



UNIWERSYTET ŚLĄSKI
W KATOWICACH

Dr Karina Maciejewska

Załącznik nr 3

**Autoreferat przedstawiający opis osiągnięcia naukowego oraz osiągnięć
dydaktycznych, organizacyjnych oraz popularyzujących naukę**

Katowice, 2025

Autoreferat

1. Imię i nazwisko.

Karina Maciejewska

2. Posiadane dyplomy, stopnie naukowe lub artystyczne – z podaniem podmiotu nadającego stopień, roku ich uzyskania oraz tytułu rozprawy doktorskiej.

2006: Dyplom uzyskania tytułu licencjata fizyki, specjalność: fizyka medyczna, Uniwersytet Śląski w Katowicach, Wydział Matematyki, Fizyki i Chemii (obecnie Wydział Nauk Ścisłych i Technicznych) (Zał. 1)

2008: Dyplom uzyskania tytułu magistra fizyki, specjalność: fizyka medyczna, Uniwersytet Śląski w Katowicach, Wydział Matematyki, Fizyki i Chemii (obecnie Wydział Nauk Ścisłych i Technicznych) (Zał. 1)

2013: Dyplom uzyskania stopnia doktora nauk fizycznych (Zał. 2)

Miejsce: Uniwersytet Śląski w Katowicach, Wydział Matematyki, Fizyki i Chemii (obecnie Wydział Nauk Ścisłych i Technicznych)

Tytuł pracy doktorskiej: „Wpływ leków antyretrowirusowych (indinawir i zidowudyna) na rozwój kości noworodków szczurzych”

Recenzenci: prof. zw. n. tech. dr hab. n. fiz. inż. lek. med. Halina Podbielska, prof. dr hab. Rafał Sitko

Promotor: prof. dr hab. Zofia Drzazga

Dodatkowo:

2011: Dyplom ukończenia studiów podyplomowych „IT w medycynie”, specjalność: Bioinformatyka, Uniwersytet Śląski w Katowicach, Wydział Informatyki i Nauki o Materiałach (obecnie Wydział Nauk Ścisłych i Technicznych) (Zał. 3)

2013: Dyplom ukończenia studiów podyplomowych dla pracowników naukowych „Menedżer projektu badawczo-rozwojowego”, Wyższa Szkoła Bankowa, Wydział Zamiejscowy w Chorzowie (Zał. 4)

2022: Dyplom uzyskania tytułu magistra kognitywistyki, Uniwersytet Śląski w Katowicach, Wydział Humanistyczny (Zał. 5)

3. Informacja o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych lub artystycznych.

2011 - nadal: Uniwersytet Śląski w Katowicach (*Zał. 6*)

2011 – 2014: Asystent

2014 – 2024: Adiunkt

2024 – nadal: Prof. UŚ

2019: Uniwersytet Kalifornijski UC Davis, Davis, USA (*Zał. 7*)

Visiting scholar

2021 - 2023: Università Campus Bio-Medico di Roma, Rzym, Włochy (*Zał. 8 oraz Zał. 8_ang*)

Research Fellow for collaboration in research activities

4. Omówienie osiągnięć, o których mowa w art. 219 ust. 1 pkt. 2 ustawy z dnia 20 lipca 2018 r. Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce (Dz. U. z 2021 r. poz. 478 z późn. zm.). Omówienie to winno dotyczyć merytorycznego ujęcia przedmiotowych osiągnięć, jak i w sposób precyzyjny określać indywidualny wkład w ich powstanie, w przypadku, gdy dane osiągnięcie jest dziełem współautorskim, z uwzględnieniem możliwości wskazywania dorobku z okresu całej kariery zawodowej.

4.1. Cykl powiązanych tematycznie artykułów naukowych opublikowanych w czasopiśmie z listy filadelfijskiej składających się na osiągnięcie naukowe

Poniżej prezentuję osiągnięcie naukowe pt.

„Badanie wpływu wybranych czynników endogennych i egzogennych na aktywność mózgu i ciała człowieka reprezentującą kluczowe procesy poznawcze za pomocą zaawansowanych metod przetwarzania i analizy sygnałów biomedycznych oraz odpowiedzi behawioralnych”.

W skład cyklu wchodzi następujące artykuły naukowe:

Oznaczenie (dot. przedmiotowego autoreferatu)	Rok wydania	Autorzy, tytuł, czasopismo, wydawnictwo	Punkty MNiSW, IF*
A1	2019	<u>K Maciejewska</u> , Z Drzazga, Differences in spatio-temporal distribution of the visual P3b event-related potential between young men and women, Acta Neurobiol Exp 79(1): 25-38, doi: 10.21307/ane-2019-003 (Nencki Institute of Experimental Biology Polish Academy of Science)	100 pkt., 1.54 IF
A2	2020	<u>K Maciejewska</u> , K Grabowska, Acute effect of energy boost dietary supplement on P3 waveform: double blind, placebo controlled study, Acta Neurobiol Exp 80(4): 411-423. doi: 10.21307/ane-2020-038 (Nencki	100 pkt., 1.58 IF

		Institute of Experimental Biology Polish Academy of Science)	
A3	2020	<u>K Maciejewska</u> , A Greń, A Wiczorek, The effect of acute, moderate intensity indoor cycling on the temporal resolution of human vision system, measured by critical fusion frequency, <i>Physiol Rep.</i> 8(21): e14618. doi: 10.14814/phy2.14618 (Wiley)	70 pkt. , 0.7 IF
A4	2021	<u>K Maciejewska</u> , W Froelich, Hierarchical classification of event-related potentials for the recognition of gender differences in the attention task, <i>Entropy (Basel)</i> 23(11): 1547. doi: 10.3390/e23111547 (MDPI)	100 pkt. , 2.74 IF
A5	2022	HR Dimsdale-Zucker*, <u>K Maciejewska</u> *, K Kim, AP Yonelinas, C Ranganath, Individual differences in behavioral and electrophysiological signatures of familiarity-and recollection-based recognition memory, <i>Neuropsychologia</i> 173: 108287. doi: 10.1016/j.neuropsychologia.2022.108287 (Elsevier) * - równoważna pierwsza autorka	100 pkt. , 2.6 IF
A6	2023	<u>K Maciejewska</u> , W Moczarska, Single dose of an energy dietary supplement with a small amount of caffeine prevents an increase of a low frequency resting state EEG in possible mental fatigue, <i>Neuroscience</i> 527: 1-10. doi: 10.1016/j.neuroscience.2023.07.011 (Elsevier)	140 pkt. , 2.9 IF
A7	2025	<u>K Maciejewska</u> , K Duch, M Giza, A Nas, Multi-ingredient energy dietary supplement with a small amount of caffeine modulates central and autonomic nervous system after a single use, <i>Neuroscience</i> 580: 194-208. doi: 10.1016/j.neuroscience.2025.06.049 (Elsevier)	140 pkt. , 2.8 IF
A8	2025	<u>K Maciejewska</u> , Decoding event-related potentials: single-dose energy dietary supplement acts on earlier	140 pkt. , 2.5 IF

		brain processes than we thought, Front Neuroinform 19: 1563893. doi: 10.3389/fninf.2025.1563893 (Frontiers)	
Sumarycznie:			890 pkt, 17.36 IF

Sumarycznie: 31 cytowań wg Scopus (20 bez autocytowań), 28 cytowań wg WoS (20 bez autocytowań), oraz 42 cytowania wg Google Scholar (35 bez autocytowań)

* na podstawie analizy bibliometrycznej przeprowadzonej przez Bibliotekę Uniwersytetu Śląskiego w Katowicach (*Zal. 9*)

We wszystkich pracach jestem pierwszą autorką. W pracy A5, zgodnie z uzgodnieniami z czasopismem, jestem równoważną pierwszą autorką. We wszystkich pracach oprócz pracy A5, jestem autorką korespondencyjną.

Mój udział w poszczególnych pracach polegał na:

A1: zdefiniowaniu problemu badawczego i zaproponowaniu nowej koncepcji badań, zarządzaniu projektem eksperymentu, opracowaniu metodyki badawczej, zaprojektowaniu protokołu badawczego, zaprojektowaniu scenariuszy badawczych prezentowanych osobom uczestniczącym w badaniu, rekrutacji osób uczestniczących w badaniach, wykonaniu pomiarów, zarządzaniu oprogramowaniem, zarządzaniu zasobami, przetwarzaniu sygnału EEG zarejestrowanego w eksperymencie, analizie uzyskanych danych, interpretacji i dyskusji uzyskanych wyników, napisaniu manuskryptu i stworzeniu rysunków, odpowiedzi na uwagi recenzentów, oraz stworzenie ostatecznej wersji publikacji. Udział prof. Z. Drzazgi polegał na: krytycznej recenzji i komentarzu oryginalnego manuskryptu przed jego złożeniem (*Zal. 10_str1*).

A2: zdefiniowaniu problemu badawczego i zaproponowaniu nowej koncepcji badań, zarządzaniu projektem eksperymentu, opracowaniu metodyki badawczej, zaprojektowaniu protokołu badawczego, uzyskaniu zgody Komisji Etyki, zaprojektowaniu scenariuszy badawczych prezentowanych osobom uczestniczącym w badaniu, rekrutacji osób uczestniczących w badaniach, wykonaniu pomiarów, zarządzaniu oprogramowaniem, zarządzaniu zasobami, przetwarzaniu sygnału EEG zarejestrowanego w eksperymencie, analizie uzyskanych danych, interpretacji i dyskusji uzyskanych wyników, napisaniu

manuskryptu i stworzeniu rysunków, odpowiedzi na uwagi recenzentów, oraz stworzeniu ostatecznej wersji publikacji. Udział K. Grabowskiej, która była moją magistrantką, polegał na: pomocy w zaprojektowaniu protokołu badawczego, pomocy w rekrutacji osób uczestniczących w badaniu, pomocy w wykonaniu pomiarów, oraz krytycznej recenzji i komentarzu oryginalnego manuskryptu (*Zał. 10_str2*).

A3: zdefiniowaniu problemu badawczego i zaproponowaniu nowej koncepcji badań, zarządzaniu projektem eksperymentu, opracowaniu metodyki badawczej, zaprojektowaniu protokołu badawczego, uzyskaniu zgody Komisji Etyki, rekrutacji osób uczestniczących w badaniach, nadzorowaniu wykonania pomiarów, zarządzaniu oprogramowaniem, zarządzaniu zasobami, przetwarzaniu i analizie uzyskanych danych, interpretacji i dyskusji uzyskanych wyników, napisaniu manuskryptu i stworzeniu rysunków, odpowiedzi na uwagi recenzentów, oraz stworzeniu ostatecznej wersji publikacji. Udział A. Greń oraz A. Wieczorek, które były moimi dyplomantkami, polegał na: pomocy w rekrutacji osób uczestniczących w badaniu, wykonaniu pomiarów oraz krytycznej recenzji i komentarzu oryginalnego manuskryptu (*Zał. 10_str3*).

A4: zdefiniowaniu problemu badawczego i zaproponowaniu nowej koncepcji badań, zarządzaniu projektem eksperymentu, opracowaniu metodyki badawczej, zarządzaniu oprogramowaniem do przetwarzania sygnału EEG, zarządzaniu zasobami dot. akwizycji sygnału EEG, zaprojektowaniu protokołu badawczego, zebraniu danych EEG użytych w pracy, przetwarzaniu sygnału EEG zarejestrowanego w eksperymencie, interpretacji, analizie statystycznej, dyskusji i wizualizacji wyników, przygotowaniu manuskryptu, odpowiedzi na uwagi recenzentów, oraz stworzeniu ostatecznej wersji publikacji. Udział Prof. W. Froelicha polegał na: zaproponowaniu nowej koncepcji badań dot. uczenia maszynowego, opracowaniu metodyki badawczej dot. uczenia maszynowego, zarządzaniu oprogramowaniem do uczenia maszynowego, analizie i walidacji rezultatów w zakresie uczenia maszynowego, przygotowaniu manuskryptu, krytycznej recenzji i komentarzu oryginalnego manuskryptu, oraz pozyskaniu finansowania (*Zał. 10_str4*).

A5: opracowaniu metodyki analizy potencjałów wywołanych mózgu, zarządzaniu oprogramowaniem dot. analizy potencjałów wywołanych mózgu, analizie danych (potencjałów wywołanych mózgu oraz danych behawioralnych), interpretacji, dyskusji i wizualizacji uzyskanych wyników, przygotowaniu manuskryptu, krytycznej recenzji i komentarzu oryginalnego manuskryptu, odpowiedzi na uwagi recenzentów oraz stworzeniu ostatecznej wersji publikacji. Udział dr H.R. Dimsdale-Zucker polegał na: zdefiniowaniu problemu

badawczego i zaproponowaniu nowej koncepcji badań, zarządzaniu projektem, opracowaniu metodyki pomiaru i przetwarzania potencjałów wywołanych, zarządzaniu oprogramowaniem do akwizycji i przetwarzania sygnału EEG oraz do analizy danych behawioralnych, analizie danych behawioralnych, zarządzaniu zasobami, pomiarze i przetwarzaniu sygnału EEG, interpretacji, dyskusji i wizualizacji uzyskanych wyników, przygotowaniu manuskryptu, odpowiedzi na uwagi recenzentów, krytycznej recenzji i komentarzu oryginalnego manuskryptu, oraz stworzeniu ostatecznej wersji publikacji (*Zał. 10_str5*). Udział dr K. Kim polegał na: nadzorowaniu prac, przygotowaniu manuskryptu, odpowiedzi na uwagi recenzentów, krytycznej recenzji, komentarzu oryginalnego manuskryptu oraz stworzeniu ostatecznej wersji publikacji. Niestety nie udało mi się uzyskać oświadczenia od dr K. Kim, jednak jej wkład jest opisany w sekcji „Credit author statement” w publikacji. Udział prof. A.P. Yonelinas polegał na: zdefiniowaniu problemu badawczego i zaproponowaniu nowej koncepcji badań, opracowaniu metodyki analizy danych behawioralnych, przygotowaniu manuskryptu, odpowiedzi na uwagi recenzentów, krytycznej recenzji i komentarzu oryginalnego manuskryptu, oraz stworzeniu ostatecznej wersji publikacji (*Zał. 10_str6*). Udział prof. Ch. Ranganatha polegał na: zdefiniowaniu problemu badawczego i zaproponowaniu nowej koncepcji badań, opracowaniu ogólnej metodyki badań, przygotowaniu manuskryptu, odpowiedzi na uwagi recenzentów, krytycznej recenzji i komentarzu oryginalnego manuskryptu, stworzeniu ostatecznej wersji publikacji, oraz uzyskaniu finansowania (*Zał. 10_str7*).

A6: zdefiniowaniu problemu badawczego i zaproponowaniu nowej koncepcji badań, zarządzaniu projektem, opracowaniu metodyki badawczej, zaprojektowaniu protokołu badawczego, uzyskaniu zgody Komisji Etyki, rekrutacji osób uczestniczących w badaniach, wykonaniu pomiarów, zarządzaniu oprogramowaniem, zarządzaniu zasobami, przetwarzaniu sygnału EEG, przetwarzaniu i analizie uzyskanych danych, interpretacji, dyskusji i wizualizacji uzyskanych wyników, przygotowaniu manuskryptu, krytycznej recenzji i komentarzu oryginalnego manuskryptu, odpowiedzi na uwagi recenzentów, oraz stworzeniu ostatecznej wersji publikacji. Udział W. Moczarskiej, która była pod moją opieką w ramach tutoringu naukowego, polegał na: pomocy w przetwarzaniu danych, pomocy w przygotowaniu manuskryptu, przygotowaniu rysunku nr 1 oraz krytycznym zrecenzowaniu artykułu (*Zał. 10_str8*).

A7: zdefiniowaniu problemu badawczego i zaproponowaniu nowej koncepcji badań, zarządzaniu projektem, opracowaniu metodyki badawczej, zaprojektowaniu protokołu

badawczego, uzyskaniu zgody Komisji Etyki, rekrutacji osób uczestniczących w badaniach, wykonaniu pomiarów, zarządzaniu oprogramowaniem, zarządzaniu zasobami, nadzorowaniu przetwarzania sygnału EKG, analizie uzyskanych danych, interpretacji, dyskusji i wizualizacji uzyskanych wyników, przygotowaniu manuskryptu, krytycznym zrecenzowaniu artykułu, odpowiedzi na uwagi recenzentów, oraz stworzeniu ostatecznej wersji publikacji. Udział dr K. Duch, mgr M. Gizy oraz mgr A. Nas polegał na: przetwarzaniu sygnału EKG, oraz krytycznym zrecenzowaniu artykułu (*Zal. 10_str9-13*).

A8: zdefiniowaniu problemu badawczego i zaproponowaniu nowej koncepcji badań, zarządzaniu projektem, opracowaniu metodyki badawczej, zaprojektowaniu protokołu badawczego, zarządzaniu oprogramowaniem, zarządzaniu zasobami, przetwarzaniu sygnału EEG zarejestrowanego w eksperymencie, analizie i walidacji uzyskanych danych, interpretacji, dyskusji i wizualizacji uzyskanych wyników, przygotowaniu manuskryptu, odpowiedzi na uwagi recenzentów, oraz stworzeniu ostatecznej wersji publikacji.

4.2. Opis osiągnięcia naukowego

Lista użytych skrótów:

ADHD - zespół nadpobudliwości psychoruchowej z deficytem uwagi

ANS – autonomiczny układ nerwowy

BMI – interfejs mózg-maszyna

CFF – krytyczna częstotliwość fuzji/migotania

CNS - ośrodkowy układ nerwowy

EC – stan z oczami zamkniętymi

EDA – reakcja elektrodermalna

EEG – elektroencefalografia

EKG – elektrokardiografia

EMG – elektromiografia

EO – stan z oczami otwartymi

EOG – elektrookulografia

ERP – poznawcze potencjały wywołane mózgu

ET – śledzenie ruchów oczu

fEMG – twarzowa elektromiografia

FFT – szybka transformata Fouriera

fMRI – obrazowanie z wykorzystaniem funkcjonalnego rezonansu magnetycznego

HRV – zmienność rytmu serca

ICA – analiza komponentów niezależnych

MCP - problem wielokrotnych porównań

ML – uczenie maszynowe

MoBI – mobilne obrazowanie mózgu i ciała

MVPA - analiza wzorców wielowymiarowych

OCD - zaburzenia obsesyjno-kompulsywne

PNS – obwodowy układ nerwowy

PTSD - zespół stresu pourazowego

rsEEG – spoczynkowe EEG

SM - stwardnienie rozsiane

SOCT – spektralna koherentna tomografia optyczna

SVM – maszyna wektorów wspierających

VF – pole widzenia

VH – połowiczne pole widzenia

VR – wirtualna rzeczywistość

4.2.1 Wstęp – motywacja prowadzenia badań opisanych w cyklu publikacji

Problematyka dotycząca przedstawionego osiągnięcia naukowego obejmuje wykorzystanie sygnałów biomedycznych i miar behawioralnych do zbadania wpływu wybranych czynników endo- i egzogennych na funkcjonowanie mózgu i ciała człowieka w procesach poznawczych, w szczególności uwagi i pamięci.

Badanie wpływu czynników endogennych (różnic międzypłciowych i indywidualnych) oraz egzogennych (pobudzającego wpływu stymulacji biochemicznej i fizycznej) na przetwarzanie informacji przez mózg jest kluczowe z perspektywy neuroinżynierii i neuronauki. Umożliwia ono zrozumienie efektywności i dynamiki procesów poznawczych oraz mechanizmów modulujących aktywność sieci neuronalnych i zmieniających stan gotowości mózgu do przetwarzania informacji.

Uwaga i pamięć epizodyczna są szczególnie ważne w tym kontekście, ponieważ są one fundamentalnymi procesami dla większości funkcji poznawczych. Uwaga reguluje dostęp do zasobów poznawczych i umożliwia ich alokację, a pamięć epizodyczna jest podstawą zachowania ciągłości doświadczeń życiowych. Zrozumienie mechanizmów działania pamięci epizodycznej oferuje teoria dwuprocesową (*ang. dual-process theory*). Teoria ta proponuje, że pamięć epizodyczną można opisać dwoma odrębnymi zjawiskami: *familiarity* i *recollection* (Curran, 2000). Pierwszy proces wiąże się z uczuciem znajomości podczas przypominania sobie epizodu, ale bez powiązanych szczegółów kontekstowych. W drugim przypadku wspomnienia zawierają informacje o przedmiocie, powiązanych szczegółach i odnoszą się do kontekstu, który towarzyszył powstawaniu śladu pamięciowego (Addante et al., 2012; Eichenbaum et al., 2007; Yonelinas, 2002). Ze względu na to, że nie ma w literaturze polskiej właściwego określenia na te dwa procesy (dosłowne tłumaczenia „znajomość” i „przypominanie” nie oddają znaczenia tych procesów, i mogą wprowadzić w błąd), w autoreferacie będę posługiwała się sformułowaniami anglojęzycznymi.

Uwaga i pamięć są powiązane ze sobą, ponieważ uwaga kategoryzuje bodźce dochodzące do mózgu z otoczenia, więc wpływa na proces wyodrębniania tych elementów, które będą stanowić ślad pamięciowy. Gwarantuje to poprawne kodowanie epizodów pamięciowych. Poza tym, uwaga i pamięć są szczególnie podatne na modulację, ponieważ zależą bezpośrednio od stanu pobudzenia, które można łatwo modyfikować za pomocą czynników endo- i egzogennych. A to z kolei wpływa na rozpoznanie, selekcję, kodowanie, integrację, utrwalenie i odpamiętywanie informacji w mózgu (Cowan et al., 2024).

Wśród metod badających funkcje poznawcze człowieka, które dotyczą omawianego zagadnienia, są miary behawioralne i sygnały biomedyczne. Analiza spektralna sygnału EEG umożliwia badanie aktywności mózgu w stanie spoczynku (rsEEG, *ang. resting state EEG*), gdzie poszczególne pasma częstotliwości wiążą się z różnymi stanami i procesami poznawczymi (Getzmann et al., 2024; Patat et al., 2000). Natomiast prezentowanie bodźców, których przetwarzanie wymaga zaangażowania wyższych ośrodków poznawczych, pozwala badać poznawcze potencjały wywołane mózgu (ERP, *ang. event-related potentials*), czyli odpowiedzi mózgu na prezentowane bodźce, związane z konkretnymi procesami poznawczymi. Dzięki wydzieleniu epok ERP, czyli krótkich fragmentów sygnału EEG, zsynchronizowany z bodźcem, uśrednianych po wszystkich bodźcach tego samego typu, wzmacnia się odpowiedzi mózgu związane z przetwarzaniem informacji niesionej przez bodziec (Luck, 2014; Luck & Kappenman, 2012).

Nowoczesną metodą analizy sygnału EEG jest nieparametryczna analiza permutacyjna oparta na klastrach (Maris & Oostenveld, 2007). Metoda ta pozwala testować hipotezy dla całej epoki ERP (lub widma rsEEG) i dla wszystkich kanałów (elektrod) pomiarowych, i jest stosowana dla każdego kolejnego punktu w czasie. Łączy ona sąsiednie wartości, które prawdopodobnie są skorelowane (np. sąsiednie punkty czasowe i/lub lokalizacje przestrzenne), aby zredukować problem wielokrotnych porównań (MCP, *ang. multiple comparison problem*).

Natomiast kilka lat temu w literaturze pojawiło się nowe podejście do analizy ERP za pomocą klasyfikacji z wykorzystaniem technik uczenia maszynowego (ML, *ang. machine learning*). Polega ono na tzw. „dekodowaniu w celu interpretacji” (*ang. decoding for interpretation*) w celu lepszego zrozumienia funkcjonowania ludzkiego mózgu (Grootswagers et al., 2017; Hebart & Baker, 2018). To podejście jest różne od „dekodowania w celu przewidywania” (*ang. decoding for prediction*), które powszechnie stosuje się w interfejsach mózg-maszyna (BMI, *ang. brain-machine interface*) czy eksploracji danych w diagnostyce i leczeniu do automatycznej klasyfikacji procesów fizjologicznych i patofizjologicznych. W tym nowym zastosowaniu klasyfikacji, uzyskane dokładności nie muszą sięgać poziomu 90% (tj., nie dąży się do maksymalizacji bezwzględnej wartości dokładności klasyfikacji), tak jak stosuje się to w podejściu „dekodowania do przewidywania”, gdzie wysoka dokładność jest niezbędna ze względu na dekodowania w pojedynczej próbie w czasie rzeczywistym. Celem jest natomiast uzyskanie dokładności klasyfikacji istotnie większej od poziomu szansy. To daje możliwość stwierdzenia, że badane klasy (np. grupy lub warunki eksperymentalne) są rozróżnialne. W

tym celu, zaadoptowano analizę wzorców wielowymiarowych MVPA (*ang. multivariate pattern analysis*), która była dotychczas stosowana w analizie obrazów uzyskanych za pomocą funkcjonalnego obrazowania z wykorzystaniem rezonansu magnetycznego (fMRI, *ang. functional magnetic resonance imaging*), do rozróżniania klas bodźców na podstawie wzorca rozkładu napięcia na powierzchni głowy z sygnału EEG. To, że MVPA jest nowatorską metodą analizy ERP, podkreśla fakt, że dopiero w 2024 r. S. Luck, specjalista w zakresie ERP, opublikował wraz ze swym zespołem pracę, w której pokazuje przewagę w dekodowaniu ERP względem standardowych metod analizy, na przykładzie najbardziej popularnych ERP (Carrasco et al., 2024).

Badanie wpływu zmiennych biologicznych i środowiskowych na przetwarzanie informacji w mózgu jest istotne, bo pozwala nie tylko na zrozumienie funkcjonowania tego procesu w zdrowym organizmie, ale także jest podstawą do badań nad mechanizmami, które prowadzą do zaburzenia tego procesu u osób starszych oraz w schorzeniach neuropsychiatrycznych, takich jak autyzm, zaburzenia zachowania, zespół nadpobudliwości psychoruchowej z deficytem uwagi (ADHD), schizofrenia, zespół Tourette'a, depresja, zaburzenia nastroju, zaburzenia lękowe, zaburzenia obsesyjno-kompulsywne (OCD), zespół stresu pourazowego (PTSD), bulimia, migreny, stwardnienie rozsiane (SM) czy choroba Alzheimera (Byrd et al., 2023; Guo et al., 2024; Karmiloff-Smith et al., 2014; Mani et al., 2025; Ramtekkar, et al., 2010).

Dzięki tej wiedzy można budować bardziej trafne modele neuronaukowe, które wykorzystuje się w predykcji chorób neurologicznych lub psychicznych. Z kolei połączenie tej wiedzy z rozwojem nowoczesnych technologii umożliwia rozwój bardziej precyzyjnych, uniwersalnych i adaptacyjnych narzędzi i technologii, które wspierają lub regulują pracę mózgu w normie i patologii. Uwzględnienie wpływu pobudzenia wewnętrznego i zewnętrznego, zmęczenia psychicznego, płci i różnic indywidualnych prowadzi do rozwoju spersonalizowanych rozwiązań stosowanych w neurorehabilitacji, np. w BMI, neurofeedbacku, profilaktycznych i telemedycznych urządzeniach ubieralnych (*ang. wearables*) czy spersonalizowanej stymulacji magnetycznej i elektrycznej (Bigoni et al., 2023; Casson, 2019; Hemmerich et al., 2024; Jia et al., 2023; Kautzky-Willer et al., 2021; Park et al., 2020; Van Hoornweder et al., 2025). Nowa wiedza w tym zakresie ma przełożenie na optymalizację również mniej wyrafinowanych, ale powszechniejszych interwencji poznawczych, takich jak dopasowanie intensywności treningu fizycznego i poznawczego, modulacja stanu pobudzenia, czujności, obciążenia mentalnego i poziomu stresu lub

optymalizacja procesu uczenia się (Bouche, 2025; Cutsem et al., 2017; Díaz-García et al., 2025; Fraulini et al., 2017; Laskowski & Greenlee, 2025; Lima-Junior et al., 2025; Sanchis et al., 2020; Stafylidis et al., 2025; Teo et al., 2014).

4.2.2 Problem naukowy i brak w stanie wiedzy

Ze względu na obszerność i interdyscyplinarność zagadnienia, wciąż istniała luka w dotychczasowej literaturze w tym temacie. Problem, który zdefiniowałam, był związany z brakiem kompleksowego podejścia metodycznego. Wśród różnych metod badawczych dominowały te opierające się na metodach behawioralnych. Jednak nie umożliwiają one bezpośredniego dostępu do aktywności neuronalnej ani rozróżnienia poziomów przetwarzania, ponieważ dane wyjściowe powstają po zakończonym procesie przetwarzania informacji w mózgu i wygenerowaniu odpowiedzi (Berkman & Lieberman, 2011).

Sygnały biomedyczne mają tę przewagę, że pozwalają obserwować bezpośrednią reakcję mózgu, czyli ośrodkowego układu nerwowego (CNS, *ang. central nervous system*) oraz innych narządów i procesów fizjologicznymi regulowanych przez obwodowy układ nerwowy (PNS, *ang. peripheral nervous system*), np. za pomocą elektrokardiografii (EKG). Jednak standardowa analiza obarczona jest ryzykiem pominięcia efektów słabych i niespodziewanych oraz zwiększa ryzyko błędnej analizy okrężnej (*ang. circular analysis*). Wynika to z konieczności wyboru *a priori* okna czasowego komponentu ERP (lub zakresu częstotliwości w spektrum rsEEG) i elektrod, dla których spodziewamy się efektu, co wymaga subiektywnej decyzji badaczki lub badacza (Luck, 2014).

To ograniczenie można wyeliminować stosując nieparametryczną analizę permutacyjną opartą na klastrach (Maris & Oostenveld, 2007). Nie wymaga ona stawiania założeń co do spodziewanego czasu wystąpienia i topografii badanego efektu, co zwiększa czułość analizy, bo pozwala wykryć efekty słabsze lub takie, których się nie spodziewano. Jednak ta metoda wciąż bazuje na uśrednionych ERP. W takiej analizie wszystko, co powoduje zmienność międzypersonalną, w tym różnice w pofałdowaniu mózgu, które powodują różnice w rozkładzie napięcia elektrycznego na powierzchni głowy, zmniejsza prawdopodobieństwo, że rzeczywista różnica w aktywności mózgu między warunkami eksperymentalnymi jest statystycznie istotna.

W dodatku, w literaturze brakowało badań, które bezpośrednio wiążą behawioralne miary z potencjalnymi neuronalnymi korelatami procesów poznawczych, mierzonymi za pomocą sygnału EEG. Co więcej, zmienność w czasie i topografii wzorców aktywności mózgu w zależności od rodzaju bodźca utrudniała znalezienie powtarzalnych efektów. Różnice indywidualne jednak najczęściej nie były brane pod uwagę w analizie sygnałów biomedycznych (Tanner et al., 2018).

Nawet jeśli używano czulszych metod, takich jak techniki ML, badania te miały swoje ograniczenia. W znacznej części prac, zbiory danych były pozyskiwane z otwartych baz danych, a co za tym idzie osoby analizujące sygnał EEG nie miały wiedzy na temat warunków przeprowadzenia akwizycji, szczegółów protokołu badawczego oraz etapów przetwarzania sygnału, który został udostępniony (Kaushik et al., 2018; Nguyen et al., 2013; Putten et al., 2018). Bardzo często były to osoby o specjalistycznej wiedzy z zakresu IT i uczenia maszynowego, które miały jednak ograniczoną wiedzę z neurofizjologii, biosygnatów oraz przetwarzania i analizy sygnałów biomedycznych. Skutkowało to uzyskiwaniem wysokich dokładności klasyfikacji, które miały jednak słabe przełożenie na zrozumienie rzeczywistych procesów neurofizjologicznych.

Dodatkowo, często badania były prowadzone tylko dla wybranych pojedynczych elektrod pomiarowych, lub z małego obszaru głowy, dla konkretnie zdefiniowanych ERP lub zakresów częstotliwości w rsEEG. Różnice w paradygmatach badawczych, w charakterystykach czasowych i topograficznych badanych efektów, trudne do uchwycenia za pomocą standardowych metod analizy, różnice w charakterystykach grup badanych, w czasie wykonania pomiarów po interwencji, a także często brak lub słaba kontrola czynników zaburzających powodowały rozdrobnienie i fragmentaryczność doniesień naukowych. To, z kolei, skutkowało dużą rozbieżnością w raportowanych rezultatach badań (Ajijmaporn et al., 2022; Alsunni, 2015; Chen et al., 2014; Grasser et al., 2016; Hajsadeghi et al., 2016; Hanson et al., 2018; Lambourne & Tomporowski, 2010; Macleod & Donaldson, 2017; Meng et al., 2017; Patat et al., 2000; Shelton et al., 2002; Steffensen et al., 2008; Turnbull et al., 2017; Vaquero et al., 2004; White et al., 2017). Powyższy problem naukowy skutkowałam dwiema lukami w dotychczasowej literaturze, które zidentyfikowałam osobno dla zagadnienia dotyczącego czynników endo- i egzogennych.

Luka **L1** była związana z czynnikami endogennymi. Fakt, iż różnice indywidualne (międzyosobnicze) są dużo większe niż różnice międzyplciowe i często maskują ich efekty skutkowało wciąż brakiem konsensusu w dostępnej literaturze dotyczącego różnic

związanych z płcią we wzorcach aktywności mózgu reprezentujących przetwarzanie bodźców, w szczególności ERP związanych z uwagą i pamięcią (Hoffman & Polich, 1999; Shelton et al., 2002; Steffensen et al., 2008; Tsolaki et al., 2015; Vaquero et al., 2004). Liczba badań skupionych na klasyfikacji płci w procesach poznawczych była jeszcze bardziej ograniczona. W dodatku, większość z nich nie była oparta na sygnale EEG, co powodowało ich ograniczoną dokładności, trwałość efektu, jednoznaczność, uniwersalność i odporność na zatajenie (Lin et al., 2017). Dostępne badania z wykorzystaniem EEG opierały się na rejestracji sygnału najczęściej tylko w spoczynku, który nie angażuje procesów poznawczych, takich jak uwaga czy pamięć (Ghani et al., 2017; Kaur et al., 2018; Kaushik et al., 2018; Li et al., 2020; Putten et al., 2018; Wang & Hu, 2019). Znalezione przeze mnie fragmentaryczne doniesienia o klasyfikacji sygnału EEG podczas zadań poznawczych dotyczyły w zasadzie tylko rozpoznawania emocji (Bilalpur et al., 2017; De La Pava et al., 2019). Ubogość i niejednoznaczność dotychczasowych badań skutkowało tym, że przez dekady badania biomedyczne, w tym neuronaukowe, były przeprowadzane bez uwzględniania różnic międzypłciowych. Problem ten przełożył się na bezpośrednie konsekwencje społeczne i zdrowotne. W badaniach z udziałem ludzi najczęściej dominowała grupa mężczyzn, a badania z wykorzystaniem modeli zwierzęcych najczęściej były prowadzone na zwierzętach płci męskiej. Takie praktyki skutkowały poważniejszymi zagrożeniami dla zdrowia kobiet ze względu na ich niedostateczną reprezentację w badaniach podstawowych, przedklinicznych, klinicznych i testach leków. Wyższe wskaźniki błędnej diagnozy i niepożądanych skutków ubocznych leczenia farmakologicznego były również częstsze u kobiet. Na szczęście, w ostatnim czasie rozpoznawanie różnic płciowych w badaniach biomedycznych skłoniło środowisko naukowe, w tym agencje finansujące oraz redakcje czasopism naukowych, do wdrożenia nowych zasad nadzoru nad analizą płci w badaniach naukowych (Millett et al., 2018; Nielsen et al., 2021; Peters et al., 2016; Peters & Norton, 2018; Rich-Edwards et al., 2018; Tannenbaum et al., 2019; Thompson et al., 2019). W literaturze brakowało też badań wykazujących związek między indywidualnymi różnicami w behawioralnych korelatach pamięci epizodycznej a potencjalnymi neuronalnymi korelatami tych procesów, mierzonymi za pomocą ERP. Nieliczne prace nie były rozstrzygające i miały braki metodyczne (Chen et al., 2014; Macleod & Donaldson, 2017). Osiągnięcie, które prezentuję, jest odpowiedzią na te potrzeby.

Z kolei luka **L2** dotyczyła badania zewnętrznych czynników działających pobudzająco na układ nerwowy człowieka. Spora liczba wcześniejszych badań skupiała się na efektach

długoterminowych, podczas gdy brakowało w literaturze badań potencjalnego efektu ostrego, obserwowanego po zastosowaniu jednej dawki/ekspozycji. Jednocześnie brakowało prac wykazujących zmiany zachodzące po zakończeniu stymulacji i ich krótkoterminowych następstw (Lambourne & Tomporowski, 2010). Jeśli chodzi o pobudzenie o podłożu biochemicznym, to najczęściej stosowanym takim neurostymulatorem jest kofeina i produkty ją zawierające. Jednak dotychczasowa literatura była oparta głównie na efekcie samej kofeiny, w szczególności w wysokich dawkach, zaniedbując efekty synergiczne w produktach wieloskładnikowych (Deslandes et al., 2005; Jung et al., 2014; Siepmann & Kirch, 2002; Turnbull et al., 2017; Van Son et al., 2018). Jeśli już badano takie interakcje, to skupiano się głównie na szkodliwych dla zdrowia efektach ubocznych stosowania wysokich dawek kofeiny lub tzw. energetyków, które zawierają duże ilości kofeiny, a do tego cukier i taurynę, i często są spożywane razem z alkoholem (Cao et al., 2021; Costantino et al., 2023; Grasser et al., 2016; Higgins et al., 2010, 2015; Mendoza et al., 2023; Surma et al., 2023; Voskoboinik et al., 2018; Wassef et al., 2017). Przewlekłe stosowanie takich produktów zwiększa ryzyko chorób, w tym układu krążenia i układu nerwowego, a nawet śmierci. Jednak w literaturze była luka dotycząca pozytywnego wpływu suplementów diety, które nie są napojami energetycznymi, zawierają niskie dawki kofeiny (mniejsze niż w jednej filiżance kawy), nie stanowią więc zagrożenia dla zdrowia, a wręcz mają korzystne działanie na aktywność mózgu i ciała.

Podsumowując, dotychczasowe badania pokazują, że sygnały biomedyczne takie jak EEG i EKG oraz miary behawioralne są cennymi narzędziami do badania procesów poznawczych, takich jak uwaga i pamięć epizodyczna, które są modulowane przez czynniki egzo- i endogenne. W odpowiedzi na problem naukowy i luki w dostępnej literaturze, które zidentyfikowałam powyżej, zaproponowałam ich rozwiązanie i uzupełnienie, które przedstawiam w opisywanym osiągnięciu.

4.2.3 Zastosowana metodyka

Prace zostały wykonane na:

- **Do 2019 r.:** Uniwersytecie Śląskim w Katowicach, w Zakładzie Fizyki Medycznej (obecnie nie istnieje)
- **w 2019 r.:** Uniwersytecie Kalifornijskim w Davis, USA, w Dynamic Memory Lab

- **od 2020 r.:** Uniwersytecie Śląskim w Katowicach, w Instytucie Inżynierii Biomedycznej

Zastosowana przeze mnie tematyka w pracy na **Uniwersytecie Śląskim w Katowicach** w latach 2019-2025 była realizowana z wykorzystaniem opracowanej przeze mnie kompleksowej metodyki, w skład której weszły następujące metody:

- akwizycji sygnału EEG za pomocą 32-kanalowego, 24-bitowego aktywnego systemu EEG (ANT Neuro, Holandia) ze wzmacniaczem Refa8 (TMSi, Holandia) ze wzmocnieniem 26.55x, impedancją wejściową $>100\text{ M}\Omega$, CMRR $>90\text{ dB}$ i elektrodami Ag/AgCl w rozszerzonym montażu 10/20 w czepkach WaveguardTM oraz oprogramowania ASA-Lab (ANT Neuro, Holandia) (prace: **A1-A2, A4, A6, A8**)
- akwizycji sygnału EKG za pomocą 4-kanalowego, 24-bitowego systemu do akwizycji sygnałów biomedycznych MP36R (Biopac, USA) ze wzmocnieniem 5-5000, impedancją wejściową $11\text{ M}\Omega$ (DC), CMRR=110 dB i elektrodami Ag/AgCl (praca **A7**)
- akwizycji wartości CFF za pomocą automatycznego perymetru PTS910 (Optopol, Polska) ze 168 punktami testowymi, zakresem pola widzenia 100° , wielkością bodźca Goldmann Size III, źródłem bodźca LED 565 nm (zielony), maksymalną jasnością bodźca (1000 asb) jasnością tła 10 asb w kolorze białym (praca **A3**)
- generowania bodźców i tworzenia scenariuszy eksperymentalnych za pomocą oprogramowania Eevoke software (ANT Neuro, Holandia) (prace: **A1-A2, A4, A8**)
- przetwarzania i analizy sygnału EEG i ERP za pomocą oprogramowania ASA v.4.8 (ANT Neuro, Holandia), MATLAB R2019b, R2021b (Mathworks, USA) wraz z modułami EEGLAB (Delorme and Makeig, 2004), ERPLAB (Lopez-Calderon and Luck, 2014), FieldTrip (Oostenveld et al., 2011), platformy obliczeniowej Jupyter Notebook, oraz własnymi skryptami w języku MATLAB i PYTHON (prace: **A1-A2, A4, A6, A8**), w tym:
 - korekcji artefaktów za pomocą analizy składowych (komponentów) niezależnych (ICA, *ang. independent component analysis*). Istota wykorzystania ICA w korekcji artefaktów polega na tym, że te źródła informacji mogą reprezentować synchroniczną lub częściowo synchroniczną aktywność w obrębie jednego (lub ewentualnie kilku) obszarów korowych, ale także aktywność ze źródeł pozaneuronalnych (np. potencjały indukowane

ruchami gałek ocznych lub wytwarzane przez aktywność pojedynczego mięśnia, szum liniowy itp.)

- epokowania sygnału EEG, polegającego na wydzieleniu krótkich fragmentów sygnału EEG, zsynchronizowanych z każdym podanym bodźcem o długości zależnej od badanego ERP
 - uśredniania epok w ramach danego warunku eksperymentalnego na poziomie osobniczym, w celu otrzymania średnich przebiegów ERP osobno dla każdego zarejestrowanego kanału (elektrody) pomiarowego, dla każdego warunku eksperymentalnego, dla każdej osoby badanej
 - wyliczenia tzw. fal różnicy (*ang. difference waveforms*) ERP, czyli różnicy w przebiegach ERP między warunkami eksperymentalnymi
 - analizy maksymalnej amplitudy i latencji ERP
 - przetworzenia rsEEG metodą szybkiej transformaty Fouriera (FFT, *ang. Fast Fourier Transform*)
 - analizy EEG w dziedzinie czasu za pomocą nieparametrycznej analizy permutacyjnej opartej na klastrach (czas, elektroda)
 - analizy spektralnej EEG za pomocą nieparametrycznej analizy permutacyjnej opartej na klastrach (częstotliwość, elektroda)
 - dekodowania ERP za pomocą uczenia maszynowego z wykorzystaniem metody MVPA
- przetwarzania i analizy sygnału EKG za pomocą oprogramowania AcqKnowledge (Biopac, USA) v.4.2, v.5.0 wraz z modułem WorkFlow, w tym:
 - analizy parametrów morfologicznych sygnału EKG (amplitud załamków oraz czasów trwania załamków i odstępów)
 - analizy spektralnej zmienności rytmu serca (HRV)
 - analizy statystycznej i wizualizacji danych za pomocą oprogramowania R v3.6.1, RStudio v.1.1 (RStudio Inc., USA) i Statistica (DELL) (prace: **A1-A4, A6- A8**)
 - zarządzania i udostępniania danych i kodów za pomocą platform OSF i GitHub (prace: **A3-A8**)

Zastosowana przeze mnie tematyka w pracy na **Uniwersytecie Kalifornijskim w Davis (USA)** w latach 2019-2022 (pobyt na stażu w 2019 r. i późniejsze prace dot. analizy danych) była realizowana z wykorzystaniem:

- akwizycji sygnału EEG za pomocą 64-kanalowego, 24-bitowego systemu EEG ActiveTwo (BioSemi, USA) z impedancją wejściową 300 M Ω @ 50 Hz, CMRR 90 dB @ 50 Hz i elektrodami Ag/AgCl w rozszerzonym montażu 10/20 w czepkach Waveguard™ (praca A5)
- przetwarzania i analizy sygnału EEG i ERP za pomocą oprogramowania MATLAB r2014b i R2021b (Mathworks, USA) wraz z modułami EEGLAB (Delorme and Makeig, 2004), ERPLAB (Lopez-Calderon and Luck, 2014), FieldTrip (Oostenveld et al., 2011) i własnymi skryptami do przetwarzania i analizy sygnału EEG i ERP (praca A5), w tym:
 - analizy komponentów niezależnych (ICA)
 - analizy maksymalnej amplitudy i latencji ERP
 - analizy EEG w dziedzinie czasu za pomocą nieparametrycznej analizy permutacyjnej opartej na klastrach (czas, elektroda)
 - analizy korelacji między ERP a miarami behawioralnymi za pomocą nieparametrycznej analizy permutacyjnej opartej na klastrach (czas, elektroda)
- analizy statystycznej i wizualizacji danych za pomocą oprogramowania R v3.6.1 i RStudio v.1.1 (RStudio Inc., USA) (praca A5)
- zarządzania i udostępniania danych za pomocą platform OSF, GitHub i CodeOcean (praca A5)

4.2.4 Wnioski z badań – ustalenia naukowe

W celu rozwiązania powyższego problemu, stworzyłam i zastosowałam kompleksowy i wieloaspektowy zestaw uzupełniających się metod, które pozwoliły mi zbadać, w jaki sposób czynniki wewnętrzne i zewnętrzne modulują proces przetwarzania bodźców docierających z otoczenia, ze szczególnym uwzględnieniem procesów uwagi i pamięci.

Po pierwsze, zaproponowałam i opracowałam metodykę, która składała się z serii analiz obejmujących zarówno miary behawioralne, jak i parametry wyliczone ze zmierzonych sygnałów fizjologicznych.

Po drugie, wykorzystałam pomiary aktywności elektrycznej mózgu za pomocą EEG i ERP, a także pomiary krytycznej częstotliwości fuzji (CFF, *ang. critical fusion frequency*) za pomocą perymetrii do badania pola widzenia w strategii *flicker*. Badanie to polega na prezentacji

osobom badanym punktów świetlnych na czaszy perymetru w różnych punktach pola widzenia. Punkty migoczą ze wzrastającą (lub malejącą) częstotliwością, a osoby badane wskazują moment przejścia, czy moment, w którym bodziec zaczyna (lub przestaje) być odbierany jako ciągły. CFF jest alternatywną metodą badania temporalnych cech bodźców wzrokowych docierających do mózgu, niewymagającą długiego przygotowania do badania i zaawansowanej wiedzy dot. przetwarzania i analizy wielowymiarowych sygnałów biomedycznych. CFF odzwierciedla podstawową rozdzielczość czasową przetwarzania bodźców w układzie wzrokowym i dlatego jest dobrym miernikiem jego sprawności (Eisen-Enosh et al., 2017; Schrupp et al., 2009). Stała się ostatnio interesującym narzędziem w badaniu oceny funkcji poznawczych, takich jak czułość sensoryczna, przetwarzanie informacji, obciążenie percepcyjne, poziom lęku, czujność i pobudzenie korowe, zmęczenie ośrodkowego układu nerwowego, reakcja na stymulację emocjonalną, wpływ wieku lub wyczerpanie fizyczne i zmęczenie (Clemente-Suárez & Montana, 2019; Lawson et al., 2014; O'Brien et al., 2017; Saint et al., 2017). Dodatkowo, zbadałam aktywność elektryczną serca za pomocą EKG i analizy zmienności rytmu serca (HRV, *ang. heart rate variability*), reprezentującą aktywności autonomicznego układu nerwowego (ANS, *ang. autonomic nervous system*). Dzięki temu, obiektywnie zbadałam reprezentację aktywności neuronalnej człowieka na różnych poziomach odpowiedzi układu nerwowego.

Po trzecie, zastosowałam trzy strategie badania sygnału EEG. Mianowicie, najpierw zastosowałam standardową analizę statystyczną amplitudy i latencji (czyli czasu od wyświetlenia bodźca do pojawienia się komponentu) badanych potencjałów ERP. Następnie rozszerzyłam ją o badanie dynamiki zmian charakterystyki czasoprzestrzennej potencjału w trakcie trwania epoki. Analizę tych zmian we wzorcach aktywności mózgu przeprowadziłam z wykorzystaniem nieparametrycznej analizy permutacyjnej opartej na klastrach. Z kolei, czasoprzestrzenny charakter przetwarzania bodźców wzrokowych w badaniu CFF zbadałam, analizując CFF dla punktów świetlnych w różnych obszarach pola widzenia (VF, *ang. visual field*).

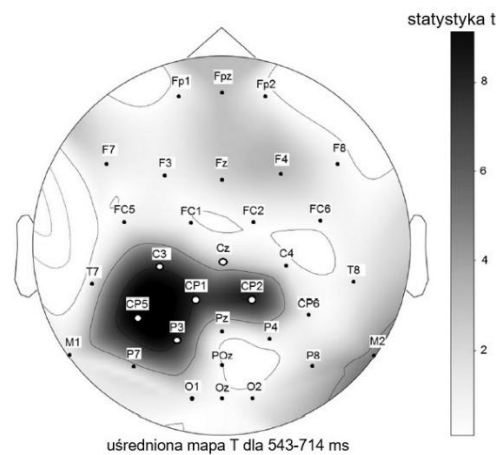
Żeby jeszcze bardziej zwiększyć czułość analizy sygnału EEG, na końcu zastosowałam nowe podejście do klasyfikacji ERP polegające na tzw. „dekodowaniu w celu interpretacji” z wykorzystaniem ML. Domknięciem tego kompletu metod było zastosowanie analizy MVPA. W obszarze badań fMRI jest stosowana od dawna, ale w badaniu ERP jest to nowe podejście. Dekodowanie przeprowadziłam oddzielnie dla każdej badanej osoby, a następnie sprawdziłam, czy dokładność dekodowania w każdym punkcie czasowym była istotnie

wyższa niż poziom szansy. To umożliwiło mi minimalizację błędu standardowego i zwiększenie czułości analizy ERP. Jednocześnie, techniki ML zastosowałam na danych, które pochodziły z eksperymentów przeprowadzonych przeze mnie, które samodzielnie przetworzyłam, co pozwoliło na pełną kontrolę nad sygnałem EEG, który został poddany analizie ML.

Dzięki takiemu kompleksowemu podejściu, w odpowiedzi na problem, zoptymalizowałam procedurę analizy wpływu czynników modulujących dynamikę aktywności układu nerwowego człowieka.

Problem niedostatecznej czułości metod badawczych jest w szczególności istotny w badaniu efektów ciężko uchwytnych, takich jak różnice związane z płcią lub różnice indywidualne. W związku z tym, uzupełnienie luki w stanie wiedzy L1 zaproponowałam w pracach A1, A4-A5. W pracy A1 zbadałam ERP na grupie zdrowych, młodych kobiet i mężczyzn podczas prostego zadania angażującego procesy uwagowe i pamięciowe. Wykorzystałam komponent P3 jako obiektywną miarę mechanizmu przetwarzania bodźców wzrokowych w procesie alokacji uwagi i pamięci, w tym uaktualniania kontekstu, przechowywania śladów pamięciowych i operacji pamięciowych związanych z zadaniem. Wykorzystałam paradygmat „oddball”, w którym osoba badana zwracała uwagę na jedną kategorię bodźców (target), a ignorowała inną (standard). Wyliczona fala P3 ma wyższą amplitudę w odpowiedzi na bodźce typu target niż bodźce typu standard. W pierwszym etapie analizy wykorzystałam standardowe podejście, czyli obliczyłam amplitudę jako średnią wartość ERP w oknie czasowym odpowiadającym fali P3 oraz latencję fali P3. Pomiar amplitudy fali P3 pozwolił mi na ocenę procesu alokacji zasobów uwagowych, a latencji - szybkości procesu klasyfikacji bodźców w mózgu. W serii analiz przeprowadzonych na tym etapie pokazałam istotną różnicę w amplitudzie i latencji fali P3 między grupą kobiet a grupą mężczyzn, która była szczególnie widoczna nad lewą półkulą, w obszarach czołowo-centralnych, centralnych, i centralno-potylicznych. Na podstawie analizy latencji wykazałam większą asymetrię między półkulami u mężczyzn niż u kobiet. Oceny dynamiki zmian wzorca aktywności mózgu w odpowiedzi na prezentowane bodźce dokonałam porównując topografie rozkładów ERP na powierzchni głowy między kobietami a mężczyznami. W celu oceny ilościowej, zastosowałam nieparametryczną analizę permutacyjną opartą na klastrach. Wykonałam tę analizę w trzech krokach. Analiza sygnału ERP na poziomie pojedynczych kanałów pomiarowych (*ang. single sensor analysis*) z użyciem wysokiego progu detekcji pozwoliła mi znaleźć silne, zlokalizowane efekty. Istotne różnice między grupą kobiet a mężczyzn zaobserwowałam w

obszarach centralno-ciemieniowych ok. 600 ms po zaprezentowaniu bodźca. Po obniżeniu progu detekcji w celu oceny słabszych i bardziej rozproszonych efektów, istotne efekty zaobserwowałam dla 4 elektrod centralno-ciemieniowych, w czasie od ok. 400 do około 800 ms. W ostatnim kroku analizy, przeprowadziłam test z wykorzystaniem klastrów czasoprzestrzennych, aby uwzględnić rozkład przestrzenny elektrod na powierzchni głowy w procedurze klastrowania. W tej analizie wykazałam obecność istotnego klastra czasoprzestrzennego, który zawierał elektrody w obszarze centralnym, centralno-ciemieniowym i ciemieniowym, głównie po stronie lewej, w przedziale od latencji od ok. 540 do ok. 720 ms (Rys. 1).

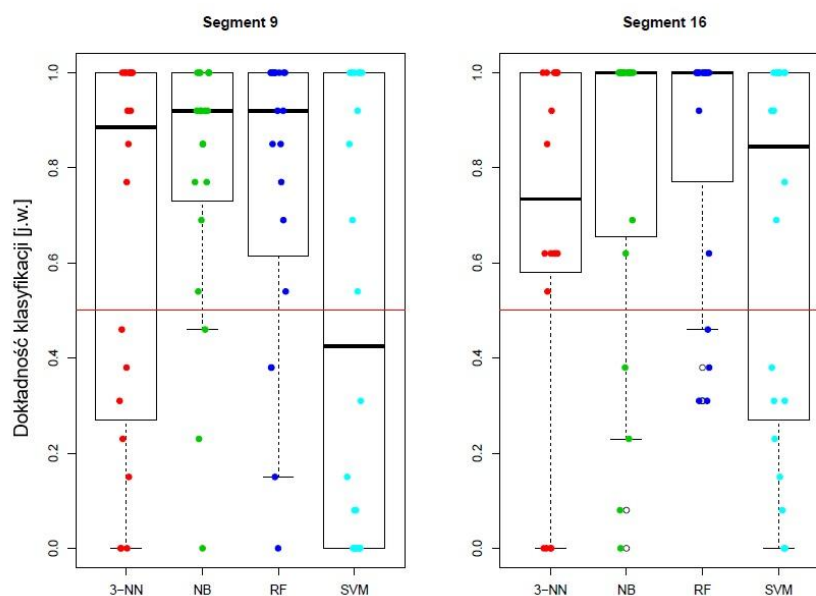


Rys. 1. Klaster czasoprzestrzenny elektrod EEG, reprezentujący istotną różnicę między porównywalnymi grupami kobiet i mężczyzn

Dodatkowo, różnice między grupą kobiet a mężczyzn zaobserwowałam również w analizie korelacji miar ERP z miarami behawioralnymi, mimo braku różnic międzypłciowych w samych parametrach behawioralnych.

W pracy **A4** pogłębiłam tę analizę wykorzystując algorytmy ML do hierarchicznej segmentacji i klasyfikacji ERP. W tym celu, nawiązałam współpracę z prof. Wojciechem Froelichem z Instytutu Informatyki Uniwersytetu Śląskiego w Katowicach, który miał doświadczenie w technikach uczenia maszynowego i zajął się implementacją algorytmów ML do klasyfikacji na macierzy wartości potencjałów ERP, dla wszystkich kanałów EEG i punktów w czasie dla danego segmentu. Stanowiły one podstawę segmentacji, umożliwiając

konstrukcję łańcucha klasyfikatorów dających docelową klasyfikację przebiegów ERP między dwiema klasami: grupą kobiet i grupą mężczyzn. Segmentacja umożliwiła mi wydzielenie z całej epoki ERP krótszych segmentów o czasie trwania 50 ms poddanych klasyfikacji. W ten sposób uprościłam procedurę klasyfikacji, tzn. zamiast zajmować się całą epoką, wyniki klasyfikacji analizowałam dla poszczególnych segmentów osobno. Najwyższe dokładności uzyskane przez klasyfikatory zaobserwowałam dla dwóch segmentów w obrębie czasu trwania fali P3, będącej neuronalnym korelatem uwagi: 9, który odpowiadał interwałowi czasowemu 300–350 ms, i 16, który odpowiadał interwałowi czasowemu 600–650 ms (Rys. 2).



Rys. 2. Rozkład dokładności klasyfikacji (γ) dla segmentu 9 (300-350 ms) i segmentu 16 (600-650 ms). Czerwona pozioma linia: poziom szansy (0.5)

Tym sposobem, zreplikowałam efekt, który zaobserwowałam w pracy **A1**, a mianowicie różnice między badanymi grupami w późniejszym oknie czasowym. Co jednak istotne, wykazałam również różnice na wcześniejszym etapie przetwarzania bodźców, które nie były zaobserwowane w pracy **A1**. To potwierdza większą czułość metod klasyfikacji ERP w porównaniu z klasycznymi metodami ich analizy. Obserwowane różnice można przypisać m.in. różnicom morfologicznym w strukturze i organizacji układu nerwowego (np. integralności i wielkości ciała modelowatego, integralności połączenia skroniowo-ciemieniowego lub objętości istoty szarej), czy różnicom w alokacji uwagi. Moje prace wykazały istnienie różnic międzypłciowych w czasoprzestrzennych charakterystykach

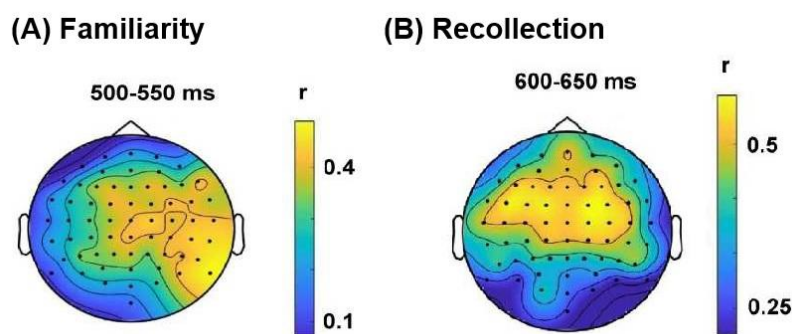
neuralnych korelatów uwagi i pamięci w przetwarzaniu prostych bodźców wzrokowych zmierzonych za pomocą ERP w paradygmacie *oddball*. Prace **A1** i **A4** pokazują, że nawet w małej próbie są efekty możliwe do zaobserwowania. Zagadnienie różnic międzypłciowych kontynuuję obecnie. Aktualnie jestem w trakcie prac nad projektem realizowanym w ramach programu „Równość i różnorodność w badaniach naukowych”. Jako beneficjentka 2 edycji konkursu organizowanego w ramach Inicjatywy Doskonałości Badawczej Uniwersytetu Śląskiego w Katowicach, realizuję projekt pt. „Badanie różnic związanych z płcią w procesie pamięci epizodycznej bodźców emocjonalnych z wykorzystaniem sygnałów biomedycznych”. Szczegóły tego projektu opisałam w rozdziale „Aktualne prace i dalsze plany badawcze” niniejszego autoreferatu.

Powiązanie ERP z miarami behawioralnymi pod wpływem endogennych czynników wpływających na wzorce aktywności mózgu kontynuowałam w pracy **A5**. Powstała ona w wyniku mojego pobytu na stażu w UC Davis w USA. W porównaniu do pracy **A1**, w której do analizy permutacyjnej ERP wykorzystywałam funkcje napisane w języku PYTHON, w pracy **A5** do analizy ERP zastosowałam środowisko MATLAB, z którym zapoznałam się na stażu, i które jest najczęściej stosowanym środowiskiem przez osoby specjalizujące się w badaniu EEG i ERP. Od tego momentu zaczęłam stosować środowisko MATLAB do przetwarzania i analizy sygnału EEG i ERP w moich kolejnych pracach, rozszerzając badania o kolejne obszary analiz. Wchodząc w skład zespołu Dynamic Memory Lab, kierowanego przez prof. Charana Ranganatha, w pracy **A5** zanalizowałam korelacje różnic indywidualnych w neuronalnych oraz behawioralnych korelatach wyliczonych w oparciu o teorię dwuprocesową dwóch procesów pamięci epizodycznej: *familiarity* i *recollection*.

W tym celu zanalizowałam ERP zmierzone w paradygmacie pamiętam/wiem (*ang. remember/know*), złożonym z dwóch sesji eksperymentalnych. Zanalizowałam ERP pochodzące z drugiej sesji, w trakcie której osoby badane obserwowały część bodźców z sesji pierwszej, a do tego nowe bodźce, nie prezentowane w sesji pierwszej. Ta sesja nazywa się testem pamięci i polega na rozpoznawaniu (*ang. recognition*), czyli zidentyfikowaniu napływającej informacji z narządów zmysłu jako już znanej. Osoba badana po każdym bodźcu odpowiadała na pytanie, czy dany bodziec jest stary czy nowy, czyli czy pamięta go z pierwszej sesji, czy nie (*old/new effect*). Dodatkowo, osoby badane rozróżniały, czy bodziec zapamiętany został ze szczegółami i kontekstem (odpowiedź „*remember*”), a więc w procesie *recollection* czy tylko go kojarzą (odpowiedź „*know*” reprezentująca proces *familiarity*).

Najpierw zanalizowałam same przebiegi ERP, by zmierzyć efekty *familiarity* i *recollection* i zbadać ich czasowy przebieg oraz topografię. Zidentyfikowałam dwa klastry czasoprzestrzenne, które odpowiadały istotnej różnicy między przebiegami ERP w odpowiedzi na stare bodźce, dla których badane osoby udzieliły odpowiedzi „know” z przebiegami ERP w odpowiedzi na nowe bodźce, dla których badane osoby udzieliły prawidłowej odpowiedzi „new”. Różnicę zaobserwowałam od około 250 do 450 ms w obszarach czołowych i czołowo-centralnych na powierzchni głowy, oraz od około 500 do 600 ms w obszarach centralnych, środkowo-ciemieniowych i czołowo-centralnych po stronie prawej. Z kolei analizując efekt *recollection* ujawniłam istotne różnice, które odpowiadały dwóm klastrom czasoprzestrzennym. Pierwszy klaster rozciągał się od około 250 do 450 ms, podczas którego ERP dla bodźców „remember” był bardziej ujemny niż ERP dla bodźców „know” i charakteryzował się rozległą topografią. Drugi klaster rozciągał się od około 550 do 700 ms i cechował się większą amplitudą dla bodźców „remember” niż „know”. Ten ostatni efekt miał centro-ciemieniową topografię.

Następnie, również z wykorzystaniem nieparametrycznej analizy permutacyjnej opartej na klastrach, dokonałam analizy na poziomie indywidualnych różnic, za pomocą korelacji między przebiegami ERP a miarami behawioralnymi. Korelacja między ERP a miarami behawioralnymi związanymi z *familiarity* ujawniła istotny klaster, rozciągający się w przybliżeniu od 500 do 550 ms (Rys. 3A). Ta korelacja była najbardziej widoczna w prawym obszarze centralnym i środkowo-ciemieniowym. Z kolei, analiza korelacji między ERP a miarami behawioralnymi związanymi z *recollection* ujawniła istotny klaster rozciągających się od ok. 600 do 650 ms z szerokim rozkładem potencjału na powierzchni głowy, szczególnie w obszarach centralnych i czołowo-centralnych (Rys. 3B), gdzie amplitudy ERP były dodatnio skorelowane z miarami behawioralnymi.



Rys. 3. Mapy topograficzne ilustrujące rozkłady korelacji między różnicami ERP a miarami behawioralnymi dla efektu *familiarity* (A) i *recollection* (B). Legenda: wartości współczynnika korelacji r Pearsona

Analizując korelacje wykazałam istotne zależności między potencjałami ERP a indywidualnymi miarami behawioralnymi jedynie dla odpowiadających sobie procesów. Korelacje między potencjałami ERP a miarami behawioralnymi zaobserwowałam w stosunkowo późnym okresie latencji (>500 ms po bodźcu), zarówno dla *familiarity*, jak i *recollection*. Za pomocą powyższej analizy wykazałam, że korelaty wyliczone w oparciu o teorię dwuprocesową są powiązane z konkretnymi wzorcami aktywności ERP. Wyniki te wskazują, że ERP stanowią użyteczne wskaźniki indywidualnych różnic w procesach pamięci rozpoznawczej.

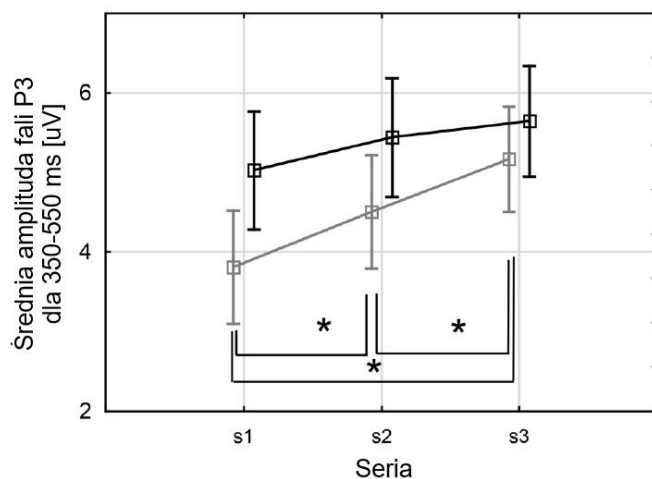
W wyniku przeprowadzonych przeze mnie badań, które opisałam w pracach **A1**, **A4-A5**, zaproponowałam kompleksową analizę neuronalnych i behawioralnych korelatów różnic międzypłciowych i indywidualnych, reprezentujących proces uwagi i pamięci za pomocą ERP. W swoich pracach dostarczyłam nową wiedzę dotyczącą zauważalnych różnic międzypłciowych i międzyosobniczych w rozkładzie potencjałów mózgowych w trakcie przetwarzania bodźców wzrokowych w procesie uwagi i pamięci.

Uzupełnienie luki **L2** w dotychczasowej literaturze zaproponowałam w pracach **A2-A3** i **A6-A8**, w których zbadałam wpływ ostrego egzogennych czynników stymulujących pracę mózgu: wieloskładnikowego suplementu pobudzającego o małej ilości kofeiny oraz wysiłku fizycznego o submaksymalnym natężeniu.

W pracach **A2**, **A6-A8** opracowałam i zaproponowałam metodykę pozwalającą na synergiczne podejście do badania wpływu stymulującego suplementu diety na układ nerwowy człowieka. Dzięki temu, zaobserwowałam zarówno efekt oddziaływania suplementacji na CNS za pomocą rsEEG i ERP, jak na ANS za pomocą EKG, w różnych stanach pobudzenia (spoczynek w stanach z oczami zamkniętymi, EC i z otwartymi EO, oraz zadanie klasyfikacji bodźców), z wykorzystaniem szerokiej puli analizowanych parametrów. Taką kompleksową strategię moich badań zastosowałam również w wyborze czynnika stymulującego. Mianowicie, wybrany przeze mnie suplement miał dawkę kofeiny mniejszą niż w

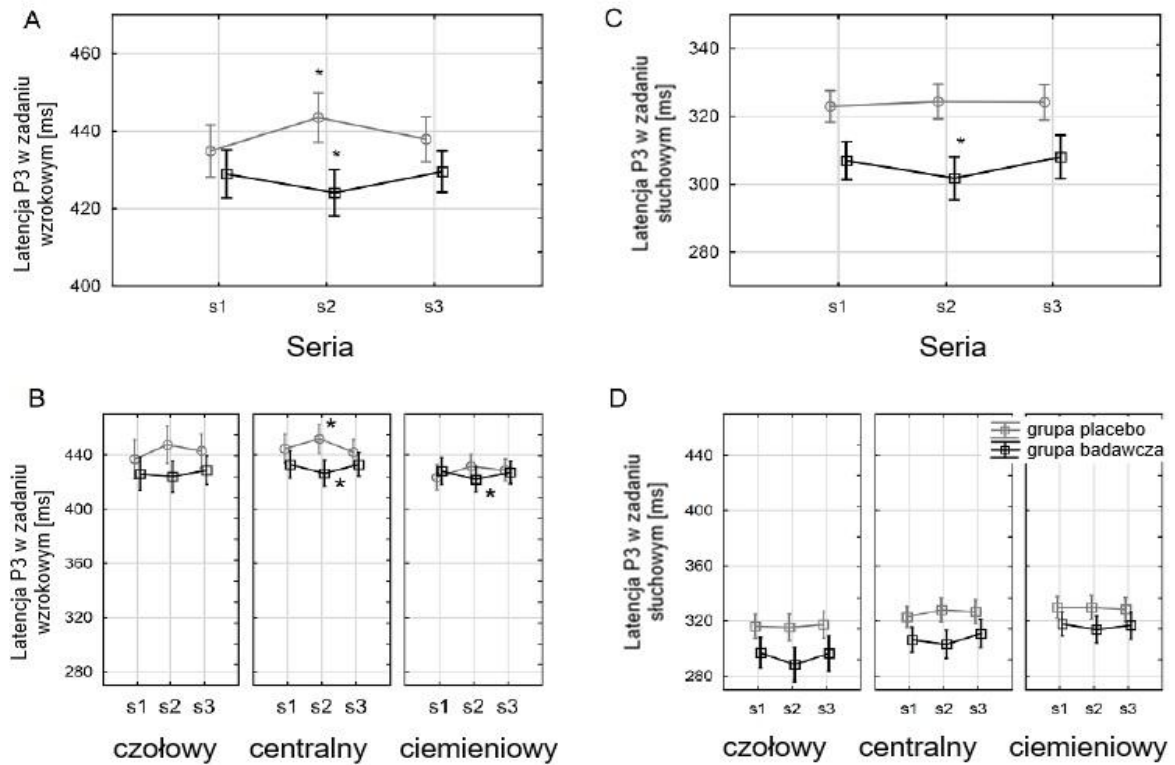
standardowej filiżance kawy, co prawie w ogóle nie było wcześniej badane. Poza tym, zbadalam suplement jako całość, tj. biorąc pod uwagę wszystkie jego składniki (nie tylko samą kofeinę), a także ich interakcje. W ten sposób zweryfikowałam możliwy efekt pobudzający deklarowany przez producenta w produkcie dostępnym na rynku. Badania te mają więc również charakter aplikacyjny związany z sektorem produkcji środków spożywczych, których celem jest uzupełnienie normalnej diety. Pomiar przeprowadziłam w 3 seriach: przed, 30 min po, oraz 90 min po suplementacji. Taki przedział czasowy wybrałam ze względu na czas osiągnięcia maksymalnego stężenia kofeiny w osoczu (po 30–120 minutach od podania doustnego) (Babu et al., 2008; Wesnes et al., 2013). Eksperyment wykonałam mniej więcej o tej samej porze dnia ($14:00 \pm 2$ h), żeby uniknąć wpływu rytmu dobowego na procesy poznawcze u badanych osób (Polich & Kok, 1995). Długi czas trwania eksperymentu i popołudniowe godziny badania wybrałam w celu lepszego symulowania sytuacji rzeczywistych, tj. wywołania narastającego zmęczenia i senności w trakcie sesji eksperymentalnej, czyli stanu fizycznego, w którym konsument najprawdopodobniej szuka zastrzyku energii (podniesienie poziomu uważności). Był to więc aspekt, w którym chciałam wzmocnić ekologiczną trafność badań (*ang. ecological validity*).

Najpierw w pracy **A2** zbadalam ERP w dwóch prostych zadaniach poznawczych (wzrokowym i słuchowym) oraz w zadaniu motorycznym. W porównaniu z pracą **A1**, w pracy **A2** zastosowałam bardziej rozbudowany schemat tworzenia bodźców, żeby ograniczyć zjawisko habituacji, a więc przyzwyczajania się mózgu do tych samych bodźców, co może wpływać na obniżenie reakcji mózgu. Ze względu na to, że w modalności słuchowej, mózg ma dużo gorszą zdolność dyskryminacji bodźców, w tej modalności zostawiłam najprostszy schemat. Analizę przeprowadziłam w dwóch etapach. W pierwszym zastosowałam standardową analizę amplitudy i latencji fali P3. Wykazałam istotny wzrost amplitudy fali P3 w zadaniu wzrokowym pomiędzy seriami badania, gdy analiza była przeprowadzona na całej grupie badawczej, a po uwzględnieniu czynnika GRUPA, jedynie w grupie placebo (Rys. 4). Nie zaobserwowałam istotnych efektów dotyczących amplitudy P3 dla modalności słuchowej.



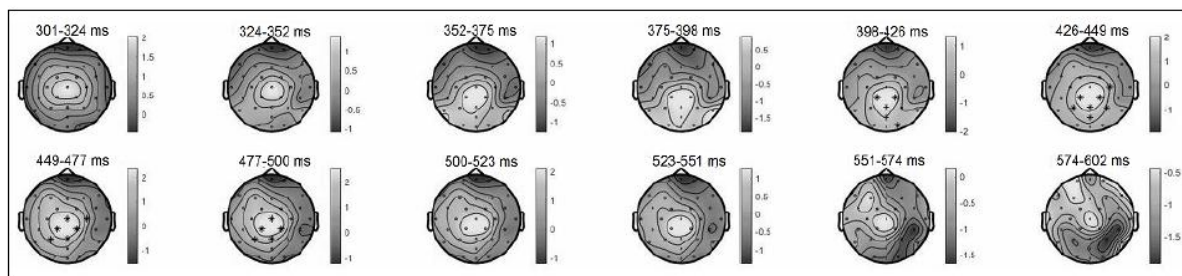
Rys. 4. Średnie amplitudy P3 z zadania wzrokowego, w serii 1 (s1), 2 (s2) i 3 (s3), w grupie placebo (szary) i badawczej (czarny), mierzone w oknie czasowym 350–550 ms. Słupki: poziom ufności 0,95. Istotne różnice przy $p < 0,05$ oznaczono gwiazdką

Latencja wzrokowej fali P3 różniła się istotnie dla serii 2 względem pozostałych, przy czym w grupie placebo wartość ta była większa, a w grupie badawczej – niższa niż w pozostałych seriach. Efekt ten był obserwowalny zarówno na poziomie interakcji GRUPAxSERIA, jak i po uwzględnieniu obszaru głowy. Dla słuchowej fali P3, ten sam efekt był zaobserwowany, choć różnice istotne statystycznie były zauważalne tylko na poziomie interakcji GRUPAxSERIA w grupie badawczej (Rys. 5).



Rys. 5. Latencje fali P3 zmierzone w serii 1 (s1), 2 (s2) i 3 (s3), w grupie placebo (szary) i grupie badanej (czarny), w zadaniu wzrokowym (lewy panel) i słuchowym (prawy panel). Pierwszy wiersz (A i C) przedstawia efekt SERIAxGRUPA, a drugi wiersz (B i D) przedstawia efekt SERIAxGRUPAxOBSZAR GŁOWY. Słupki: poziom ufności 0,95. Istotne różnice dla $p < 0,05$ oznaczono gwiazdką

W drugim etapie zastosowałam nieparametryczną analizę permutacyjną opartą na klastrach. Na tym etapie wykazałam istotną różnicę dla ERP między seriami tylko w grupie placebo w zadaniu wzrokowym. Z tą różnicą był związany istotny klaster, który rozciągał się od około 400 do 500 ms w obszarze środkowo-ciemieniowym (Rys. 6).



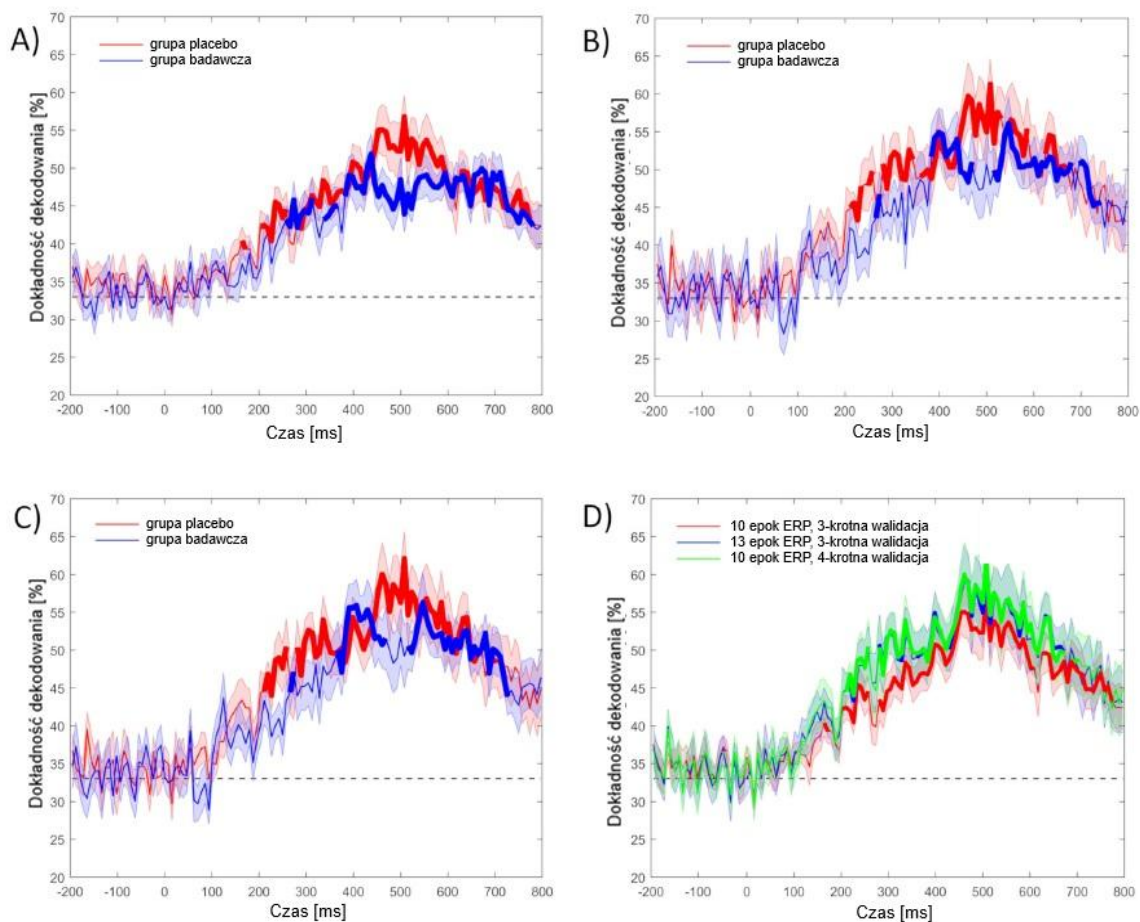
Rys. 6. Rozkład topograficzny różnic w uśrednionych ERP między seriami dla zadania wzrokowego P3 z grupy placebo, przy $P < 0.05$, z korekcją klastrów, pokazane w odstępach 25-ms. Klastry elektrod, na podstawie których odrzucono hipotezę zerową, zaznaczono gwiazdkami. Dla każdego panelu topograficznego wszystkie punkty czasowe i wszystkie elektrody zostały uwzględnione w teście permutacyjnym. Słupki przedstawiają wartości F

Następnie w pracy **A8** wykorzystałam MVPA do dekodowania znalezionych przeze mnie efektów związanych z suplementacją we wzorcach ERP w zadaniu poznawczym z bodźcami wzrokowymi. Celem pracy było ustalenie, czy sygnał ERP zawiera informacje o serii eksperymentu, z którego pochodzi. Dla każdego punktu czasowego wytrenowałam oddzielny klasyfikator SVM (maszyna wektorów wspierających, *ang. support vector machine*) w zakresie rozróżniania klas bodźców na podstawie wzorca rozkładu napięcia elektrycznego na powierzchni głowy zmierzonego z 30 elektrod EEG. W związku z tym, stworzyłam hiperpłaszczyznę decyzyjną (tj. hiperpłaszczyznę oddzielającą dwie klasy) w przestrzeni 30-wymiarowej, która oddzielała ERP dla każdej klasy. Dekodowanie przeprowadziłam dla całej epoki ERP. W celu oceny, jak dobrze model, który wytrenowałam, może przewidywać przyszłe wartości dla danych, których jeszcze nie widział, użyłam k -krotnej walidacji krzyżowej. Jednak przebiegi ERP z pojedynczej epoki są zaszumione. Dlatego dane z każdej klasy losowo podzieliłam na wiele podzbiorów epok, a każdy taki podzbiór uśredniłam osobno. Doprowadziło to do uzyskania k -krotności (k bloków walidacji) $\times n$ epok na uśredniony ERP (np. 30 epok daje 3 bloki walidacji i 10 epok na ERP). Klasyfikator wytrenowałam więc na $k-1$ średnich (każda z n epokami ERP) i przetestowałam na pozostałej średniej. Dekodowanie powtórzyłam 100 razy, za każdym razem używając nowego losowego przydziału epok do średnich, aby zrównoważyć koszty obliczeń z uzyskaniem wystarczającej dokładności dekodowania. Wstępne przetwarzanie ERP zwykle skutkuje wykluczeniem kilku epok zawierających artefakty, więc ostateczna liczba epok różni się między osobami uczestniczącymi w badaniu. Dlatego zastosowałam wspólny próg dla minimalnej liczby epok na ERP dla wszystkich badanych osób (*ang. common floor*). Aby ocenić wpływ kryteriów wyboru dot. liczby pojedynczych przebiegów ERP wchodzących w skład uśrednionych ERP, dekodowanie przeprowadziłam oddzielnie dla trzech zestawów parametrów dekodowania.

Analizę otrzymanych przebiegów dokładności dekodowania przeprowadziłam w 3 etapach. Najpierw dokładność dekodowania została przeze mnie statystycznie porównana z poziomem szansy dla każdej grupy oddzielnie, stosując permutacyjny test t z poprawką dla porównań

wielokrotnych z wykorzystaniem funkcji *mult_comp_perm_corr* (Groppe, 2024), dla każdego zestawu parametrów. Następnie porównałam dokładności dekodowania między grupami oraz zestawami parametrów w 50-ms przedziałach czasowych. W trzecim etapie przeprowadziłam analizę trendów w celu porównania wyników uzyskanych z dekodowania MVPA z wynikami standardowej i nieparametrycznej analizy opartej na klastrach, które opisałam w pracy A2.

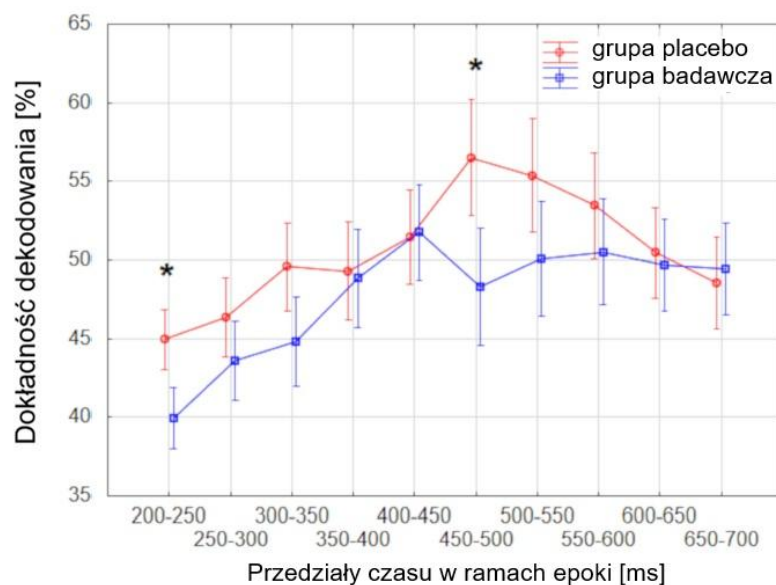
Dokładność dekodowania była wyższa w oknie czasowym reprezentującym procesy neurofizjologiczne dla grupy placebo niż badawczej, szczególnie w czasie ok. 450-550 ms (Rys. 7).



Rys. 7. Średnia dokładność dekodowania ERP, przeprowadzonego przy użyciu MVPA z użyciem zestawu 1–3 parametrów dekodowania między trzema klasami (seria 1-3) dla grupy placebo (czerwony) i grupy badawczej (niebieski) dla epoki ERP (od -200 do 800 ms): (A) zestaw 1 (10 epok na średnią ERP i 3 bloki walidacji krzyżowej), (B) zestaw 2 (13 epok na średnią ERP i 3 bloki walidacji krzyżowej), (C) zestaw 3 (10 epok na średnią ERP i 4 bloki walidacji krzyżowej). (D) Dokładności dekodowania z grupy placebo między seriami, z użyciem wszystkich trzech zestawów parametrów dekodowania: zestawu 1 (czerwony), 2

(niebieski) i 3 (zielony). Przerywana czarna linia: poziom szansy (0.33). Początek wyświetlania bodźca przypada na 0 ms. Przedziały czasowe, dla których dokładność była znacząco wyższa niż poziom szansy po uwzględnieniu korekty wielokrotnych porównań, są zaznaczone pogrubioną linią

Dodatkowo, dla zestawów parametrów 2 i 3, dokładność w okolicach od 470 do 520 ms, a więc w oknie czasowym fali P3, była istotnie różna od poziomu szansy tylko dla grupy placebo. Wartość ta była maksymalna (62%), gdy zastosowano zestaw parametrów 3. To rozróżnienie potwierdziłam statystycznym porównaniem dokładności dekodowania dla przedziałów czasowych 50 ms między grupami badawczymi. Dokładność dekodowania była istotnie wyższa w grupie placebo niż w grupie badawczej w przedziale czasowym 450–500 ms (Rys. 8).



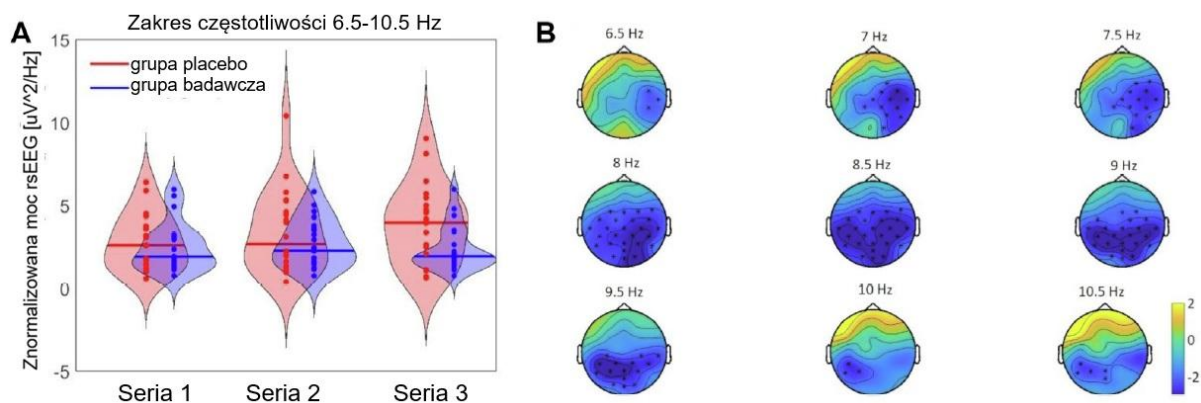
Rys. 8. Średnia dokładność dekodowania na poziomie grupy, uzyskana przy użyciu MVPA dla grupy placebo i badawczej dla epoki ERP, uśredniona w przedziałach czasowych 50 ms. Pionowe słupki oznaczają przedział ufności 0,95. Gwiazdki oznaczają istotne różnice między grupą placebo a grupą badaną

Wyniki te oznaczają, że klasyfikator skutecznie rozróżnił ERP w tym przedziale czasowym spośród przebiegów z trzech serii eksperymentalnych tylko w grupie placebo, ponieważ

amplituda P3 istotnie zmieniła się od serii 1 do 3 w tej grupie. Natomiast w grupie badawczej utrzymywała się ona na porównywalnym poziomie, uniemożliwiającym ich rozróżnienie. Tym samym, dekodowanie potwierdziło efekt, który zaobserwowałam w pracy **A2**, a więc zahamowanie wzrostu fali P3 w czasie trwania sesji eksperymentalnej po zażyciu pobudzającego suplementu diety, który to wzrost nastąpił w grupie placebo.

Co szczególnie interesujące jednak, to fakt, iż za pomocą dekodowania wykryłam efekt również w oknie czasowym występowania wcześniejszego komponentu ERP, fali P2. W grupie placebo dokładność była istotnie powyżej poziomu szansy już około 200–260 ms po prezentacji bodźca, podczas gdy w grupie badawczej dopiero po 260 ms, szczególnie dobrze widoczne w przypadku użycia zestawów 2 i 3 parametrów dekodowania (Rys. 7B-C). W tych przypadkach dokładność dekodowania powyżej poziomu szansy w grupie badawczej została osiągnięta dopiero po około 370 ms. Porównanie statystyczne dokładności dekodowania dla 50 ms przedziałów czasowych pomiędzy grupami potwierdziło, że jest ona istotnie wyższa w grupie placebo niż w grupie badawczej w przedziale czasowym 200–250 ms (Rys. 8).

Z kolei w pracy **A6** zbadałam wpływ suplementacji na spektralną charakterystykę aktywności mózgu za pomocą rsEEG w dwóch stanach różniących się stopniem przetwarzania bodźców docierających z otoczenia, a więc gdy badane osoby siedziały z oczami otwartymi (EO) i zamkniętymi (EC). W tej pracy również wykorzystałam nieparametryczną analizę permutacyjną opartą na klastrach, ale tym razem zastosowałam ją do widm gęstości mocy sygnału rsEEG. Przeprowadzona przeze mnie analiza dla stanu EC ujawniła istotną różnicę w interakcji GRUPAxSERIA, tj. różnicę w widmach różnicowych (tj. $rsEEG_{\text{seria3-seria1}}$) między grupami. Otrzymana różnica odpowiadała szerokiemu, ujemnemu klastrowi w zakresie ok. 6,5–10,5 Hz, maksymalnemu w obszarach środkowo-ciemieniowych. Dzięki tej istotnej różnicy potwierdziłam obserwację wzrostu mocy widmowej w paśmie wysokich częstotliwości theta/niskich częstotliwości alfa w trakcie sesji w grupie placebo, który to wzrost był osłabiony w grupie badawczej (Rys. 9). Analiza statystyczna dla EO nie wykazała żadnych istotnych różnic, choć zaobserwowałam trend podobny do tego, co w stanie EC.



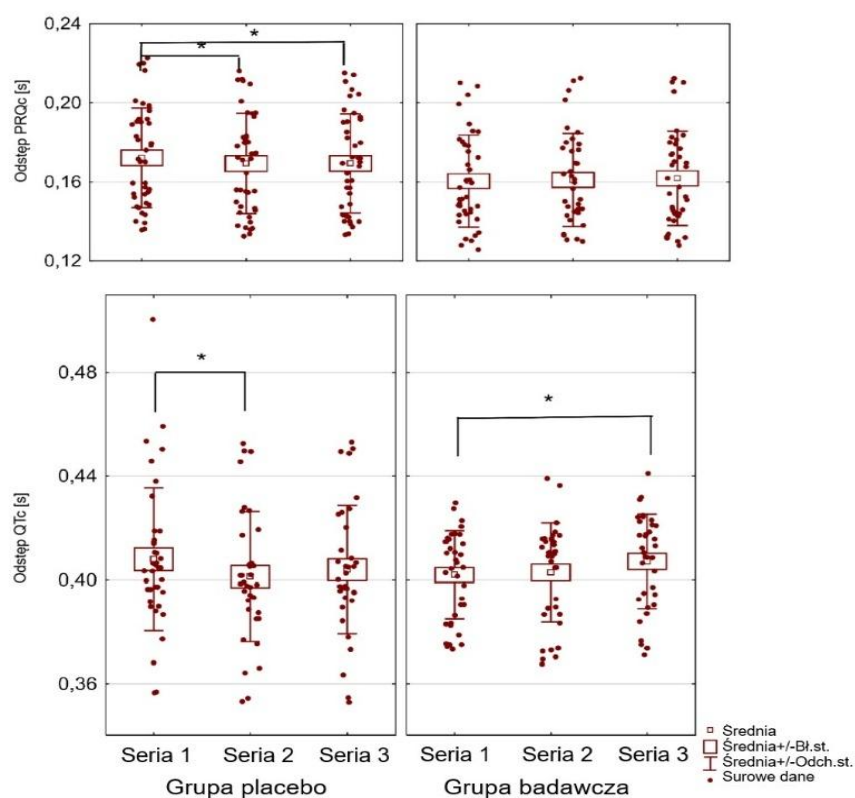
Rys. 9. (A) Średnie wartości znormalizowanej mocy rsEEG dla wszystkich serii w grupie placebo (czerwony) i badawczej (niebieski), uśrednione w zakresie mocy odpowiadającym istotnej różnicy (6,5–10,5 Hz), linie poziome reprezentują medianę, obszary zacienione reprezentują gęstość jądra, kropki reprezentują indywidualne wartości; (B) rozkład topograficzny obserwowanego efektu przedstawiony dla zakresu częstotliwości odpowiadającego istotnej różnicy (6,5–10,5 Hz z krokiem 0,5 Hz). Klaster elektrod, na podstawie którego odrzucono hipotezę zerową, zaznaczono gwiazdkami. Wszystkie punkty częstotliwości i wszystkie 30 elektrod zostały uwzględnione w teście permutacyjnym, przy $P < 0.05$, z korekcją klastrów. Legenda: wartości statystyki t

Dłgie i późne godziny eksperymentu spowodowały zmianę stanu psychofizjologicznego osób uczestniczących z poziomu czujności na stan większego relaksu i zmęczenia mentalnego, zaobserwowany przeze mnie jako stopniowy wzrost znormalizowanej mocy sygnału EEG w dolnym paśmie alfa i górnym paśmie theta w grupie placebo. Suplementacja w grupie badanej zmniejszyła ten postępujący spadek aktywacji korowej, w szczególności w okolicy ciemieniowo-potylicznej w trakcie sesji z EC. Wykonanie pomiarów zarówno w stanie EC, jak i EO pozwoliło mi manipulować poziomem czujności i obciążeniem wzrokowego przetwarzania sensorycznego, które wpływa na mechanizm regulacji pracy mózgu. Były one wyższe w warunkach EO niż w warunkach EC. Silniejszy efekt w stanie EC powiązałam z większą wrażliwością wolniejszych oscylacji mózgu, które dominują w stanie EC na rodzaj stymulacji zastosowanej w badaniu (mała ilość kofeiny, pojedyncza dawka).

W pracy **A7** uzupełniłam wyniki opisane w pracach **A2** i **A6-A8** o badanie wpływu suplementacji na funkcjonowanie ANS za pomocą aktywności elektrycznej serca. Praca opisuje zmiany w sygnale EKG, który zmierzyłam w tych samych zadaniach, co sygnał

rsEEG w pracy **A6**. Analizie poddałam parametry morfologiczne EKG: odstęp RR, HR, amplitudę załamka P, amplitudę załamka R, odstęp PRQ, skorygowany odstęp PRQ (PRQc), szerokość zespołu QRS, odstęp QT, skorygowany odstęp QT (QTc) i odstęp ST, oraz parametry HRV: moc LF, moc HF, znormalizowaną moc LF (nLF), znormalizowaną moc HF (nHF), oraz LF/HF.

Suplementacja wpłynęła głównie na odstępy PRQc i QTc skorygowane o zależność od tętna, które reprezentują połączenie przewodzenia wewnątrzprzedsionkowego i opóźnienia pobudzenia w węzle przedsionkowo-komorowym oraz depolaryzację i repolaryzację komór, odpowiednio. PRQc i QTc zmniejszyły się w grupie placebo, a QTc dodatkowo wzrosło w grupie badawczej (Rys. 10).

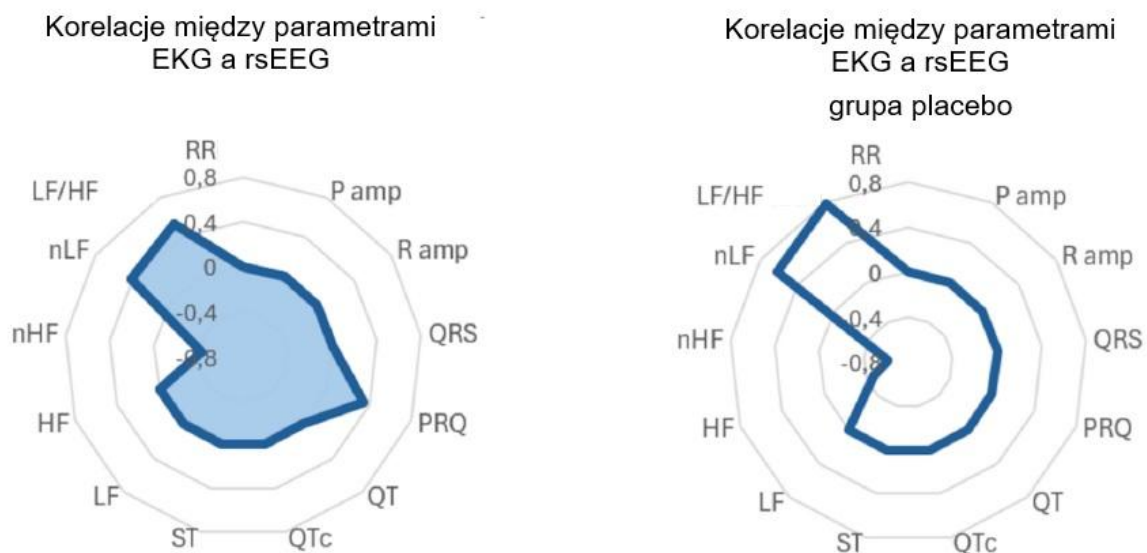


Rys. 10. Średnie odstępy PRQc (górny wiersz) i QTc (dolny wiersz) dla serii 1-3 dla grupy placebo (lewa kolumna) i grupy badawczej (prawa kolumna). Istotne różnice oznaczono gwiazdkami

Wyniki te oznaczają osłabienie pod wpływem suplementacji postępującego w trakcie sesji eksperymentalnej przyspieszenia przewodzenia elektrycznego przez mięsień serca. Choć

wyduje się to kontrintuicyjne, możliwym wyjaśnieniem jest zmiana repolaryzacji wywołana suplementacją, aktywacją nerwu błędnego i zwiększoną sztywnością tętnic spowodowaną stymulacją współczulną spowodowaną spożyciem substancji psychostymulujących (Mandilaras et al., 2022). Może to być również związane z działaniem suplementacji wieloskładnikowej na kanały jonowe serca, spowalniając repolaryzację komórek. Efekt ten może wynikać z synergistycznego działania wszystkich składników suplementu, w tym witamin i minerałów. Taki synergistyczny związek między substancjami psychoaktywnymi był wcześniej sugerowany w literaturze. Przykładowo, Kelly i in. (Kelly et al., 2008) nie zaobserwowali istotnego spadku bezwzględnej mocy alfa w rsEEG w warunkach spoczynku po spożyciu kofeiny w niższych dawkach: 50 mg, ale odnotowano synergistyczny związek między L-teaniną a kofeiną.

Aby lepiej powiązać obserwowane efekty w reakcji serca i mózgu na suplement diety, obliczyłam również korelacje między zmianami analizowanych parametrów EKG pomiędzy seriami a zmianami rsEEG pomiędzy serią 1 a serią 3 (ponieważ był to efekt, który zaobserwowałam wcześniej w pracy A6). Zmiana PRQ ($PRQ_{run2-run1}$) była umiarkowanie ujemnie skorelowana ze zmianą rsEEG w stanie EC. Co ciekawe, zmiana między serią 1 a 2 w pomiarach częstotliwości w stanie EC była również skorelowana z efektem rsEEG dla $nHF_{run2-run1}$, $nLF_{run2-run1}$, $LF/HF_{run2-run1}$ i $LF/HF_{run3-run2}$. Warto zauważyć, że po podziale na grupy, pomiary te były skorelowane tylko w grupie placebo (Rys. 11).



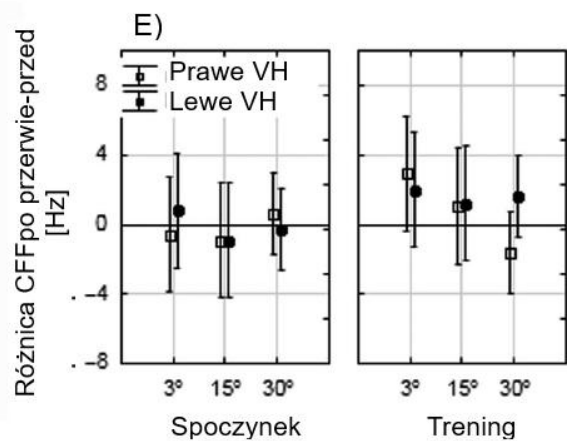
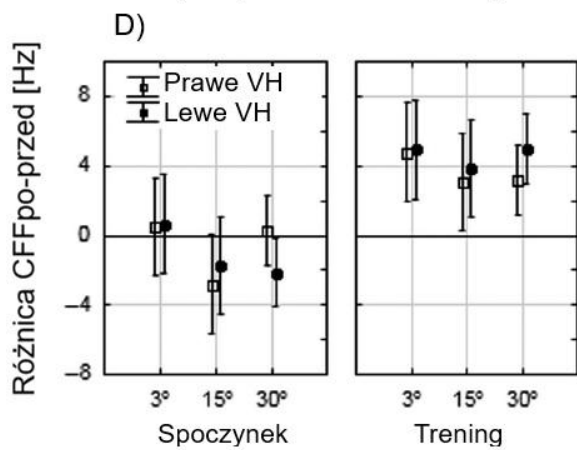
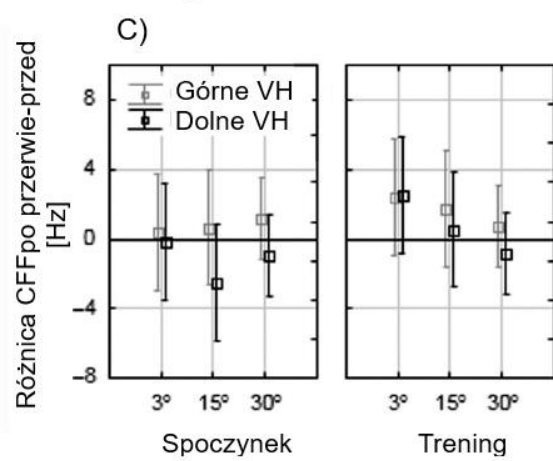
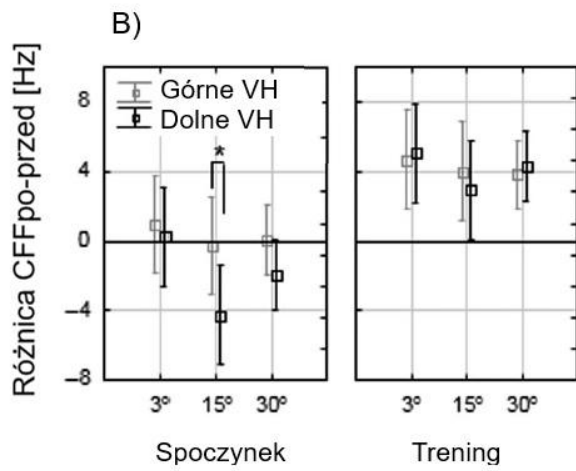
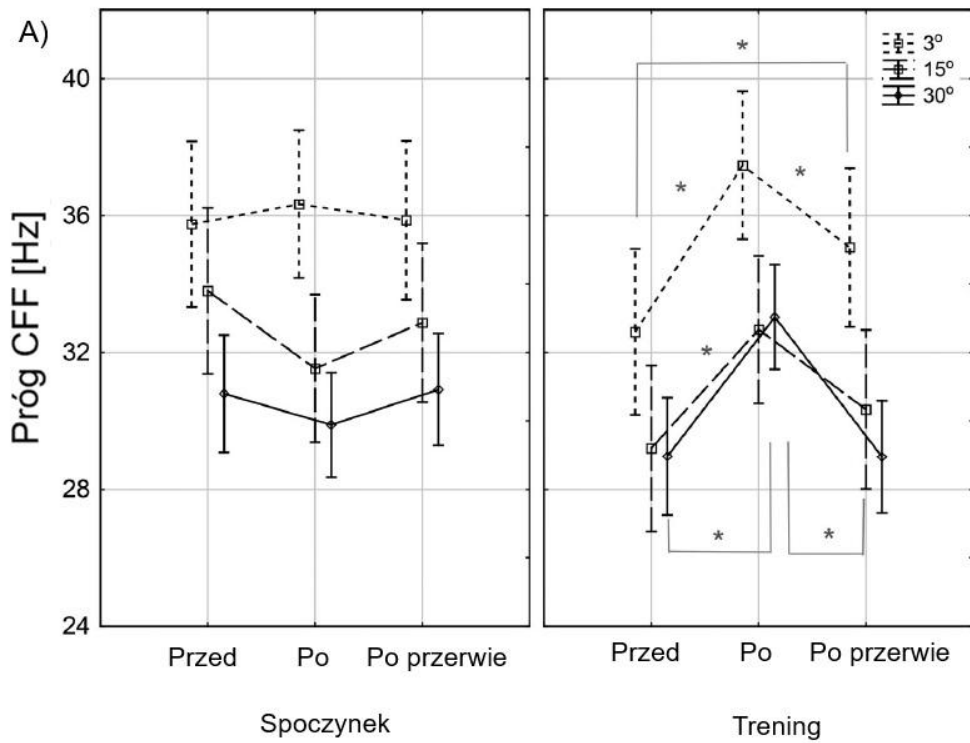
Rys. 11. Współczynniki korelacji między efektem EKG (różnica w pomiarach EKG między serią 1 a 2) a efektem rsEEG (różnica w mocy rsEEG między serią 1 a 3) w obu grupach (po lewej) i w grupie placebo (po prawej) w stanie EC

Wyniki zaprezentowane przeze mnie w pracach **A2**, **A6-A8** wnoszą nową, istotną wiedzę w obszarze mechanizmu modulowania aktywności poznawczej człowieka przez neurostymulanty dostępne powszechnie na rynku. Moje badania pokazują, że nawet jednorazowa dawka wieloskładnikowego energetyzującego suplementu diety, który zawiera małą dawkę kofeiny, moduluje aktywność mózgu i serca, w szczególności w stanie niskiego pobudzenia i zmęczenia psychicznego. W pracach wykazałam, że hamowanie postępującego w trakcie trwania eksperymentu zmęczenia psychicznego wywołane suplementacją wpłynęło nie tylko na proces uwagi postpercepcyjnej (fala P3), ale także na wczesną klasyfikację, uwagę i wykrywanie cech bodźca już na wczesnym etapie przetwarzania (fala P2) (prace **A2** i **A8**). W dodatku, taki stan jest związany zarówno z procesami angażującymi procesy poznawcze, jak i w stanie spoczynkowym (praca **A6**), również w postaci zmian w sygnale EKG, reprezentującym aktywność ANS (praca **A7**). Potwierdza to tezę, że suplementacja diety o niskiej zawartości kofeiny może działać jako odwrócenie aktywności mózgu związanej ze zmęczeniem, a nie jako środek pobudzający *per se*. Co ważne, nie zaobserwowałam żadnych zmian w zadaniu motorycznym ani żadnych efektów dla miar behawioralnych. Pokazałam więc, że wyżej wymienione efekty operują na bezpośrednim procesie przetwarzania informacji docierającej do mózgu, a nie na poziomie wykonawczym, czyli przygotowania reakcji. Co ciekawe, ponieważ osoby uczestniczące w badaniu znajdowały się w stanie sprowokowanej obniżonej czujności, suplementacja stymulująca mogła zainicjować mechanizmy kompensacyjne w tym stanie niedoboru energii. Takie efekty mogą nie być widoczne u w pełni wypoczętych uczestników.

Ostatnia z prezentowanych przeze mnie prac, **A3**, uzupełniła wiedzę w zakresie egzogennej modulacji dynamicznego przetwarzania bodźców wzrokowych przez mózg. W pracy tej zbadałam, jak pobudzenie (wysiłek) fizyczny wpływa na przetwarzanie bodźców wzrokowych, które docierają do człowieka z otoczenia. Jest to istotne zagadnienie związane z interakcją człowieka ze środowiskiem w naturalnych warunkach. Takie badania w lepszy sposób symulują mózgowo procesy poznawcze przebiegające w codziennym życiu. Badania te więc również cechują się większą trafnością ekologiczną. Analiza latencji i czasoprzestrzennej dynamiki ERP jest czułą czasową (temporalną) miarą aktywności neuronalnej związanej z przetwarzaniem bodźców z otoczenia. Ze względu jednak na ograniczenia techniczne, nie mogłam zbadać tego zagadnienia za pomocą EEG, ponieważ

system EEG, którym dysponowałam, to system stacjonarny, a więc artefakty ruchowe uniemożliwiłyby uzyskanie sygnału EEG o odpowiedniej jakości. Nawet jeśli protokół badania obejmowałby badanie w spoczynku, tuż po wysiłku, zmienione reakcje ciała (przyśpieszony oddech, powodujący wzmożone ruchy klatki piersiowej, możliwe drżenia mięśni) również wygenerowałyby znaczne artefakty w zapisie EEG. W związku z tym, w pracy **A3** zaproponowałam wykorzystanie metody perymetrii (badania pola widzenia) w strategii *flicker* w celu wyznaczenia wartości CFF. Jako czynnik manipulacyjny wybrałam wysiłek fizyczny o submaksymalnym natężeniu. Podczas sesji treningowej osoby uczestniczące w badaniu wykonywały jazdę na rowerze stacjonarnym. Wybrałam ten rodzaj treningu, ponieważ jest to ćwiczenie aerobowe, którego celem jest rozwój zarówno wytrzymałości krążeniowo-oddechowej, jak i składu ciała, jest powszechnie stosowane do submaksymalnych testów wysiłkowych, oraz wymaga minimalnych umiejętności lub sprawności fizycznej. Dodatkowo, w pracy zbadałam możliwe różnice w czułości przetwarzania wzrokowego pod wpływem wysiłku między różnymi obszarami VF. Różnice te wiąże się z różnicami w uwadze przestrzennej, organizacji strukturalnej lub asymetrii kory mózgu. Jednakże, w doniesieniach literaturowych występowała duża niespójność.

Analizę przeprowadziłam w trzech etapach. Najpierw porównałam CFF między seriami, sesjami i VH dla każdej ekscentryczności (*ang. eccentricity*, czyli oddalenia od dołka środkowego na siatkówce) oddzielnie. Drugi etap analizy przeprowadziłam w celu porównania wielkości zmian CFF w sesjach treningowej i spoczynkowej między analizowanymi ekscentrycznościami i VH: poziomymi i pionowymi. W trzecim etapie dla każdego punktu stymulacji w badanym VF i każdej osoby obliczyłam dwa parametry osobno: $CFF_{(po-przed\ treningiem)-(po-przed\ odpoczynkiem)}$ i $CFF_{(po\ przerwie-przed\ treningiem)-(po\ przerwie-przed\ odpoczynkiem)}$. Najważniejsze obserwacje oparte na otrzymanych przeze mnie wynikach to brak zmian CFF pomiędzy seriami w sesji spoczynkowej, wzrost CFF bezpośrednio po treningu (seria 2) w porównaniu z wartością początkową (seria 1) dla wszystkich ekscentryczności, oraz utrzymujące się istotnie wyższe CFF po 30-minutowej przerwie (seria 3) w porównaniu z wartością początkową (seria 1) przy ekscentryczności 3° (w dołku środkowym) (Rys. 12A). Istotną różnicę zaobserwowałam również dla różnicy $CFF_{po-przed}$ w sesji spoczynkowej pomiędzy górnym a dolnym VH dla ekscentryczności 15° (Rys. 12B).



Rys. 12. (A) Średnie progi krytycznej częstości fuzji (CFF) przed, bezpośrednio po zakończeniu i 30 min po zakończeniu odpoczynku i treningu, przy ekscentrycznościach 3°, 15° i 30°. (B) Różnice CFF po-przed (B, D) i różnice CFF po przerwie-przed (C, E) podczas odpoczynku i treningu, przy ekscentrycznościach 3°, 15° i 30°. * - różnice istotne statystycznie, słupki – poziom ufności 0.95. VH: połowiczne pola widzenia

Uzyskany efekt można wyjaśnić na podstawie anatomii siatkówki, zmian hormonalnych i naczyniowych w organizmie oraz zmian poznawczych wyższego rzędu. Pracą **A3** wypełniłam lukę w dotychczasowej literaturze (brak badań dotyczących krótkoterminowych następstw submaksymalnego wysiłku u osób nietreningujących zawodowo na CFF), wykazując utrzymanie się stymulującego wpływu submaksymalnego wysiłku fizycznego na czasową czułość przetwarzania bodźców wzrokowych za pomocą CFF. Otrzymane przeze mnie rezultaty, które wskazują na większe efekty w obszarze siatkówki, gdzie jest koncentracja czopków niż tam, gdzie koncentrują się pręciki, były niespodziewane. Wydawałoby się, że to w obszarze zdominowanym przez pręciki powinnam była zauważyć większe efekty, ponieważ to te fotoreceptory są bardziej wrażliwe na temporalną (czasową) charakterystykę bodźców. Możliwym wyjaśnieniem jest to, że trening poprawił przetwarzanie informacji i funkcje poznawcze, a nie czułość siatkówki jako taką. Wcześniejsze prace sugerowały, że zmiany CFF w nietypowych warunkach, takich jak aktywność fizyczna, zależą raczej od fizjologii mózgu, niż od hemodynamiki oka (Balestra et al., 2018; Vani et al., 1997).

Ciekawe, w mojej ocenie, są wnioski z analizy uwzględniającej podział na górne i dolne pole widzenia. Większy spadek CFF w sesji spoczynkowej w serii 2 (bezpośrednio po odpoczynku) w dolnym niż górnym polu widzenia można wytłumaczyć postępującym zmęczeniem psychicznym w trakcie przerwy między seriami, powtarzalności zadania oraz zjawiskiem habituacji. Różnica w $CFF_{\text{po-przed}}$ może sugerować, że procesy te przebiegają inaczej w tych dwóch VH. Zaobserwowana przeze mnie tendencja do wyższej wartości parametru $CFF_{(\text{po-przed treningiem}) - (\text{po-przed odpoczynkiem})}$ w dolnej części VH w porównaniu z górną, szczególnie przy ekscentryczności 15° sugeruje, że wysiłek mógł kompensować obniżenie CFF wywołane w sesji spoczynkowej w dolnej części VH. Wyniki te korespondują do wcześniejszych doniesień wskazujących na asymetrię między VH w przetwarzaniu sygnałów wzrokowych u ludzi, a także na wpływ uwagi przestrzennej na ten proces (Cheng et al., 2019; Levine & Mcanany, 2005). Z kolei, brak różnic między lewym a prawym polem widzenia sugeruje, że silna współzależność obu półkul może kompensować możliwe asymetrie w CFF.

Wydaje się więc, że różnice w percepcji bodźców wzrokowych między lewymi i prawymi polami widzenia, obserwowane w literaturze, są najprawdopodobniej związane z zadaniem i przejawiają się w specyficznym przetwarzaniu informacji wyższego rzędu (np. reorientacji uwagi, detekcji lub konkurencji), a nie w czułości czasowej (Cheng et al., 2019; Corbetta & Shulman, 2011; Wright et al., 2017).

Wyniki opisane przeze mnie w pracach **A2-A3**, **A6-A8** mają szczególnie istotne zastosowanie w zakresie poprawy funkcji poznawczych, procedur treningowych lub strategii sportowych. Poza tym, wskazują na CFF, fale P2 i P3 w ERP, fale theta i alfa w rsEEG oraz odstęp PRQc i QTc w EKG jako na nieinwazyjne, fizjologiczne, czułe i stabilne czasowo biomarkery zmęczenia, aktywacji poznawczej, i ich modulacji. W pracach tych pokazałam, że przetwarzanie bodźców docierających z otoczenia jest dynamicznie modulowane przez stymulację fizyczną i biochemiczną, i że tę modulację można wiarygodnie zmierzyć. Dodatkowo, zaproponowałam CFF jako potencjalny substytut droższych lub mniej praktycznych metod badania stymulujących efektów ostrych na procesy przetwarzania informacji docierających z otoczenia. To sprawia, że CFF jest ważną metodą wspierającą projektowanie inteligentniejszych, bardziej adaptacyjnych technologii zorientowanych na człowieka, którą można zintegrować z urządzeniami noszonymi lub urządzeniami diagnostycznymi i stosować w rehabilitacji czy systemach interakcji człowiek-maszyna.

4.2.5 Podsumowanie osiągnięcia naukowego

Sumarycznie przeprowadziłam badania z udziałem 131 zdrowych, młodych osób w wieku 19-35 lat. Surowe dane, które poddałam analizom stanowiły: 1262 zestawy danych pomiarowych, z czego 935 zestawów danych EEG, 282 zestawy danych EKG i 45 zestawów danych CFF. Biorąc pod uwagę długość poszczególnych zapisów (od 5 do 50 min), częstotliwość próbkowania sygnałów (256 Hz i 512 Hz dla EEG, 2000 Hz dla EKG), liczbę kanałów pomiarowych (32 i 64 dla EEG, 1 dla EKG), liczbę sesji (1 lub 2) i serii (od 1 do 3) pomiarowych oraz liczbę zadań (od 1 do 3), łącznie analizom poddałam 7 163 659 200 punktów pomiarowych (próbek).

W powyższym opisie przedstawiłam osiągnięcie naukowe „*Badanie wpływu wybranych czynników endogennych i egzogennych na aktywność mózgu i ciała człowieka reprezentującą kluczowe procesy poznawcze za pomocą zaawansowanych metod przetwarzania i analizy sygnałów biomedycznych oraz odpowiedzi behawioralnych*” na podstawie wyników moich prac w publikacjach **A1-A8**.

Podsumowując, zaprezentowane przeze mnie badania odpowiadają na dotychczasowy problem braku kompleksowego podejścia metodycznego do analizy modulacji aktywności mózgu i ciała przez zmienne endo- i egzogenne. Problem ten doprowadził do dużych rozbieżności wyników i dwóch luk w dotychczasowej literaturze:

- **Luka L1:** luka dotycząca różnic związanych z płcią oraz różnic indywidualnych we wzorcach aktywności mózgu
 - To z kolei spowodowało skutek społeczny: brak uwzględniania w badaniach biomedycznych różnic międzypłciowych we wzorcach aktywności elektrycznej mózgu, w szczególności w procesach poznawczych, takich jak uwaga i pamięć, oraz brak bezpośredniego ich powiązania z miarami behawioralnymi
- **Luka L2:** luka dotycząca wpływu ostrego zewnętrznym czynników o niskiej intensywności działających pobudzająco na układ nerwowy człowieka
 - To z kolei spowodowało skutek społeczny: brak kontroli krótkoterminowych następstw efektów pobudzających przed badaniami neurofizjologicznymi w nauce, diagnostyce i terapii, co potencjalnie zwiększa ryzyko błędnej diagnozy i/lub oceny otrzymanych efektów

Moim wkładem w rozwój nauki w zakresie omawianego osiągnięcia było zoptymalizowanie procedur analizy wpływu czynników modulujących dynamikę aktywności układu nerwowego człowieka związaną z procesami poznawczymi. W tym celu:

- zaproponowałam, opracowałam i wykorzystałam kompleksowy, uzupełniający się, wieloaspektowy zestaw komplementarnych, obiektywnych i czułych metod, który

składał się z serii analiz obejmujących zarówno miary behawioralne, jak i parametry wyliczone ze zmierzonych sygnałów fizjologicznych

- powiązałam parametry wyznaczone z sygnałów EEG, ERP, EKG, HRV, CFF i miary behawioralne
- zaproponowałam i zastosowałam trójstopniową strategię badania sygnału EEG: analiza amplitudy i latencji → badanie dynamiki czasoprzestrzennej (nieparametryczna analiza permutacyjna oparta na klastrach) → dekodowanie sygnału (ML)

Opisane w osiągnięciu badania potwierdzają tezę, że zastosowane miary aktywności mózgu i ciała (komponenty ERP; moc theta i alfa w rsEEG; odstępy PRQc i QTc w EKG oraz parametry HRV; CFF; miary behawioralne wyliczone zgodnie z teorią dwuprocesową) są czułym wskaźnikiem procesów przetwarzania informacji w układzie nerwowym człowieka w różnych stanach pobudzenia, które są modyfikowane przez czynniki endo- i egzogenne. Prace te również potwierdziły większą czułość w wykrywaniu efektów za pomocą metod nieparametrycznej analizy permutacyjnej opartej na klastrach i ML.

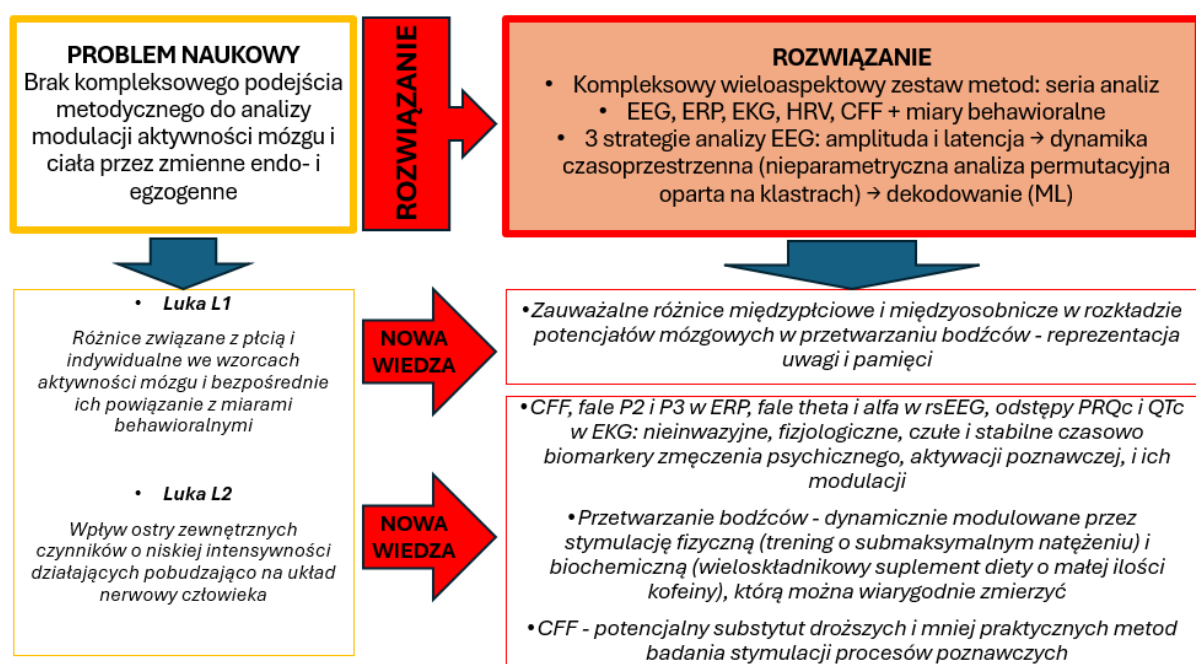
Zaproponowane przeze mnie podejście do badania, w jaki sposób czynniki wewnętrzne i zewnętrzne modulują neuronalne i behawioralne miary procesów poznawczych, w szczególności uwagi i pamięci, pozwoliły mi uzupełnić stan wiedzy w tym temacie.

Przedstawiłam nowe jakościowo wyniki badań:

- Zauważalne są różnice międzyplciowe i międzyosobnicze w rozkładzie potencjałów mózgowych w trakcie przetwarzania bodźców wzrokowych, będące reprezentacją procesów uwagi i pamięci, które stanowią badania przyrostowe względem już istniejących
- Przetwarzanie przez układ nerwowy człowieka bodźców docierających z otoczenia jest dynamicznie modulowane przez jednorazową stymulację fizyczną (trening o submaksymalnym natężeniu) i biochemiczną (wieloskładnikowy suplement diety o małej ilości kofeiny) i można to wiarygodnie zmierzyć - co stanowi nowatorskie badania:

- CFF, fale P2 i P3 w ERP, fale theta i alfa w rsEEG, odstęp PRQc i QTc w EKG jako nieinwazyjne, fizjologiczne, czułe i stabilne czasowo biomarkery zmęczenia psychicznego, aktywacji poznawczej oraz ich modulacji
- Pokazałam nowe pole badawcze poprzez zaproponowanie CFF jako potencjalnego substytutu droższych lub mniej praktycznych metod badania stymulacji procesów poznawczych.

Podsumowanie mojego wkładu w rozwój badań dotyczących omawianego zagadnienia przedstawiłam na rys. 13.



Rys. 13. Podsumowanie wkładu w rozwój nauki omawianego osiągnięcia naukowego

4.2.6. Znaczenie społeczne, gospodarcze i inżynierskie osiągnięcia naukowego

Lepsze zrozumienie różnic międzypłciowych i indywidualnych w procesach przetwarzania informacji przez mózg pozwoli na zwiększenie czułości biomarkerów, które mogą być specyficzne dla danej populacji. Takie różnice we wzorcach aktywności mózgu i ich połączenie z miarami behawioralnymi mają zastosowanie w tworzeniu predykcyjnych modeli procesów poznawczych (w tym pamięci i uwagi), co wspomaga identyfikację osób zagrożonych przyszłymi deficytami, np. z chorobą Alzheimera. ERP jako biomarkery

procesów pamięciowych i uwagowych mają zastosowanie jako wsparcie narzędzi monitorowania funkcji poznawczych opartych na ML, spersonalizowanych planów leczenia, oraz neurotechnologii nowej generacji, np. spersonalizowanych algorytmów dekodowania sygnału EEG i bardziej precyzyjnych BMI. Bardziej precyzyjne wykrywanie i monitorowanie profilu tych zaburzeń w danej grupie osób pozwala na dokładniejszą diagnozę i uzyskanie lepszych efektów terapeutycznych.

Wyniki dotyczące wpływu jednorazowej stymulacji pobudzającej układ nerwowy człowieka mają szczególnie istotne zastosowanie w zakresie poprawy funkcji poznawczych, procedur treningowych lub strategii sportowych. CFF, fale P2 i P3 w ERP, fale theta i alfa w rsEEG oraz odstępy PRQc i QTc w EKG jako biomarkery zmęczenia psychicznego, aktywacji poznawczej, i ich modulacji, stanowią ważną metodę wspierającą projektowanie inteligentniejszych, bardziej adaptacyjnych technologii zorientowanych na człowieka, którą można zintegrować z urządzeniami noszonymi lub urządzeniami diagnostycznymi i stosować w rehabilitacji czy systemach interakcji człowiek-maszyna.

Dodatkowo, moje badania wskazują na konieczność kontrolowania stosowania neurostymulantów przed badaniami neurofizjologicznymi, zarówno w zastosowaniach naukowych, jak i diagnostyce i terapii, ponieważ mogą one wpływać na funkcje poznawcze, nawet w małych dawkach i gdy efekty te nie są widoczne w pomiarach behawioralnych. Mogą one stanowić czynnik zakłócający, ponieważ wszelkie skutki w patologii mogą nakładać się na zmiany w aktywności mózgu i ciała związane z czynnikiem stymulującym, utrudniając lub uniemożliwiając rozróżnienie tych skutków. Zwiększa to ryzyko błędnych diagnoz i niekontrolowanych efektów terapeutycznych. Dlatego uzasadnione może być wdrożenie nowych procedur kwalifikacji/przygotowania do badania uwzględniających spożycie takich substancji.

4.2.7. Dalsze plany badawcze

Wyniki opisane w prezentowanych powyżej pracach dotyczące przetwarzania informacji docierającej do człowieka z otoczenia za pomocą sygnałów biomedycznych, rozwijam obecnie, otwierając nową linię badawczą w laboratorium „NeuroLab – Laboratorium Neuroinżynierii i Neuronauki”, dotyczącą mobilnego obrazowania mózgu i ciała (MoBI, *ang. mobile brain/body imaging*). MoBI to dość młody obszar badań, w którym pomiary wykonuje

się w warunkach mobilnych, tzn. gdy osoby badane mogą poruszać się swobodnie, a nawet poza laboratorium. Wykorzystuje się w niej integrację mobilnego EEG z innymi wielomodalnymi strumieniami danych, np. śledzeniem ruchów oczu (ET, *ang. eye-tracking*), śledzeniem ciała (*ang. motion capture*), i innymi technologiami, takimi jak wirtualna rzeczywistość (VR, *ang. virtual reality*). Używając technik, które lepiej symulują naturalne warunki, w jakich człowiek przebywa na co dzień, poprawia się ekologiczną trafność badań.

Prace opisane w przedstawionym osiągnięciu naukowym projektowałam z uwzględnieniem niektórych aspektów ekologicznej trafności. Połączenie wiedzy, jaką uzyskałam w wyniku przeprowadzonych badań, z pomiarami mobilnymi oraz zastosowaniem środowiska VR pozwoli mi jeszcze lepiej zrozumieć interakcje mózgu i ciała człowieka z otoczeniem, w warunkach symulujących naturalne sytuacje ze świata rzeczywistego.

Od 2024 r. prace prowadzę wraz z moimi studentkami i studentami w ramach grupy badawczej „Sygnały biomedyczne w neuronauce - Badanie funkcjonowania mózgu i ciała”. Tematy badawcze, które obecnie realizuję to:

1. Badanie mapowania efektów związanych z procesami uwagi i pamięci, obserwowanych w standardowych paradygmatach na paradygmata z użyciem VR, za pomocą EEG i ERP.

Obecnie kończymy pierwszy eksperyment pt. „Badanie artefaktów w sygnale EEG w środowisku wirtualnej rzeczywistości (VR) wywołanych zastosowaniem gogli VR (HMD)”. Jednocześnie przygotowujemy modele obiektów 3D oraz środowisko VR z wykorzystaniem silnika gier komputerowych Unity, które będziemy następnie synchronizować z pomiarem sygnału EEG i wykorzystywać w kolejnych etapach projektu.

2. Badanie sygnału oddechowego oraz EKG u zdrowych ochotników z wykorzystaniem mobilnego obrazowania mózgu i ciała (MoBI)

Celem projektu jest badanie zmienności parametrów fizjologicznych w zależności od pozycji ciała (siedząca, stojąca, w ruchu) i zaangażowania uczestników w zadania poznawcze z wykorzystaniem MoBI. Zastosowanie bezprzewodowego systemu do rejestracji sygnałów biomedycznych MP160 (Biopac, USA), w który niedawno wyposażyłam laboratorium NeuroLab, umożliwia swobodne przemieszczanie się uczestników, co pozwala na ich badanie w naturalnych warunkach środowiskowych. Dodatkowo, w ostatniej fazie projektu

wykorzystamy VR, dzięki czemu osoby uczestniczące w badaniu będą zanurzone w trójwymiarowej rzeczywistości wirtualnej. Dzięki temu sprawimy, że warunki eksperymentalne będą jeszcze bardziej zbliżone do warunków w prawdziwym świecie. Obecnie kończymy pomiary w pierwszym eksperymencie dotyczącym walidacji sygnałów zmierzonych w tych trzech formach ruchu.

3. Badanie różnic związanych z płcią w procesie pamięci epizodycznej bodźców emocjonalnych z wykorzystaniem sygnałów biomedycznych

Projekt ma na celu lepsze zrozumienie międzypłciowych różnic w działaniu układu nerwowego, jako podstawowy czynnik w badaniach zdrowotnych i biomedycznych, i wpisuje się w strategię mojej grupy badawczej rozpowszechniania konieczności uwzględnienia różnic międzypłciowych w badaniach naukowych. W tym celu będziemy badać sygnał elektromiografii twarzy (fEMG, ang. facial electromyography), aktywności elektrodermalnej (EDA, ang. electrodermal activity), oraz rejestracji wideo mimiki w trakcie eksperymentu typu stare/nowe badającego pamięć epizodyczną, gdzie bodźcami są zdjęcia twarzy modelek i modeli prezentujących emocje pozytywne, negatywne, i neutralne. Został stworzony i zaprojektowany protokół badawczy, oraz zaplanowane badania i analizy, a także wykonane pomiary wstępne. Napisałam artykuł opisujący plan badań pt. „Sex/gender-related variability in the episodic memory of faces expressing emotions studied by facial electromyography [Registered Report - stage I]” w czasopiśmie *Scientific Reports*. Obecnie oczekuję na recenzje.

4. Zastosowanie ML w analizie sygnałów biomedycznych – dalsze prace

Obecnie rozwijamy dekodowanie ERP w przetwarzaniu języka związanym z figuratywnym znaczeniem ruchu. W kolejnych etapach podejmiemy próbę klasyfikacji danych pochodzących z projektu 3, a więc fEMG, EDA i nagrań wideo mimiki.

5. Badanie procesu uwagi za pomocą EEG z wykorzystaniem mobilnego pomiaru aktywności mózgu w środowisku wirtualnej rzeczywistości (VR)

Celem projektu jest zbadanie neuronalnych wzorców aktywności mózgu w procesie uwagi w warunkach zbliżonych do naturalnych, ale kontrolując czynniki zaburzające, dzięki mobilnym pomiarom EEG w środowisku VR. Cel ten będzie osiągnięty przez realizację 3 etapów (zadań): 1) Walidacja i badania wstępne jakości sygnału EEG u mobilnych ochotników w VR (eksperyment 1); 2) Zaprojektowanie środowiska VR z wykorzystaniem silnika gier

komputerowych; 3) Badanie pilotażowe procesu uwagi za pomocą sygnału EEG u mobilnych ochotników w VR i porównanie wzorców aktywności mózgu z tradycyjnymi paradygmatami (eksperyment 2). Projekt jest realizowany w ramach dofinansowania, które otrzymało dwoje członków grupy pod moją opieką mentorską w ramach programu MNiSW „Wsparcie studentów w zakresie podniesienia ich kompetencji i umiejętności” – nabór II, na kwotę 173 221,00 zł.

4.2.8. Literatura

- Addante, R. J., Ranganath, C., & Yonelinas, A. P. (2012). NeuroImage Examining ERP correlates of recognition memory : Evidence of accurate source recognition without recollection. *NeuroImage*, 62(1), 439–450. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2012.04.031>
- Ajjimaporn, A., Noppongsakit, P., Ramyarangsi, P., Siripornpanich, V., & Chaunchaiyakul, R. (2022). A low- dose of caffeine suppresses EEG alpha power and improves working memory in healthy University males. *Physiology and Behavior*, 256(March), 113955. <https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2022.113955>
- Alsunni, A. A. (2015). Energy drink consumption: Beneficial and adverse health effects. *International Journal of Health Science*, 9(4), 468–474. <https://doi.org/10.12816/0031237>
- Babu, K. M., Church, R. J., & Lewander, W. (2008). Energy Drinks: The New Eye-Opener For Adolescents. *Clinical Pediatric Emergency Medicine*, 9(1), 35–42. <https://doi.org/10.1016/j.cpem.2007.12.002>
- Balestra, C., Machado, M., Theunissen, S., Balestra, A., Delzenne, J., Germonpré, P., Lafère, P., & Anderson, A. P. (2018). Critical Flicker Fusion Frequency : A Marker of Cerebral Arousal During Modified Gravitational Conditions Related to Parabolic Flights. *Frontiers in Physiology*, 9, 1–8. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01403>
- Berkman, E. T., & Lieberman, M. D. (2011). What’s outside the black box?: The status of behavioral outcomes in neuroscience research. *Psychological Inquiry*, 22(2), 100–107. <https://doi.org/10.1080/1047840X.2011.550182>.What
- Bigoni, C., Beanato, E., Harquel, S., Bigoni, C., Beanato, E., Harquel, S., & Herve, J. (2023). Case Report Novel personalized treatment strategy for patients with chronic stroke with severe upper- extremity impairment : The first patient of the AVANCER trial Novel personalized treatment strategy for patients with chronic stroke with severe upper-ex. *Med*, 4, 591–599. <https://doi.org/10.1016/j.medj.2023.06.006>
- Bilalpur, M., Kia, S. M., Chawla, M., Chua, T., & Subramanian, R. (2017). Gender and Emotion Recognition with Implicit User Signals. *Proceedings of the ICMI '17: Proceedings of the 19th ACM International Conference on Multimodal Interaction*, 379–387.
- Bouche, A. (2025). Mental fatigue in older adults : A narrative review of subjective , behavioral , neurophysiological , and physical changes. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 138, 1–13. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2025.105950>

- Byrd, D. R., Martin, D. A., & Joseph, R. P. (2023). Environmental , Sociocultural , Behavioral , and Biological Factors Associated with Cognitive Decline , Alzheimer ' s Disease , and Other Types of Dementia in Black Americans. *Current Epidemiology Reports*, 252–263. <https://doi.org/10.1007/s40471-023-00337-9>
- Cao, D. X., Maiton, K., Nasir, J. M., Estes, N. A. M., & Shah, S. A. (2021). Energy Drink-Associated Electrophysiological and Ischemic Abnormalities: A Narrative Review. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, 8(July). <https://doi.org/10.3389/fcvm.2021.679105>
- Carrasco, C. D., Bahle, B., Simmons, A. M., & Luck, S. J. (2024). Using multivariate pattern analysis to increase effect sizes for event-related potential analyses. *Psychophysiology*, 61(7), 1–26. <https://doi.org/10.1111/psyp.14570>
- Casson, A. J. (2019). Wearable EEG and beyond. *Biomedical Engineering Letters*, 9(1), 53–71. <https://doi.org/10.1007/s13534-018-00093-6>
- Chen, Y. Y., Lithgow, K., Hemmerich, J. A., & Caplan, J. B. (2014). Is what goes in what comes out? Encoding and retrieval event - related potentials together determine memory outcome. *Experimental Brain Research*, 232, 3175–3190. <https://doi.org/10.1007/s00221-014-4002-1>
- Cheng, X., Lou, C., Ding, X., & Liu, W. (2019). Perceived shift of the centres of contracting and expanding optic flow fields : Different biases in the lower-right and upper-right visual quadrants. *PLoS ONE*, 14(3), 1–22.
- Clemente-Suárez, V. J., & Montana, D.-M. (2019). Evaluation of Central Fatigue by the Critical Flicker Fusion Threshold in Cyclists. *Education & Training*, 43(61), 1–5.
- Corbetta, M., & Shulman, G. L. (2011). Spatial neglect and attention networks. *Annual Review of Neuroscience*, 34, 569–599. <https://doi.org/10.1146/annurev-neuro-061010-113731.SPATIAL>
- Costantino, A., Maiese, A., Lazzari, J., Casula, C., Turillazzi, E., Frati, P., & Fineschi, V. (2023). The Dark Side of Energy Drinks: A Comprehensive Review of Their Impact on the Human Body. *Nutrients*, 15(18). <https://doi.org/10.3390/nu15183922>
- Cowan, N., Bao, C., Bishop-Chrzanowski, B. M., Costa, A. N., Greene, N. R., Guitard, D., Li, C., Musich, M. L., & Ünal, Z. E. (2024). The Relation between Attention and Memory. *Annual Review of Psychology*, 75, 183–214. <https://doi.org/10.1146/annurev-psych-040723-012736.The>
- Curran, T. (2000). Brain potentials of recollection and familiarity. *Memory & Cognition*, 28(6), 923–938.
- Cutsem, J. Van, Marcora, S., Pauw, K. De, Bailey, S., Meeusen, R., & Roelands, B. (2017). The Effects of Mental Fatigue on Physical Performance : A Systematic Review. *Sports Medicine*, 47(8), 1569–1588. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0672-0>
- De La Pava, I., Alvarez, A., Herrera, P., Castellanos-Dominguez, G., Orozco, A., & I. (2019). Gender Effects on an EEG-Based Emotion Level Classification System. In R. Vera-Rodriguez, J. Fierrez, & A. Morales (Eds.), *Progress in Pattern Recognition, Image Analysis, Computer Vision, and Applications* (pp. 810–819). Springer Nature Switzerland.
- Deslandes, A. C., Veiga, H., Cagy, M., Piedade, R., Pompeu, F., Ribeiro, P., Janeiro, R. De,

- Janeiro, R. De, Janeiro, R. De, Branco, U. C., & Janeiro, R. De. (2005). Effects of caffeine on the electrophysiological, cognitive and motor responses of the central nervous system. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 38, 1077–1086.
- Díaz-García, J., Garcia-Calvo, T., & Ring, C. (2025). Psychology of Sport & Exercise Brain endurance training improves sedentary older adults' cognitive and physical performance when fresh and fatigued. *Psychology of Sport & Exercise*, 76, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.psychsport.2024.102757>
- Eichenbaum, H., Yonelinas, A. P., & Ranganath, C. (2007). The Medial Temporal Lobe and Recognition Memory. *Annual Review of Neuroscience*, 30, 123–152. <https://doi.org/10.1146/annurev.neuro.30.051606.094328>
- Eisen-Enosh, A., Farah, N., Burgansky-Eiash, Z., Polat, U., & Mandel, Y. (2017). Evaluation of Critical Flicker-Fusion Frequency Measurement Methods for the Investigation of Visual Temporal Resolution. *Scientific Reports*, 7, 2–10. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-15034-z>
- Fraulini, N. W., Fistel, A. L., Perez, M. A., Perez, T. L., & Szalma, J. L. (2017). EXAMINING THE EFFECTS OF A NOVEL TRAINING PARADIGM FOR VIGILANCE ON MENTAL WORKLOAD AND STRESS. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 2017 Annual Meeting*, 1504–1508. <https://doi.org/10.1177/1541931213601861>
- Getzmann, S., Gajewski, P. D., Schneider, D., & Wascher, E. (2024). Resting-state EEG data before and after cognitive activity across the adult lifespan and a 5-year follow-up. *Scientific Data*, 11, 1–5. <https://doi.org/10.1038/s41597-024-03797-w>
- Ghani, S. A., Zaini, N., Norhazman, H., Yassin, I. M., & Sani, M. M. (2017). Classification of Frontal EEG Signals of Normal Subjects to Differentiate Gender by Using Artificial Neural Network. *J. Telecommun. Electron. Comput. Eng. JTEC*, 9(1), 139–143.
- Grasser, E. K., Miles-Chan, J. L., Charrière, N., Loonam, C. R., Dulloo, A. G., & Montani, J. P. (2016). Energy drinks and their impact on the cardiovascular system: Potential mechanisms. *Advances in Nutrition*, 7(5), 950–960. <https://doi.org/10.3945/an.116.012526>
- Grootswagers, T., Wardle, S. G., & Carlson, T. A. (2017). Decoding Dynamic Brain Patterns from Evoked Responses: A Tutorial on Multivariate Pattern Analysis Applied to Time Series Neuroimaging Data. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 29(4), 677–397. https://doi.org/10.1162/jocn_a_01068
- Groppe, D. (2024). *mult_comp_perm_t1(data,n_perm,tail,alpha_level,mu,reports,seed_state)* (https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/29782-mult_comp_perm_t1-data-n_perm-tail-alpha_level-mu-reports-seed_state), MATLAB Central File Exchange (p. Retrieved February 8, 2024).
- Guo, J., Liu, K., Liao, Y., Qin, Y., & Yue, W. (2024). Efficacy and feasibility of aerobic exercise interventions as an adjunctive treatment for patients with schizophrenia: a meta-Analysis. *Schizophrenia*, 10(2), 1–10. <https://doi.org/10.1038/s41537-023-00426-0>
- Hajsadeghi, S., Mohammadpour, F., Manteghi, M. J., Kordshakeri, K., Tokazebani, M., Rahmani, E., & Hassanzadeh, M. (2016). Effects of energy drinks on blood pressure, heart rate, and electrocardiographic parameters: An experimental study on healthy young adults. *Anatolian Journal of Cardiology*, 16(2), 94–99.

<https://doi.org/10.5152/akd.2015.5930>

- Hanson, N. J., Short, L. E., Flood, L. T., Cherup, N. P., & Miller, M. G. (2018). Cortical neural arousal is differentially affected by type of physical exercise performed. *Experimental Brain Research*, 236(6), 1643–1649. <https://doi.org/10.1007/s00221-018-5247-x>
- Hebart, M. N., & Baker, C. I. (2018). Deconstructing multivariate decoding for the study of brain function. *NeuroImage*, 180, 4–18. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2017.08.005>
- Hemmerich, K., Lupiáñez, J., & Arévalo, E. M. (2024). OPEN HD - tDCS mitigates the executive vigilance decrement only under high cognitive demands. *Scientific Reports*, 14, 1–13. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-57917-y>
- Higgins, J. P., Tuttle, T. D., & Higgins, C. L. (2010). Energy beverages: Content and safety. *Mayo Clinic Proceedings*, 85(11), 1033–1041. <https://doi.org/10.4065/mcp.2010.0381>
- Higgins, J. P., Yarlagadda, S., & Yang, B. (2015). Cardiovascular complications of energy drinks. *Beverages*, 1(2), 104–126. <https://doi.org/10.3390/beverages1020104>
- Hoffman, L. D., & Polich, J. (1999). P300, handedness, and corpus callosal size: gender, modality, and task. *International Journal of Psychophysiology*, 31, 163–174.
- Jia, T., Li, C., Mo, L., Qian, C., Li, W., Xu, Q., Liu, A., & Ji, L. (2023). Tailoring brain – machine interface rehabilitation training based on neural reorganization : towards personalized. *Cerebral Cortex*, 33, 3043–3052.
- Jung, J. Y., Lee, H., Jang, I., Suk, K., & Lee, M. (2014). Caffeine Maintains Arousal Level and Prevents Change of Electroencephalogram Spectral Powers with Time at Rest. *J Korean Sleep Res Soc*, 11(1), 5–10.
- Karmiloff-Smith, A., Casey, B. J., Massand, E., & Tomalski, P. (2014). Europe PMC Funders Group Environmental and Genetic Influences on Neurocognitive Development : The Importance of Multiple Methodologies and Time-Dependent Intervention. *Clinical Psychological Science*, 2(5), 628–637. <https://doi.org/10.1177/2167702614521188>.Environmental
- Kaur, B., Singh, D., & Pratim, P. (2018). Age and gender classification using brain – computer interface. *Neural Computing and Applications*, 1. <https://doi.org/10.1007/s00521-018-3397-1>
- Kaushik, P., Gupta, A., Roy, P. P., & Dogra, D. P. (2018). EEG-based Age and Gender Prediction Using Deep BLSTM-LSTM Network Model. *IEEE Sensors Journal*, 19(7), 2634–2641.
- Kautzky-Willer, A., Harreiter, J., Thomas, A., Burger, J., Schneeweiß, U., Deisinger, C., Klein, W., & Moser, H. (2021). Women With Cerebral Infarction Feature Worse Clinical Profiles at Admission but Comparable Success to Men During Long-Term Inpatient Neurorehabilitation. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 13, 1–10. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2021.663215>
- Kelly, S. P., Gomez-Ramirez, M., Montesi, J. L., & Foxe, J. J. (2008). L-Theanine and Caffeine in Combination Affect Human Cognition as Evidenced by Oscillatory alpha-Band Activity and Attention Task Performance. *Journal of Nutrition*, 138(8), 1572S–1577S. <https://doi.org/10.1093/jn/138.8.1572S>

- Lambourne, K., & Tomporowski, P. (2010). The effect of exercise-induced arousal on cognitive task performance : A meta-regression analysis. *Brain Research, 1341*, 12–24. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2010.03.091>
- Laskowski, T. E., & Greenlee, E. T. (2025). Individual Differences in Vigilance Task Performance : Effects of Video Games and Sports Participation. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting 2025, 69*(1), 2013–2015. <https://doi.org/10.1177/10711813251369478>
- Lawson, E. C., Han, M. K., Sellers, J. T., Chrenek, M. A., Hanif, A., Gogniat, M. A., Boatright, J. H., & Pardue, M. T. (2014). Aerobic Exercise Protects Retinal Function and Structure from Light-Induced Retinal Degeneration. *The Journal of Neuroscience, 34*(7), 2406–2412. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.2062-13.2014>
- Levine, M. W., & Mcanany, J. J. (2005). The relative capabilities of the upper and lower visual hemifields. *Vision Research, 45*, 2820–2830. <https://doi.org/10.1016/j.visres.2005.04.001>
- Li, J., Deng, J. D., De Ridder, D., & Adhia, D. (2020). Gender Classification of EEG Signals using a Motif Attribute Classification Ensemble. *Proceedings of the 2020 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN)*, 1–8.
- Lima-Junior, D. De, Lopes, T. R., Fortes, L. D. S., Nakamura, F. Y., & Marcora, S. M. (2025). Editorial : The cognitive era in sports performance : mental fatigue , cognitive training , and psychological ergogenic substances. *Frontiers in Psychology, 16*, 1–3.
- Lin, F., Wu, Y., & Zhuang, Y. (2017). Human Gender Classification: A Review. *International Journal Of Biometrics, 8*(3–4), 275–300.
- Luck, S. J. (2014). *An Introduction to the Event-Related Potential Technique* (S. J. Luck (ed.); 2nd ed.). The MIT Press.
- Luck, S. J., & Kappenman, E. S. (2012). *The Oxford Handbook of Event-Related Potentials Components* (S. J. Luck & E. S. Kappenman (eds.)). Oxford University Press, Inc.
- Macleod, C. A., & Donaldson, D. I. (2017). Investigating the Functional Utility of the Left Parietal ERP Old / New Effect : Brain Activity Predicts within But Not between Participant Variance in Episodic Recollection. *Frontiers in Human Neuroscience, 11*, 1–20. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00580>
- Mandilaras, G., Li, P., Jakob, A., Dalla-Pozza, R., Haas, N. A., & Oberhoffer, F. S. (2022). Energy Drinks and Their Acute Effects on Arterial Stiffness in Healthy Children and Teenagers: A Randomized Trial. *Journal of Clinical Medicine, 11*(8). <https://doi.org/10.3390/jcm11082087>
- Mani, S. S., Kezios, K. L., Delaporte, M., Rojas-saunero, L. P., Weuve, J., Avila-rieger, J., & Kobayashi, L. C. (2025). Later-life cognitive function at the intersection of gender and occupation across Harmonized Cognitive Assessment Protocols (HCAPs) in the United States , Chile , Mexico , India , and South Africa. *Alzheimer's & Dementia, 21*, 1–11. <https://doi.org/10.1002/alz.70923>
- Maris, E., & Oostenveld, R. (2007). Nonparametric statistical testing of EEG- and MEG-data. *Journal of Neuroscience Methods, 164*(1), 177–190. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2007.03.024>
- Mendoza, M. F., Sulague, R. M., Posas-Mendoza, T., & Lavie, C. J. (2023). Impact of Coffee

- Consumption on Cardiovascular Health. *Ochsner Journal*, 23(2), 152–158.
<https://doi.org/10.31486/toj.22.0073>
- Meng, J., Mundahl, J., Streitz, T., Maile, K., Gulachek, N., He, J., & He, B. (2017). Effects of Soft Drinks on Resting State EEG and Brain-Computer Interface Performance. *IEEE Access*, 5(1), 18756–18764. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2017.2751069>
- Millett, E. R. C., Peters, S. A. E., & Woodward, M. (2018). Sex differences in risk factors for myocardial infarction : cohort study of UK Biobank participants. *BMJ*, 363, 1–11.
<https://doi.org/10.1136/bmj.k4247>
- Nguyen, P., Tran, D., Vo, T., Huang, X., Ma, W., & Phung, D. (2013). EEG based age and gender recognition using tensor decomposition and speech features. *Neural Information Processing*, 632–639.
- Nielsen, M. W., Stefanick, M. L., Peragine, D., Neilands, T. B., Ioannidis, J. P. A., Pilote, L., Prochaska, J. J., Cullen, M. R., Einstein, G., Klinge, I., & Leblanc, H. (2021). Gender-related variables for health research. *Biology of Sex Differences*, 12(23), 1–16.
- O’Brien, J., Ottoboni, G., Tessari, A., & Setti, A. (2017). One bout of open skill exercise improves cross-modal perception and immediate memory in healthy older adults who habitually exercise. *PLoS ONE*, 12(6), 1–16.
- Park, S., Han, C., & Im, C.-H. (2020). Design of Wearable EEG Devices Specialized for Passive Brain – Computer Interface Applications. *Sensors*, 20(4572), 1–16.
- Patat, A., Rosenzweig, P., Enslin, M., Trocherie, S., Miget, N., Christine, M., Herve, B., Gandon, J. M., & France, B. R. (2000). Effects of a New Slow Release Formulation of Caffeine on EEG, Psychomotor and Cognitive Functions in Sleep-Deprived Subjects. *Human Psychopharmacology*, 15, 153–170.
- Peters, S. A. E., & Norton, R. (2018). Sex and gender reporting in global health : new editorial policies. *BMJ Global Health*, 3, 3–5. <https://doi.org/10.1136/bmjgh-2018-001038>
- Peters, S. A. E., Woodward, M., Jha, V., Kennedy, S., & Norton, R. (2016). Women’s health: a new global agenda. *BMJ Global Health*, 1, 1–8. <https://doi.org/10.1136/bmjgh-2016-000080>
- Polich, J., & Kok, A. (1995). Cognitive and biological determinants of P300: an integrative review. *Biological Psychology*, 41(2), 103–146. [https://doi.org/10.1016/0301-0511\(95\)05130-9](https://doi.org/10.1016/0301-0511(95)05130-9)
- Putten, M. J. A. M. Van, Olbrich, S., & Arns, M. (2018). Predicting sex from brain rhythms with deep learning. *Scientific Reports*, 1–7. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-21495-7>
- Ramtekkar, U. P., Reiersen, A. M., Todorov, A. A., & Todd, R. D. (2010). Sex and age differences in Attention-Deficit/Hyperactivity Disorder symptoms and diagnoses: Implications for DSM-V and ICD-11. *Journal of the American Academy of Child & Adolescent Psychiatry*, 49(3), 217–228.
- Rich-Edwards, J. W., Kaiser, U. B., Chen, G. L., Manson, J. E., & Goldstein, J. M. (2018). Sex and Gender Differences Research Design for Basic, Clinical, and Population Studies: Essentials for Investigators. *Endocrine Reviews*, 424–439.
<https://doi.org/10.1210/er.2017-00246>

- Saint, S. E., Hammond, B. R., Brien, K. J. O., & Frick, J. E. (2017). Developmental trends in infant temporal processing speed. *Vision Research*, *138*, 71–77. <https://doi.org/10.1016/j.visres.2017.07.004>
- Sanchis, C., Blasco, E., Luna, F. G., & Lupiáñez, J. (2020). Effects of caffeine intake and exercise intensity on executive and arousal vigilance. *Scientific Reports*, *10*, 1–13. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-65197-5>
- Schrupp, L. E., Ciuffreda, K. J., Ph, D., & Kapoor, N. (2009). Foveal versus eccentric retinal critical flicker frequency in mild traumatic brain injury. *Optometry*, *80*(11), 642–650. <https://doi.org/10.1016/j.optm.2009.04.097>
- Shelton, P. P., Hartmann, A. M., & Allen, J. (2002). Seasonal photoperiod, gender, and P300. *Biological Psychology*, *60*, 151–171.
- Siepmann, M., & Kirch, W. (2002). Effects of Caffeine on Topographic Quantitative EEG. *Neuropsychobiology*, *45*, 161–166.
- Stafylidis, A., Staiano, W., Mandroukas, A., Michailidis, Y., Raimon, L., Bonet, S., Kyranoudis, A. E., Romagnoli, M., Ferri-caruana, A., & Metaxas, T. I. (2025). Cognitive Fatigue Disrupts Explosive Performance and Vigilance in Trained Individuals. *Sports*, *13*(386), 1–20.
- Steffensen, S. C., Ohran, A. J., Shipp, D. N., Hales, K., Stobbs, S. H., & Fleming, D. E. (2008). Gender-selective effects of the P300 and N400 components of the visual evoked potential. *Vision Research*, *48*, 917–925. <https://doi.org/10.1016/j.visres.2008.01.005>
- Surma, S., Romańczyk, M., Filipiak, K. J., & Lip, G. Y. H. (2023). Coffee and cardiac arrhythmias: Up-date review of the literature and clinical studies. *Cardiology Journal*, *30*(4), 654–667. <https://doi.org/10.5603/CJ.A2022.0068>
- Tannenbaum, C., Ellis, R. P., Eyssel, F., Zou, J., & Schiebinger, L. (2019). Sex and gender analysis improves science and engineering. *Nature*, *575*(January), 137–146. <https://doi.org/10.1038/s41586-019-1657-6>
- Tanner, D., Goldshtein, M., & Weissman, B. (2018). Individual Differences in the Real-Time Neural Dynamics of Language Comprehension. In K. D. Federmeier & D. G. Watson (Eds.), *Psychology of Learning and Motivation* (pp. 299–335). Academic Press.
- Teo, G., Schmidt, T., Szalma, J., Hancock, G., & Hancock, P. (2014). The Effects of Individual Differences on Vigilance Training and Performance in a Dynamic Vigilance Task. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 58th Annual Meeting*, 964–968.
- Thompson, K., Peters, S., Woodward, M., Carcel, C., & Norton, R. (2019). Reporting sex and gender in medical research. *The Lancet*, *393*(10185), 2038. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(19\)31041-4](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(19)31041-4)
- Tsolaki, A., Kosmidou, V., & Hadjileontiadis, L. (2015). Brain source localization of MMN, P300 and N400: Aging and gender differences. *Brain Research*, *1603*, 32–49. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2014.10.004>
- Turnbull, D., Rodricks, J. V., Mariano, G. F., & Chowdhury, F. (2017). Caffeine and cardiovascular health. *Regulatory Toxicology and Pharmacology*, *89*, 165–185. <https://doi.org/10.1016/j.yrtph.2017.07.025>

- Van Hoornweder, S., Stagg, C. J., & Wischniewski, M. (2025). Trends in Personalizing transcranial electrical stimulation. *Trends in Neurosciences*, 48(9), 663–678.
- Van Son, D. Van, Schalbroeck, R., Angelidis, A., Wee, N. J. A. Van Der, Does, W. Van Der, & Putman, P. (2018). Acute effects of caffeine on threat-selective attention: moderation by anxiety and EEG theta / beta ratio. *Biological Psychology*, 136, 100–110. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2018.05.006>
- Vani, P. R., Nagarathna, R., Nagendra, R., & Telles, S. (1997). Progressive Increase In Critical Flicker Fusion Frequency Following Yoga Training. *Indian Journal of Physiology and Pharmacology*, 41(1), 71–74.
- Vaquero, E., Cardoso, M. J., Vazquez, M., & Gómez, C. M. (2004). Gender differences in event-related potentials during visual-spatial attention. *International Journal of Neuroscience*, 114, 541–557. <https://doi.org/10.1080/00207450490422056>
- Voskoboinik, A., Kalman, J. M., & Kistler, P. M. (2018). Caffeine and Arrhythmias: Time to Grind the Data. *JACC: Clinical Electrophysiology*, 4(4), 425–432. <https://doi.org/10.1016/j.jacep.2018.01.012>
- Wang, P., & Hu, J. (2019). A hybrid model for EEG-based gender recognition. *Cognitive Neurodynamics*, 13(6), 541–554. <https://doi.org/10.1007/s11571-019-09543-y>
- Wassef, B., Kohansieh, M., & Makaryus, A. N. (2017). Effects of energy drinks on the cardiovascular system. *World Journal of Cardiology*, 9(11), 796–806. <https://doi.org/10.4330/wjc.v9.i11.796>
- Wesnes, K. A., Barrett, M. L., & Udani, J. K. (2013). An evaluation of the cognitive and mood effects of an energy shot over a 6h period in volunteers. A randomized, double-blind, placebo controlled, cross-over study. *Appetite*, 67, 105–113. <https://doi.org/10.1016/j.appet.2013.04.005>
- White, D. J., Camfield, D. A., Maggini, S., Pipingas, A., Silberstein, R., Stough, C., & Scholey, A. (2017). The effect of a single dose of multivitamin and mineral combinations with and without guaraná on functional brain activity during a continuous performance task. *Nutritional Neuroscience*, 20(1), 8–22. <https://doi.org/10.1179/1476830514Y.0000000157>
- Wright, D., Makin, A. D. J., & Bertamini, M. (2017). Electrophysiological responses to symmetry presented in the left or in the right visual hemifield. *Cortex*, 86, 93–108. <https://doi.org/10.1016/j.cortex.2016.11.001>
- Yonelinas, A. P. (2002). The Nature of Recollection and Familiarity : A Review of 30 Years of Research. *Journal of Memory and Language*, 517, 441–517. <https://doi.org/10.1006/jmla.2002.2864>

5. Informacja o wykazywaniu się istotną aktywnością naukową albo artystyczną realizowaną w więcej niż jednej uczelni, instytucji naukowej lub instytucji kultury, w szczególności zagranicznej.

Praca na Uniwersytecie Śląskim w Katowicach (Załącznik 6):

2011-2014: Asystent

2014-2024: Adiunkt

2024-nadal: Profesor UŚ

Do 2019 r. pracowałam w Zakładzie Fizyki Medycznej w Instytucie Fizyki im. Augusta Chełkowskiego na Wydziale Matematyki, Fizyki i Chemii (obecnie Wydział Nauk Ścisłych i Technicznych). Od 2019 r. pracuję w Instytucie Inżynierii Biomedycznej na Wydziale Nauk Ścisłych i Technicznych. Od początku zatrudnienia pracuję w grupie pracowników badawczo-dydaktycznych.

Do 2014 r. moja aktywność naukowa obejmowała zagadnienia związane z badaniem, z wykorzystaniem technik fluorescencyjnych, zmian w składzie pierwiastkowym kości noworodków szczurzych, których matkom podawano leki antyretrowirusowe. Jej efektem było uzyskanie stopnia doktora w dziedzinie nauk fizycznych. Po ukończeniu pracy nad ostatnimi publikacjami z tego obszaru, zmieniłam tematykę badawczą. Moje zainteresowania naukowe były związane z tematyką badania mózgu człowieka w celu lepszego zrozumienia jego funkcjonowania w różnych procesach poznawczych. W związku z tym, po uzyskaniu stopnia doktora, zmieniłam ścieżkę naukową i od tego czasu rozpoczęłam prace badawcze w nowym zakresie inżynierii biomedycznej, w obszarze akwizycji, przetwarzania i analizy sygnałów biomedycznych, neuroinżynierii, oceny sprawności człowieka i jego interakcji ze środowiskiem. Zajmowałam się również obrazowaniem struktury oka i badaniem czułości siatkówki za pomocą spektralnej koherentnej tomografii optycznej (SOCT) i perymetrii.

Obecnie, w ramach działalności naukowej i dydaktycznej, skupiam się na badaniach w zakresie neuroinżynierii i neuronauki w celu badania procesów neuropoznawczych, m.in. uwagi, pamięci, rozumienia języka. Zajmuję się planowaniem i projektowaniem eksperymentów z udziałem ludzi z wykorzystaniem biosygnatów, akwizycją, przetwarzaniem i analizą sygnałów biomedycznych (EEG/ERP, EMG, EOG, EKG i HRV, EDA, sygnał oddechowy).

W wyniku prowadzonych prac badawczych na Uniwersytecie Śląskim w Katowicach, opublikowałam 18 artykułów naukowych i rozdziałów w monografii, uzyskałam finansowanie badań naukowych dla 3 prowadzonych przeze mnie projektów (w tym jeden finansowany przez NCN) oraz finansowanie 2 projektów edukacyjnych.

Prowadzę zajęcia dydaktyczne na 4 kierunkach studiów: inżynierii biomedycznej, fizyki medycznej, kognitywistyki i komunikacji cyfrowej. Przykładowe moduły to „Przetwarzanie i analiza sygnałów biomedycznych”, „Podstawy elektrodiagnostyki i elektroterapii”, „Bioelektryczność i biomagnetyzm, elementy biocybernetyki”, „Analiza sygnałów biomedycznych”, „Aparatura medyczna i jej zastosowanie”, „Podstawy fizyczne diagnostyki i terapii”, „Obrazowanie przedniego i tylnego odcinka oka”, „Elektrodiagnostyka narządu wzroku”. Jestem promotorką prac inżynierskich i magisterskich oraz tutorką naukową studentów.

Od 2024 jestem kierowniczką grupy badawczej „Sygnały biomedyczne w neuronauce - Badanie funkcjonowania mózgu i ciała” w ramach zespołu badawczego Instytutu Inżynierii Biomedycznej na Wydziale Nauk Ścisłych i Technicznych Uniwersytetu Śląskiego w Katowicach.

Od października 2025 jestem też kierowniczką nowego laboratorium w Instytucie Inżynierii Biomedycznej, „NeuroLab – Laboratorium Neuroinżynierii i Neuronauki”, które samodzielnie stworzyłam.

Staż naukowe zagraniczne:

2014.09-10, Lokalizacja: Ilmenau, Niemcy (*Zał. 11*)

Czas pobytu: 1 m-c

Typ stażu: staż naukowy w ramach projektu pt.: „Zwiększenie udziału osób dorosłych w kształceniu w zakresie narzędzi informatycznych i technologii – NITKA” - zadanie nr 9 „Stáže i szkolenia w wiodących zagranicznych i krajowych ośrodkach akademickich i naukowo-badawczych”

Jednostka przyjmująca: Technical University in Ilmenau, Institute of Biomedical Engineering and Informatics

Aktywność naukowa:

- Uczestnictwo w badaniach naukowych prowadzonych w Instytucie:

- Badanie impedancji elektrycznej oraz udział w pracach nad optymalizacją materiału tworzącego elektrody oraz ich parametrów fizycznych (m.in. sztywność, siła nacisku) nowych, prototypowych suchych, wieloigłowych elektrod EEG.
- Badania sygnałów elektrycznych mózgu (spoczynkowego EEG, wzrokowych potencjałów wywołanych VEP, rytmu alfa, artefaktów ruchowych i in.) z wykorzystaniem elektrod suchych oraz klasycznych elektrod Ag/AgCl
- Pomiar dynamicznych szerokości naczyń krwionośnych w gałce ocznej z wykorzystaniem fundus kamery w ramach zadania „Rozwój metod i algorytmów przetwarzania sygnałów w obrazowaniu z wykorzystaniem fundus kamery, diagnostyce mikrokrążenia i pomiaru naczyń krwionośnych siatkówki”.
- Badania stymulacji elektrycznej gałki ocznej (EyeTSS 3D transcranial current stimulation and analysis of neurovascular coupling using retinal vessel analysis). w celu rozwoju terapeutycznej przezczaszkowej stymulacji elektrycznej, zaobserwowania efektów stymulacji elektrycznej w oku, a następnie zaadoptowania oraz optymalizacji metody do leczenia zmian w mózgu.
- Zapoznanie się z badaniami z wykorzystaniem magnetoencefalografii MEG realizowany w ‘EEG and MEG: Signal analysis and modeling-group’, Max Planck Institute for Human Cognitive and Brain Sciences w Lipsku. Projekt dotyczy odpowiedzi elektromagnetycznej mózgu na stymulację dźwiękami o zmieniających się częstotliwościach i jest związany z badaniami nad rozumieniem i percepcją mowy i języka.

2019.04-08, Lokalizacja: Davis, CA, USA (Zał. 7)

Czas pobytu: 4 m-ce

Typ stażu: staż naukowy realizowany w ramach programu NCN Miniatura 2.0 pt. „Badanie procesów pamięci z wykorzystaniem specjalistycznych metod analizy czynności elektrycznej mózgu (EEG i ERP)”

Jednostka przyjmująca: University of California Davis, Center for Neuroscience, Dynamic Memory Lab

Aktywność naukowa:

- Udział w projekcie badawczym dotyczącym elektrofizjologicznych korelatów pamięci dla przedmiotów (z wykorzystaniem potencjałów związanych ze

starymi/nowymi zdarzeniami w płacie czołowym i ciemieniowym) oraz korelatów pamięci dla kontekstów (z wykorzystaniem mocy theta w płacie czołowo-środkowym), zakończony opublikowaniem artykułu naukowego w wysoko punktowanym czasopiśmie, którego jestem pierwszą autorką (wspólnie z Halle Dimsdale-Zucker): *Halle R. Dimsdale-Zucker, Karina Maciejewska, Kamin Kim, Andrew P. Yonelinas, Charan Ranganath, Individual differences in behavioral and electrophysiological signatures of familiarity- and recollection-based recognition memory, Neuropsychologia 173, 2022, 108287*

- Udział w badaniach nad pamięcią człowieka z wykorzystaniem technik EEG i fMRI
- Uczestnictwo w wykładach i praktycznych ćwiczeniach laboratoryjnych dot. metod badania pamięci człowieka
- Uczestnictwo w 10-dniowym obozie szkoleniowym ERP Bootcamp (<https://erpinfo.org/the-erp-boot-camp>, 15-24 lipca), organizowanym przez prof. Stevena Lucka i dr Emily Kappenman – ekspertów w dziedzinie ERP

2021.11–2023.11, Lokalizacja: Rzym, Włochy (*Zał. 8 i 12*)

Czas pobytu: 2 lata

Typ stażu: staż naukowy podoktorski

Jednostka przyjmująca: Università Campus Bio-Medico di Roma, Research Unit of Neurophysiology and Neuroengineering of Human-Technology Interaction (NextLab)

Aktywność naukowa:

- Udział w projekcie badawczym: „EEG evoked activity and connectivity in the physiological and pathological control of the hand and upper limb”
- Prowadzenie badań naukowych z zakresu neuroinżynierii, w szczególności z wykorzystaniem sygnałów biomedycznych (EEG, SEP, EDA) w badaniu mechanizmów kontroli kończyny górnej pod kątem integracji motorycznej i sensorycznej, multisensorycznego sprzężenia zwrotnego i percepcji ucieleśnienia. Moja działalność badawcza związana była z analizą sygnałów i prowadzeniem eksperymentów w celu zbadania przetwarzania motorycznego, somatosensorycznego i poznawczego w następujących tematach badawczych:
 - „Sensory attenuation of the long (but not short) latency somatosensory evoked potentials after median nerve stimulation” (publikacja naukowa w przygotowaniu),

- „Modulation of SEPs evoked by median nerve stimulation (MNS) by auricular transcutaneous vagus nerve stimulation (atVNS)” (prace w toku),
- “Neural and electrophysiological processing of the reach and grasp motion in different hand orientation”, (prace w toku)
- “Decoding somatosensory evoked potentials in the sensory attenuation paradigm” (prace w toku)
- Współautorstwo prezentacji wyników badań naukowych na międzynarodowych konferencjach naukowych:
 - **2023.05.29-2023.06.02:** Mattia Pinardi, Karina Maciejewska, Marco D'Alonzo, Giovanni Di Pino, Somatosensory Attenuation as a marker for Embodiment of Supernumerary Robotic Limbs, ICRA 2023 full-day Workshop “The Robotics and Neuroscience of Supernumerary Limbs”, 40th IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA) 2023, Londyn, Wielka Brytania (*Zał. 13*)
 - **2023.09.20-22:** Valeria Piombino, Karina Maciejewska, Marco D'Alonzo, Ermanno Donato Papaleo, Giovanni Di Pino, Visual feedback in modulation of pain: neurophysiological perspective on a Phantom Limb Pain modelling in virtual reality, 13th congress of the European Pain Federation EFIC, 1159, p. 289, Budapeszt, Węgry (*Zał. 14*)
- **2022-2023:** Prowadzenie kursu z akwizycji i analizy sygnału EEG dla członkiń i członków laboratorium NextLab w języku angielskim (*Zał. 12*)
- **2022-2023:** Opieka mentorska nad 2 studentkami w ramach programu tutoringowego: Tutor personalny (*wł. tutorato personale*) studentów kierunku Medicine and Surgery MEDTECH (*Zał. 12*)
- **2022-2023:** Pełnienie funkcji tutora kursu ‘Physiology’ i współprowadzenie zajęć dydaktycznych dla studentów kierunku Biomedical Engineering (*Zał. 12 i 15*)
- **2022 i 2023:** Udział w przygotowaniu wniosku o finansowanie projektów badawczych: ERC Consolidator Grant 2022 oraz ERC Proof of Concept Pilot Lump Sum Grant (ERC-2023-PoC) (*Zał. 12*)

Staż krajowe:

2014.06, Lokalizacja: Katowice (*Zał. 16*)

Długość stażu: 1 m-c

Typ stażu: staż naukowy dla pracowników naukowych i naukowo-dydaktycznych w ramach projektu pt.: „Fundament Optymalnego Rozwoju: Staże z Technologii – FORSZT”

Jednostka przyjmująca: Centrum Diagnostyki i Terapii Onkologicznej Katowice Sp.z o.o.

Aktywność naukowa:

- Udział w pracach zespołu:
 - Planowanie leczenia pacjentów poddawanych radioterapii - techniki konformalne 3D oraz techniki dynamiczne (IMRT, dMLC oraz VMAT)
 - Sposoby weryfikacji planów leczenia pacjenta – MatriXX (Multicube), Compass, IMSure QA
 - Ułożenie pacjenta jako proces decydujący o zapewnieniu jakości w realizacji radioterapii - system obrazowania XVI oraz obrazowanie portalowe iViewGT
 - Brachyterapia HDR

Podsumowując, od 2011 r. pracuję na stanowisku badawczo-dydaktycznym na Uniwersytecie Śląskim w Katowicach. Oprócz tego, brałam udział w 3 stażach zagranicznych (w tym w 2-letnim stażu typu postdoc) oraz w 1 stażu krajowym.

6. Informacja o osiągnięciach dydaktycznych, organizacyjnych oraz popularyzujących naukę lub sztukę.

Osiągnięcia dydaktyczne

- Realizacja projektów edukacyjnych (*Zał. 17 i 18*):
 - **2019.10.01-2020.03.31:** Unia Europejska, Europejski Fundusz Społeczny na lata 2014-2020, projekt nr POWR.03.05.00-00-Z301/18-00 POWER JEDEN UNIWERSYTET - WIELE MOŻLIWOŚCI. Program Zintegrowany, ZADANIE 1 Dostosowanie i realizacja programów kształcenia do potrzeb społeczno-gospodarczych, 93 – WMFiCH [IF] - Opracowanie dokumentacji nowego kierunku międzywydziałowego I st. "Komunikacja 2.0", 38 387 890,35 zł, **wykonawca**

- **2021.07.01 – 2021.12.31:** Górnośląsko-Zagłębiowska Metropolia, „Badanie aktywności mózgu człowieka w różnych stanach poznawczych”, 18 414.00 PLN, *wnioskodawca, kierownik projektu*
- **2025.09.01-2026.09.30:** MNiSW „Wsparcie studentów w zakresie podniesienia ich kompetencji i umiejętności” Działanie 01.05 Umiejętności w szkolnictwie wyższym, Program Fundusze Europejskie dla Rozwoju Społecznego 2021-2027 – nabór II, „Badanie procesu uwagi za pomocą EEG z wykorzystaniem mobilnego pomiaru aktywności mózgu w środowisku wirtualnej rzeczywistości (VR)”, 173 221 zł z funduszy strukturalnych, *wnioskodawca, kierownik, koordynator projektu*
- Kształcenie kadry naukowej: promotor pomocniczy w 2 przewodach doktorskich:
 - **obrona 29 maja 2020:** dr Ilona Karpiel, „Porównanie badań aktywności mózgu przy pomocy funkcjonalnego rezonansu magnetycznego zadaniowego (fMRI) i bezzadaniowego (rsfMRI) u osób zdrowych i chorych”, Uniwersytet Śląski w Katowicach, Wydział Nauk Ścisłych i Technicznych, Instytut Fizyki im. Augusta Chełkowskiego (*Zał. 30*)
 - **2023 do nadal:** mgr Natalia Dziura, „Wzmocnienie poznawcze i gamifikacja: wpływ treningu poznawczego na pamięć roboczą, uwagę i zdolność do multitasking”, w toku (*Zał. 31*)
- Prowadzenie zajęć z ponad 30 modułów (*Zał. 19*), z czego pełnienie funkcji koordynatora (*Zał. 20*) ponad 20 modułów na 4 kierunkach studiów:
 - **2008 do nadal:** fizyka medyczna
 - **2021 do nadal:** inżynieria biomedyczna
 - **2023 do nadal:** komunikacja cyfrowa
 - **2024 do nadal:** kognitywistyka.

Przykładowe moduły: „Akwizycja i analiza sygnałów biomedycznych w diagnostyce medycznej”, „Bioelektryczność i biomagnetyzm, elementy biocybernetyki”, „Neuronauka w komunikacji”, „Podstawy elektrodiagnostyki i elektroterapii”, „Proseminarium: Jak czytać aktywność mózgu i ciała - analiza sygnałów neurofizjologicznych w badaniu procesów poznawczych”, „Metody fizyczne w medycynie i biologii”, „Podstawy fizyczne metod diagnostyki i terapii I”, „Research Project Laboratory”, „Zastosowanie informatyki w medycynie”, „Laboratorium fizyki medycznej”, „Podstawy statystycznej analizy danych cz. 1”, „Aparatura medyczna i jej zastosowanie - laboratorium”, „Elektrofizjologia narządu wzroku”, „Systemy obrazowania przedniego i tylnego odcinka oka”, „Metody obrazowania w medycynie”.

- Udział w tworzeniu oferty dydaktycznej na Uniwersytecie Śląskim w Katowicach: stworzenie i prowadzenie 2 autorskich modułów na kierunku **inżynieria biomedyczna**: „Akwizycja i analiza sygnałów biomedycznych w diagnostyce medycznej” na specjalności „Inżynier medyczny” na 2 stopniu studiów oraz „Przetwarzanie i analiza sygnałów biomedycznych” na specjalności „Projektant rozwiązań biomedycznych” na 1 stopniu studiów; stworzenie i prowadzenie 2 autorskich modułów na kierunku **komunikacja cyfrowa**: „Podstawy neuronauki” oraz „Neuronauka w komunikacji”, gdzie zaprojektowałam nową formułę zajęć polegającą na tworzeniu przez grupy studenckie własnych projektów z tematyki komunikacji cyfrowej w środowisku VR; oraz stworzenie i prowadzenie autorskiego proseminarium na kierunku **kognitywistyka** „Jak czytać aktywność mózgu i ciała - analiza sygnałów neurofizjologicznych w badaniu procesów poznawczych” (*Zał. 20*)
- Opiekun praktyk zawodowych studentów (*Zał. 21*):
 - **2012 do 2021 i od 2023 do nadal**: fizyki medycznej
 - **2019 do 2021**: fizyki, biofizyki, fizyki technicznej oraz mikro- i nanotechnologii
- **2013 do 2024**: Opiekun studentów fizyki medycznej (*Zał. 21 i 22*)
- **2013 do nadal**: Promotor 35, recenzent 22 i przewodnicząca komisji 17 zakończonych prac magisterskich i inżynierskich studentów fizyki medycznej i kognitywistyki (*Zał. 23*)
 - Obecnie: promotor 11 trwających prac inżynierskich, licencjackich i magisterskich na kierunkach: inżynieria biomedyczna, kognitywistyka, Indywidualne Studia Międzyobszarowe (stan na grudzień 2025)
- **2018 do nadal**: Udział w przygotowaniu raportu samooceny oraz w spotkaniach z osobami odpowiedzialnymi za doskonalenie jakości na kierunku fizyka medyczna, funkcjonowanie wewnętrznego systemu zapewnienia jakości kształcenia oraz publiczny dostęp do informacji o programie studiów, warunkach jego realizacji i osiągniętych rezultatach podczas wizytacji Zespołu Oceniającego Państwowej Komisji Akredytacyjnej w ramach akredytacji kierunku Fizyka Medyczna. W wyniku ostatniej akredytacji, która odbyła się w dniach 17-18.12.2025, kierunek uzyskał pozytywną ocenę i akredytację na maksymalny czas 6 lat (*Zał. 24*)
- **2019.10.01 do nadal**: Członek Rady Dydaktycznej kierunku: biofizyka, fizyka, fizyka medyczna, mikro i nanotechnologia Uniwersytetu Śląskiego w Katowicach (*Zał. 22*)
- Sprawowanie indywidualnej opieki nad studentami, którzy w jej wyniku odnieśli udokumentowane sukcesy lub osiągnięcia:

- **2020 – nadal:** Tutor naukowy 3 studentów Kolegium Indywidualnych Studiów Międzyobszarowych Uniwersytetu Śląskiego w Katowicach, którzy wygłosili 10 referatów na konferencjach krajowych i międzynarodowych (*Zał. 25*):
 - **2020 do 2024:** Wiktoria Moczarska
 - **2021 do nadal:** Cezary Zając
 - **2024 do nadal:** Kamil Kosiorowski
- **2024 – nadal:** Kierownik grupy badawczej „Sygnały biomedyczne w neuronauce: funkcjonowanie mózgu i ciała” w ramach zespołu badawczego Instytutu Inżynierii Biomedycznej, Aktualnie (stan na grudzień 2025), grupa składa się z 12 studentów 4 kierunków studiów: inżynieria biomedyczna, fizyka medyczna, kognitywistyka, Indywidualne Studia Międzyobszarowe. Dwoje członków grupy jest beneficjentami projektu edukacyjnego finansowanego przez MNiSW „Wsparcie studentów w zakresie podniesienia ich kompetencji i umiejętności” (*Zał. 26*)
- Aktywność dydaktyczna w zagranicznym ośrodku akademickim: Università Campus Bio-Medico di Roma, Włochy:
 - **2022.09.01 – 2023.08.31:** Realizacja zajęć dydaktycznych w j. angielskim z przedmiotu ‘Physiology’, wykłady dla studentów kierunku Biomedical Engineering (*Zał. 12 i 15*)
 - **2022-2023:** Pełnienie funkcji tutora personalnego (*wł. tutorato personale*) studentów kierunku Medicine and Surgery MEDTECH, efekty: wsparcie studentów w realizacji podstawy programowej, zapewnienie studentom pomocy w rozwiązywaniu problemów związanych z tokiem studiów, monitorowanie ich rozwoju naukowego (*Zał. 12*)
- **2023-2024:** Prowadzenie zajęć dydaktycznych w języku angielskim: Physics, stacjonarne, I stopnia, Research Laboratory Project, laboratorium, Uniwersytet Śląski w Katowicach (*Zał. 19*)
- **2025:** Przygotowanie materiałów (w tym filmy wideo) promujących kierunek fizyka medyczna na Uniwersytecie Śląskim w Katowicach

Osiągnięcia organizacyjne

- **2009.06.15-18:** Współorganizowanie VI Symposium On Medical Physics, IV International Symposium on Medical Physics, Szczyrk
- Opiekun pracowni (*Zał. 27*):
 - **2014 do nadal:** „Pracownia EEG”, „Pracownia Analizy Sygnałów Biomedycznych”, „Pracownia Badań Optycznych”
 - **2025 do nadal:** „Pracownia MoBI”
- **2013.06-10:** Pełnienie funkcji sekretarza Wydziałowej Komisji Rekrutacyjnej w postępowaniu kwalifikacyjnym kandydatów na studia na kierunku fizyka medyczna oraz biofizyka (*Zał. 28*)
- **2014.06.06-07:** Współorganizowanie sympozjum naukowego z okazji XX-lecia Fizyki Medycznej na Śląsku, Katowice
- **2017 do 2021:** Pełnienie funkcji inspektora ochrony radiologicznej w Instytucie Fizyki UŚ, w tym m.in. zakończone sukcesem przeniesienie pracowni klasy Z działających w ramach pracy z promieniowaniem jonizującym w Zakładzie Fizyki Jądrowej wraz z uzyskaniem zezwoleń PAA (Państwowej Agencji Atomistyki) na prowadzenie w/w działalności oraz przeorganizowanie i utrzymanie działalności w/w pracowni zgodnie z wymogami PAA (*Zał. 29*)
- **2023.01.19 do nadal:** Członek Rady Naukowej Instytutu Inżynierii Biomedycznej (*Zał. 22*)
- **2024 do nadal:** Kierownik Grupy badawczej „Sygnały biomedyczne w neuronauce: funkcjonowanie mózgu i ciała” w ramach zespołu badawczego Instytutu Inżynierii Biomedycznej (*Zał. 26*)
- **2025.10 do nadal:** Kierownik Laboratorium „NeuroLab – Laboratorium Neuroinżynierii i Neuronauki” w Instytucie Inżynierii Biomedycznej. W jego skład wchodzi: Pracownia EEG, Pracownia Sygnałów Biomedycznych, Pracownia MoBI i Pracownia Badań Optycznych, których również jestem opiekunem (*Zał. 32*)

Osiągnięcia popularyzujące naukę

- Publikacje popularnonaukowe:
 - **2021:** Maciejewska K., & Kłoskiewicz M. “Studying memory process in the brain” *No Limits*, (1(3), 26-27. https://doi.org/10.31261/no_limits.2021.3.10, z dnia 31.12.2025
 - **2025:** Maciejewska K. & Sikora A. “How brain research will change the future of humanity”, *No Limits* 1 (11), 14-17. https://journals.us.edu.pl/index.php/no_limits/article/view/18787, z dnia 31.12.2025
- **2012-2014:** Prowadzenie zajęć dydaktycznych w ramach Uniwersytetu Dzieci oraz Uniwersytetu Młodzieży, zajęcia warsztatowe, seminaria, Instytut Fizyki, Uniwersytet Śląski w Katowicach (*Zal.* 33)
- Wykłady i warsztaty popularyzujące naukę na zaproszenie:
 - **2023.03.13-18:** „Proces uwagi - jak działa filtr antyspamowy mózgu i jak neuronauka go bada”, Katowicki Tydzień Mózgu, Katowice, wykład na zaproszenie, <https://przystaneknauka.us.edu.pl/artukul/tydzien-mozgu-2023>, z dnia 31.12.2025
 - **2024.04.15:** „Czy wariograf naprawdę jest w stanie wykryć kłamstwo?”, Tydzień Nowych Technologii Europejskiego Miasta Nauki Katowice, warsztaty praktyczne, <https://us.edu.pl/tydzien-nowych-technologii-w-miescie-nauki-15-21-kwietnia-2024/#1701810839849-af456ac0-d869>, z dnia 31.12.2025 (*Zal.* 34)
 - **2024.04.16:** “Jak rzeczywistość wirtualna może pomóc w badaniach neuronaukowych dotyczących aktywności ludzkiego mózgu”, Europejskie Miasto Nauki 2024, Chorzów, wykład na zaproszenie, <https://us.edu.pl/wydzial/wnst/event/slask-zaglebiem-nowych-technologii/#1712136956495-a711ca8b-a7cc>, z dnia 31.12.2025 (*Zal.* 34)
 - **2024.07.10:** “Studying neurocognitive processes in mobile conditions and virtual reality (VR)”, Youth Summit of the Regional Weimar Triangle, Zabrze, wykład na zaproszenie (*Zal.* 35)
 - **2024.09.28:** Wykład inauguracyjny na Inauguracji Roku Akademickiego Kolegium Indywidualnych Studiów Międzyobszarowych Uniwersytetu Śląskiego w Katowicach „Po co studentom kierunków ścisłych kreatywność lub

inteligencja emocjonalna? Kompetencje miękkie w naukach ścisłych”, Cieszyn, wykład na zaproszenie (*Zał. 36*)

- **2024.12.29:** „Nowoczesne technologie w badaniu aktywności mózgu i ciała”, Śląski Festiwal Nauki w Katowicach, Katowice, wykład na zaproszenie, <https://slaskifestiwalnauki.pl/nowoczesne-technologie-w-badaniu-aktywnosci-mozgu-i-ciala>, z dnia 31.12.2025
- **2025.06.13:** „Neuroinżynieria zgłębia tajniki ludzkiego umysłu i naprawia człowieka gdy inni zawodzą”, I LO im. S. Sempołowskiej, Tarnowskie Góry, wykład na zaproszenie (*Zał. 37*)
- **2019.11:** Nagranie materiału promującego badania naukowe prowadzone w Pracowni EEG Instytutu Inżynierii Biomedycznej, Centrum Komunikacji Medialnej
- **2020:** Reprezentantka młodego pokolenia kobiet nauki 2020 w gronie naukowczyń z woj. śląskiego, wybranych przez "Dziennik Zachodni": <https://us.edu.pl/wydzial/wnst/2020/03/07/dr-karina-maciejewska-reprezentantka-mlodego-pokolenia-kobiet-nauki-2020/>, <https://dziennikzachodni.pl/mlode-gwiazdy-nauki-slaskiej-to-kobiety-zdolne-ambitne-i-z-naukowym-dorobkiem/ga/c6-14839628/zd/42434120>, z dnia 31.12.2025
- **2023 do nadal:** Współorganizowanie Tygodnia Mózgu w Katowicach w ramach międzynarodowego Brain Awareness Week, <https://us.edu.pl/event/tydzien-mozgu-2025/>, z dnia 31.12.2025
- **2025.05.15:** Organizacja praktycznych warsztatów (hands-on workshop) z zakresu nowoczesnych technologii w EEG (m.in. badania mobilne, EEG z wykorzystaniem elektrod suchych), z gościnnym udziałem przedstawicieli producenta systemów EEG ANT Neuro Inc., <https://us.edu.pl/instytut/iib/2025/05/20/warsztaty-z-firma-ant-neuro/>, z dnia 31.12.2025

7. Oprócz kwestii wymienionych w pkt. 1-6, wnioskodawca może podać inne informacje, ważne z jego punktu widzenia, dotyczące jego kariery zawodowej.

Stypendia, nagrody, wyróżnienia:

- **2008.12.15:** Wyróżnienie Polskiego Towarzystwa Fizyki Medycznej, Oddział Śląski za najlepszą pracę magisterską “Zawartość Ca, Fe i Zn w kościach płaskich zdrowych

noworodków szczurzych oraz noworodków, których matkom podawano leki antyretrowirusowe (indinawir i zidowudyna)” (Zał. 38)

- **2008-2012:** Stypendium doktoranckie, w tym w latach 2009-2012 w ramach programu 4.1.1. UPGOW „Uniwersytet Partnerem Gospodarki Oparte na Wiedzy”. Program Operacyjny Kapitał Ludzki, priorytet IV, zadanie nr 55, poz. 482, Unia Europejska, Europejski Fundusz Społeczny (Zał. 39)
- **2020:** Otrzymanie grantu podróznego FENS-IBRO/PERC, Federation of European Neuroscience Societies i International Brain Research Organization Pan-Europe Regional Committee (Zał. 40)
- **2021:** Nagroda JM Rektora za działalność organizacyjną, Rektor Uniwersytetu Śląskiego w Katowicach (Zał. 41)
- **2021:** Beneficjentka 6. edycji programu mentorskiego Tech Leaders Polska, Women in Technology (Zał. 42)
- **2024.11:** Beneficjentka konkursu „Współmyślenie, Współdziałanie (szybka ścieżka)” organizowanym w ramach Systemu Motywacyjnego w Dydaktyce Akademickiej (SMoDA) Uniwersytetu Śląskiego w Katowicach dla mentorów/menterek zespołów studenckich realizujących projekty naukowe, dydaktyczne, społeczne oraz artystyczne (Zał. 43)
- **2024.11.22:** Otrzymanie dodatku projakościowego za najwyżej punktowane artykuły w dyscyplinach opublikowane w 2023 r. (Zał. 44)
- **2025.10.01:** Nagroda JM Rektora za działalność organizacyjną, Rektor Uniwersytetu Śląskiego w Katowicach (Zał. 45)
- **2025.12.18:** Wyróżnienie JM Rektora za doskonałą dydaktykę w kategorii „praca z osobami studiującymi lub uczącymi się w szkole doktorskiej”, Rektor Uniwersytetu Śląskiego w Katowicach (Zał. 46)

Zdobyte certyfikaty i ukończone szkolenia, kursy, uprawnienia w zakresie pracy naukowej, organizacyjnej i dydaktyki akademickiej:

- **2007.06.13:** Warsztaty z zakresu umiejętności komunikacji interpersonalnej, Katowice, Akademia Servier, Servier Polska Sp. Z o.o. (Zał. 47)
- **2009.02.07:** Warsztaty Spektralnej Tomografii Optycznej SOCT, Poznań, Optopol Handlowy (Zał. 48)

- **2009.06:** Certyfikat w zakresie doskonalenia kompetencji dydaktycznych dla pracowników naukowo-dydaktycznych „Dobrze uczyć”, Katowice, projekt UPGOW współfinansowany przez Unię Europejską w ramach Europejskiego Funduszu Społecznego (*Zał. 49*)
- **2009.06.15:** Workshop and tutorial „Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy”, Szczyrk (*Zał. 50*)
- **2010.10.19:** Seminarium „Analiza danych w programie STATISTICA - przegląd”, Warszawa (*Zał. 51*)
- **2010.10.20:** Seminarium „Medycyna i analiza danych”, Warszawa (*Zał. 52*)
- **2010.10.21:** Seminarium „Zastosowanie statystyki i data mining w badaniach naukowych”, Warszawa (*Zał. 53*)
- **2011.05.20:** International Symposium „Electromagnetic Fields and Quantum Phenomena in the Biological Systems”, Uniwersytet Medyczny im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu (*Zał. 54*)
- **2012.06.02:** Warsztaty Akademii Aktywności Społecznej „Przygotowanie i realizacja projektów” organizowane przez Biuro Wsparcia Studenta i Śląską Kawiarnię Naukową, Katowice (*Zał. 55*)
- **2012.07.05:** Szkolenie „Zarządzanie własnością intelektualną”, Katowice (*Zał. 56*)
- **2014.03.27-28:** Warsztaty naukowe dla użytkowników układów do badania EEG i potencjałów wywołanych mózgu “User workshop eegsports/asalab and asa”, Berlin (*Zał. 57*)
- **2016.05.20-22:** Szkolenie typu S-A i S-Z dla operatorów akceleratora stosowanego do celów medycznych, urządzeń do teleradioterapii oraz urządzeń do brachyterapii ze źródłami promieniotwórczymi, Stowarzyszenie Inspektorów Ochrony Radiologicznej, Katowice (*Zał. 58*)
- **2016.09.16-18:** Jesienna Szkoła Fizyki Medycznej PTFM, ŚMCEBI, Chorzów (*Zał. 59*)
- **2016.11.25-26:** IX Krajowe Spotkanie Sekcji Radioterapii PTFM, Wrocław
- **2016.11.27:** Warsztaty dozymetryczne, Dolnośląskie Centrum Onkologii we współpracy z firmą IBA Dosimetry oraz Varian Medical Systems Poland, Wrocław
- **2017.02.06-03.02:** Ukończenie kursu „Ochrona przed promieniowaniem jonizującym”, Śląska Rada Naczelnej Organizacji Technicznej FSNT w Katowicach – Regionalny Ośrodek Doskonalenia Kadr (*Zał. 60*)
- **2017:** Uzyskanie uprawnień inspektora ochrony radiologicznej typu 1 (*Zał. 61*)

- **2017.12.05:** Szkolenie "Wspomaganie statystycznej analizy wyników badań empirycznych w programie Statistica", Statsoft Polska, Katowice (*Zał. 62*)
- **2019.07.15-24:** 10-dniowy obóz szkoleniowy z zakresu badania potencjałów wywołanych „ERP Boot Camp” w Davis, CA, USA prowadzony przez specjalistów z dziedziny neuronauki, prof. S. Luck’a i dr E. Kappenman (*Zał. 7*)
- **2021.05.26-27:** workshop „Young Researchers Event. Ebrains for next-generation brain medicine, HBP Education Programme (*Zał. 63*)
- **2023.09.26:** Szkolenie „Zarządzanie danymi badawczymi w naukach medycznych, farmaceutycznych oraz o zdrowiu”, NCN (*Zał. 64*)
- **2024.05.14:** Kurs „Zarządzanie danymi badawczymi dla naukowców - kurs podstawowy”, Uniwersytet Warszawski (*Zał. 65*)
- **2025.01.14-16:** Szkolenie w ramach programu ERASMUS, ANT Neuromeeting, Berlin, Niemcy (*Zał. 66*)
- **2025.03.10:** Szkolenie „Wyzwania dydaktyki akademickiej w kontekście ewolucji technologicznej i cywilizacyjnej”, projekt „jUŚt transition - Potencjał Uniwersytetu Śląskiego podstawą Sprawiedliwej Transformacji regionu”, Katowice (*Zał. 67*)
- **2025.04.28-2025.05.07:** 140-godzinna szkoła letnia BCI & Neurotechnology Spring School, G.tec medical engineering GmbH (*Zał. 68*)
- **2025.29.10:** Workshop “BCI & Unity Masterclass: From Games to neuroadaptive Systems”, G.tec medical engineering GmbH (*Zał. 69*)
- **2025.10.14-2025.11.14:** 40-godzinne szkolenie „AR/VR” w ramach projektu pt. „Cyfrowe Skrzydła – Rozwój Zaawansowanych Kompetencji Cyfrowych wśród Kobiet”, Fundacja Sowa, zakończone egzaminem zewnętrznym i otrzymaniem certyfikatu European Digital Certificate (Digital Europe) (*Zał. 70 i 71*)

.....
(podpis wnioskodawcy)