

Warszawa, dn. 5 listopada 2021.

Prof.dr. hab. Katarzyna Blinowska

Uniwersytet Warszawski

### Recenzja rozprawy habilitacyjnej

„Nowe metody filtracji w komputerowym przetwarzaniu sygnału EEG”

i ocena dorobku dr. Tomasza Piotrowskiego

Rozprawa habilitacyjna dr. T. Piotrowskiego dotyczy opracowania rozwiązań problemu wprost i problemu odwrotnego dla aktywności EEG/MEG w celu lokalizacji i rekonstrukcji źródeł czynności elektrycznej mózgu. Autor wprowadza rodzinę filtrów mających poprawić dokładność wyników, a następnie przy pomocy symulacji i przykładów eksperymentalnych pokazuje przydatność zaproponowanych rozwiązań.

Dwie pierwsze prace, do których odwołuje się habiliant dotyczą podstaw teoretycznych zastosowanego formalizmu. Jednym z podstawowych narzędzi w rozwiązywaniu powyższych problemów jest filtr LCMV (*linearly constrained minimum variance*). Minimalizuje on średni błąd kwadratowy MSE (*mean square error*) estymaty. Jednak filtr ten posiada pewne ograniczenia. Habiliant rozwija formalizm pseudo-nieobciążonych filtrów obniżonego rzędu o minimalnej wariancji, mianowicie filtrów typu MV-PURE (*minimum-variance pseudo-unbiased reduced-rank estimator*), w celu uzyskania wyższej zdolności rozdzielczej i większej odporności na perturbacje i szum.

Przybliżając główną ideę habilitacji rozważmy następujący model liniowy:

$$\mathbf{y} = \mathbf{H} \mathbf{x} + \mathbf{n},$$

gdzie wektor  $\mathbf{y} \in \mathbb{R}^n$  reprezentuje sygnały rejestrowane przez sensory (w przypadku EEG, zmiany potencjału elektrycznego),  $\mathbf{x} \in \mathbb{R}^m$  jest wektorem  $m$  nieznanymi parametrów modelu,  $\mathbf{n}$  – opisuje pozostałą aktywność mózgu i szum pomiaru, Macierz  $\mathbf{H} \in \mathbb{R}(n \times m)$  rzędu  $m$  reprezentuje liniową zależność pomiędzy wektorami  $\mathbf{x}$  i  $\mathbf{y}$ .

Rozwiązując problem odwrotny poszukujemy estymaty nieznanego wektora  $\mathbf{x}$  w oparciu o wartości pomiarowe  $\mathbf{y}$ :

$$\mathbf{x} = \mathbf{W} \mathbf{y}$$

poprzez minimalizację średniego błędu kwadratowego (MSE).

Przy rozwiązywaniu problemu odwrotnego dla filtru LCMV przyjmuje się również rząd  $m$ . Głównym przesłaniem rozprawy habilitacyjnej dr. T. Piotrowskiego jest wykazanie wyższości rozwijanego o przez Autora filtru MV-PURE zakładającego mniejszy rząd filtru:  $r < m$  nad filtrami o wymiarze  $m$ .

W publikacji [1]<sup>1</sup> autor porównuje filtry LCMV i MV-PURE dla różnych poziomów szumu. Wyniki wykazały, że MSE estymatora o obniżonym rzędzie jest mniejszy w porównaniu z estymatorem o pełnym rzędzie i różnica ta wzrasta razem z poziomem szumu. W pracy [2] Autor kontynuuje rozważanie wpływu na filtry różnych niekorzystnych czynników takich jak wysoki szum, brak dobrze sprecyzowanego modelu i perturbacje macierzy  $\mathbf{H}$ . Numeryczne symulacje wykazały, że estymatory o obniżonym rzędzie przy wymienionych powyżej niekorzystnych uwarunkowaniach zapewniają niższy błąd średni kwadratowy w porównaniu z estymatorami o wyższych rzędach. Powyższe rozważania teoretyczne otworzyły drogę do dalszego badania wpływu konkretnych występujących w praktyce zakłóceń na rozwiązywanie problemu odwrotnego i w następnym etapie do zastosowań filtru MV-PURE.

W publikacji [3] dr T. Piotrowski rozwija dalej formalizm rodziny filtrów o zredukowanym rzędzie MV-PURE zaproponowanych w ref. [1] i [2]. Rozważa on dwa przypadki: obecność źródeł interferujących (zakłócających) występujących w obszarach z dala od rejonów zainteresowań (ROI) i interferujących ze źródłami pierwotnymi oraz ich braku. Celem autora jest eliminacja wpływu źródeł interferencyjnych. W omawianej pracy autor odnosi się w szczególności do sygnałów EEG i MEG.

W celu oceny skuteczności zaproponowanego formalizmu poprzez ocenę błędu rekonstruowanego sygnału dr. T. Piotrowski przeprowadził szereg symulacji stosując software <https://github.com/IS-UMK/supFunSim.git> wprowadzony w [5]. Do modelowania sygnałów EEG w przestrzeni źródeł EEG zastosowany został wielozmienny model autoregresyjny (MVAR) przy pomocy którego zasymulowany zostały sygnały źródłowe, interferujące oraz szum biologiczny. Sygnały z sensorów zostały otrzymane poprzez obliczenie rozwiązania wprost przy zastosowaniu toolboxu FieldTrip do generacji modelu przewodnictwa objętościowego i macierzy przejścia. Stosując siatkę 128 elektrod wybrano ROI (*regions of interest*) i zasymulowano sytuację gdzie pierwsze 500 próbek odpowiadało sygnałowi bazowemu, a następne 500 próbek odpowiedzi na bodziec oznaczało wystąpienie obok szumu gaussowskiego źródeł pierwotnych, interferencyjnych i szumu biologicznego. Opracowany program symulacji pozwalał na zmianę położenia źródeł, poziomu szumu i siły źródeł interferencyjnych. Badano jakość wcześniej zaproponowanych filtrów przestrzennych w stosunku do filtrów wprowadzonych przez Autora w oparciu o uzyskany średni błąd kwadratowy zdefiniowany jako odległość Euklidesową pomiędzy sygnałem symulowanym i jego rekonstrukcją. Jako drugi

---

<sup>1</sup> Numery w nawiasach [ ] oznaczają numery referencji własnych Autora z Autoreferatu

wskaźnik dobroci dopasowania przyjęto współczynnik korelacji pomiędzy oryginalnymi profilami Częstkowej Kierunkowej Koherencji - PDC (*Partial Directed Coherence*) i tymi otrzymanymi z rekonstruowanego sygnału „*correlation coefficient between original profiles of absolute PDC values and those based on MVAR model fitted to the reconstructed signal*”. Określenie „profil” jest wysoce nieprecyzyjne. Co autor rozumie poprzez profil PDC? PDC opisuje kierunkową transmisję między kanałami w funkcji częstości, czyli obliczamy całą macierz funkcji PDC wyrażającą związki między sygnałami.

W pracy [4] rozważany jest problem lokalizacji przestrzennej źródeł poprzez tzw. indeksy aktywności neuronalnej w postaci macierzy współrzędnych kartezjańskich aktywnych źródeł, przy założeniu, że macierz propagacji jest funkcją lokalizacji źródeł. Celem indeksów aktywności jest znalezienie źródła (źródeł) maksymalizującego stosunek sygnału do szumu. W literaturze stosowane były indeksy MAI i MPZ. W pracy [4] Autor wprowadza  $MAI_{RR}$  i  $MPZ_{RR}$  dwie rodziny indeksów aktywności neuronalnej modyfikujących te indeksy w ten sposób, że stosunek sygnału do szumu filtru LCVM jest zastąpiony odpowiadającą mu postacią stosunku sygnału do szumu dla estymatorów MV-PURE (o zredukowanym rzędzie). W pracy [4] habilitant dowodzi, że indeksy  $MAI_{RR}$  i  $MPZ_{RR}$  są nieobciążone dla dowolnego  $r$  większego od 1 a mniejszego od  $m$ . Właściwości wprowadzonych rodzin indeksów aktywności neuronalnej zostały sprawdzone na symulowanych danych EEG oraz na rzeczywistych danych MEG, pochodzących z eksperymentu dotyczącego ASSR (potencjałów słuchowych stanu ustalonego) przy zastosowaniu wydajnej numerycznie iteracyjnej implementacji poszukującej źródeł od najsilniejszych do najsłabszych. To podejście pozwoliło na znalezienie źródeł słabszych i skorelowanych, przy czym jak dowodzi Autor indeksy  $MAI_{RR}$  i  $MPZ_{RR}$  zapewniły lepszą zdolność rozdzielczą od MAI i MPZ.

W obu opisywanych podejściach: LCVM i MV-PURE problem lokalizacji przestrzennej za pomocą indeksu aktywności neuronalnej polega na znalezieniu jego maksimum. Jednak ze względu na złe zdefiniowanie problemu odwrotnego EEG/MEG, w pewnych przypadkach znalezione może zostać wiele rozwiązań maksymalizujących indeks aktywności.

W dwu następnych pracach udział habilitanta nie był tak wiodący jak w przypadku wyżej opisanych prac [1 - 4] tym nie mniej jednak wydaje się być istotny.

W pracy [5] opisana jest biblioteka SUPFUNSIM działająca w środowisku MATLAB, która umożliwia generację modelu EEG wprost, przy czym pozwala na dopasowanie lokalizacji i orientacji źródeł, siły ich aktywności i przyczynowych zależności między nimi. SUPFUNSIM zawiera również implementacje filtrów przestrzennych (między innymi tych zaproponowanych w pracy [3]) służących do rekonstrukcji źródeł na podstawie pomiarów sygnału EEG z elektrod powierzchniowych. Omawiana biblioteka działa na licencji otwartego oprogramowania i ma budowę modułową co stwarza możliwości łatwego jej rozszerzenia i modyfikacji. SUPFUNSIM bardzo dobrze wpisuje się w treść habilitacji stanowiąc narzędzie do symulacji zagadnienia wprost na potrzeby testowania metod oraz do praktycznych realizacji problemu odwrotnego.

Praca [6] dotyczy rekonstrukcji źródeł aktywności neuronalnej na podstawie sygnału EEG. Filtr adaptacyjny wprowadzony w tym artykule umożliwia przeprowadzenie rekonstrukcji źródeł w czasie rzeczywistym. Porównanie działania tego filtra z innymi metodami rekonstrukcji opartych na podobnych zasadach świadczą na jego korzyść. Jednak największą zaletą opisywanego filtra jest szybkość działania, która stwarza możliwości zastosowania w technice *neurofeedback* znajdującej aplikację w terapii. Warto podkreślić, że rola Autora w omawianej pracy polegała w dużej mierze na konsultacjach dotyczących przydatności filtra do zastosowań praktycznych.

Mam pewien komentarz dotyczący jednego z zastosowań formalizmu rozwijanego przez Habilitanta, mianowicie pisze on, że estymacja sygnałów źródeł korowych jest szczególnie przydatna do obliczania funkcji PDC i DTF. Jednakże estymacja tych funkcji oparta jest na różnicy faz między sygnałami z poszczególnych odprowadzeń. Pytaniem jest - czy zastosowany formalizm rozwiązywania problemu odwrotnego nie powoduje zaburzeń różnicy faz. Należy tutaj jeszcze zaznaczyć, że rozwiązanie problemu odwrotnego jest niejednoznaczne.

Rekonstrukcję źródeł stosuje się ze względu na obecność tzw. przewodnictwa objętościowego, czyli propagacji pola elektromagnetycznego, co może zaburzać wyniki otrzymane z elektrod powierzchniowych. Ze względu na fakt, że PDC i DTF nie zawierają wyrażeń o zerowej fazie są one w dużej mierze odporne na przewodnictwo objętościowe propagujące się z zerową fazą. Istotnie mogą występować pewne problemy ze względu na mieszanie się aktywności źródeł, ale pole dipola lub raczej warstwy dipolowej spadają silnie z odległością (praktycznie dla przewodnictwa objętościowego w głowie są zaniedbywalne w odległości około 7cm {1}). W efekcie wyniki propagacji EEG i położenia aktywnych źródeł otrzymane z elektrod powierzchniowych przy pomocy DTF są bardzo miarodajne i zgadzają się bardzo dobrze z danymi anatomicznymi, wynikami neuroobrazowania oraz znaną informacją fizjologiczną jak zostało wykazane w szeregu zastosowań {2}. Porównując dla zadania ruchowego dokładność propagacji EEG w czasie, częstości i przestrzeni otrzymanej metodą DTF dla danych z elektrod powierzchniowych i z rekonstruowanych sygnałów korowych otrzymanych przy pomocy e-Lorety otrzymaliśmy znacznie lepsze wyniki dla sygnałów z powierzchni głowy {3}. Oczywiście podejście e-Lorety do rozwiązania problemu odwrotnego jest zupełnie inne niż to zastosowane w pracach Habilitanta, ale wydaje się, że byłoby interesującym zrobienie podobnego porównania na danych eksperymentalnych dla sygnałów nie przetworzonych oraz znalezionych metodą MV –PURE.

Moja powyższa uwaga ma charakter polemiczny i w żadnym stopniu nie podważa wyników prac dr. T. Piotrowskiego, które uważam za bardzo interesujące i wartościowe. Praca habilitacyjna dr. T. Piotrowskiego wnosi istotny postęp w dziedzinie rozwiązań problemu odwrotnego dla EEG i MEG. Należy podkreślić dużą biegłość Autora w operowaniu aparatem matematycznym i umiejętne stosowanie przybliżeń.

Rozprawę habilitacyjną oceniam pozytywnie i stwierdzam, że spełnia ona wymagania stawiane przez odpowiednie przepisy.

## II. Ocena dorobku naukowego, dydaktycznego i organizacyjnego

W dorobku publikacyjnym nie wchodzącym w zakres habilitacji dr. T. Piotrowskiego znajduje się 9 publikacji w tym 5 to doniesienia konferencyjne. Większość z tych publikacji dotyczy głównego nurtu badań habilitanta, jednak są i takie których tematyka wybiega poza ten zakres tematyczny, co świadczy dobrze o szerokości zainteresowań i umiejętności podejścia do różnych zagadnień. Są to ważne cechy, które powinny charakteryzować dojrzałego naukowca.

Dr. T. Piotrowski brał udział w grantach naukowych i jest uczestnikiem projektu „Inicjatywa Doskonałości - Uczelnia Badawcza”, realizowanego w Uniwersytecie Mikołaja Kopernika w Toruniu w ramach Centrum Doskonałości „Dynamika, analiza matematyczna i sztuczna inteligencja”.

Dr. T. Piotrowski wykazuje się dużą inicjatywą w dziedzinie rozwijania technik głębokiego uczenia i sieci neuronowych o czym świadczą jego przedsięwzięcia. W ramach programu „Concert JAPAN” przy współpracy instytucji: Instytutu Fraunhofera w Berlinie, Kyoto University w Yokohamie, Tokyo Institute of Technology i Uniwersytetu Mikołaja Kopernika w Toruniu, został złożony w lipcu 2020 r. wniosek o grant badawczy na projekt europejsko-japoński: „TRUStworthy distRibuted Learning”, którego T. Piotrowski jest koordynatorem ze strony polskiej. Ponadto, Autor złożył we wrześniu 2020 r. wniosek o projekt badawczy w ramach konkursu NCN Sonata-Bis o nazwie „Głębokie sieci neuronowe i gradientowe metody uczenia w ujęciu teorii punktu stałego”. Pierwsze rezultaty związane z tym obszarem badawczym są już dostępne na platformie arXiv.

Autor jest koordynatorem polskiego węzła International Neuroinformatics Coordinating Facility (INCF), organizacji działającej przy OECD i wspierającej rozwój neuroinformatyki i brał czynny udział w organizacji konferencji IFCN w Polsce.

Habilitant był promotorem pracy magisterskiej i opiekunem pomocniczym Diamentowego Grantu, którego laureatem był jego współpracownik.

Dr. T. Piotrowski odbył liczne zagraniczne staże naukowe: w King's College London, Dept. of Mathematics (Studia Master of Science), w Tokyo Institute of Technology Dept. of Communications and Integrated Systems (stopień naukowy doktora) i w Instytucie RIKEN, Japonia.

Zarówno pracę habilitacyjną jak i dorobek dr. Tomasza Piotrowskiego oceniam wysoko i wnoszę o dopuszczenie go do dalszych stadiów przewodu habilitacyjnego.

### Piśmiennictwo

{1} 20 P. L. Nunez, R. Srinivasan. Electric Fields of the Brain. II Edition. Oxford University Press, 2006

{2} K J Blinowska & J. Zygierevicz practical Biomedical Analysis Using Matlab, CRC Press Taylor and Francis, Boca Raton, London, New York, 2011.

{3} M. Kaminski & K. J. Blinowska The influence of volume conduction on DTF estimate and the problem of its mitigation. *Front Comput Neurosci* . 2017 May 12;11:36. doi: 0.3389/fncom.2017.00036.