in series of related terms. *P Roy Soc Lond A Mat*; 131(818):267-298, 1931.
- [West B. i in., 2008]** West B.J., Geneston E.L., Grigolini P.: Maximizing information exchange between complex networks. *Phys. Rep.*; 468(1-3):1-99, 2008.
- [Wittelson S., 1985]** Wittelson S.F.: The brain connection: the corpus callosum is larger in left-handers. *Science*; 229(4714):665-668, 1985.
- [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., Mc-Farland 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.
- [Wolpaw J.R. i Birbaumer N., 2006]** Wolpaw J.R., Birbaumer N.: Brain-computer interfaces for communication and control, M.E. Selzer, S. Clarke, L.G. Cohen, P.Duncan, and F.G. Gage (Eds.), Textbook of neural repair and rehabilitation: Neural repair and plasticity, Cambridge University Press, Cambridge; s. 602-614, 2006.
- [Wu Jin i in., 2009]** Wu Jin, Zhang Jiakai, Yao Li: An automated detection and correction method of EOG artifacts in EEG-based BCI. Complex Medical Engineering, CME., s.1-5, 2009.
- [Xinyi Yong i in., 2008]** Xinyi Yong, Ward R.K., Birch G.E.: Facial EMG contamination of EEG signals: Characteristics and effects of spatial filtering, Communications, Control and Signal Processing, ISCCSP; s.729-734, 2008.
- [Yue Liu i in., 2012]** Yue Liu; Xiao Jiang; Teng Cao; Feng Wan; Peng Un Mak; Pui-In Mak; Mang-I Vai: Implementation of SSVEP based BCI with Emotiv EPOC. Virtual Environments Human-Computer Interfaces and Measurement Systems (VECIMS), 2012 IEEE International Conference; s.34,37, 2012.
- [Yule G. 1927]** Yule G.U.: On a method of investigating periodicities in disturbed series. With special reference to Wölfer's sunspot numbers. Philos T of Royal Soc A; 226:267-298, 1927.
- [Yulmetyev R. i in., 2006]** Yulmetyev R.M., Demin S.A., Panishev O.Y., Hanggi P., Timashev S.F., Vstovsky G.V.: Regular and stochastic behavior in Parkinsonian pathological tremor signals. Physica A: Statistical Mechanics and its Applications; 360(2):655-678, 2006.
- [Żygierewicz J. i in., 2005]** Żygierewicz J., Durka P.J., Klekowicz H., Franaszczuk P.J., Crone N.E.: Computationally efficient approaches to calculating significant ERD/ERS changes in the time–frequency plane. Journal of Neuroscience Methods; 145(1–2):267-27630, 2005.