

Klaudia Krystecka

Różnice indywidualne w sprawności czasowego przetwarzania informacji u młodych dorosłych: wskaźniki elektrofizjologiczne

Praca doktorska
wykonana w Pracowni Neurofizjologii Umysłu
Instytutu Biologii Doświadczalnej
im. M. Nenckiego PAN

PROMOTOR:
dr hab. Aneta Szymaszek

Warszawa, 2025

Podziękowania

*Pragnę serdecznie podziękować mojej Promotor, dr hab. Anecie Szymaszek,
oraz Pani Profesor Elżbiecie Szeląg za cenne wskazówki, wsparcie
i możliwość rozwoju naukowego.*

*Dziękuję również Koleżankom i Kolegom z Pracowni Neuropsychologii
oraz z Pracowni Neurofizjologii Umysłu za pomoc, życzliwość
i inspirującą współpracę.*

*Z całego serca dziękuję także moim Rodzicom, Rodzeństwu, ukochanemu Przemkowi
oraz przyjaciółce Martynie za nieocenione wsparcie i podtrzymywanie na duchu,
nawet w najtrudniejszych chwilach.*

Badanie przedstawione w niniejszej pracy przeprowadzone zostało w ramach projektu badawczo-rozwojowego OPUS 15 2018/29/B/HS6/02038 „Różnice indywidualne w subiektywnym przeżywaniu czasu: wskaźniki neuropsychologiczne, EEG i fMRI”, finansowanego przez Narodowe Centrum Nauki.



Projekt został pozytywnie zaopiniowany przez Komisję Bioetyczną Uniwersytetu Mikołaja Kopernika w Toruniu przy Collegium Medicum im. Ludwika Rydygiera w Bydgoszczy (zgoda nr: KB/289/2019; aneksowana dnia 16.11.2021).

Przed rozpoczęciem badania uczestnicy otrzymali pisemną informację o jego celu, przebiegu, zastosowanych procedurach oraz możliwych korzyściach wynikających z udziału w projekcie. Wszyscy uczestnicy podpisali świadomą zgodę na udział w badaniu.

Spis treści

WYKAZ SKRÓTÓW	11
STRESZCZENIE	13
ABSTRACT	15
1. WSTĘP	17
1.1. Wprowadzenie	17
1.2. Modele teoretyczne czasowego przetwarzania informacji	20
1.2.1. Hierarchiczny model percepcji czasu	20
1.2.2. Model zegara wewnętrznego	23
1.2.3. Modele wielu generatorów oscylacji	25
1.2.4. Model sieci zależnych od stanu	27
1.3. Związek czasowego przetwarzania informacji z funkcjami poznawczymi.....	28
1.4. Różnice indywidualne w czasowym przetwarzaniu informacji	30
1.5. Mózgowe mechanizmy czasowego przetwarzania informacji	33
1.5.1 Badania fMRI	34
1.5.2 Badania elektrofizjologiczne	35
1.5.2.1. Badania aktywności oscylacyjnej	35
1.5.2.2. Badania aktywności nieoscylacyjnej	38
1.5.2.3. Badania aktywności wywołanej bodźcem	39
1.5.3. Rola układu dopaminergicznego w czasowym przetwarzaniu informacji.....	46
2. CELE I HIPOTEZY BADAŃ WŁASNYCH.....	48
3. METODA.....	50
3.1. Osoby badane.....	50
3.2. Procedura	52
3.2.1. Zadanie 1 - pomiar aktywności spoczynkowej	53
3.2.2. Zadanie 2 - porównywanie długości trwania dźwięków	54

3.2.3. Zadanie 3 - pozauwagowa percepcja wyróżnionych dźwięków	56
3.2.4. Zadanie 4 - kontrola hamowania Go/No-Go	58
3.3. Rejestracja sygnału	59
3.4. Przygotowanie danych EEG do analizy	60
3.5. Rodzaje zastosowanych analiz elektrofizjologicznych	66
3.5.1. Analiza widmowej gęstości mocy	67
3.5.2. Analiza nachylenia widma mocy	68
3.5.3. Analiza potencjałów wywołanych	69
3.5.4. Analiza potencjału niezgodności	70
3.5.5. Test t z poprawką permutacyjną	72
3.6. Podsumowanie wykonanych analiz	75
3.6.1. Analizy elektrofizjologiczne	75
3.6.2. Analizy behawioralne	78
4. WYNIKI	79
4.1. Sprawność czasowego przetwarzania informacji a pomiar aktywności spoczynkowej mózgu	79
4.1.1. Wyniki analizy widmowej gęstości mocy	80
4.1.2. Różnica między grupami w widmowej gęstości mocy	82
4.1.3. Różnica między grupami w nachyleniu widma mocy	85
4.2. Sprawność czasowego przetwarzania informacji a porównywanie długości trwania dźwięków	87
4.2.1. Różnice między grupami w behawioralnym wykonaniu zadania 2 – porównywanie długości trwania dźwięków	88
4.2.2. Analiza przebiegów potencjałów wywołanych bodźcami wyróżnionymi i standardowymi	90

4.2.3. Różnice między grupami w amplitudzie potencjałów wywołanych bodźcem wyróżnionym w warunku łatwym	94
4.2.4. Różnice między grupami w latencji potencjałów wywołanych bodźcem wyróżnionym w warunku łatwym	96
4.2.5. Różnice między grupami w amplitudzie potencjałów wywołanych bodźcem wyróżnionym w warunku trudnym.....	97
4.2.6. Różnice między grupami w latencji potencjałów wywołanych bodźcem wyróżnionym w warunku trudnym.....	98
4.2.7. Różnice wewnątrzgrupowe w amplitudzie potencjałów wywołanych bodźcami wyróżnionymi vs standardowymi	99
4.3. Sprawność czasowego przetwarzania informacji a pozauwagowa percepcja wyróżnionych dźwięków	103
4.3.1. Analiza przebiegów potencjału niezgodności (MMN) w zadaniu 3 – pozauwagowa percepcja wyróżnionych dźwięków	103
4.3.2. Różnice między grupami w potencjale niezgodności (MMN)	106
4.4. Sprawność czasowego przetwarzania informacji a kontrola hamowania.....	112
4.4.1. Różnice między grupami w behawioralnym wykonaniu zadania 4 – kontrola hamowania Go/No-Go	113
4.4.2. Analiza przebiegów potencjałów wywołanych bodźcem „No-Go”	115
4.4.3. Różnice między grupami w amplitudzie potencjałów wywołanych bodźcem „No-Go”	117
4.4.4. Różnice między grupami w latencji potencjałów wywołanych bodźcem „No-Go”	119
4.4.5. Analiza przebiegów potencjałów wywołanych bodźcem „Go”	120

4.4.6. Różnice między grupami w amplitudzie potencjałów wywołanych bodźcem „Go”	122
4.4.7. Różnice między grupami w latencji potencjałów wywołanych bodźcem „Go”...	123
4.4.8. Różnice wewnątrzgrupowe w potencjałach wywołanych bodźcami „Go” i „No-Go”	124
5. Dyskusja	127
5.1. Sprawność czasowego przetwarzania informacji a pomiar aktywności spoczynkowej mózgu	128
5.2. Sprawność czasowego przetwarzania informacji a porównywanie długości trwania dźwięków	132
5.3. Sprawność czasowego przetwarzania informacji a pozauwagowa percepcja wyróżnionych dźwięków	138
5.4. Sprawność czasowego przetwarzania informacji a kontrola hamowania	141
5.5. Ograniczenia przeprowadzonych badań i dalsze kierunki prac badawczych	149
5.6. Podsumowanie i wnioski	151
6. Bibliografia	154
7. Spis Rycin	178
8. Spis Tabel	181
9. Spis Publikacji Naukowych Doktorantki	183
10. Załączniki	184
10.1. Załącznik nr 1 – Opis metody obuusznej i rozdzielnościowej	184
10.2. Załącznik nr 2 – Wykres punktowy przedstawiający indywidualne wartości PPK.	188

WYKAZ SKRÓTÓW

- CzPI** – czasowe przetwarzanie informacji (ang. *Temporal Information Processing*, TIP)
- W_{CzPI}** – grupa o wysokiej sprawności czasowego przetwarzania informacji
- M_{CzPI}** – grupa o mieszanej sprawności czasowego przetwarzania informacji
- N_{CzPI}** – grupa o niskiej sprawności czasowego przetwarzania informacji
- PPK** – Próg Postrzegania Kolejności (ang. *Temporal-Order Threshold*)
- BF** – model częstotliwości uderzeń (ang. *Beat Frequency*)
- SBF** – model częstotliwości uderzeń prążkowania (ang. *Striatal Beat Frequency*)
- SBF-ML** – model częstotliwości uderzeń prążkowania z wykorzystaniem uczenia maszynowego (ang. *Striatal Beat Frequency-Machine Learning*)
- SDN** – model sieci zależnych od stanu (ang. *State-Dependent Network*)
- EEG** – elektroencefalografia (ang. *Electroencephalography*)
- MEG** – magnetoencefalografia (ang. *Magnetoencephalography*)
- fMRI** – funkcjonalny rezonans magnetyczny (ang. *Functional Magnetic Resonance Imaging*)
- SMA** – dodatkowa kora ruchowa (ang. *Supplementary Motor Area*)
- ERP** – potencjały wywołane zdarzeniem (ang. *Event-Related Potentials*)
- MMN** – potencjał niezgodności (ang. *Mismatch Negativity*)
- LPC** – późny potencjał dodatni (ang. *Late Positive Component*)
- E/I** – pobudzenie/hamowanie (ang. *Excitation/Inhibition*)
- ASR** – rekonstrukcja sygnału po usunięciu artefaktów (ang. *Artifact Subspace Reconstruction*)
- ICA** – analiza składowych niezależnych (ang. *Independent Component Analysis*)
- PCA** – analiza głównych składowych (ang. *Principal Component Analysis*)
- PSD** – widmowa gęstość mocy (ang. *Power Spectral Density*)
- FOOOF** – algorytm dopasowania oscylacji i składowej 1/f (ang. *Fitting Oscillations & One Over F*)

STRESZCZENIE

Czasowe przetwarzanie informacji (CzPI) odnosi się do procesów neuronalnych i poznawczych, które umożliwiają organizację, rozpoznawanie oraz interpretację czasowej struktury zdarzeń, stanowiąc kluczowy aspekt ludzkiego funkcjonowania poznawczego. Procesy takie jak percepcja, uwaga, język, pamięć, kontrola motoryczna czy planowanie charakteryzują się określoną dynamiką czasową. Choć dotychczasowe badania wskazują, że sprawność mechanizmów CzPI istotnie wiąże się z efektywnością funkcjonowania poznawczego, większość z nich koncentrowała się na osobach starszych oraz grupach klinicznych, przez co indywidualne różnice w CzPI wśród zdrowych młodych dorosłych pozostają wciąż słabo poznane. Celem niniejszej rozprawy doktorskiej była identyfikacja wskaźników elektrofizjologicznych charakteryzujących wysoką (W_{CzPI}) i niską (N_{CzPI}) sprawność CzPI u zdrowych młodych dorosłych – zarówno w stanie spoczynkowej aktywności mózgu, jak i podczas wykonywania zadań poznawczych.

W badaniu wzięło udział 84 młodych dorosłych ($M = 23$ lata), których sprawność CzPI na poziomie milisekundowym oceniono za pomocą procedur behawioralnych. Na podstawie uzyskanych wyników wyodrębniono dwie grupy: W_{CzPI} ($n = 34$) oraz N_{CzPI} ($n = 33$). Obie grupy uczestniczyły następnie w procedurach elektrofizjologicznych obejmujących: (1) pomiar aktywności spoczynkowej, umożliwiający identyfikację różnic między grupami w bazowej aktywności mózgu; (2) zadanie porównywania długości trwania dźwięków, oceniające sprawność CzPI na poziomie milisekundowym; (3) zadanie pozauwagowej percepcji wyróżnionych dźwięków, pozwalające na ocenę sprawności CzPI na poziomie sekundowym; (4) zadanie kontroli hamowania Go/No-Go, służące ocenie sprawności mechanizmów hamowania reakcji.

Wyniki badań ujawniły szereg różnic neuronalnych między grupami W_{CzPI} i N_{CzPI} . Grupa W_{CzPI} w porównaniu z grupą N_{CzPI} , podczas aktywności spoczynkowej mózgu,

charakteryzowała się bardziej stromym nachyleniem widma mocy w obszarach czołowych, co wskazuje na mniejszą zmienność neuronalną, a także może odzwierciedlać bardziej stabilną oraz efektywną komunikację w sieciach neuronalnych. Podczas porównywania długości trwania dźwięków, grupa W_{CzPI} charakteryzowała się wyższą amplitudą późnego potencjału dodatniego (LPC), co może wskazywać na większą precyzję w ocenie subtelnych różnic czasowych na poziomie milisekundowym. Ponadto, podczas zadania kontroli hamowania grupa W_{CzPI} wykazała wyższą amplitudę i krótszą latencję komponentu No-Go P3, co może świadczyć o sprawniejszych mechanizmach uwagowych i hamowania reakcji. Uzyskane wyniki behawioralne były spójne z obserwacjami elektrofizjologicznymi i wskazują, że uczestnicy z grupy W_{CzPI} reagowali szybciej i osiągnęli wyższy poziom wykonania zadania w porównaniu z grupą N_{CzPI} . Natomiast nie wykazano istotnych różnic między grupami w zadaniu pozauwagowej percepcji wyróżnionych dźwięków, co może wynikać z ograniczonej czułości miary opartej na potencjale niezgodności (MMN) lub z braku różnic w sprawności CzPI na poziomie sekundowym w populacji młodych dorosłych.

Podsumowując, uzyskane wyniki wskazują, że indywidualne różnice w sprawności CzPI znajdują odzwierciedlenie w aktywności neuronalnej zarówno w stanie spoczynku, jak i podczas wykonywania zadań poznawczych. Zaobserwowane komponenty EEG, takie jak LPC i No-Go P3, mogą stanowić użyteczne wskaźniki neurofizjologiczne sprawności CzPI, z potencjalnym zastosowaniem zarówno diagnostycznym, jak i w ocenie skuteczności interwencji poznawczych. Uzyskane wyniki dostarczają nowych dowodów na istnienie neurofizjologicznych korelatów różnic indywidualnych w CzPI u zdrowych młodych dorosłych.

ABSTRACT

Temporal information processing (TIP) refers to the neural and cognitive mechanisms that enable the organization, recognition, and interpretation of the temporal structure of events, constituting a fundamental aspect of human cognition. Processes such as perception, attention, language, memory, motor control, and planning are inherently characterized by specific temporal dynamics. Although previous research has shown that TIP efficiency is closely related to overall cognitive performance, most studies have focused on older adults or clinical populations, leaving individual differences in TIP among healthy young adults relatively unexplored. The aim of the present doctoral dissertation was to identify electrophysiological indicators characterizing high (HTE) and low (LTE) temporal efficiency in healthy young adults, both during resting-state brain activity and while performing cognitive tasks.

Eighty-four participants ($M = 23$ years) took part in the study. Their millisecond-level TIP efficiency was assessed using behavioural procedures. Based on performance, two groups were distinguished: HTE ($n = 34$) and LTE ($n = 33$). Both groups completed electrophysiological procedures including (1) resting-state recording to assess differences in the baseline brain activity; (2) a duration discrimination task assessing TIP at the millisecond level; (3) a passive oddball task assessing automatic perception of temporal deviations at the second level; and (4) a Go/No-Go task evaluating inhibitory control ability.

The results revealed several neural differences between the HTE and LTE groups. During resting-state brain activity, the HTE group showed a steeper aperiodic spectral slope in frontal regions, indicating reduced neural variability and possibly reflecting a more stable and efficient pattern of communication within neural networks. During the duration discrimination task, the HTE group exhibited higher Late Positive Component (LPC) amplitudes, suggesting greater precision in evaluating subtle temporal differences at the millisecond level. Furthermore, during the inhibitory control task, the HTE group demonstrated higher amplitudes

and shorter latencies of the No-Go P3 component, which may reflect more efficient attentional allocation and inhibitory control mechanisms. Behavioural results were consistent with electrophysiological findings, showing that HTE participants responded faster and achieved higher task performance compared to the LTE group. No significant group differences were found in the passive oddball task, which may reflect either limited sensitivity of the mismatch negativity (MMN) measure or the absence of group-level differences in TIP efficiency at the level of seconds in healthy young adults.

In summary, the findings indicate that individual differences in TIP efficiency are reflected in neural activity both during the resting state and during cognitive task performance. Event-related potentials such as LPC and No-Go P3 may serve as useful neurophysiological indicators of temporal information processing efficiency, with potential applications in cognitive diagnostics and in the evaluation of the effectiveness of cognitive training interventions. The results provide novel evidence for neurophysiological correlates of individual differences in TIP among healthy young adults.

1. WSTĘP

1.1. Wprowadzenie

Czas jest jedną z fundamentalnych funkcji organizujących ludzkie doświadczenie i zachowanie. Termin *Czasowe Przetwarzanie Informacji* (CzPI; ang. *temporal information processing*), stosowany w literaturze zamiennie z pojęciem *Percepcji Czasu* (ang. *time perception*), odnosi się do procesów neuronalnych i poznawczych, które umożliwiają organizację, rozpoznawanie oraz interpretację czasowych właściwości zdarzeń (Pöppel, 1997; Wittmann, 1999; Szegla i in., 2004). Zarówno w codziennych działaniach, jak i w złożonych procesach poznawczych, CzPI odgrywa kluczową rolę – umożliwiając nam m.in. planowanie działań, ekspresję i rozumienie mowy, synchronizację ruchów czy przewidywanie zdarzeń. Najważniejszymi cechami czasowego przetwarzania informacji są:

Wielomodalność: Mózg integruje dane czasowe pochodzące z różnych zmysłów. Na przykład dźwięki są przetwarzane szybciej niż obrazy, ponieważ transdukcja w układzie słuchowym trwa krócej niż w układzie wzrokowym. Mózg musi przezwyciężyć tę różnicę czasową, aby stworzyć spójną reprezentację zdarzenia. Przykładowo, przy postrzeganiu osoby mówiącej, dźwięk głosu i ruchy ust muszą zostać zsynchronizowane w umyśle, mimo że docierają do mózgu z opóźnieniem względem siebie (Pöppel, 1997; Kumar i in., 2016).

Skale czasowe: CzPI funkcjonuje w bardzo szerokim zakresie – od mikrosekund aż do rytmów okołodobowych, regulujących m.in. sen, apetyt czy nastrój. Funkcje poznawcze, takie jak język, uwaga, pamięć, kontrola ruchowa czy planowanie działania, charakteryzują się specyficzną dynamiką w różnych skalach czasowych. Najprościej można to zilustrować na przykładzie funkcji rozumienia mowy. W skali rzędu milisekund rozpoznajemy pojedyncze głoski, w przedziale sekund przetwarzamy całe frazy, a w przypadku wypowiedzi trwających kilkanaście sekund mózg utrzymuje logiczną strukturę i spójność przekazu (Pöppel, 1997; Buhusi i Meck, 2005; Buonomano, 2007).

Własność skalowania: CzPI wykazuje zgodność z prawem Webera: wariancja oszacowania czasu rośnie proporcjonalnie do długości ocenianego interwału. Oznacza to, że przy ocenie 1-sekundowego przedziału ktoś myli się o 0,2 sekundy (czyli 20%), a przy ocenie 5-sekundowego przedziału może pomylić się o 1 sekundę – nadal 20% (Gibbon i in., 1984).

Związki z funkcjami poznawczymi: Czas przenika niemal każdą funkcję umysłu – od percepcji i uwagi, przez język i pamięć, aż po motorykę. Deficyty w CzPI obserwuje się w licznych zaburzeniach neurologicznych i psychiatrycznych, co wskazuje na jego fundamentalny charakter poznawczy (Allman i Meck, 2012; Allman i in., 2014; Basgol i in., 2021).

Ze względu na złożoną naturę czasu, jest to zjawisko trudne do uchwycenia w badaniach empirycznych, ponieważ czas sam w sobie nie jest bezpośrednio dostępny naszym zmysłom – nie możemy go zobaczyć ani usłyszeć, a jedynie doświadczyć. Czym innym jest czas dla fizyków, którzy określają go jako obiektywnie płynący i posiadający określone jednostki, a czym innym czas jest dla badaczy umysłu, którzy określają go jako subiektywny i rozpatrywany w kontekście następstwa i trwania (Wittmann i van Wassenhove, 2009). Co więcej, zrozumienie mechanizmów leżących u podstaw postrzegania czasu wykracza poza granice jednej dyscypliny – angażuje psychologię poznawczą, neurobiologię, biologię molekularną, genetykę czy neuroinformatykę, co dodatkowo komplikuje tworzenie spójnych modeli teoretycznych (Tucci i in., 2014). Pomimo tych trudności problematyka ta jest intensywnie badana już od ponad 100 lat na całym świecie, co świadczy o jej fundamentalnym znaczeniu dla zrozumienia ludzkiego poznania. Wieloletnie badania nad CzPI, mimo znacznego postępu metodologicznego i technologicznego, nie doprowadziły dotąd do wypracowania jednego, spójnego i powszechnie akceptowanego modelu teoretycznego (Oroń, 2020). Co istotne, znaczna część dotychczasowych analiz koncentruje się na populacjach klinicznych, obejmując m.in. zaburzenia neurologiczne, psychiatryczne oraz rozwojowe,

w których obserwuje się istotne deficyty w zakresie CzPI oraz funkcjonowania poznawczego (Basgol i in., 2021). Podejście skoncentrowane na kontekście klinicznym pozwala na identyfikację dysfunkcyjnych mechanizmów czasowych, jednak jednocześnie ogranicza możliwość generalizacji wyników na populację ogólną i utrudnia budowę uniwersalnych modeli wyjaśniających naturę czasu psychologicznego.

W obliczu niewielkiej liczby badań dotyczących CzPI u zdrowych młodych dorosłych, celem niniejszej rozprawy była identyfikacja wskaźników elektrofizjologicznych towarzyszących wysokiej i niskiej sprawności CzPI – zarówno podczas aktywności spoczynkowej mózgu, jak i podczas różnych zadań poznawczych. Część teoretyczna pracy obejmuje przegląd kluczowych modeli opisujących CzPI, analizę jego powiązań z funkcjami poznawczymi, omówienie różnic indywidualnych w tym zakresie oraz charakterystykę mózgowych mechanizmów odpowiedzialnych za CzPI. W części metodologicznej przedstawione zostaną założenia empiryczne niniejszej pracy, wykorzystane procedury badawcze oraz uzyskane wyniki, które następnie zostaną poddane szczegółowej analizie i interpretacji w dyskusji.

1.2. Modele teoretyczne czasowego przetwarzania informacji

Na przestrzeni dekad opracowano wiele modeli teoretycznych mających na celu wyjaśnienie, w jaki sposób układ nerwowy koduje, reprezentuje i przetwarza informacje w czasie. W niniejszym rozdziale przedstawione zostaną najważniejsze modele teoretyczne kształtujące dotychczasowe podejście naukowców w tej dziedzinie.

1.2.1 Hierarchiczny model percepcji czasu

Jak wspomniano we wprowadzeniu, czas psychologiczny nie jest absolutny, jak ma to miejsce w fizyce, lecz zmienny w zależności od sytuacji, bodźca, osoby i kontekstu. Jednym z pierwszych badaczy, którzy systematycznie zajęli się problematyką CzPI w różnych skalach czasowych, był Paul Fraisse (lata 60. XX w.). Rozumiał on czas jako subiektywny sposób odbierania zmian, które zachodzą w otoczeniu i we własnym zachowaniu. Na podstawie eksperymentów psychofizycznych Fraisse (1963, 1967) wyróżnił trzy poziomy czasowe: następstwo (poniżej 100 ms), trwanie (od 100 ms do 5 s) oraz orientację (powyżej 5 s). W kolejnych dekadach założenia teoretyczne Fraisse'a znalazły rozwinięcie w pracach Ernsta Pöppela, który zaproponował *hierarchiczny model percepcji czasu* (1987, 1989, 1997; Pöppel i in., 1998). W swojej koncepcji wyróżnił on kilka poziomów przetwarzania informacji w czasie: jednoczesność, niejednoczesność, następstwo, teraźniejszość i trwanie. Nowsze badania postulują uzupełnienie modelu o poziom sekwencjonowania, który pośredniczy między percepcją następstwa zdarzeń a percepcją teraźniejszości (Wittmann, 2011). Struktura hierarchiczna tego modelu zakłada, że zjawisko z niższego poziomu stanowi podstawę istnienia zjawiska na wyższym poziomie (Pöppel, 1989, 1997; Szeląg i in., 2002; Szeląg i in., 2010). Liczne badania wskazują, że wyższa sprawność w niższych poziomach czasowych nie tylko warunkuje lepsze funkcjonowanie w wyższych poziomach (Stanczyk i in., 2023; Merchant i in., 2008), lecz także przekłada się na lepsze funkcjonowanie poznawcze (Szeląg i Szymaszek,

2016). Z uwagi na istotność tej koncepcji dla założeń niniejszej pracy, poniżej szczegółowo opisano poszczególne poziomy czasowe.

Jednoczesność i niejednoczesność: Najbardziej podstawowym poziomem przetwarzania informacji czasowej w modelu Pöppela jest rozróżnienie między jednoczesnością a niejednoczesnością. Zakłada się, że jeśli dwa zdarzenia nastąpią w bardzo krótkim odstępie czasowym, zostaną subiektywnie odebrane jako jednoczesne (Pöppel, 1987, 1994; Wittmann, 1999). Dopiero odpowiednio długa przerwa umożliwia ich odebranie jako niejednoczesne. Granica między spostrzeganiem jednoczesności a niejednoczesności, określana jako próg fuzji (ang. *fusion threshold*), zależy od modalności zmysłowej: dla bodźców słuchowych wynosi zaledwie 2–5 ms, natomiast dla wzrokowych około 20–30 ms (Pöppel, 1989, 1997; Pöppel i Logothetis, 1986). Jak pokazują badania nad percepcją słuchową, postrzeganie dwóch następujących po sobie dźwięków zależy od czasu, który je dzieli – przy bardzo krótkiej przerwie (poniżej 2–3 ms) są odbierane jako jednoczesne, natomiast już przy przerwie rzędu 5 ms zaczynają być rozpoznawane jako niejednoczesne (Szelaąg i Kowalska, 1998). Warto jednak dodać, że zdolność do rozróżnienia bodźców jako niejednoczesnych nie warunkuje umiejętności ich prawidłowego porządkowania w czasie.

Następstwo: Kolejny szczebel w hierarchii to postrzeganie następstwa czasowego, czyli zdolność określania kolejności występowania zdarzeń. Rozpoznawanie relacji czasowej typu „przed–po” leży u podstaw porządkowania zdarzeń w czasie, przetwarzania językowego oraz kontroli latencji ruchów sakadowych oka. Poziom postrzegania następstwa uznawany jest za najbardziej fundamentalny etap przetwarzania czasowego, ponieważ wprowadza podstawowy porządek chronologiczny. To właśnie ta zdolność stanowi warunek konieczny nie tylko dla wyższych poziomów organizacji czasu, takich jak sekwencjonowanie, odczuwanie teraźniejszości czy trwania, lecz także dla kluczowych funkcji poznawczych, w tym przetwarzania informacji językowych, rozumowania przyczynowo-skutkowego oraz

logicznego wnioskowania (Pöppel, 1997; Szelag i in., 2004; Ulbrich i in., 2009; Allman i in., 2014). Ze względu na fundamentalne znaczenie tego poziomu, w niniejszej pracy posłużył on jako kryterium podziału osób badanych na grupy o wysokiej i niskiej sprawności CzPI. Sprawność tego mechanizmu warunkuje zdolność do prawidłowego rozpoznawania kolejności pojawiających się bodźców – aby móc określić, który z nich wystąpił jako pierwszy, konieczny jest bowiem minimalny odstęp czasowy pomiędzy nimi, określany jako *Próg Postrzegania Kolejności* (PPK). Badania wskazują, że PPK mieści się w zakresie 20–60 ms (Fink i in., 2005; Kanabus i in., 2002; Szelag i in., 2011, 2018) i pozostaje względnie stały dla różnych modalności zmysłowych, co sugeruje istnienie wspólnego, centralnego mechanizmu odpowiedzialnego za identyfikację następstwa czasowego (Pöppel, 1987, 1989). Przykładem z życia codziennego, który doskonale ilustruje znaczenie następstwa i sprawnego przetwarzania informacji na poziomie milisekundowym, jest rozumienie mowy. W języku naturalnym pojedyncze głoski, takie jak [t] czy [d], trwają około 30–40 ms i różnią się jedynie subtelnymi cechami akustycznymi oraz kolejnością ich występowania względem innych dźwięków. Dzięki precyzyjnemu uchwyceniu następstwa tych mikro zdarzeń słuchowych jesteśmy w stanie odróżnić słowa takie jak „Tomek” i „Domek” (Wittmann i Fink, 2004).

Sekwencjonowanie: Poziom operujący w zakresie około 200–300 ms odgrywa kluczową rolę w sekwencjonowaniu zdarzeń oraz organizacji procesów ruchowych (Buhusi i Meck, 2005; Wittmann, 2011).

Teraźniejszość: Następnym poziomem jest percepcja teraźniejszości, operująca w zakresie około 2–3 sekund. Ten poziom umożliwia łączenie następujących po sobie zdarzeń w większe jednostki percepcyjne, tzw. *subiektywną teraźniejszość*. Wskazuje to na istnienie kolejnego mechanizmu zwanego integracyjnym, który łączy następujące po sobie zdarzenia w większe „paczki”, co prowadzi do subiektywnego poczucia przeżywania teraźniejszości. Zjawisko to obserwuje się m.in. w rytmie wypowiedzi, muzyce czy w gestach, które niezależnie

od języka czy kultury trwają około 2–3 sekundy. Co istotne, segmentacja ta odbywa się automatycznie i ma charakter presemantyczny (Pöppel, 1997, 2004; Szelaąg i Kowalska, 1998; Bao i in., 2013).

Trwanie: Najwyższym poziomem w hierarchicznym modelu jest percepcja trwania, czyli odczucie ciągłości upływu czasu. To doświadczenie jest możliwe dzięki łączeniu 2–3-sekundowych przedziałów integracyjnych w dłuższe sekwencje. Trwanie nie wynika jedynie z samego dostępu do informacji, lecz z integracji tych informacji w spójny ciąg – dzięki związkom semantycznym między kolejnymi „oknami” świadomości. W ten sposób mózg maskuje faktyczną „klatkowość” przetwarzania, tworząc wrażenie ciągłości doświadczenia (Pöppel, 1997, 2009; van Wassenhove, 2009; Kent i Wittmann, 2021).

Hierarchiczna organizacja CzPI znajduje odzwierciedlenie zarówno na poziomie behawioralnym, jak i neuronalnym, co silnie wspiera istnienie odrębnych skal czasowych w przetwarzaniu informacji. Zróżnicowane wymagania czasowe rozmaitych zadań wskazują, że układ nerwowy operuje równolegle w wielu przedziałach czasowych. Złożoność tych procesów dowodzi, że CzPI nie jest zjawiskiem jednolitym, lecz przebiega w różnych skalach czasowych, którym odpowiadają różne mechanizmy neuronalne (zob. 1.5. *Mózgowe mechanizmy czasowego przetwarzania informacji*; Pöppel, 1997; Buhusi i Meck, 2005; Buonomano, 2007; Zhou i Buonomano, 2022).

1.2.2. Model zegara wewnętrznego

Równolegle do prac Fraisse’a powstał jeden z najbardziej wpływowych modeli w badaniach nad CzPI — *model zegara wewnętrznego* zaproponowany przez Treismana w 1963. Model ten opierał się na założeniu istnienia scentralizowanego mechanizmu czasowego składającego się z generatora rytmów i licznika (ang. *pacemaker-accumulator*). Generator rytmów w sposób ciągły emituje regularne impulsy, które są rejestrowane przez

licznik. Suma impulsów zgromadzonych w liczniku przekłada się bezpośrednio na ocenę długości trwania zdarzenia. Oznacza to, że CzPI w tym modelu jest funkcją liczby odmierzonych impulsów – im więcej ich zostanie zarejestrowanych w danym okresie, tym subiektywnie wydłuża się odczuwany upływ czasu. W kolejnych latach model ten był rozwijany i uzupełniany o dodatkowe elementy, takie jak włącznik (ang. *switch*), pamięć robocza (ang. *working memory*) oraz procesy decyzyjne (ang. *decision process*). W rozwiniętej wersji modelu, generowane impulsy nie są automatycznie zliczane, lecz ich przepływ jest kontrolowany przez włącznik, który działa jak bramka otwierająca i zamykająca dopływ impulsów do licznika. Zliczone impulsy są następnie przechowywane w pamięci roboczej, gdzie mogą być porównywane z reprezentacjami czasowymi zapisanymi w pamięci semantycznej. Na tej podstawie uruchamiany jest proces decyzyjny, który pozwala ocenić, czy upłynął oczekiwany interwał czasowy (Church, 1984; Gibbon i in., 1984).

W kolejnych badaniach podkreślono rolę procesów uwagi w regulowaniu przepływu impulsów. Block i Zakay (1996) zaproponowali uzupełnienie modelu o tzw. bramkę uwagową (ang. *attentional gate*), która pełni funkcję filtra poznawczego. Oznacza to, że nawet jeśli włącznik jest otwarty, nie wszystkie impulsy muszą zostać zliczone — ich faktyczny przepływ zależy od tego, ile uwagi jednostka poświęca monitorowaniu upływu czasu. Im większa koncentracja na czasie, tym bardziej bramka uwagowa jest „otwarta”, co pozwala na zarejestrowanie większej liczby impulsów, a co za tym idzie, na ocenę interwału jako dłuższego. Z kolei w sytuacjach, gdy uwaga zostaje skierowana na inne zadania poznawcze, bramka częściowo się „zamyka”, ograniczając liczbę impulsów docierających do licznika, co prowadzi do skrócenia subiektywnego odczucia trwania zdarzenia. Element bramki uwagowej pozwala wyjaśnić subiektywny aspekt odczuwania upływu czasu.

Mimo dużej popularności i operacyjnej prostoty, model ten spotkał się z szeroką krytyką. Mimo licznych badań neuroobrazowych nie udało się potwierdzić istnienia jednolitego

„zegara czasowego” w mózgu, zaobserwowano raczej zaangażowanie wielu obszarów (Buhusi i Meck, 2005; Karmarkar i Buonomano, 2007). Model ten stanowi jednak fundament wielu współczesnych teorii CzPI, będąc punktem wyjścia dla bardziej złożonych, oscylacyjnych i sieciowych koncepcji.

1.2.3. Modele wielu generatorów oscylacji

Modele wielu generatorów oscylacji (ang. *multiple oscillator models*) zakładają, że funkcje pomiaru czasu mogą być realizowane przez różne obszary mózgu generujące oscylacje o odmiennych częstotliwościach (Matell i Meck, 2004). Przykładem takich modeli są: model częstotliwości uderzeń (ang. *Beat Frequency, BF*) oraz model częstotliwości uderzeń prążkowia (ang. *Striatal Beat Frequency, SBF*). W modelu BF zaproponowanym przez Mialla (1989), gdy pojawia się bodziec, grupa neuronów zostaje „zresetowana” i zaczyna oscylować w tym samym momencie, ale każdy z nich z inną częstotliwością. Różnice faz powodują, że oscylacje przesuwają się względem siebie, choć w pewnym momencie część z nich znów się synchronizuje, co określa się jako nakładanie faz. Mózg identyfikuje konkretny zestaw neuronów, które są aktywne równocześnie, i rozpoznaje ten unikalny wzorzec jako sygnaturę czasową. W momencie wzmocnienia (np. otrzymania nagrody) ten właśnie wzorzec zostaje zapisany w pamięci poprzez wzmocnienie połączeń synaptycznych (reguła Hebb). W kolejnych próbach, gdy po resecie te same neurony znów synchronizują się w tym samym punkcie w czasie, mózg „rozpoznaje”, że minął określony interwał — bez potrzeby liczenia czasu, a jedynie przez odtworzenie znanego układu faz. Także ten model ma istotne ograniczenia. Przede wszystkim zakłada, że grupy neuronów mają sztywno przypisane częstotliwości, co nie uwzględnia naturalnej zmienności biologicznej układu nerwowego. Taki brak elastyczności sprawia, że model BF nie odtwarza tzw. własności skalowania (prawo

Webera), zgodnie z którą zmienność oszacowania czasu powinna rosnąć proporcjonalnie do długości mierzonego interwału (Buhusi i Meck, 2005; Allman i in., 2014).

W miejsce modelu BF powstała bardziej rozwinięta i biologicznie zakotwiczona koncepcja – model częstotliwości uderzeń prążkowie (SBF) zaproponowany przez Matella i Mecka (2000, 2004). Model SBF zachowuje główne założenia BF, czyli resetowanie neuronów oscylujących w różnych częstotliwościach i kodowanie czasu poprzez ich fazowe zgranie, jednak rozszerza go, osadzając cały mechanizm w konkretnej architekturze mózgu. W modelu SBF neurony generujące oscylacje zlokalizowane są w korze mózgowej, natomiast prążkowie (część jąder podstawnych mózgu) odgrywa rolę detektora czasowego. Prążkowie, dzięki wpływowi neuroprzekaźnika dopaminy oraz mechanizmom plastyczności synaptycznej, uczy się rozpoznawać konkretne wzorce fazowe neuronów, które pojawiają się w chwili wzmocnienia (np. nagrody). Kiedy taki sam układ faz pojawi się ponownie, neurony prążkowie inicjują odpowiedź — rozpoznając, że minął zakodowany wcześniej interwał czasowy. Symulacje z wykorzystaniem modelu SBF-ML (ang. *Striatal Beat Frequency-Machine Learning*) skutecznie odtworzyły efekt opisany powyżej, związany z CzPI i wpływem konkretnych neuroprzekaźników. Wykazano, że dopamina odgrywa kluczową rolę w regulacji „tempa” zegara. Jej podwyższony poziom przyspiesza szacowanie czasu, natomiast obniżenie poziomu dopaminy prowadzi do jego spowolnienia. Z kolei acetylocholina wpływa głównie na pamięć śladów czasowych. Jej deficyt zaburza stabilność przechowywanych wzorców czasowych i utrudnia precyzyjne odtwarzanie długości interwałów (Oprisan i Buhusi, 2011). SBF integruje zatem komponenty oscylacyjne (kora mózgowa), detekcyjne (prążkowie) i modulacyjne (neuroprzekaźnik – dopamina), co czyni go neurobiologicznie realistycznym modelem zdolnym wyjaśniać nie tylko precyzję osądów czasowych, ale też ich zmienność w zaburzeniach neurologicznych (np. w chorobie Parkinsona i ADHD), gdzie dochodzi do niedoborów dopaminy.

1.2.4. Model sieci zależnych od stanu

W ostatnich dekadach coraz więcej badań wskazuje, że przetwarzanie informacji czasowej w mózgu nie opiera się na jednym centralnym mechanizmie zegarowym, lecz wynika z właściwości rozproszonych i dynamicznych sieci neuronalnych. Jednym z najbardziej wpływowych ujęć w tym nurcie jest model sieci zależnych od stanu (ang. *State-Dependent Network*, SDN), zaproponowany przez Karmarkara i Buonomano (2007). Model SDN zakłada, że czas nie jest kodowany przez zliczanie impulsów ani oscylacje o określonej częstotliwości, lecz przez ciągle, czasowo zależne zmiany wewnętrznego stanu sieci neuronalnej. Stan ten definiowany jest nie tylko przez to, które neurony są aktywne, lecz także przez ich potencjały błonowe, siłę połączeń synaptycznych, stopień hamowania postsynaptycznego oraz cechy krótkotrwałej plastyczności synaptycznej (Buonomano i Merzenich, 1995; Buonomano, 2000). Karmarkar i Buonomano (2007) zilustrowali to zjawisko w klasycznej symulacji komputerowej, w której wykorzystali rekurencyjną sieć neuronową (ang. *recurrent neural network*) składającą się z 400 neuronów pobudzających i 100 hamujących. Gdy do sieci docierały dwa bodźce akustyczne (oddzielone np. o 100 ms od siebie), neurony pobudzające tworzyły dynamiczny wzorec aktywności, który zmieniał się w czasie w wyniku krótkotrwałej plastyczności synaptycznej. Neurony hamujące, generując postsynaptyczny potencjał hamujący (ang. *inhibitory postsynaptic potential*), modulowały te wzorce, pozwalając sieci odróżniać długość interwałów między bodźcami. Model SDN, w przeciwieństwie do klasycznych modeli zegara wewnętrznego, uwzględnia to, że sieci neuronalne są dynamiczne, nieliniowe i wrażliwe na kontekst. Model SDN tłumaczy m.in. dlaczego CzPI może się różnić w zależności od kontekstu sensorycznego, poziomu uwagi czy pamięci roboczej.

Podsumowując, przedstawione w tym rozdziale modele układają się w naturalną oś rozwoju teoretycznego: od prostych, liniowych konstrukcji (hierarchiczny model percepcji czasu, model zegara wewnętrznego), przez bardziej złożone i biologicznie zakotwiczone

koncepcje oscylacyjne (modele BF i SBF), aż po sieciowe i emergentne mechanizmy zależne od właściwości dynamicznych całych populacji neuronów (SDN). Każdy typ modelu wnosi istotny element: hierarchiczny model podkreśla istnienie odrębnych mechanizmów odpowiadających za CzPI w różnych skalach czasowych, modele zegarowe ułatwiają operacjonalizację CzPI, oscylacyjne pokazują, jak czas może być zakodowany w złożonych strukturach i rytmach mózgowych, a sieciowe uwzględniają dynamiczne stany sieci neuronalnych zależne od kontekstu. Warto podkreślić, że żaden z tych modeli nie jest uniwersalny ani nie wyjaśnia wszystkich aspektów CzPI w pełni. Najprawdopodobniej podejścia te nie wykluczają się, lecz wzajemnie uzupełniają, odzwierciedlając złożoność i wielopoziomowy charakter CzPI, który zależy od wielu czynników, np. kontekstu, skali czasowej czy rodzaju zadania.

1.3. Związek czasowego przetwarzania informacji z funkcjami poznawczymi

Współczesna neuropsychologia coraz wyraźniej akcentuje, że funkcje poznawcze nie działają w izolacji, lecz są osadzone w dynamicznej sieci zależności czasowo-funkcjonalnych. Jak zauważają von Steinbüchel i Pöppel (1993), aby zrozumieć, co dzieje się w umyśle, nie wystarczy analizować jedynie treści poznawczych – równie istotne jest, jak są one organizowane i koordynowane w czasie. Badacze zaproponowali podział procesów umysłowych na dwie zasadnicze kategorie: funkcje typu „co” (ang. *what*) oraz typu „jak” (ang. *how*). Funkcje typu „co” (inaczej kontekstowe) odpowiadają za treść subiektywnych doświadczeń – obejmują m.in. percepcję, pamięć, emocje i reakcje motoryczne. Z kolei funkcje typu „jak” (inaczej logistyczne) stanowią logistyczne rusztowanie aktywności poznawczej, zapewniając organizację czasową. W tym ujęciu CzPI pełni funkcję logistyczną, zapewniając podstawę dla funkcji kontekstowych poprzez porządkowanie i integrowanie zdarzeń w czasie (Szelaąg i Szymaszek, 2016). Za podstawę mechanizmów logistycznych badacze

von Steinbüchel i Pöppel (1993) uznają oscylacje neuronalne, które inicjowane przez bodźce zewnętrzne, stanowią ramy organizacji czasowej pozwalające na identyfikację i integrację zdarzeń (Baker i Cariani, 2025). Dzięki temu mózg posiada mechanizm umożliwiający synchronizację aktywności różnych modułów, np. synchronizację audiowizualną. Uważa się, że funkcje logistyczne są kluczowe w utrzymaniu ciągłości świadomości i integracji informacji z różnych źródeł. Uszkodzenie integracji czasowej może powodować utratę spójności myśli, obserwowaną u osób ze schizofrenią, trudności w ocenie trwania zdarzeń u osób w spektrum autyzmu oraz zakłócenia rytmu okołodobowego obserwowane w depresji (Zhao i in., 2022). Mechanizmy neuronalne leżące u podstaw tych zaburzeń czasowych zostaną szerzej opisane w podrozdziale dotyczącym mózgowych mechanizmów CzPI (zob. 1.5. *Mózgowe mechanizmy czasowego przetwarzania informacji*).

Związek między CzPI a innymi funkcjami poznawczymi został wielokrotnie potwierdzony w badaniach eksperymentalnych, w tym tych prowadzonych w Pracowni Neuropsychologii Instytutu Nenckiego. Wykazano, że sprawność CzPI koreluje m.in. z pamięcią roboczą i funkcjami wykonawczymi – np. u osób starszych wyższa sprawność w zakresie CzPI wiązała się z lepszą zdolnością planowania i lepszą pamięcią roboczą (Choinski i in., 2020; Jablonska i in., 2020, 2022). Dalsze prace pokazały, że CzPI może wpływać na percepcję fonemów i rozumienie mowy poprzez poprawę rozróżniania porządku czasowego dźwięków oraz precyzję dekodowania informacji językowej (Szeląg i in., 2014; Oron i in., 2015; Szymaszek i in., 2006). Potwierdzeniem tych zależności są badania nad treningami CzPI. Szeląg i Skolimowska (2012) wykazały, że trening CzPI na poziomie milisekund, z wykorzystaniem m.in. programu *Fast ForWord*, prowadził do znacznej poprawy uwagi i pamięci krótkotrwałej u osób starszych. Kolejne badania pokazały, że trening poznawczy mający na celu usprawnianie CzPI przyczynił się do poprawy funkcji językowych – zarówno u dzieci z zaburzeniami rozwoju mowy, jak i u dorosłych po udarze (Szymaszek,

2008; Szymaszek i in., 2017; Dacewicz i in., 2018). Wyniki te znajdują potwierdzenie na poziomie neuronalnym – badania EEG dowodzą, że czasowe treningi wpływają na komponenty związane z uwagą i pamięcią roboczą, np. zwiększoną aktywność w paśmie theta i zmiany w komponencie P3 (Nowak i in., 2021; Choinski i in., 2023).

Przytoczone wyniki potwierdzają, że CzPI szczególnie na poziomie milisekundowym jest kluczową funkcją organizującą informacje w czasie, co sprzyja integracji i synchronizacji różnych procesów poznawczych, takich jak uwaga, pamięć robocza czy kontrola wykonawcza. Tym samym CzPI nie stanowi izolowanej zdolności, lecz jest podstawą dla wielu aspektów funkcjonowania poznawczego. Ze względu na swoje znaczenie, w niniejszej pracy, poziom milisekundowy posłużył jako kryterium wyróżnienia osób o wysokiej i niskiej sprawności w zakresie CzPI.

1.4. Różnice indywidualne w czasowym przetwarzaniu informacji

CzPI jest zdolnością wykazującą wyraźne różnice indywidualne, nawet w grupach jednorodnych pod względem wieku, demografii czy stanu zdrowia. Wśród młodych osób dorosłych obserwuje się znaczną zmienność w zakresie sprawności CzPI, co może wpływać na różnice w poziomie uwagi, pamięci roboczej czy zdolności planowania.

Jednym z najbardziej czułych wskaźników sprawności CzPI w skali milisekundowej jest zdolność postrzegania następstwa czasowego zdarzeń (Pöppel, 2009). Zdolność ta jest najczęściej badana w paradygmacie *Oceny Kolejności Bodźców* (ang. *temporal order judgement*), który pozwala określić *Próg Postrzegania Kolejności* (PPK) — najkrótszą przerwę między dwoma dźwiękami, przy której badany może poprawnie określić ich kolejność z dokładnością 75% (Szelaż i in., 2018). Często w obrębie tego paradygmatu wykorzystuje się dwie metody – obuuszną (spektralną) i rozdzielnościową (przestrzenną; Fostick i in., 2011). W obu wariantach badany prezentowane są pary krótkich dźwięków w szybkim następstwie, a ich zadaniem jest ustalenie kolejności, w jakiej pojawiały się bodźce. W metodzie obuusznej

badany rozróżnia kolejność dwóch tonów różniących się częstotliwością, prezentowanych jednocześnie do obu uszu. Uczestnik wskazuje, czy najpierw usłyszał ton niski, a potem wysoki (kolejność „niski–wysoki”), czy odwrotnie (kolejność „wysoki–niski”). W metodzie rozdzielnościowej wykorzystuje się dwa takie same dźwięki (np. kliki), które prezentowane są kolejno do każdego z uszu. Tutaj odpowiedzią jest określenie, czy badany najpierw słyszał dźwięk w lewym uchu, a potem w prawym (kolejność „lewy–prawy”) czy odwrotnie (kolejność „prawy–lewy”). W obu procedurach długość przerwy między bodźcami zmienia się adaptacyjnie w trakcie badania w zależności od poprawności odpowiedzi (skracając się lub wydłużając), co pozwala precyzyjnie oszacować PPK (zob. *załącznik 1*). Niższa wartość PPK oznacza wyższą sprawność CzPI. Te dwie metody stosuje się, ponieważ różnice indywidualne w PPK mogą wynikać nie tylko z faktycznej sprawności CzPI, lecz także z wykorzystywania dodatkowych strategii poznawczych, które pomagają w wykonywaniu zadania. Wyniki Fostick i in. (2019) potwierdzają, że wśród młodych dorosłych próg PPK może istotnie różnić się w zależności od tego, czy zadanie wymaga rozróżniania na podstawie cech spektralnych (metoda obuuszna) czy wskazówek przestrzennych (metoda rozdzielnościowa), co odzwierciedla zróżnicowane mechanizmy percepcyjne. Przykładem takiej strategii jest tzw. integracja percepcyjna — w warunkach obuusznych dwa krótkie dźwięki o różnych częstotliwościach mogą być odbierane nie jako dwa oddzielne sygnały, lecz jako jeden dźwięk o rosnącej lub opadającej charakterystyce. Osoby stosujące tę strategię często uzyskują niższe wartości PPK odpowiadające wyższej sprawności CzPI (Szymaszek i in., 2009). Z tego powodu w badaniach nad CzPI, przy oszacowaniu sprawności jednostki w tym zakresie, często łączy się zadania obuuszne i rozdzielnościowe, co pozwala ograniczyć wpływ takich strategii i zwiększyć rzetelność pomiaru CzPI.

Badania Stanczyk i in. (2023) pokazały, że osoby z niższym PPK, a więc sprawniejsze w rozróżnianiu następstwa czasowego zdarzeń, osiągają lepsze wyniki w zadaniach

wymagających koordynacji ruchowej w skali kilkuset milisekund, takich jak zadanie synchronizacji naciśnień (ang. *tapping*). Sugeruje to, że wyższa sprawność CzPI w postrzeganiu następstwa zdarzeń sprzyja lepszej synchronizacji i płynności działań motorycznych operujących w skali kilkuset milisekund. Wyniki kolejnych badań z wykorzystaniem paradygmatu subiektywnej akcentuacji rytmu (ang. *subjective accentuation paradigm*) potwierdziły, że sprawność CzPI odzwierciedla się także w dłuższych przedziałach czasowych (Szelaż i in., 2022). Uczestnicy słuchali monotonnych sekwencji uderzeń metronomu i mentalnie akcentowali co pewne uderzenie, tworząc własny wzór rytmiczny. Osoby z niższym PPK (zatem wyższą sprawnością CzPI) potrafiły łączyć więcej uderzeń w jedną całość, co wskazywało na dłuższe „okno integracji” na poziomie kilku sekund. Potwierdza to znaczenie hierarchicznej organizacji CzPI — precyzja na niższym poziomie czasowym może stanowić podstawę dla skutecznej integracji bodźców w wyższych skalach czasowych. Co istotne, różnice w PPK przekładają się nie tylko na precyzję CzPI w wyższych skalach czasowych, lecz także na poziom kluczowych funkcji poznawczych. Badania wykazały, że osoby z niższym PPK, a więc o wyższej sprawności CzPI, osiągają lepsze wyniki w zadaniach wymagających planowania, organizacji działań, pamięci roboczej, elastyczności oraz podzielności uwagi (Stańczyk, 2025). Oznacza to, że sprawność CzPI na poziomie milisekund może wspierać zdolność do skutecznego zarządzania zarówno zasobami uwagi, jak i funkcjami wykonawczymi, co podkreśla znaczenie CzPI jako mechanizmu bazowego dla złożonych procesów poznawczych.

Wyniki przytoczonych badań potwierdzają, że CzPI opiera się na integracji różnych skal czasowych, ściśle powiązanych z funkcjami poznawczymi. Ponadto sprawne funkcjonowanie na niższych poziomach czasowych przekłada się na sprawniejsze przetwarzanie informacji na wyższych poziomach, co wspiera koncepcję hierarchicznego modelu percepcji czasu. Szczególne znaczenie przypisuje się poziomowi milisekundowemu, odpowiadającemu za

postrzeganie następstwa czasowego zdarzeń, który stanowi podstawę organizacji wyższych procesów czasowych. Dotychczasowe badania wykazały, że osoby charakteryzujące się wyższą lub niższą sprawnością na tym poziomie wykazują adekwatnie lepsze lub gorsze funkcjonowanie zarówno w wyższych skalach czasowych, jak i w zakresie innych funkcji poznawczych, co podkreśla fundamentalną rolę poziomu postrzegania następstwa czasowego zdarzeń. Jednocześnie duża zmienność indywidualna w sprawności CzPI na poziomie milisekund, obserwowana nawet wśród młodych, zdrowych dorosłych, skłania do poszukiwania mechanizmów mózgowych leżących u podstaw tych różnic i wyjaśniania ich wpływu na funkcjonowanie poznawcze.

1.5. Mózgowe mechanizmy czasowego przetwarzania informacji

Mimo rosnącej liczby badań nad mózgowymi mechanizmami leżącymi u podstaw CzPI, kwestia ich dokładnych lokalizacji i organizacji funkcjonalnej wciąż nie jest w pełni poznana. Trudność w uzyskaniu spójnych wniosków wynika w dużej mierze z heterogeniczności wykorzystywanych metod badawczych oraz różnic w przyjmowanych założeniach teoretycznych. Warto podkreślić, że paradygmaty behawioralne wykorzystywane do oceny sprawności CzPI, takie jak zadania *Oceny Kolejności Bodźców*, ze względu na swoją specyfikę nie mają bezpośrednich odpowiedników w badaniach neuroobrazowych. Z tego względu, do badania sprawności CzPI z wykorzystaniem fMRI, EEG czy MEG, często stosuje się zadania szacowania czasu trwania, różnicowania długości bodźców czy porównywania interwałów.

1.5.1 Badania fMRI

Coraz więcej dowodów sugeruje, że CzPI nie jest domeną jednej wyspecjalizowanej struktury, lecz obejmuje rozległą sieć obszarów korowych i podkorowych (Ivry i Spencer, 2004; Mauk i Buonomano, 2004). W badaniach neuroobrazowych najczęściej wskazywanymi strukturami mózgowymi zaangażowanymi w sieć odpowiedzialną za CzPI są: dodatkowa kora ruchowa (ang. *supplementary motor area*, SMA), kora przedruchowa (ang. *premotor cortex*), dolny zakręt czołowy (ang. *inferior frontal gyrus*), przednia część wyspy (ang. *anterior insula*), dolna kora ciemieniowa (ang. *inferior parietal cortex*) oraz tylny-górny zakręt skroniowy (ang. *posterior superior temporal gyrus*), a także struktury podkorowe, takie jak jądra podstawne (ang. *basal ganglia*), wzgórze (ang. *thalamus*) oraz mózdzek (ang. *cerebellum*; Ivry i Spencer, 2004; Nani i in., 2019; Lad i in., 2020). Rola niektórych struktur, takich jak hipokamp (ang. *hippocampus*), pozostaje mniej jasna, jednak ich udział w CzPI jest sygnalizowany w literaturze (Rekkas i in., 2005). SMA przez niektórych badaczy nazywana jest kluczowym ośrodkiem czasowym (Coull i in., 2016; Wiener i in., 2010), ponieważ pośredniczy ona w procesach akumulacji i sekwencjonowania czasu (Casini i Vidal, 2011; Schwartze i in., 2012). Co ciekawe, w SMA wykazano istnienie populacji komórek odpowiadających percepcji określonych długości interwałów, niezależnie od modalności bodźca (Merchant i in., 2013). Pacjenci z uszkodzeniami SMA mieli trudności z reprodukcją sekwencji czasowych (Halsband i in., 1993; Cañas i in., 2018). Kora przedruchowa wykazuje szczególną aktywność w zadaniach wymagających synchronizacji ruchów, a także w kontekście przewidywania czasu nadejścia zdarzenia (Pollok i in., 2017). Struktury podkorowe, takie jak wzgórze, nie tylko przekazują sygnały między strukturami korowymi i podkorowymi, lecz także integrują i filtrują sygnał czasowy, wpływając na jego precyzję i synchronizację (Whitmire i in., 2021). Mózdzek pełni kluczową rolę w precyzyjnym odmierzaniu krótkich interwałów czasowych (na poziomie setek milisekund) oraz w ich świadomym szacowaniu i odtwarzaniu, co jest niezbędne dla płynnej

koordynacji i synchronizacji ruchów (Harrington i in., 2004). Dowody z badań pacjentów pokazują, że uszkodzenia mózdku prowadzą do zaburzeń koordynacji sekwencji ruchowych i trudności z utrzymaniem stałego rytmu. Przewodząca stymulacja magnetyczna (ang. *transcranial magnetic stimulation*) mózdku zakłócała przetwarzanie interwałów czasowych poniżej 1 sekundy, co potwierdza kluczową rolę mózdku w dokładnym kodowaniu i ocenie milisekundowych interwałów czasowych. Taki efekt był szczególnie widoczny przy zadaniach rytmicznych i synchronizacji motorycznej (Koch i in., 2009). Wśród struktur podkorowych, to jądra podstawne – w szczególności prążkowie – odgrywają kluczową rolę w wewnętrznym odmierzaniu czasu. Ich działanie opiera się na integracji oscylacyjnej aktywności kory mózgowej oraz na modulacji sygnału przez układ dopaminergiczny. W modelach teoretycznych, takich jak *model częstotliwości uderzeń prążkowie*, prążkowie pełni funkcję centralnego komponentu zegara wewnętrznego, odpowiedzialnego za detekcję synchronizacji pomiędzy wzorcami czasowymi docierającymi z różnych obszarów korowych. Jądra podstawne zostały powiązane z przetwarzaniem interwałów rzędu zarówno milisekund, jak i sekund (Lewis i Miall, 2003, 2006a, 2006b).

1.5.2 Badania elektrofizjologiczne

1.5.2.1. Badania aktywności oscylacyjnej.

To właśnie zdolność prążkowie do integracji oscylacji pokazuje, że aby zrozumieć, w jaki sposób mózg przetwarza czas, nie wystarczy jedynie zidentyfikować sieci struktur zaangażowanych w ten proces — konieczne jest także scharakteryzowanie złożonego układu dynamicznych zależności zachodzących pomiędzy tymi strukturami. Procesy te w najbardziej wiarygodny sposób ilustrują techniki takie jak elektroencefalografia (EEG) oraz magnetoencefalografia (MEG), które jak dotąd charakteryzują się najlepszą rozdzielczością czasową. Wyniki badań elektrofizjologicznych sugerują, że zdolność postrzegania następstwa

zdarzeń jest kontrolowana przez wewnętrzny mechanizm czasowy, działający w przedziale około 25 milisekund, co odpowiada oscylacjom mózgowym w zakresie pasma gamma (~40 Hz; Pöppel, 2009; VanRullen i Koch, 2003; van Wassenhove i in., 2019). Oscylacje gamma uznaje się za kluczowy mechanizm umożliwiający synchronizację i przetwarzanie bodźców, selektywne kierowanie uwagą oraz wiązanie informacji sensorycznej w spójne całości percepcyjne (Singer, 1999; Brunet i in., 2015; Kaiser i Lutzenberger, 2003, 2005). Z perspektywy badań nad CzPI, postrzeganie następstwa zdarzeń jest uważane za mechanizm podstawowy, warunkujący nasze codzienne funkcjonowanie, zarówno w tworzeniu spójnych reprezentacji czasowych, jak i złożonych funkcji poznawczych (Pöppel, 1997; Szelag i in., 2004; Ulbrich i in., 2009). Dodatkowo, rytmy gamma są silnie powiązane z funkcjami poznawczymi, takimi jak pamięć robocza, tempo przetwarzania informacji, myślenie abstrakcyjne i zdolności językowe (Gregoriou i in., 2009; Chalk i in., 2010; Parciauskaite i in., 2021). Warto również podkreślić, że zaburzenia oscylacji gamma występują u osób z różnymi schorzeniami neurologicznymi i psychiatrycznymi, w których obserwuje się zarówno deficyty czasowe, jak i poznawcze (Guan i in., 2022). Jednym z najlepiej udokumentowanych przykładów są osoby ze schizofrenią. Badania EEG i MEG wykazały istotne zakłócenia synchronizacji oscylacji gamma w obrębie sieci obejmującej m.in. korę przedczołową, prążkowie i wzgórze. Zmniejszona spójność rytmów gamma w tej sieci prowadzi do zaburzeń w tzw. wykrywaniu koincydencji (ang. *coincidence detection*), czyli zdolności mózgu do integrowania równoczesnych sygnałów neuronalnych w celu precyzyjnego określenia momentu zdarzenia (Matell i Meck, 2004). Ponadto zakłócaniu ulega mechanizm odpowiedzialny za synchronizację rozpoczęcia pomiaru nowych interwałów czasowych po wykryciu bodźca (Coull i in., 2011). W efekcie pacjenci ze schizofrenią często wykazują większą zmienność osądów czasowych, błędy w szacowaniu długości trwania bodźców oraz trudności w określaniu ich kolejności – zarówno na poziomie milisekundowym, jak

i sekundowym. Zaburzenia w zakresie synchronizacji aktywności neuronalnej, w tym oscylacji gamma, obserwuje się u osób w spektrum autyzmu, zwłaszcza w kontekście integracji wielozmysłowej. Dzieci ze spektrum autyzmu mają trudności w łączeniu bodźców pojawiających się w krótkich odstępach czasu, co może odzwierciedlać nieprawidłowe mechanizmy synchronizacji i przetwarzania czasowego (Allman i Meck, 2012).

Oscylacje w paśmie beta (15–30 Hz), tradycyjnie wiązane z funkcjami motorycznymi, coraz częściej uznawane są za istotny mechanizm odmierzania czasu (Kononowicz i van Rijn, 2015; Wiener i in., 2018). Badania na małpach wykazały, że oscylacje w paśmie beta w prążkowiui nasilają się podczas synchronizacji z rytmem i jego kontynuacji bez bodźców zewnętrznych, a ich siła koreluje z długością interwału (Bartolo i Merchant, 2015). W badaniach EEG u ludzi zaobserwowano, że moc pasma beta na początku interwału przewiduje, jak dokładnie zostanie on odtworzony (zreprodukowany) przez uczestnika, co sugeruje rolę tych oscylacji w inicjowaniu i kontroli procesów odmierzania czasu (Kononowicz i van Rijn, 2015; Milton i Pleydell-Pearce, 2017). Przeczaszkowa stymulacja mózgu prądem zmiennym (ang. *transcranial alternating current stimulation*) w paśmie beta powodowała subiektywne wydłużenie odczuwanego czasu (Wiener i in., 2018). Wyniki te wskazują, że oscylacje beta wspierają zarówno inicjowanie, jak i utrzymywanie wewnętrznych reprezentacji czasu, niezależnie od modalności zadania.

Oscylacje theta (~8 Hz) odgrywają kluczową rolę w hipokampie, gdzie są związane z kodowaniem zarówno informacji przestrzennych, jak i czasowych. Badania pokazują, że rytmy theta pomagają mózgowi reprezentować kolejność zdarzeń i długość ich trwania (Friston i Buzsáki, 2016). Hipokamp jest uznawany za główny ośrodek odpowiedzialny za organizację porządku czasowego, czyli kodowanie kolejności zdarzeń niezależnie od ich treści (Dragoi i Buzsáki, 2006). Zawiera on wewnętrznie generowane sekwencje aktywności oscylacji theta, które działają jak „puste ramy czasowe”, gotowe do wypełnienia treścią przez kilka szybszych

oscylacji gamma – każda odpowiadająca jednemu elementowi informacji, np. reprezentacji obiektu, lokalizacji, zdarzenia (Lisman i Buzsáki, 2008; Canolty i in., 2006; VanRullen i Koch, 2003). Zagnieżdżenie oscylacji gammy w thecie wspiera hierarchiczny model percepcji czasu oraz możliwą zależność przetwarzania na wyższym poziomie od sprawnego przetwarzania informacji na niższych poziomach czasowych. Badania na pacjentach z uszkodzeniem hipokampa wskazują, że ich głównym deficytem jest niemożność przywoływania zdarzeń w ich właściwej kolejności czasowej. To zaburzenie porządkowania sekwencyjnego sugeruje, że hipokamp jest niezbędny do nadawania relacji czasowej wspomnieniom epizodycznym (Griffiths i Jensen, 2023; Pirazzini i Ursino, 2024).

W niniejszym opracowaniu omówione zostały przede wszystkim oscylacje gamma, beta i theta, których rola w CzPI jest najlepiej udokumentowana w literaturze (tabela 1). Z uwagi na ograniczone i niejednoznaczne dane dotyczące udziału oscylacji alfa (8–12 Hz) i delta (1–4 Hz) w CzPI, ich potencjalne znaczenie nie będzie tu szczegółowo analizowane.

1.5.2.2. Badania aktywności nieoscylacyjnej.

Oprócz wyżej wspomnianych aktywności oscylacyjnych, widmo mocy EEG, zawiera także dominującą komponentę nieoscylacyjną (aktywność aperiodyczna, tzw. $1/f$), którą wcześniej uznawano za funkcjonalnie nieistotny „szum neuronalny” (Donoghue i in., 2020; tabela 1). Jednak najnowsze badania wskazują, że aktywność aperiodyczna odzwierciedla równowagę pomiędzy synaptycznym pobudzeniem (glutaminergicznym) a hamowaniem (GABAergicznym) – równowaga ta jest kluczowa dla homeostazy neuronalnej, generowania oscylacji mózgowych, sprawnego przekazywania informacji oraz synchronizacji w sieci neuronalnej (Gao i in., 2017). W praktyce, równowagę pomiędzy pobudzeniem a hamowaniem odzwierciedla tzw. wykładnik aperiodyczny (ang. *aperiodic exponent*), czyli wskaźnik opisujący nachylenie widma mocy EEG. Jego wartość informuje o tym, jak stromo spada moc

sygnału wraz ze wzrostem częstotliwości, co jest interpretowane jako biomarker równowagi pobudzenia i hamowania (ang. *Excitation/Inhibition*, E/I) w sieciach neuronalnych. Obecność aktywności aperiodycznej sprawia, że moc sygnału jest stale wykrywalna we wszystkich zakresach częstotliwości. W konsekwencji, każda analiza widmowa sygnału EEG określa wartość mocy dla wybranego zakresu częstotliwości – nawet jeśli nie występuje w nim żadna wyraźna aktywność oscylacyjna (Donoghue i in., 2022). Można zatem spekulować, że efektywność CzPI, tradycyjnie przypisywana oscylacjom gamma, których moc w sygnale jest bardzo niska, może być w rzeczywistości powiązana z aktywnością 1/f. Co więcej, niektóre badania wykazały, że zwiększona aktywność aperiodyczna (czyli „spłaszczone” widmo) występuje w tych samych grupach klinicznych, u których odnotowuje się deficyty w CzPI (Vatakis i Allman, 2015). Metody analizy aktywności aperiodycznej są stosunkowo nowe, dlatego pomimo rosnącego zainteresowania aktywnością aperiodyczną sygnału EEG, jej rola w CzPI pozostaje nadal słabo poznana.

1.5.2.3. Badania aktywności wywołanej bodźcem.

Ostatnia ważna grupa wskaźników elektrofizjologicznych CzPI to potencjały związane ze zdarzeniem (ang. *Event-Related Potential*, ERP), czyli czasowo zlokalizowane zmiany aktywności elektrycznej mózgu, które odzwierciedlają reakcję neuronalną na określony bodziec (Wróbel, 1997). W przeciwieństwie do oscylacji mózgowych, które obrazują stan funkcjonalny sieci neuronalnych, komponenty ERP umożliwiają identyfikację wyodrębnionych etapów przetwarzania bodźców w czasie – zarówno tych automatycznych, jak i zależnych od uwagi, czy decyzji poznawczej. W kontekście CzPI w niniejszej pracy zostaną omówione następujące komponenty: wczesne komponenty ERP (ang. *early ERP components*), potencjał niezgodności (ang. *Mismatch Negativity*, MMN), P3 oraz późny potencjał dodatni (ang. *Late Positive Component*, LPC; tabela 1).

Wczesne komponenty ERP, takie jak P1, N1, P2 i N2, odzwierciedlają pierwsze etapy przetwarzania bodźców sensorycznych i mechanizmy selektywnej uwagi. Ich amplituda i latencja zależą od właściwości bodźca oraz alokacji uwagi (Luck, 2014). Komponent P1 to dodatnia fala, która pojawia się około 50–100 ms po bodźcu i odzwierciedla wczesne etapy przetwarzania sensorycznego. W modalności wzrokowej osiąga największe wartości w obszarach potylicznych (Luck i in., 2000), natomiast w modalności słuchowej generowana jest głównie w pierwotnej i wtórnej korze słuchowej (Eggermont i Ponton, 2002). Amplituda P1 jest modulowana zarówno przez parametry bodźca (np. kontrast wizualny, natężenie dźwięku), jak i przez uwagę przestrzenną oraz stan pobudzenia (Luck i in., 2000). Komponent N1 to ujemna fala pojawiająca się po P1 o latencji około 100–150 ms w modalności słuchowej i 100–200 ms w modalności wzrokowej. Zarówno w modalności słuchowej, jak i wzrokowej, amplituda N1 wzrasta, gdy uwaga jest skierowana na istotne cechy bodźca, co wskazują na jego udział w procesach wczesnej dyskryminacji percepcyjnej (Luck, 2014; Eggermont i Ponton, 2002). Komponent P2 pojawia się w zakresie około 150–250 ms po bodźcu w modalności słuchowej na elektrodach centralnych i czołowo-centralnych, a w modalności wzrokowej — w obszarach ciemieniowo-potylicznych (Luck, 2014). W modalności słuchowej P2 wiąże się z dalszym dopasowaniem sygnału do śladów pamięciowych i z procesami oceny bodźca (Crowley i Colrain, 2004). P2 jest też wrażliwy na trening i uczenie się — wzrost amplitudy obserwowano np. po treningach rozróżniania fonemów oraz tonów (Tremblay i in., 2001). W modalności wzrokowej P2 jest mniej jednoznaczny, ale wiązany z detekcją wzorca i uwagą (Luck, 2014). Komponent N2 to kolejna ujemna fala pojawiająca się około 200–350 ms po bodźcu w okolicach czołowo-centralnych. W modalności słuchowej N2 jest silnie związany z detekcją niezgodności — szczególnie w paradygmacie oddball (Näätänen i in., 2007). Jego amplituda rośnie, gdy pojawia się bodziec odstający od serii standardów, co wskazuje na detekcję różnic i monitorowanie konfliktu (Folstein i Van Petten, 2008). W modalności

wzrokowej N2 pełni podobną rolę — pojawia się m.in. w zadaniach Go/No-Go, Flanker i Stroopa, gdzie odzwierciedla mechanizmy kontroli poznawczej, szczególnie procesy hamowania reakcji (Folstein i Van Petten, 2008; Jia i in., 2017). Warto podkreślić, że amplituda i latencja wczesnych komponentów ERP są czułe na zakłócenia uwagowe, zmiany stanu pobudzenia oraz indywidualne różnice w sprawności systemów sensorycznych, co czyni je użytecznymi wskaźnikami funkcji percepcyjnych w różnych modalnościach (Luck, 2014).

Potencjał MMN to ujemny komponent, który pojawia się automatycznie (niezależnie od uwagi), zwykle około 200 ms po rozpoczęciu bodźca w obszarach czołowo-centralnych, w odpowiedzi na nagłe odchylenie od regularnie powtarzanego wzorca sensorycznego i zależy od obecności śladu pamięciowego poprzednich dźwięków (Näätänen i in., 2007). Z tego względu potencjał MMN uznaje się za marker przetwarzania czasowego na poziomie sensorycznym, silnie związany z funkcjonowaniem krótkotrwałej pamięci słuchowej oraz mechanizmów predykcyjnych (Näätänen i in., 2014). Potencjał MMN odzwierciedla zdolność mózgu do automatycznego wykrywania zmian w sekwencji bodźców dźwiękowych poprzez porównywanie ich w krótkotrwałej pamięci sensorycznej, która przechowuje informacje o wcześniejszych sygnałach przez kilka sekund (Paavilainen, 2013). Ten mechanizm można powiązać z tzw. poziomem terażniejszości w hierarchicznym modelu percepcji czasu, gdzie bodźce są integrowane w kilkusekundowe „okna” percepcyjne. Długość przerwy między bodźcami ma istotny wpływ na większą amplitudę i krótszą latencję potencjału MMN. Gdy bodźce pojawiają się w krótkich odstępach (1–2 sekundy), mózg łatwiej utrzymuje ślad pamięciowy dźwięku standardowego, co skutkuje większą i szybszą amplitudą potencjału MMN. Natomiast przy dłuższych przerwach (5–10 sekund) ślad ten słabnie, przez co amplituda potencjału MMN staje się mniejsza i opóźniona (Näätänen i in., 2007). Potencjał MMN może być wykorzystywany jako obiektywny wskaźnik sprawności poznawczej, ponieważ jego amplituda koreluje z dokładnością rozróżniania bodźców dźwiękowych w warunkach

przetwarzania automatycznego, bez udziału świadomej uwagi. Wyższa amplituda MMN wiąże się z lepszym rozróżnianiem zarówno bodźców językowych, jak i niejęzykowych (Näätänen i in., 2014). W licznych badaniach MMN był również stosowany do monitorowania efektów treningów poznawczych z elementami CzPI – np. poprawy detekcji różnic dźwiękowych u muzyków, osób uczących się języka lub dzieci z zaburzeniami mowy (Yu i in., 2015; Saloranta i in., 2020; Kujala i in., 2001; Dacewicz i in., 2018). Potencjał MMN został również wykorzystany jako biomarker we wczesnej detekcji deficytów poznawczych w różnych zaburzeniach neurologicznych i psychiatrycznych (np. schizofrenia, otępienie; Garrido i in., 2009).

Komponent P3 (P300) należy do grupy tzw. endogennych potencjałów wywołanych, czyli takich, których amplituda i latencja zależą nie tyle od właściwości fizycznych bodźca, ile od jego znaczenia poznawczego oraz stanu uwagi uczestnika. P3 występuje zwykle około 300–600 ms po bodźcu i ma charakterystyczną, dodatnią polaryzację. Uznaje się go za elektrofizjologiczny wskaźnik procesów alokacji zasobów poznawczych, wykrywania istotności bodźca oraz aktualizacji reprezentacji kontekstu poznawczego (Polich, 2007; Linden, 2005). Amplituda i latencja P3 są wrażliwe na zakłócenia poznawcze i były szeroko badane w kontekście zaburzeń neurologicznych oraz psychiatrycznych (Duncan i in., 2009). Zgodnie z przyjętym w literaturze podziałem, komponent P3 dzieli się na dwa główne podtypy – P3a i P3b, które różnią się topografią, warunkami wywołania i znaczeniem funkcjonalnym.

P3a jest zazwyczaj rejestrowany w warunkach prezentacji bodźców nowych lub nieoczekiwanych, które przyciągają uwagę mimo braku bezpośredniego znaczenia dla realizowanego zadania. Ma maksimum w obszarach czołowo-centralnych, a jego źródła zlokalizowane są głównie w przednim zakręcie obręczy, korze przedczołowej i wyspie. Funkcjonalnie P3a odzwierciedla automatyczne procesy orientacyjne, czyli przesunięcie uwagi w kierunku bodźca nowego lub zaskakującego (Linden, 2005).

P3b, w przeciwieństwie do P3a, jest wywoływany przez bodźce istotne dla zadania, czyli takie, które wymagają reakcji lub rozpoznania celu. Jego topografia ma maksimum w obszarach ciemieniowo-centralnych, aktywności zlokalizowane są w tylnej części zakrętu obręczy, korze ciemieniowej i obszarach skroniowo-ciemieniowych (Polich, 2007; Bledowski i in., 2004). Komponent ten jest interpretowany jako wskaźnik aktualizacji reprezentacji poznawczej i świadomego rozpoznania znaczenia bodźca.

W zadaniach wymagających kontroli reakcji, takich jak Go/No-Go, obserwuje się dodatkowy wariant z rodziny P3, określany jako No-Go P3. Pojawia się on w warunkach, gdy uczestnik musi powstrzymać zautomatyzowaną reakcję motoryczną. Topograficznie osiąga maksimum w rejonach czołowo-centralnych, a jego amplituda wiązana jest z efektywnością hamowania reakcji (Huster i in., 2013). Wykazano również, że niższa sprawność czasowego przetwarzania informacji (CzPI) koreluje z obniżoną amplitudą i wydłużoną latencją komponentu No-Go P3, co potwierdzono u osób z afazją wykonujących zadanie Go/No-Go (Choinski i in., 2023). W literaturze nie ma pełnej zgodności co do klasyfikacji No-Go P3. Część autorów traktuje go jako wariant komponentu P3b, aktywowany w sytuacji konieczności hamowania reakcji (Yang i in., 2022; Polich, 2007). Inni wskazują, że jego czołowa topografia upodabnia go raczej do P3a, czyli formy związanej z orientacyjnym przetwarzaniem nowości i kontrolą wykonawczą (Barry i De Blasio, 2013). W literaturze przyjmuje się, że komponenty P3a, P3b i No-Go P3 nie stanowią odrębnych zjawisk, lecz raczej różne ekspresje wspólnego mechanizmu P300, zależne od topografii aktywowanych sieci neuronalnych i wymagań poznawczych zadania (Polich, 2007; Huster i in., 2013). W niniejszej pracy przyjęto, że No-Go P3 reprezentuje czołowo-centralny wariant P3b.

Komponent LPC jest dodatnią falą w zapisie EEG, pojawiającą się najczęściej w obszarach centralno-ciemieniowych, w przedziale 400–800 ms po rozpoczęciu bodźca (Curran, 2000). Komponent ten został pierwotnie zidentyfikowany w zadaniach dyskryminacji

długości bodźców, gdzie wykazano, że jego amplituda rośnie wraz z długością prezentowanego bodźca (Paul i in., 2003). Jednak nowsze badania sugerują, że znaczenie LPC wykracza poza prostą relację z fizycznymi właściwościami bodźca. Komponent LPC odzwierciedla procesy poznawcze związane z podejmowaniem decyzji o czasie trwania bodźca. Im większa amplituda LPC, tym większy jest nakład zasobów poznawczych zaangażowanych w ten proces. Amplituda LPC jest więc dobrym markerem obciążenia poznawczego w momencie oceny i porównania interwału (Bannier i in., 2019; Sun i in., 2024). W świetle teorii zegara wewnętrznego, LPC można interpretować jako elektrofizjologiczny korelat końcowego etapu przetwarzania czasowego. Na tym etapie zgromadzona liczba impulsów w pamięci roboczej zostaje porównana z wartością referencyjną w pamięci semantycznej i na tej podstawie podejmowana jest decyzja, a właśnie ten moment znajduje swoje odzwierciedlenie w amplitudzie LPC (Wiener i Thompson, 2015).

Podsumowując, potencjały wywołane zdarzeniem (ERP) dostarczają unikalnego wglądu w zróżnicowane etapy CzPI, od wczesnych komponentów (P1, N1, P2, N2), które odzwierciedlają wstępne przetwarzanie sensoryczne i selektywną uwagę, przez automatyczną detekcję niezgodności (MMN), świadome wykrywanie i klasyfikację istotnych bodźców (P3), aż po końcowe procesy decyzyjne i porównawcze (LPC). Analiza tych komponentów pozwala nie tylko lepiej zrozumieć, jak mózg organizuje informacje w czasie, lecz także może stanowić cenny wskaźnik sprawności funkcji poznawczych. W kontekście niniejszej pracy istotne jest zatem pytanie, czy wzorce aktywności mózgowej identyfikowane za pomocą EEG mogą różnicować osoby o wysokiej i niskiej sprawności CzPI w trakcie wykonywania różnych zadań poznawczych.

Tabela 1. Wybrane wskaźniki elektrofizjologiczne (oscylacyjne, nieoscylacyjne i ERP) oraz ich funkcja w czasowym przetwarzaniu informacji.

Wskaźniki elektrofizjologiczne		Rola w CzPI
Aktywność oscylacyjna	Gamma (~40 Hz)	Odzwierciedla wewnętrzny mechanizm porządkowania następstwa zdarzeń w przedziale ~25 ms
	Beta (15–30 Hz)	Odzwierciedla inicjowanie oraz utrzymywanie wewnętrznych reprezentacji interwałów czasowych
	Theta (~8 Hz)	Odzwierciedla utrzymywanie porządku czasowego zdarzeń poprzez tworzenie ram do ich sekwencyjnego kodowania
Aktywność nieoscylacyjna	Wykładnik aperiodyczny (1/f)	Odzwierciedla równowagę pobudzenia i hamowania, wspierając generowanie i stabilną synchronizację oscylacji niezbędnych do precyzyjnego kodowania czasu
Potencjały wywołane bodźcem (ERP)	MMN (~200 ms)	Odzwierciedla automatyczne wykrywanie zmian w sekwencji bodźców i utrzymanie śladu pamięciowego, co wspiera przetwarzanie czasu w oknie teraźniejszości (kilka sekund)
	P3 (~300 ms)	Odzwierciedla mechanizmy świadomej kontroli poznawczej, selektywnej uwagi oraz hamowania reakcji
	LPC (400–800 ms)	Odzwierciedla końcowy etap porównania i decyzji czasowej; wskazuje obciążenie pamięci roboczej

1.5.3. Rola układu dopaminergicznego w czasowym przetwarzaniu informacji

Ważnym aspektem CzPI jest analiza układów modulacyjnych, zwłaszcza układu dopaminergicznego (Buhusi i Meck, 2005). Dopamina odgrywa fundamentalną rolę nie tylko w regulacji aktywności struktur korowo-podkorowych, takich jak prążkowie czy kora przedczołowa, lecz także w inicjowaniu i modulowaniu samego mechanizmu odmierzania czasu (Buhusi i Meck, 2005; Coull i in., 2011). Zgodnie z modelem częstotliwości uderzeń prążkowie, synchronizowana aktywność oscylacyjna różnych obszarów korowych tworzy czasowy wzorzec wejściowy, który jest integrowany w prążkowie. Wyrzut dopaminy z istoty czarnej (ang. *substantia nigra*) do prążkowie działa jako sygnał inicjujący pomiar czasu danego bodźca. Tym samym dopamina pełni rolę „włącznika” neuronalnego zegara, pozwalającego na dokładne określenie początku interwału czasowego (Buhusi i Meck, 2005). Zarówno badania farmakologiczne, jak i genetyczne potwierdzają znaczenie dopaminy w CzPI (Marinho i in., 2018). Obniżone stężenie dopaminy prowadzi do osłabienia funkcji wykonawczych oraz do zaburzeń w precyzyjnym szacowaniu czasu (Berkman i in., 2014; Mitchell i in., 2018). Na poziomie zachowania objawia się to zniekształceniem percepcji długości trwania bodźca: agoniści dopaminy (np. amfetamina, nikotyna) powodują skrócenie percepcji subiektywnego czasu, natomiast antagoniści (np. haloperidol) powodują jego wydłużenie (Meck, 1996; Coull i in., 2011). Takie zjawisko może być obserwowane u osób z chorobą Parkinsona, u których degeneracja neuronów dopaminergicznych skutkuje osłabieniem zdolności do precyzyjnego szacowania czasu (Gu i in., 2015; Jahanshahi i in., 2010). Podobne efekty obserwuje się w przypadku osób uzależnionych od substancji psychoaktywnych, takich jak kokaina czy amfetamina, gdzie częste wahania poziomu dopaminy mogą zakłócać precyzję odmierzania czasu i kontrolę wykonawczą, co sprzyja podejmowaniu bardziej impulsywnych decyzji (Conner i in., 2010). Co więcej, różnice w genach związanych z układem dopaminergicznym, takie jak COMT czy DRD2, mogą wpływać na sprawność CzPI nawet u osób zdrowych

(Wiener i in., 2011, 2014; Balci i in., 2013). Badania z wykorzystaniem funkcjonalnego MRI wykazują, że zwiększona aktywność w korze przedczołowej i prążkowie koreluje z większą dokładnością czasową, natomiast niedobór dopaminy prowadzi do osłabienia sygnałów czasowych w tych strukturach (Berkman i in., 2014). U osób z ADHD często występuje zaburzenie precyzji w szacowaniu czasu w zadaniach mierzących czas trwania. Zmieniona aktywność układu dopaminergicznego – szczególnie w obszarze prążkowie i kory przedczołowej – oraz niższa synchronizacja oscylacji neuronalnych są kluczowe w patofizjologii tego zaburzenia (Allman i Meck, 2012; Buzi i in., 2024). Również u osób z depresją często obserwuje się subiektywne spowolnienie czasu oraz trudności z oszacowaniem jego upływu, szczególnie w zakresie sekund i minut. Mechanizmy te mogą być związane z obniżoną aktywnością układu dopaminergicznego i zmianami w funkcji kory przedczołowej, zakrętu obręczy oraz jąder podstawnych (Allman i Meck, 2012).

Mimo rosnącej liczby badań nad CzPI, większość dotychczasowych analiz koncentrowała się na grupach klinicznych (np. osobach z chorobami neurodegeneracyjnymi, zaburzeniami psychicznymi lub uzależnieniami) lub na osobach starszych, u których deficyty CzPI są bardziej widoczne. Zdecydowanie mniej uwagi poświęcono zróżnicowaniu sprawności CzPI w populacji zdrowych młodych dorosłych, mimo że również w tej grupie mogą występować istotne różnice indywidualne, wpływające na funkcjonowanie poznawcze. Dlatego analiza neuronalnych korelatów CzPI w tej właśnie grupie stanowi cenny i potrzebny kierunek badań, mogący wnieść nową wiedzę na temat mechanizmów wspierających optymalne funkcjonowanie poznawcze oraz wyjaśnić, skąd biorą się indywidualne różnice w sprawności CzPI.

2. CELE I HIPOTEZY BADAŃ WŁASNYCH

Aktualny stan wiedzy, opisany we wstępie, wskazuje, że sprawność CzPI może odgrywać istotną rolę w wielu aspektach funkcjonowania jednostki. Dotychczasowe badania neuronalnych mechanizmów CzPI koncentrowały się głównie na osobach starszych oraz grupach klinicznych. Znacznie mniej uwagi poświęcono natomiast badaniu sprawności CzPI w populacji zdrowych osób dorosłych. Z nielicznych badań behawioralnych wiadomo, że również te osoby różnią się sprawnością CzPI, co może wpływać na ich funkcjonowanie poznawcze. Można przypuszczać, że u podłoża różnic w sprawności CzPI leżą odmienne wzorce aktywności neuronalnej.

Celem niniejszej rozprawy doktorskiej była identyfikacja wskaźników elektrofizjologicznych charakteryzujących wysoką i niską sprawność CzPI u zdrowych osób dorosłych, zarówno podczas aktywności spoczynkowej mózgu, jak i podczas wykonywania zadań poznawczych.

W niniejszej pracy zastosowano zestaw zadań elektrofizjologicznych, których celem było wieloaspektowe ujęcie indywidualnych różnic w sprawności CzPI, co stało się podstawą do sformułowania następujących hipotez:

Związek sprawności CzPI z aktywnością spoczynkową mózgu

Hipoteza 1. Zakłada się, że wyższa sprawność CzPI będzie powiązana z odmiennymi wzorcami aktywności oscylacyjnej w paśmie gamma w bazowej aktywności mózgu w porównaniu do niższej sprawności CzPI (*Zadanie 1 – pomiar aktywności spoczynkowej*).

Związek sprawności CzPI z efektywnością porównywania długości trwania bodźców na poziomie milisekund

Hipoteza 2. Wyższa sprawność CzPI będzie związana z wyższą efektywnością porównywania długości trwania dźwięków, co przejawia się zarówno we wskaźnikach behawioralnych (wyższy wskaźnik d-prime i krótszy czas reakcji), jak i elektrofizjologicznych (większa amplituda komponentów P3b oraz LPC; *zadanie 2 – porównywanie długości trwania dźwięków*).

Związek sprawności CzPI z efektywnością pozauwagowej percepcji dźwięków na poziomie sekund

Hipoteza 3. Wyższa sprawność CzPI będzie związana z wyższą efektywnością pozauwagowej percepcji wyróżnionych dźwięków, co przejawia się w wyższej amplitudzie i krótszej latencji potencjału niezgodności (MMN; *zadanie 3 – pozauwagowa percepcja wyróżnionych dźwięków*).

Związek sprawności CzPI z efektywnością kontroli hamowania

Hipoteza 4. Wyższa sprawność CzPI będzie związana z większą efektywnością kontroli hamowania, co przejawia się zarówno we wskaźnikach behawioralnych (np. krótszy czas reakcji i większa poprawność), jak i elektrofizjologicznych (większa amplituda i krótsza latencja komponentu No-Go P3; *zadanie 4 – kontrola hamowania Go/No-Go*).

Celem badania i sformułowanych hipotez jest poszerzenie wiedzy na temat neuronalnego podłoża różnic w sprawności czasowego przetwarzania informacji. Uzyskane wyniki mogą przyczynić się do lepszego zrozumienia mózgowych podstaw CzPI, odgrywających kluczową rolę w codziennym funkcjonowaniu poznawczym zdrowych, młodych osób dorosłych.

3. METODA

3.1. Osoby badane

W badaniu wzięły udział 84 osoby (42 kobiety i 42 mężczyzn) w wieku od 20 do 27 lat ($M \pm SD^1 = 23 \pm 2$ lata). Rekrutację przeprowadzono za pośrednictwem platform społecznościowych.

Do badania kwalifikowano osoby spełniające następujące kryteria:

1. brak historii chorób neurologicznych lub psychiatrycznych,
2. brak przyjmowania leków mogących wpływać na ośrodkowy układ nerwowy,
3. praworęczność,
4. brak formalnego wykształcenia muzycznego,
- powyższe kryteria (punkt: 1–4) były weryfikowane na podstawie kwestionariusza kwalifikacyjnego,
5. norma intelektualna - weryfikacja za pomocą Testu Matryc Progresywnych Ravena (Jaworowska i Szustrowa, 2000), wynik testu ≥ 5 stena,
6. prawidłowy słuch - weryfikacja za pomocą przesiewowego badania słuchu (Audiometr MA33, MAICO) w zakresie częstotliwości od 250 do 3000 Hz z zastosowaniem kryterium Pure Tone Average ≤ 25 dB dla częstotliwości 500, 1000 i 2000 Hz (Kung i Willcox, 2007).¹

Ponadto, w ramach poprzednich badań prowadzonych w Pracowni Neuropsychologii u wszystkich osób badanych oszacowano sprawność CzPI metodą obuuszną i rozdzielnościową, określając indywidualną wartość Progu Postrzegania Kolejności (PPK) bodźców dla każdej z metod (dokładny opis metody zawiera *załącznik 1*). Zastosowanie obu metod opierało się na

¹W niniejszej pracy przyjęto zapis średniej i odchylenia standardowego w formacie $M \pm SD$.

wcześniejszych badaniach nad sprawnością CzPI (Szelać i in., 2018; Szymaszek i in., 2009) i miało na celu zwiększenie rzetelności pomiaru poprzez zminimalizowanie wpływu strategii poznawczych specyficznych dla każdej z metod. Grupy zostały podzielone na podstawie wartości median PPK, która w metodzie obuusznej wynosiła 62 ms, a w metodzie rozdzielnościowej wynosiła 38 ms (dokładny opis podziału do grup zawiera załącznik 2). Tylko spójne wyniki uzyskane w obu metodach pozwalały rzetelnie określić wysoką lub niską sprawność CzPI danej osoby. W wyniku tego podziału, z początkowej grupy 84 osób zakwalifikowanych do badań wyodrębniono trzy grupy (tabela 2):

- Grupę o wysokiej sprawności CzPI (W_{CzPI} , $n = 34$). Grupa ta charakteryzowała się wartościami PPK poniżej lub równymi medianie w obu metodach.
- Grupę o mieszanej sprawności CzPI (M_{CzPI} , $n = 17$). Grupa ta charakteryzowała się wartościami PPK powyżej/poniżej mediany w jednej metodzie i poniżej/powyżej w drugiej. **Ze względu na brak spójności wykonania obu metod, osoby z tej grupy zostały wykluczone z dalszych badań.**
- Grupę o niskiej sprawności CzPI (N_{CzPI} , $n = 33$). Grupa ta charakteryzowała się wartościami PPK powyżej lub równymi medianie w obu metodach.

Tabela 2. Charakterystyka grup wyodrębnionych na podstawie szacowania sprawności CzPI z wykorzystaniem metody obuusznej i rozdzielnościowej.

Grupa (liczba osób)	Płeć	Próg Postrzegania Kolejności (ms) M ± SD	
	K/M	Metoda obuuszna	Metoda rozdzielnościowa
W_{CzPI} (34)	11/23	37 ± 15 ms	25 ± 8 ms
M_{CzPI} (17)	13/4	74 ± 55 ms	44 ± 20 ms
N_{CzPI} (33)	19/14	144 ± 43 ms	73 ± 34 ms

W niniejszej pracy doktorskiej uwzględniono jedynie grupy: W_{CzPI} i N_{CzPI} .

3.2 Procedura

Badanie zostało przeprowadzone w Instytucie Biologii Doświadczalnej im. M. Nenckiego PAN w Warszawie. Badanie odbywało się w czasie pandemii COVID-19, w związku z czym spotkania z uczestnikami przeprowadzono zgodnie z zasadami epidemiologicznymi obowiązującymi podczas prowadzenia badań z udziałem ludzi jako osób badanych, określonymi przez Dyrektora Instytutu.

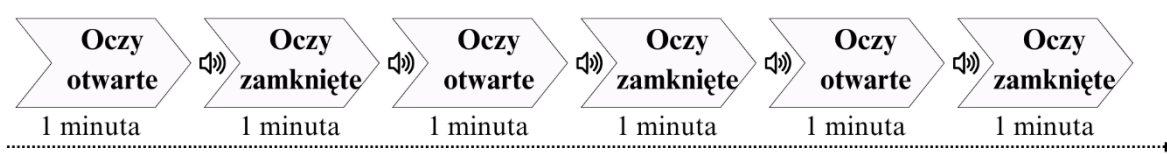
Sesje badawcze odbywały się w specjalnie przygotowanym, wyciszonym pomieszczeniu, w którym zapewniono identyczne warunki oświetleniowe i dźwiękowe dla wszystkich uczestników. Procedura obejmowała 4 zadania elektrofizjologiczne:

- *Zadanie 1 – pomiar aktywności spoczynkowej*
- *Zadanie 2 – porównywanie długości trwania dźwięków*
- *Zadanie 3 – pozauwagowa percepcja wyróżnionych dźwięków*
- *Zadanie 4 – kontrola hamowania Go/No-Go*

Badanie elektrofizjologiczne przeprowadzono z wykorzystaniem monitora o przekątnej 22 cale, umieszczonego w odległości 80 centymetrów od twarzy osoby badanej. Bodźce dźwiękowe prezentowano za pomocą słuchawek dousznych (Pioneer SE-CL621 TV) na komfortowym poziomie głośności, indywidualnie dostosowanym do uczestnika badania. Odpowiedzi rejestrowano za pomocą panelu Cedrus RB-834 (Cedrus Corporation, San Pedro, USA). Aby wyeliminować potencjalne zakłócenia wynikające z ruchów głowy, badani korzystali z podpórki podbródkowej, co pozwoliło utrzymać stabilną pozycję przez cały czas trwania badania. Procedury zaprojektowano przy użyciu oprogramowania Presentation Software w wersji 14.9. Dźwięki wykorzystywane w zadaniach przygotowano w programie Adobe Audition 3.0. Kolejność zadań była identyczna dla wszystkich badanych. Czas przygotowania osoby do badania wynosił około 30–45 minut, natomiast wykonanie wszystkich czterech zadań zajmowało średnio 1,5 godziny.

3.2.1. Zadanie 1 – pomiar aktywności spoczynkowej

Badanie spoczynkowej aktywności mózgu przeprowadzono w dwóch naprzemiennych warunkach: z otwartymi oraz z zamkniętymi oczami. Każdy z warunków trwał jedną minutę. Po upływie wyznaczonego czasu dźwięk informował uczestników o konieczności zmiany warunku. Naprzemienne zastosowanie obu warunków miało na celu utrzymanie uczestnika w stanie czujności (rycynie 1). Zadanie rozpoczynało się od warunku z oczami otwartymi. Całe zadanie obejmowało 6-minutową rejestrację, składającą się z trzech naprzemiennych cykli warunku z otwartymi oraz zamkniętymi oczami (3 x warunek: oczy otwarte, 3 x warunek: oczy zamknięte).



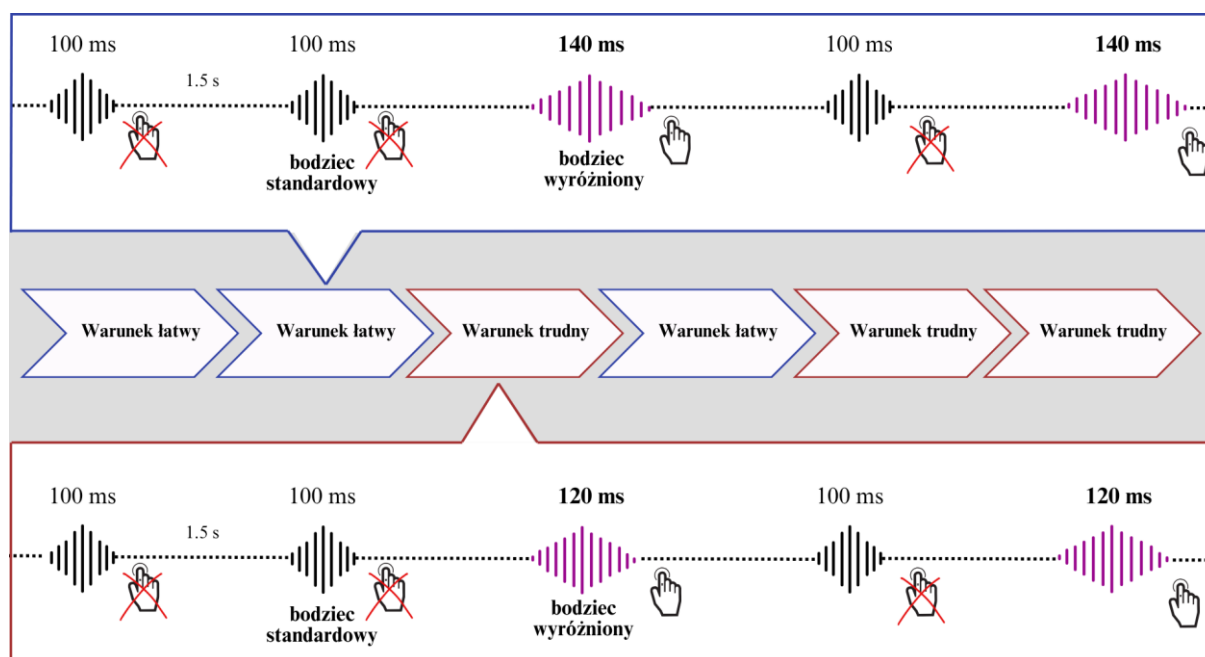
Rycina 1. Schemat zadania pomiaru aktywności spoczynkowej.

Elektrofizjologiczne wskaźniki wykonania:

- Widmowa gęstość mocy (ang. *Power Spectral Density*, PSD).
- Nachylenie widma mocy – wykładnik aperiodyczny sygnału tzw. składnik $1/f$, określający tempo spadku mocy sygnału wraz ze wzrostem częstotliwości.

3.2.2. Zadanie 2 – porównywanie długości trwania dźwięków

Bodźcami w zadaniu były dźwięki o częstotliwości 1000 Hz, różniące się długością. Bodźce standardowe miały długość 100 ms, natomiast bodźce wyróżnione trwały 140 ms w warunku łatwym i 120 ms w warunku trudnym (rycina 2). Wszystkie dźwięki były prezentowane w równych odstępach czasowych, wynoszących 1,5 sekundy.



Rycina 2. Schemat prezentacji bodźców w zadaniu porównywania trwania dźwięków.

Badanie przeprowadzono w paradygmacie *oddball*, który polega na prezentacji serii bodźców standardowych, przerywanej nieregularnym pojawianiem się bodźców wyróżnionych, różniących się określoną cechą (w przypadku tego zadania była to długość dźwięków). Zadanie składało się z sześciu bloków (trzech bloków warunku łatwego i trzech bloków warunku trudnego), z których każdy zawierał 100 dźwięków (80% bodźców standardowych i 20% bodźców wyróżnionych). Zarówno kolejność bloków, jak i rozmieszczenie dźwięków w blokach były quasi-losowe. W każdym bloku pierwsze pięć dźwięków zawsze stanowiło bodźce standardowe, a bodźce wyróżnione nigdy nie następowały bezpośrednio po sobie. Zadaniem osoby badanej było jak najszybsze naciśnięcie przycisku za

każdym razem, gdy zidentyfikowała bodziec wyróżniony. Przed przystąpieniem do zadania właściwego uczestnicy przechodzili sesję treningową, podczas której zapoznawali się z wykorzystanymi w zadaniu dźwiękami. W tej części otrzymywali również informację zwrotną dotyczącą poprawności odpowiedzi. Całe zadanie trwało około 15 minut.

Behawioralne wskaźniki wykonania:

- Czas reakcji – średnia z wszystkich poprawnych prób.
- d-prime – wskaźnik obliczony według wzoru $d\text{-prime} = z(H) - z(FA)$,

gdzie:

$z(H)$ – standaryzowana liczba poprawnych naciśnieć,

$z(FA)$ – standaryzowana liczba błędów.

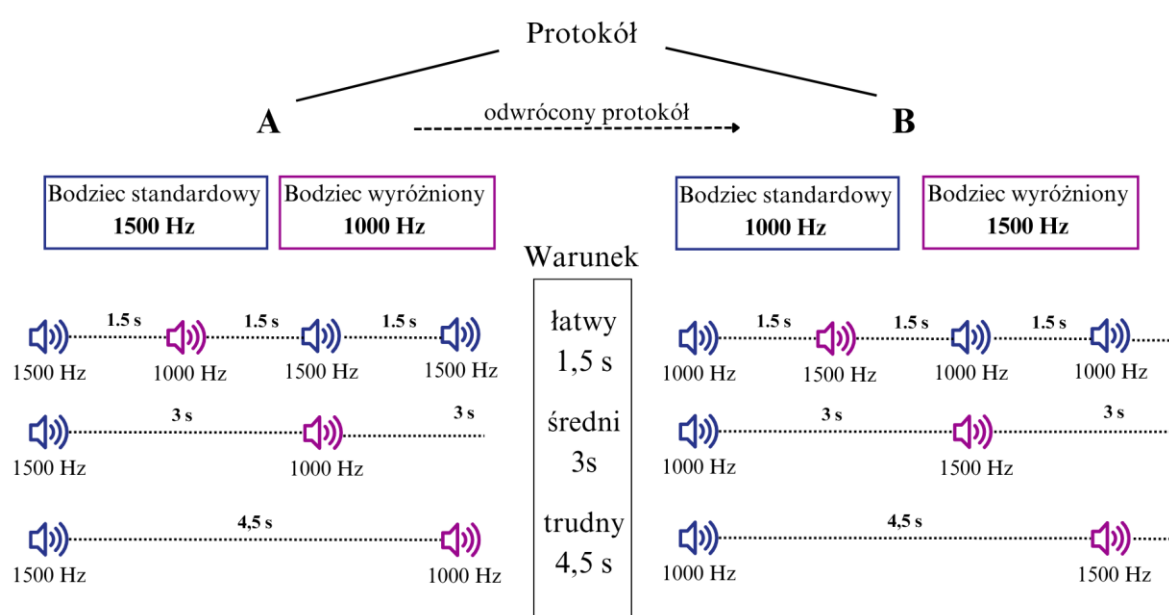
Wyższa wartość wskaźnika d-prime wskazuje na większą liczbę poprawnych naciśnieć przy minimalnej liczbie błędów, czyli dobre odróżnianie sygnału od szumu.

Elektrofizjologiczne wskaźniki wykonania:

- Amplituda i latencja potencjałów wywołanych bodźcem standardowym oraz wyróżnionym w warunku łatwym i trudnym.

3.2.3. Zadanie 3 – pozauwagowa percepcja wyróżnionych dźwięków

Bodźcami zastosowanymi w tej procedurze były dwa dźwięki o częstotliwościach 1000 Hz i 1500 Hz, natężeniu 75 dB oraz długości 100 ms. Zadanie składało się z protokołów A i B (rycina 3). W protokole A dźwięk o częstotliwości 1500 Hz był bodźcem standardowym, a dźwięk o częstotliwości 1000 Hz, bodźcem wyróżnionym. W protokole B role bodźców zostały odwrócone i dźwięk o częstotliwości 1000 Hz stał się bodźcem standardowym, a dźwięk o częstotliwości 1500 Hz bodźcem wyróżnionym. Zastosowanie tzw. „odwróconego protokołu” pozwoliło na kontrolowanie efektów związanych z fizycznymi cechami bodźców dźwiękowych. Zadanie składało się z trzech warunków różniących się długością przerw między prezentowanymi dźwiękami, które wynosiły odpowiednio 1,5 sekundy w warunku łatwym, 3 sekundy w warunku średnim oraz 4,5 sekundy w warunku trudnym. Wspomniane warunki zastosowano zarówno w protokole A, jak i w protokole B. W zadaniu zastosowano pełną randomizację wszystkich sześciu warunków niezależnie od protokołów.



Rycina 3. Schemat prezentacji bodźców w zadaniu pozauwagowej percepcji wyróżnionych dźwięków (protokół A oraz protokół B).

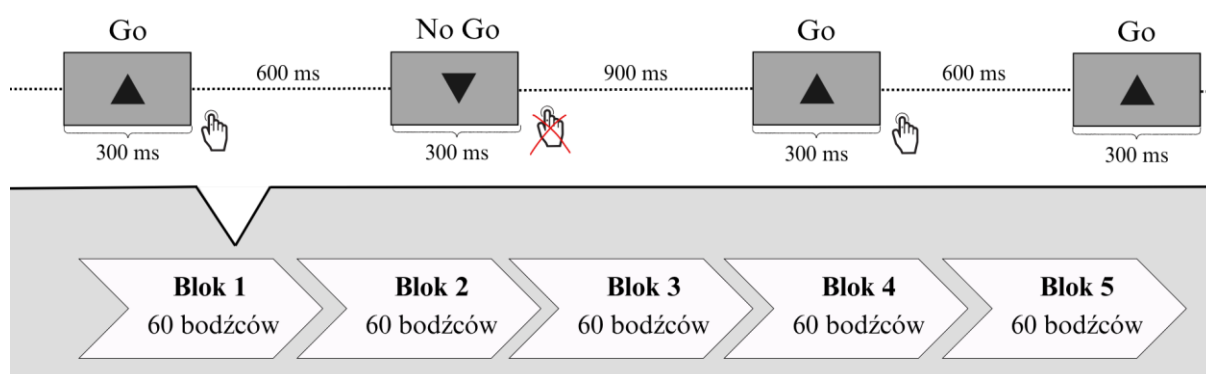
Badanie zostało przeprowadzone w paradygmacie *oddball*, tj. podczas prezentacji serii bodźców standardowych, pojawiały się bodźce wyróżnione, różniące się częstotliwością dźwięku w tym zadaniu. Każdy warunek zawierał 150 dźwięków, z których 120 (80%) stanowiły bodźce standardowe, a 30 (20%) bodźce wyróżnione. Kolejność dźwięków była pseudolosowa, z uwzględnieniem zasady, że w każdym warunku pierwsze pięć dźwięków stanowiło bodźce standardowe, a bodźce wyróżnione były oddzielone od siebie co najmniej dwoma standardowymi bodźcami, aby uniknąć potencjalnego osłabienia efektu fali niezgodności. Ponieważ zadanie przeprowadzono w pasywnym paradygmacie *oddball*, osobom badanym wyświetlano film pt. „Życie ssaków” z napisami oraz instrukcją aby ignorowali odtwarzane dźwięki i skupili się na fabule filmu. Na koniec badania przeprowadzono test wiedzy, składający się z 10 pytań, weryfikujący znajomość treści wyświetlanego filmu. Zadanie trwało około 45–60 minut.

Elektrofizjologiczne wskaźniki wykonania:

- Amplituda, latencja, czas rozpoczęcia, czas zakończenia oraz czas trwania potencjału niezgodności (MMN).

3.2.4. Zadanie 4 – kontrola hamowania Go/No-Go

Bodźcami w zadaniu były dwa czarne trójkąty prezentowane na szarym tle w centralnej części ekranu. Trójkąt w normalnej pozycji (podstawa u dołu) stanowił bodziec „Go”, natomiast trójkąt odwrócony (wierzchołek skierowany do dołu) stanowił bodziec „No-Go”. Zadanie było podzielone na pięć bloków, z których każdy zawierał 60 bodźców (75% bodźców „Go” i 25% bodźców „No-Go”). Kolejność bodźców była pseudolosowa, z uwzględnieniem zasady, że trzy bodźce „No-Go” nie mogły wystąpić z rzędu. Każdy bodziec był wyświetlany przez 300 ms, a czas przerwy między bodźcami wynosił 600 ms lub 900 ms (rycina 4).



Rycina 4. Schemat prezentacji bodźców w zadaniu kontroli hamowania Go/No-Go.

Zadaniem osoby badanej było jak najszybsze naciśnięcie przycisku w momencie pojawienia się trójkąta „Go”, a w przypadku pojawienia się odwróconego trójkąta „No-Go” powstrzymanie się od naciśnięcia przycisku. Przed przystąpieniem do właściwego zadania uczestnicy wykonywali sesję treningową, mającą na celu zapoznanie ich z zadaniem. Sesja treningowa obejmowała 20 bodźców, a uczestnicy otrzymywali informację zwrotną dotyczącą poprawności odpowiedzi. Całe zadanie trwało około 5 min.

Behawioralne wskaźniki wykonania:

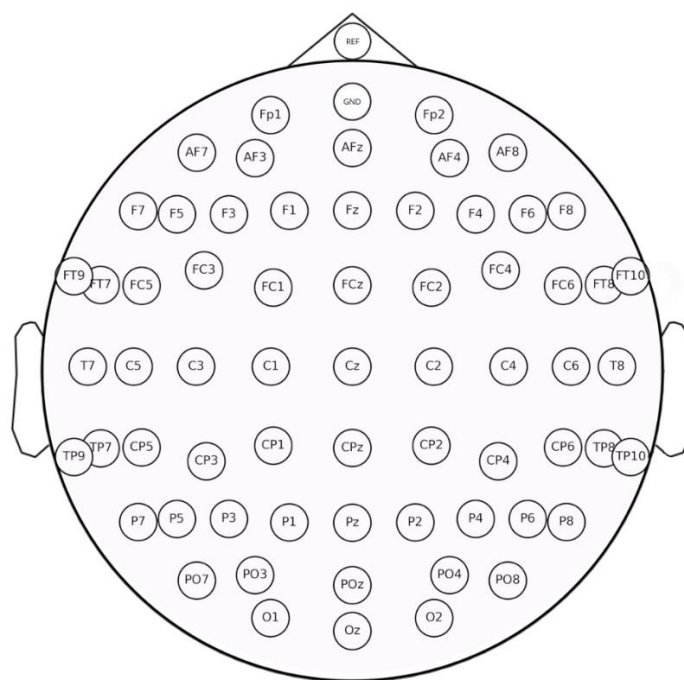
- Czas reakcji.
- D-prime.

Elektrofizjologiczne wskaźniki wykonania:

- Amplituda i latencja potencjałów wywołanych bodźcem „Go” oraz bodźcem „No-Go”.

3.3. Rejestracja sygnału

Do rejestracji sygnału elektrofizjologicznego wykorzystano czepek actiCAP slim (Brain Products GmbH), wyposażony w 64 aktywne elektrody Ag-AgCl, rozmieszczone według międzynarodowego systemu 10–20 (rycina 5). Elektrody actiCAP były połączone z wielokanałowym wzmacniaczem BrainAmp oraz komputerem z oprogramowaniem rejestrującym BrainVision Recorder v.1.10 (Brain Products, Gilching, Niemcy). Elektroda referencyjna, która standardowo w czepku actiCAP slim zajmuje pozycję elektrody FCz, została umieszczona na nosie. Puste miejsce po elektrodzie referencyjnej zajęła elektroda Iz, która w procesie analizy danych otrzymała nazwę, lokalizację oraz sąsiedztwo elektrody FCz. Zarejestrowany sygnał miał charakter ciągły i był próbkowany z częstotliwością 5000 Hz. Podczas rejestracji (online) zastosowano filtrację w paśmie od 0,1 do 250 Hz. Oporność wszystkich elektrod przed rozpoczęciem pomiaru wynosiła poniżej 15 k Ω .



Rycina 5. Rozmieszczenie elektrod na powierzchni głowy w systemie 10–20. Dwuwymiarowe rozmieszczenie elektrod ma charakter poglądowy i może wprowadzać zniekształcenia w odwzorowaniu rzeczywistych odległości przestrzennych między elektrodami.

3.4. Przygotowanie danych EEG do analizy

Przygotowanie sygnału EEG do analiz przeprowadzono za pomocą wybranych narzędzi programu EEGLAB w wersji 2024.2 (Delorme i Makeig, 2004), działającego w środowisku MATLAB R2023a, a także przy użyciu skryptów własnych. Przygotowanie sygnału EEG dla poszczególnych zadań nieznacznie się różniło, co zostało szczegółowo opisane w poniższych etapach oraz w podsumowującej tabeli 3.

Etap 1: Wstępna obróbka danych.

Zmiana częstotliwości próbkowania z 5000 Hz do 500 Hz. Zmiana referencji z elektrody umieszczonej na nosie na referencję globalną obliczoną jako średnia wartość sygnału ze wszystkich elektrod. Zastosowanie filtra górnoprzepustowego o częstotliwości 0,5 Hz. Zakłócenia o częstotliwości 50 Hz, pochodzące z sieci energetycznej, zostały usunięte, a sygnał w tym zakresie został interpolowany.

Etap 2: Zastosowanie narzędzia Clean Raw Data do automatycznej detekcji uszkodzonych i zaszumionych kanałów, które następnie poddano interpolacji.

Metoda Clean Raw Data (Kothe i Makeig, 2013) wykorzystuje algorytm Remove Bad Channels do wykrywania kanałów o niskiej jakości, opierając się na dwóch parametrach: współczynniku korelacji oraz odchyleniu standardowym. Kanały są uznawane za zakłócone, jeśli ich współczynnik korelacji z sąsiadującymi kanałami jest mniejszy niż 0,8 lub jeśli odchylenie standardowe sygnału w kanale przekracza czterokrotność średniego odchylenia standardowego obliczonego dla wszystkich kanałów. Zidentyfikowane w ten sposób zakłócone kanały są następnie interpolowane, co oznacza, że ich sygnał jest zastępowany wartościami oszacowanymi na podstawie sygnału z sąsiadujących kanałów.

Etap 3: Zastosowanie narzędzia Clean Raw Data do automatycznego wykrywania i usuwania zaszumionych fragmentów sygnału lub zastosowanie inspekcji wzrokowej.

Metoda Clean Raw Data z użyciem algorytmu Artifact Subspace Reconstruction (ASR) znajduje czysty fragment danych (dane kalibracyjne) i oblicza na jego podstawie odchylenie standardowe. Fragmenty sygnału przekraczające 20 odchyleń standardowych od danych kalibracyjnych w oknie czasowym o długości 0,5 sekundy zostają uznane za zanieczyszczone i odrzucane z sygnału. Metoda ASR sprawdziła się dobrze w przypadku ciągłych danych w zadaniu 1, gdzie usunięcie zaszumionych segmentów nie wpływało na dalszą segmentację w etapie 5. W zadaniach 2, 3 i 4, gdzie segmentacja sygnału odbywa się względem bodźców, zastosowanie metody ASR prowadziłoby do usunięcia całych segmentów danych, co skutkowałoby utratą istotnych prób (np. sygnał zarejestrowany w odpowiedzi na bodźce No-Go w zadaniu 4 – kontroli hamowania i dźwięki wyróżnione w zadaniu 2 – porównywania trwania dźwięków).

Etap 4: Detekcja artefaktów za pomocą analizy niezależnych komponentów (ang. *Independent Component Analysis, ICA*).

Przed wykonaniem ICA sygnał był dekomponowany z wykorzystaniem analizy głównych składowych PCA (ang. *Principal Component Analysis*), do liczby komponentów równej liczbie kanałów pomniejszonej o liczbę kanałów interpolowanych. ICA polega na rozłożeniu danych EEG na niezależne części sygnału, a następnie na identyfikacji komponentów reprezentujących artefakty, np. ruchy oczu, na podstawie kształtu oraz rozkładu przestrzennego. Analiza ICA została przeprowadzona z użyciem algorytmu runica (Makeig i in., 1997). Następnie zastosowano narzędzie ICLabel, które klasyfikuje i etykietuje komponenty z określeniem prawdopodobieństwa przynależności do jednej z kategorii (np. sygnał mózgowy, artefakty mięśniowe, artefakty oczne czy artefakty sercowe). Z sygnału usunięto składowe wynikające z ruchów gałek ocznych, mrugania, ruchów głowy, pracy serca czy napięcia mięśni. Następnie sygnał ponownie scalono w ciągły sygnał EEG. W zadaniach zastosowano różne progi procentowe usuwania poszczególnych artefaktów, co zostało uwzględnione w tabeli 3. Rygorystyczne czyszczenie artefaktów mięśniowych w zadaniu 1 było spowodowane decyzją o analizowaniu wysokich pasm częstotliwości gamma. W pozostałych zadaniach zastosowano standardowe progi procentowe usuwania artefaktów mięśniowych.

Etap 5: Segmentacja danych.

Ciągły sygnał z poszczególnych zadań był segmentowany na mniejsze fragmenty z uwzględnieniem momentu rozpoczęcia się poszczególnych bodźców, a w przypadku zadania 1, na równe 1-sekundowe segmenty nakładające się co 0,5 s (ang. *overlapping*; szczegóły w tabeli 3). Następnie w zadaniach 2, 3 i 4 wykonano korektę poziomu podstawowego (ang. *baseline correction*). Z dalszych analiz wykluczono segmenty, w których osoby badane zareagowały błędnie (tj. pominięcie bodźca docelowego lub błędne rozpoznanie bodźca dystrakcyjnego jako docelowego).

Etap 6: Usuwanie segmentów sygnału zawierających artefakty na podstawie inspekcji wzrokowej.

Przeprowadzono inspekcję wzrokową wszystkich segmentów w poszczególnych zadaniach w celu wyeliminowania tych, które zawierały znaczne zakłócenia sygnału, mogące wynikać z nieusuniętych artefaktów lub nadmiernego szumu. Kryterium wykluczenia stanowiły widoczne odchylenia od typowego sygnału mózgowego, takie jak skoki napięcia, gwałtowne zmiany amplitudy, czy też nienaturalny rozkład przestrzenny sygnału.

Tabela 3. Etapy wstępnego przetwarzania danych EEG dla poszczególnych zadań.

Etapy wstępnego przetwarzania danych EEG	<i>Zadanie 1 – pomiar aktywności spoczynkowej</i>	<i>Zadanie 2 – porównywanie długości trwania dźwięków</i>	<i>Zadanie 3 – pozauwagowa percepcja wyróżnionych dźwięków</i>	<i>Zadanie 4 – kontrola hamowania Go/No-Go</i>
Etap 1 Wstępna obróbka danych EEG	Częstotliwość próbkowania: 500 Hz Referencja: średnia globalna Filtr: górnoprzepustowy 0,5 Hz, interpolacja zakłóceń o częstotliwości 50 Hz			
Etap 2 Wykrywania i interpolacja zaszumionych kanałów	Clean Raw Data: wykrywanie i interpolacja elektrod, których współczynnik korelacji jest niższy niż 0,8, ich SD przekracza 4 lub pozostają płaskie dłużej niż 5 sekund.			
Etap 3 Wykrywania i usuwanie zaszumionych segmentów	Clean Raw Data: powyżej 20 SD w czasie 0,5 s	inspekcja wzrokowa	inspekcja wzrokowa	inspekcja wzrokowa
Etap 4 Analiza składowych niezależnych	ICA – metoda runica ICLabel			
	65% dla mięśni, 90% dla oczu, 90% dla serca	80% dla mięśni, 90% dla oczu, 90% dla serca	80% dla mięśni, 90% dla oczu, 90% dla serca	80% dla mięśni, 90% dla oczu, 90% dla serca
Etap 5 Segmentacja i korekta poziomu podstawowego	1-sekundowe segmenty nakładające się co 0,5 s	-0,2–1,3 s, z korektą -200–0	-0,4–1 s z korektą -400–0	-0,2–0,8 s z korektą -200–0
Etap 6 Usuwanie zaszumionych segmentów	usuwanie zaszumionych segmentów na podstawie inspekcji wzrokowej			

Podczas wstępnej obróbki sygnału EEG dla poszczególnych zadań zidentyfikowano pliki, które charakteryzowały się znacznym poziomem artefaktów oraz niską jakością rejestrowanego sygnału, uniemożliwiając ich dalszą analizę. W związku z tym zastosowano kryterium odrzucenia: pomiary, w których liczba prawidłowych epok dla bodźców wyróżnionych była mniejsza niż 20% ich całkowitej liczby, wykluczano z dalszych obliczeń. Było to szczególnie istotne, ponieważ w analizowanych zadaniach (*zadanie 2 – porównywanie długości dźwięków*, *zadanie 3 – pozauwagowa percepcja wyróżnionych dźwięków* oraz *zadanie 4 – kontrola hamowania Go/No-Go*) bodźce wyróżnione stanowiły 20–25% wszystkich bodźców. W efekcie, w poszczególnych zadaniach odrzucono dane EEG części uczestników z powodu niskiej jakości sygnału, co przełożyło się na różną liczebność grup uwzględnionych w analizach (tabela 4).

Tabela 4. Liczba osób uwzględnionych i odrzuconych w dalszych analizach.

Liczebność	Zadanie 1 – pomiar aktywności spoczynkowej		Zadanie 2 – porównywanie długości trwania dźwięków		Zadanie 3 – pozauwagowa percepcja wyróżnionych dźwięków		Zadanie 4 – kontrola hamowania Go/No-Go	
Początkowa liczba osób w grupach	67 W _{CzPI} = 34 N _{CzPI} = 33							
Liczba osób wykluczonych z powodu niskiej jakości sygnału	1		6		8		3	
Ostateczna liczba osób poddanych analizie	66		61		59		64	
	W _{CzPI}	W _{CzPI}	N _{CzPI}	W _{CzPI}	N _{CzPI}	N _{CzPI}	W _{CzPI}	N _{CzPI}
	34	32	29	34	30	30	32	29

3.5. Rodzaje zastosowanych analiz elektrofizjologicznych

Analizy i wizualizacje danych elektrofizjologicznych zostały przeprowadzone z wykorzystaniem języka programowania Python oraz pakietu MNE-Python (Gramfort i in., 2013, 2014). Analiza obejmowała różne aspekty przetwarzania danych EEG, w tym ocenę widmowej gęstości mocy, parametryzację widma, analizę potencjałów wywołanych oraz test t z poprawką permutacyjną. Zestawy danych z zadania 1 i 4 wraz z kodami własnymi użytymi do analizy zostały udostępnione w repozytorium RepOD i pozostają ogólnodostępne. Dzięki temu możliwa jest replikacja analiz i dalsze wykorzystanie materiału badawczego (zadanie 1: [doi/10.18150/MQ3MWN](https://doi.org/10.18150/MQ3MWN); zadanie 4: [doi/10.18150/PGM3SP](https://doi.org/10.18150/PGM3SP)). Poniżej przedstawiono szczegółowy opis zastosowanych metod i procedur analitycznych.

3.5.1. Analiza widmowej gęstości mocy

Widmowa gęstość mocy (ang. *Power Spectral Density*, PSD) została oszacowana za pomocą metody Welch (1967), wykorzystującej szybką transformację Fouriera (ang. *Fast Fourier Transform*, FFT). Analizę przeprowadzono dla danych z zadania 1 – pomiar aktywności spoczynkowej. Po podziale sygnału na segmenty, obliczono dla każdego z nich widmo mocy, a następnie uśredniono uzyskane wyniki (tabela 5). Analiza PSD została przeprowadzona indywidualnie dla każdego uczestnika i dla wszystkich elektrod w zakresie częstotliwości od 1 do 90 Hz.

Tabela 5. Etapy estymacji widmowej gęstości mocy metodą Welch.

Etap 1 Podział danych na segmenty	Etap 2 Dodanie określonych okien do segmentów	Etap 3 Obliczenie FFT dla segmentów	Etap 4 Obliczenie periodogramu dla każdego segmentu	Etap 5 Uśrednienie wszystkich periodogramów, aby otrzymać widmową gęstość mocy
Sygnał jest dzielony na segmenty o długości 1 s, z 0,5 s nakładaniem między segmentami	Do każdego segmentu stosowane jest okno (np. Hanninga), aby zmniejszyć efekty brzegowe	Obliczenie szybkiej transformaty Fouriera dla każdego segmentu, aby przekształcić sygnał z dziedziny czasu do dziedziny częstotliwości	Periodogram to oszacowanie mocy sygnału na różnych częstotliwościach	Uśrednienie wszystkich periodogramów segmentów, w celu uzyskania końcowego oszacowania PSD metodą Welch

3.5.2. Analiza nachylenia widma mocy

Parametryzacja widma mocy została przeprowadzona za pomocą algorytmu FOOOF (ang. *fitting oscillations & one over f*; wersja 1.1.0). Algorytm ten rozdziela widmo mocy na składowe okresowe i nieokresowe (aperiodyczne). Proces zaczyna się od spłaszczenia widma za pomocą początkowego dopasowania nieokresowego, następnie algorytm identyfikuje lokalne maksimum (ang. *local peak*) w spłaszczonym widmie mocy. W kolejnym kroku algorytm wykorzystuje iteracyjne podejście do udoskonalenia dopasowań nieokresowych i okresowych części sygnału, tworząc pełny model, który reprezentuje te składowe oddzielnie. Szczegółowe wyjaśnienie, w jaki sposób każdy z tych parametrów jest używany przez algorytm oraz bardziej kompleksowy przegląd działania algorytmu FOOOF można znaleźć na stronie <https://fooof-tools.github.io/fooof/index.html> (Donoghue i in., 2020; Gerster i in., 2022).

Parametry algorytmu FOOOF dla widma mocy z zadania 1 zostały ustawione następująco: zakres szerokości lokalnego maksimum (ang. *peak_width_limits*) od 1 do 20 Hz; brak ograniczenia liczby wykrywanych maksimów (ang. *max_n_peaks*); minimalna wysokość lokalnych maksimów mocy względem tła aperiodycznego (ang. *min_peak_height*) ustawiona na 0.0; próg detekcji (ang. *peak_threshold*) określony na poziomie 2.0 — oznacza to, że aby maksimum zostało uwzględnione jako komponent oscylacyjny, jego wysokość musiała przekraczać dopasowaną składową aperiodyczną o co najmniej dwa odchylenia standardowe. Składowa aperiodyczna została modelowana w trybie fixed (ang. *aperiodic_mode*). Średnia wartość współczynnika determinacji R^2 , reprezentująca dopasowanie modelu do danych, wyniosła 96%, co wskazuje na bardzo dobrą jakość dopasowania. Widma mocy zostały sparametryzowane w zakresie częstotliwości od 1 do 90 Hz.

3.5.3. Analiza potencjałów wywołanych

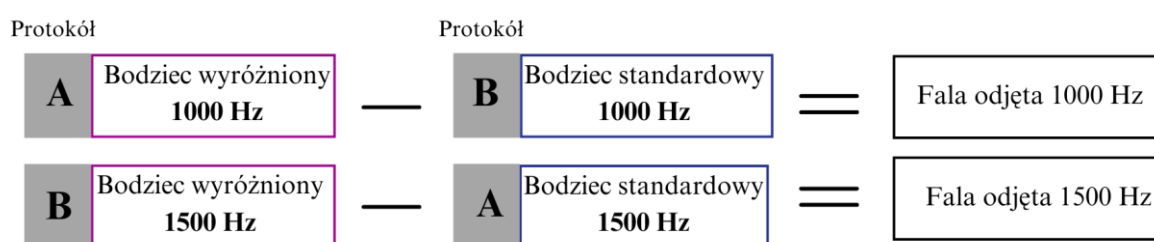
Dane z zadań 2 – porównywanie długości trwania dźwięków i 4 – kontrola hamowania Go/No-Go, przeanalizowano z zastosowaniem potencjałów wywołanych. Dla oczyszczonych i segmentowanych danych przygotowano osobno dla każdego warunku eksperymentalnego trójwymiarowe macierze o strukturze: uczestnicy $\times$ elektrody $\times$ punkty czasowe.

Dla przykładu, w zadaniu 4 – kontrola hamowania Go/No-Go – uśredniono posegmentowane dane dla bodźca „No-Go” dla każdej osoby, tworząc macierz – uczestnicy (63) $\times$ elektrody (64) $\times$ punkty czasowe (600). Dla tak przygotowanych danych przeprowadzono analizy statystyczne obejmujące dwa podejścia.

Po pierwsze, zastosowano test t z poprawką permutacyjną opartą na klastrach, który umożliwia porównanie całego przebiegu czasowo-przestrzennego odpowiedzi mózgowej między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} bez konieczności wcześniejszego definiowania konkretnych okien czasowych czy komponentów ERP. Dodatkowo, w ramach analizy latencji zidentyfikowano charakterystyczne komponenty ERP w określonych przedziałach czasowych. Dla wczesnych fal P1 i N1 analizowano sygnał w zakresie 70–150 ms, dla komponentów P2 i N2 w zakresie 150–270 ms, natomiast dla późnego komponentu P3 w zakresie 270–470 ms. W każdym z tych przedziałów wyszukiwano maksima (dla fal dodatnich) lub minima (dla fal ujemnych), a następnie na ich podstawie określano latencję poszczególnych komponentów ERP w obu badanych grupach.

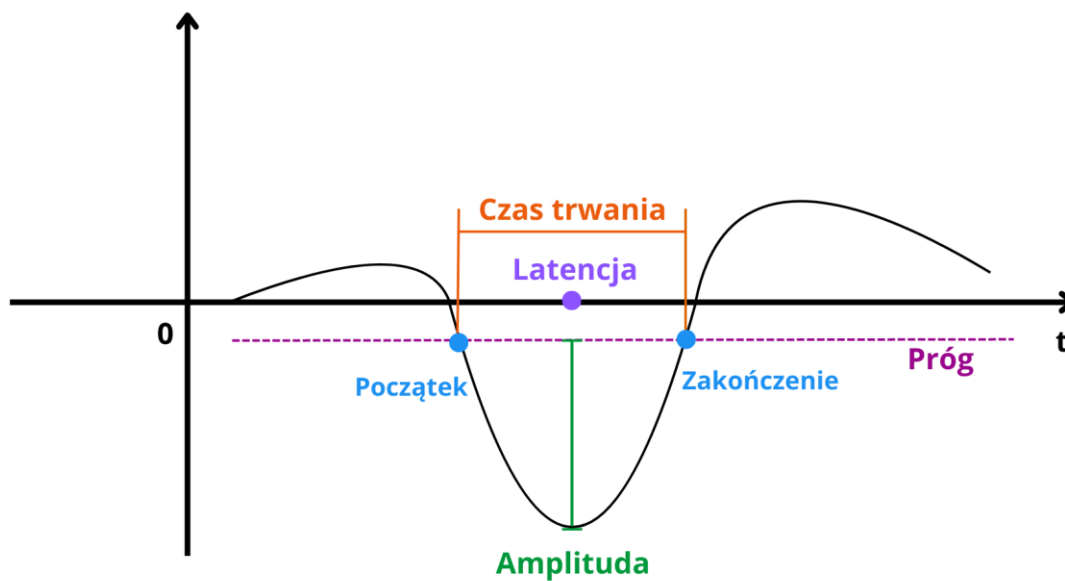
3.5.4. Analiza potencjału niezgodności

Dane z zadania 3 – pozauwagowa percepcja rzadkich dźwięków, przeanalizowano z zastosowaniem potencjału niezgodności (MMN). Oddzielnie uśredniono bodźce standardowe oraz wyróżnione dla każdego warunku i protokołu. Następnie, w celu obliczenia potencjału niezgodności (MMN), od średnich potencjałów dla bodźców wyróżnionych odjęto średnie potencjały dla bodźców standardowych dla każdego warunku i protokołu oddzielnie (rycina 6).



Rycina 6. Schemat obliczania fali odjętej. Fala odjęta została uzyskana przez odjęcie bodźców standardowych od bodźców wyróżnionych o takich samych częstotliwościach.

Uzyskane w ten sposób potencjały odzwierciedlają automatyczną detekcję niezgodności w przetwarzaniu bodźców słuchowych. W celu ilościowego określenia siły odpowiedzi potencjału MMN zastosowano metodę progową, uwzględniającą osobnicze różnice w aktywności bazowej. Dla każdego uczestnika i każdej elektrody wyliczono wartość progową (ang. *threshold*) dla okna bazowego -0,4 do 0 s zgodnie ze wzorem: $\text{Próg} = \text{Średnia aktywność bazowa} - \text{Odchylenie standardowe z aktywności bazowej}$ (Wang i in., 2016). Dla potencjału niezgodności obliczono takie parametry jak: amplituda, latencja, czas rozpoczęcia, czas zakończenia oraz czas trwania (rycina 7) dla wybranych elektrod czołowych i centralnych (F1, Fz, F2, FC3, FCz, FC2, C1, Cz, C2), które zgodnie z literaturą wykazują największą czułość na potencjał niezgodności (Näätänen i in., 2007; Fitzgerald i Todd, 2020). Analizy statystyczne przeprowadzono na uśrednionych wartościach z 9 elektrod czołowo-centralnych.



Rycina 7. Parametry potencjału niezgodności (MMN), na podstawie Wang i in. (2016).

- Amplituda potencjału MMN została zdefiniowana jako najniższa wartość sygnału w zakresie od 0,1 do 0,3 sekundy po bodźcu w odniesieniu do wcześniej obliczonej wartości progowej.
- Latencja potencjału MMN została zidentyfikowana jako czas, w którym potencjał niezgodności osiąga swoje ujemne maksimum.
- Czas rozpoczęcia potencjału MMN został zdefiniowany jako ostatni moment przecięcia wartości progowej przed latencją potencjału niezgodności.
- Czas zakończenia potencjału MMN został zdefiniowany jako pierwszy moment przecięcia wartości progowej po latencji potencjału niezgodności.
- Czas trwania potencjału MMN został obliczony na podstawie różnicy między czasem zakończenia a czasem rozpoczęcia potencjału niezgodności.

3.5.5. Test t z poprawką permutacyjną

Analiza wielowymiarowych danych takich jak EEG/MEG charakteryzuje się dużą liczbą porównań, co zwiększa ryzyko popełnienia błędu I rodzaju (ang. *family-wise error rate*). W przeciwieństwie do tradycyjnych metod korekty na wielokrotne porównania, takich jak na przykład korekta Bonferroniego, test t z poprawką permutacyjną opartą na klastrach (ang. *cluster-based permutation test*) bierze pod uwagę strukturę danych czasowo-przestrzennych, uwzględniając zależności pomiędzy sąsiadującymi punktami w przestrzeni i czasie (np. elektrody $\times$ próbki czasowe). Metoda ta pozwala na statystyczne przetestowanie hipotezy zerowej mówiącej o braku różnic między porównywanymi warunkami w analizowanej przestrzeni danych (np. osoba $\times$ elektroda $\times$ czas), z wykorzystaniem podejścia klastrowego, które kontroluje problem wielokrotnych porównań (Maris i Oostenveld, 2007). Test t z poprawką permutacyjną opartą na klastrach składa się z etapów szczegółowo opisanych poniżej (tabela 6).

Tabela 6. Etapy testu permutacyjnego opartego na klastrach.

Etap 1 Przeszukiwanie wybranej przestrzeni (np. elektrody $\times$ częstotliwości)	Etap 2 Agregacja otrzymanych map wartości	Etap 3 Metoda Monte Carlo - randomizacja danych	Etap 4 Porównanie otrzymanej mapy wartości (etap 2) do rozkładów otrzymanych podczas randomizacji danych (etap 3)
Test statystyczny (np. test t dla grup niezależnych) dla każdego punktu w przestrzeni 64 elektrody $\times$ 180 częstotliwości = 11 520 testowych punktów Mapa wartości t (64 $\times$ 180)	Tworzenie klastrow – grupowanie sąsiadujących punktów, przekraczających ustalony próg ($p < 0,05$) Obliczenie łącznej wartości t z punktów należących do klastra	Losowanie przynależności uczestników do grup, permutując dane, np. 10 000 razy za każdym razem, powtarzając etap 1 i 2 Zapisywanie klastrow o największej statystyce t (dodatnich i ujemnych)	Testowanie hipotezy zerowej - porównanie statystyk oryginalnych klastrow z rozkładem z permutacji Na tej podstawie określono wartość p dla każdego testowanego klastra

Poniżej przedstawiono przebieg analizy porównującej aktywność EEG w stanie spoczynku między dwoma grupami uczestników (W_{CzPI} i N_{CzPI}), z wykorzystaniem testu permutacyjnego opartego na klastrach. Przykład opiera się na danych, w których dla każdego z 66 uczestników zarejestrowano aktywność EEG z 64 elektrod w zakresie 180 punktów częstotliwościowych (od 1 do 90 Hz, co 0,5 Hz). Celem analizy było sprawdzenie, czy grupy różnią się pod względem rozkładu mocy w określonych pasmach częstotliwości.

Etap 1: Dla każdego punktu w przestrzeni elektroda $\times$ częstotliwość wykonano test statystyczny (test t dla grup niezależnych), porównujący średnią wartość mocy między grupą W_{CzPI} a N_{CzPI} . Ponieważ przestrzeń składała się z 64 elektrod i 180 punktów częstotliwości, łącznie wykonano 11 520 testów. Każdy test zwracał wartość statystyki t , którą zapisano w postaci dwuwymiarowej mapy.

Etap 2: W kolejnych krokach analizowano mapę wartości statystyki t . Zaznaczono wszystkie punkty przekraczające ustalony próg istotności (np. t odpowiadające $p < 0,05$), osobno dla wartości dodatnich i ujemnych. Punkty sąsiadujące ze sobą w przestrzeni elektrod oraz w domenie częstotliwości zostały połączone w klastry. Dla każdego klastra obliczono sumę wartości statystyki t , która reprezentuje jego siłę, oraz określono jego rozmiar jako liczbę punktów wchodzących w jego skład. Wyniki te zapisano osobno dla klastrów dodatnich i ujemnych.

Etap 3: Aby ocenić istotność statystyczną otrzymanych klastrów, przeprowadzono procedurę permutacyjną. Polegała ona na losowym przypisywaniu uczestników do grup (A i B), tak aby symulować dane zgodne z hipotezą zerową (brak różnicy między grupami). Dla każdej permutacji (np. 10 000 powtórzeń) powtórzono etapy 1 i 2, a następnie zachowano największą wartość statystyki klastra dodatniego oraz najmniejszą wartość statystyki klastra ujemnego. W ten sposób uzyskano dwa rozkłady: jeden dla maksymalnych statystyk klastrów

dodatnich, drugi dla minimalnych – ujemnych. Oba stanowią estymację rozkładu oczekiwanego pod hipotezą zerową.

Etap 4: Dla każdego klastra z oryginalnych danych porównano statystyki z odpowiednim rozkładem permutacyjnym (dodatnim lub ujemnym). Wartość p obliczono jako proporcję przypadków, w których statystyka klastra z permutacji była większa (lub bardziej ekstremalna) niż wartość z danych rzeczywistych. Ponieważ analiza miała charakter dwustronny, wartości p zostały odpowiednio przeskalowane, aby uwzględnić zarówno dodatnie, jak i ujemne różnice między grupami.

Choć test permutacyjny oparty na klastrach skutecznie rozwiązuje problem wielokrotnych porównań w analizie danych EEG, należy podkreślić, że jego wynik nie pozwala na bezpośrednie wnioskowanie o miejscu (elektrodzie) czy zakresie częstotliwości, w którym występuje efekt statystycznie istotny. Dlatego interpretacja wyników testu klastrowego powinna być formułowana ostrożnie. Wynik testu wskazuje, że istnieje różnica między porównywanymi grupami / warunkami w analizowanej przestrzeni danych.

Większość analiz danych EEG w niniejszej rozprawie przeprowadzono za pomocą testów t z poprawką permutacyjną opartą na klastrach, zaimplementowanych w środowisku programowania Python z użyciem funkcji `borsar.cluster.permutation_cluster_test_array` (<https://github.com/mmagnuski/borsar>). Wyniki dotyczą odrzucenia lub nieodrzućenia hipotezy zerowej, co – zgodnie z rekomendacjami Sassenhagen i Draschkowa (2019) – informuje o obecności lub braku istotnych różnic między porównywanymi grupami / warunkami w analizowanej przestrzeni danych. Ryciny ilustrujące wyniki testów przedstawiają zakres efektu, w którym zaobserwowano różnice między grupami lub warunkami. Należy jednak podkreślić, że wskazanie lokalizacji efektu ma charakter opisowy i jest jedynie pośrednio wspierane analizą statystyczną.

3.6. Podsumowanie wykonanych analiz

3.6.1. Analizy elektrofizjologiczne

W ramach analiz elektrofizjologicznych badano zarówno wskaźniki spoczynkowej aktywności mózgu, jak i parametry związane z potencjałami wywołanymi w zadaniach. Tabela 7 podsumowuje rodzaje przeprowadzonych analiz oraz zastosowane testy statystyczne.

Tabela 7. Podsumowanie wykonanych analiz elektrofizjologicznych.

Analizy międzygrupowe		
Zadanie	Rodzaj analizy	Test statystyczny
Zadanie 1 – pomiar aktywności spoczynkowej	Analiza PSD od 1 do 90 Hz:	
	warunek oczy otwarte	test t z poprawką permutacyjną
	warunek oczy zamknięte	test t z poprawką permutacyjną
	Analiza nachylenia widma mocy - FOOOF:	
	warunek oczy otwarte	test t z poprawką permutacyjną
	warunek oczy otwarte - średnia z 12 elektrod	test t dla prób niezależnych
Zadanie 2 – porównywanie długości trwania dźwięków	warunek oczy zamknięte	test t z poprawką permutacyjną
	Analiza potencjałów wywołanych:	
	Amplituda	
	bodziec wyróżniony łatwy	test t z poprawką permutacyjną
	Latencja	
	N1	test t z poprawką permutacyjną
	bodziec wyróżniony łatwy	P1
		test t z poprawką permutacyjną
		N2
		test t z poprawką permutacyjną
		P2
		test t z poprawką permutacyjną

Zadanie 3 – pozauwagowa percepcja wyróżnionych dźwięków	P3b		test t z poprawką permutacyjną
	Amplituda		
	bodziec wyróżniony trudny		test t z poprawką permutacyjną
	Latencja		
	N1		test t z poprawką permutacyjną
	P1		test t z poprawką permutacyjną
	bodziec wyróżniony trudny	N2	test t z poprawką permutacyjną
		P2	test t z poprawką permutacyjną
		P3b	test t z poprawką permutacyjną
	Analiza potencjałów wywołanych:		
	fala odjęta dla bodźca 1000 Hz	warunek łatwy	test t z poprawką permutacyjną
		warunek średni	test t z poprawką permutacyjną
		warunek trudny	test t z poprawką permutacyjną
	fala odjęta dla bodźca 1500 Hz	warunek łatwy	test t z poprawką permutacyjną
		warunek średni	test t z poprawką permutacyjną
		warunek trudny	test t z poprawką permutacyjną
	Analiza potencjału niezgodności (MMN):		
	amplituda		ANOVA z powtarzanymi pomiarami
	latencja		ANOVA z powtarzanymi pomiarami
	czas rozpoczęcia		ANOVA z powtarzanymi pomiarami
	czas zakończenia		ANOVA z powtarzanymi pomiarami
	czas trwania		ANOVA z powtarzanymi pomiarami
Zadanie 4 – kontrola hamowania Go/No-Go	Analiza potencjałów wywołanych:		
	Amplituda		
	bodziec „No-Go”		test t z poprawką permutacyjną
	Latencja		
	N1		test t z poprawką permutacyjną
	bodziec „No-Go”	P1	test t z poprawką permutacyjną
		N2	test t z poprawką permutacyjną
		P2	test t z poprawką permutacyjną

	No-Go P3	test t z poprawką permutacyjną
Amplituda		
	bodziec „Go”	test t z poprawką permutacyjną
Latencja		
	N1	test t z poprawką permutacyjną
	P1	test t z poprawką permutacyjną
	bodziec „Go” N2	test t z poprawką permutacyjną
	P2	test t z poprawką permutacyjną
	P3b	test t z poprawką permutacyjną
Analizy wewnątrzgrupowe		
<i>Zadanie 2 – porównywanie długości trwania dźwięków</i>	Analiza potencjałów wywołanych:	
	bodziec wyróżniony łatwy – standardowy łatwy	test t z poprawką permutacyjną
	bodziec wyróżniony trudny – standardowy trudny	test t z poprawką permutacyjną
<i>Zadanie 4 – kontrola hamowania Go/No-Go</i>	Analiza potencjałów wywołanych:	
	bodziec „No-Go” – bodziec „Go”	test t z poprawką permutacyjną

3.6.2. Analizy behawioralne

Analizę danych behawioralnych wykonano w programie IBM SPSS Statistics w wersji 29.0. W pierwszym etapie dokonano weryfikacji podstawowych założeń statystycznych, w tym normalności rozkładu zmiennych (test Shapiro-Wilka) oraz homogeniczności wariancji (test Levene'a). W przypadku spełnienia założeń stosowano test parametryczny, natomiast w przypadku naruszenia założeń zastosowano odpowiednie testy nieparametryczne. W celu zbadania różnic między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} we wskaźnikach behawioralnych zastosowano poniższe analizy statystyczne (tabela 8).

Tabela 8. Podsumowanie wykonanych analiz dla danych behawioralnych.

Zadanie	Wskaźniki	Analiza statystyczna
<i>Zadanie 2 – porównywanie długości trwania dźwięków</i>	czas reakcji w warunku łatwym	test t dla prób niezależnych
	czas reakcji w warunku trudnym	test t dla prób niezależnych
	d-prime w warunku łatwym	test U Manna Whitneya
	d-prime w warunku trudnym	test t dla prób niezależnych
<i>Zadanie 4 – kontrola hamowania Go/No-Go</i>	czas reakcji	test U Manna Whitneya
	d-prime	test t dla prób niezależnych

4. WYNIKI

4.1. Sprawność czasowego przetwarzania informacji a pomiar aktywności spoczynkowej mózgu

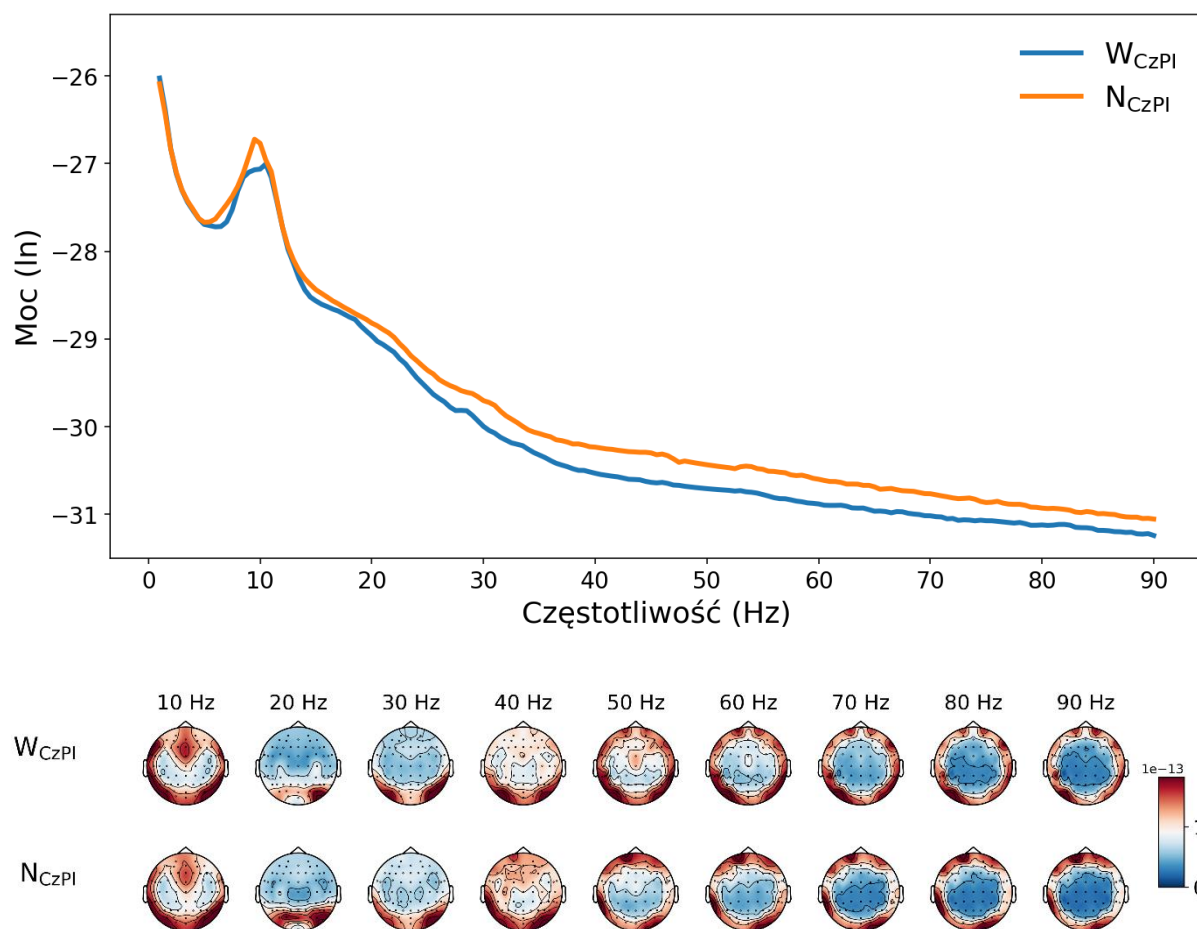
Wyniki dotyczące weryfikacji hipotezy 1, odnoszącej się do związku sprawności CzPI z aktywnością spoczynkową mózgu, zaprezentowano w następującej kolejności:

- Analiza rozkładu widmowej gęstości mocy w różnych zakresach częstotliwości dla W_{CzPI} i N_{CzPI} w warunku „oczy otwarte” i „oczy zamknięte” (4.1.1).
- Analiza różnic w widmowej gęstości mocy między W_{CzPI} i N_{CzPI} w warunku „oczy otwarte” i „oczy zamknięte” (4.1.2).
- Analiza różnic w nachyleniu widma mocy między W_{CzPI} i N_{CzPI} w warunku „oczy otwarte” i „oczy zamknięte” (4.1.3).

4.1.1. Wyniki analizy widmowej gęstości mocy

Warunek „oczy otwarte”

Przed przystąpieniem do szczegółowej analizy różnic między grupami dokonano wstępnej eksploracji sygnału EEG. W tym celu obliczono średnią widmową gęstość mocy dla wszystkich elektrod w zakresie od 1 do 90 Hz, osobno dla grupy W_{CzPI} i N_{CzPI} (rycina 8).

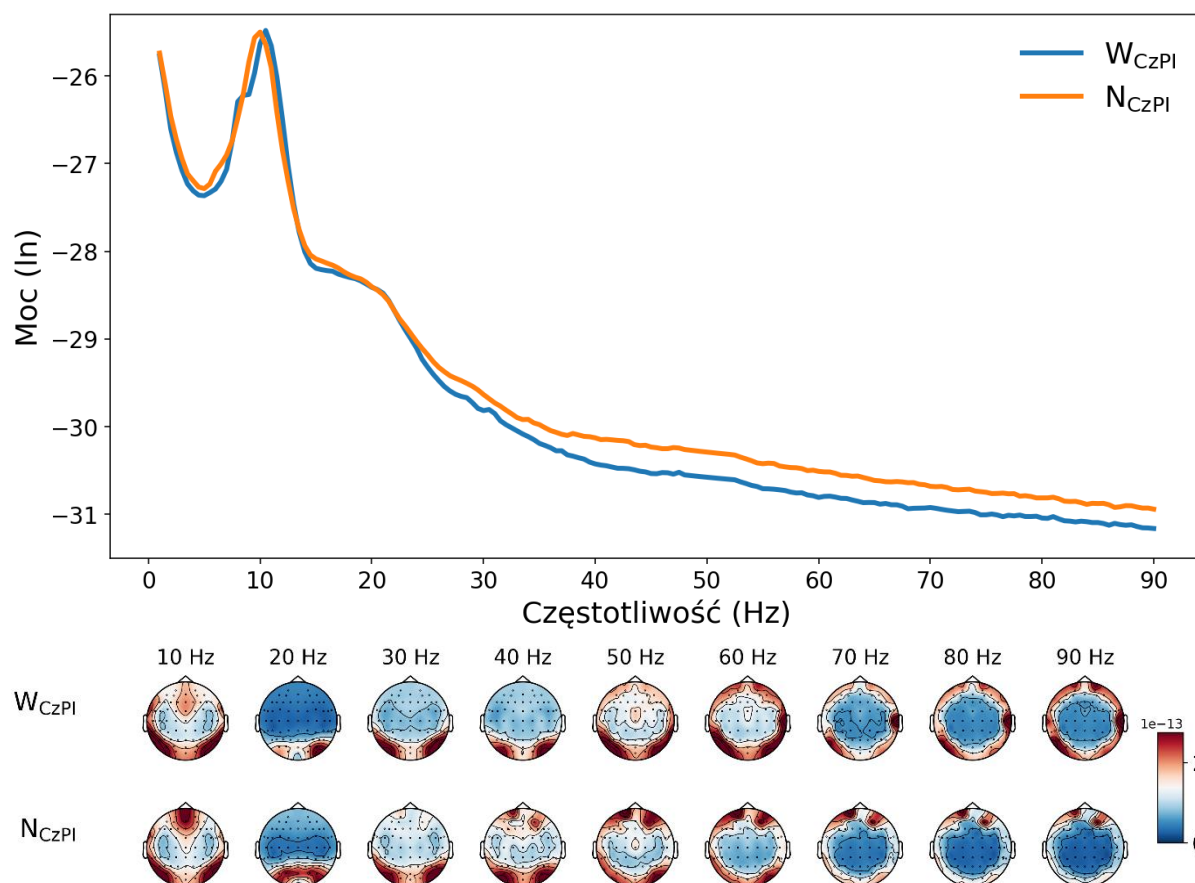


Rycina 8. Średnia widmowa gęstość mocy ze wszystkich elektrod w zakresie od 1 do 90 Hz dla W_{CzPI} i N_{CzPI} (górny wykres). Dolny wykres topograficzny² prezentuje przestrzenny rozkład mocy sygnału dla wybranych częstotliwości w zakresie 10–90 Hz.²

² Dwuwymiarowe rozmieszczenie elektrod ma charakter poglądowy i może zniekształcać odwzorowanie rzeczywistych odległości przestrzennych między elektrodami.

Warunek „oczy zamknięte”

Przed przystąpieniem do szczegółowej analizy różnic między grupami dokonano wstępnej eksploracji sygnału EEG. W tym celu obliczono średnią widmową gęstość mocy dla wszystkich elektrod w zakresie od 1 do 90 Hz, osobno dla grupy W_{CzPI} i N_{CzPI} (rycina 9).

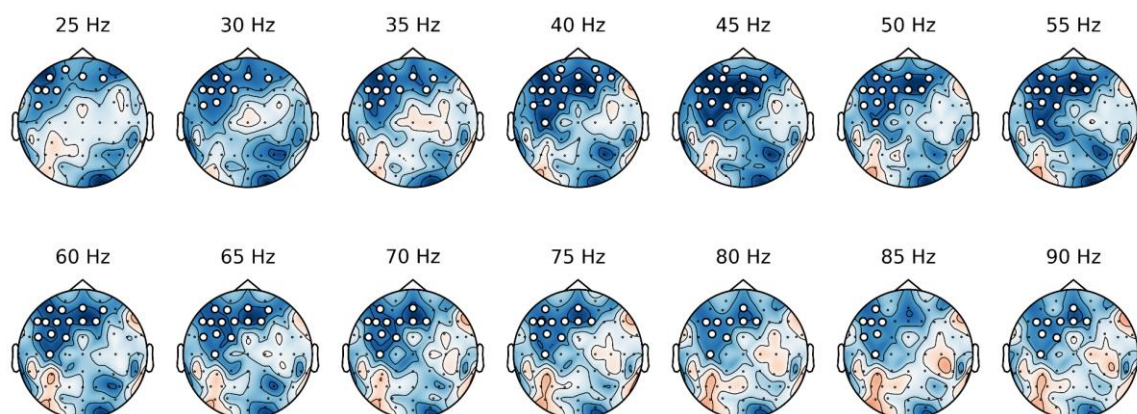
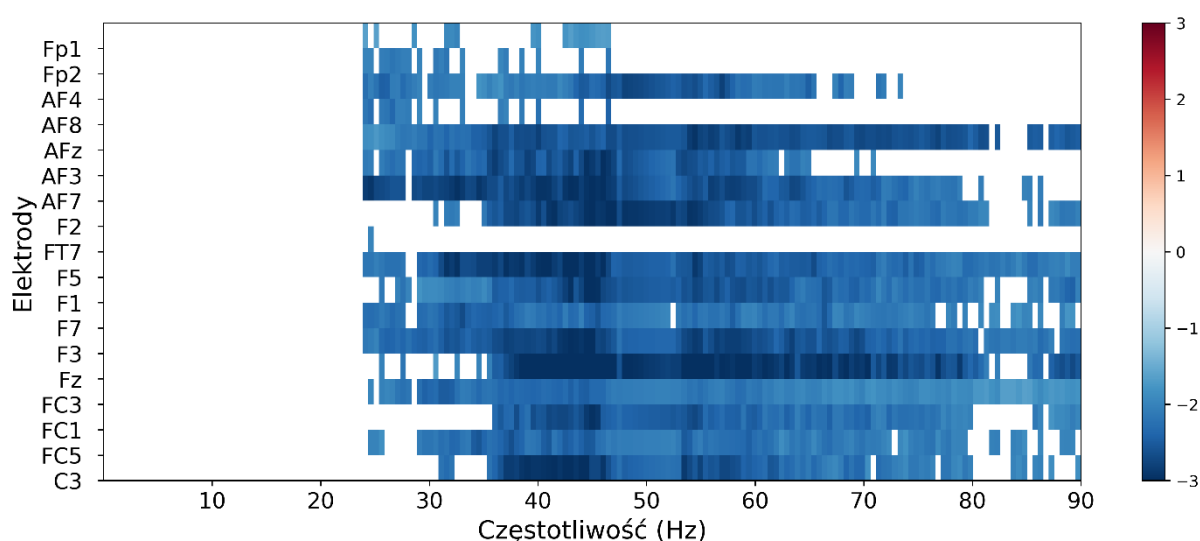


Rycina 9. Średnia widmowa gęstość mocy ze wszystkich elektrod w zakresie od 1 do 90 Hz dla W_{CzPI} i N_{CzPI} (górny wykres). Dolny wykres topograficzny prezentuje przestrzenny rozkład mocy sygnału dla wybranych częstotliwości w zakresie 10–90 Hz.

4.1.2. Różnice między grupami w widmowej gęstości mocy

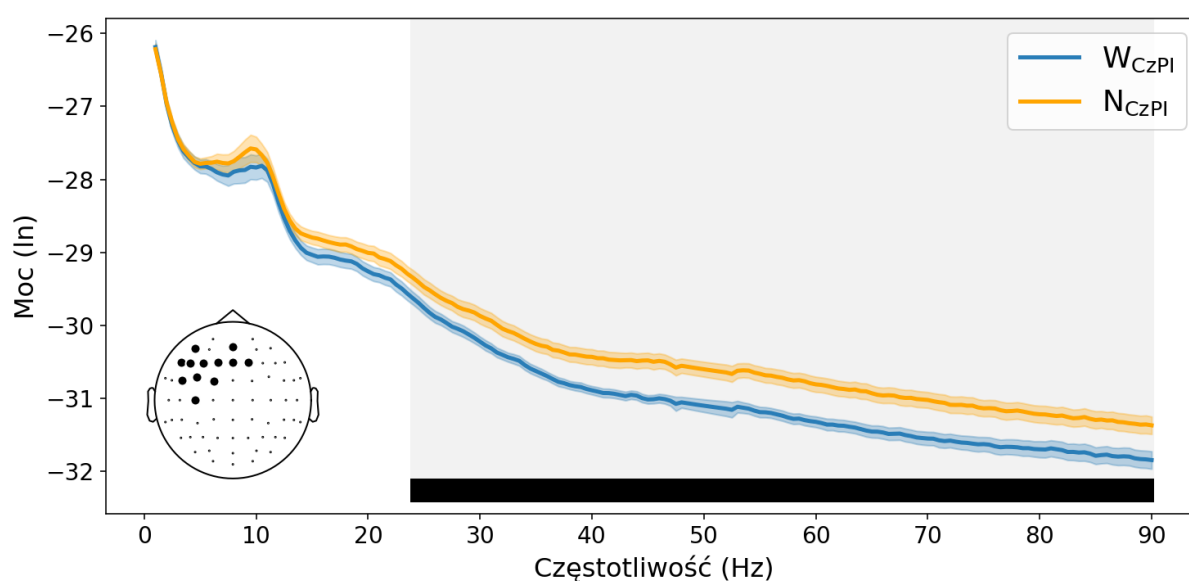
Warunek „oczy otwarte”

Przeprowadzono analizę mającą na celu porównanie widmowej gęstości mocy dla wszystkich elektrod w zakresie od 1 do 90 Hz między W_{CzPI} a N_{CzPI} (test t z poprawką permutacyjną). Wykazano istotną statystycznie różnicę między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} ($p = 0,020$), reprezentowaną przez ujemny klaster. Obserwowany efekt był najbardziej widoczny w zakresie od 25 do 90 Hz (co odpowiada pasmu gamma), głównie nad czołowo-centralnymi elektrodami z przewagą lewej strony (rycina 10). Wartość widmowej gęstości mocy w tym paśmie była niższa w grupie W_{CzPI} w porównaniu z grupą N_{CzPI} , co obrazuje niebieski obszar na rycinie 10.



Rycina 10. Różnice w widmowej gęstości mocy między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} . Górny wykres przedstawia mapę cieplną efektu różnic między grupami w zakresie częstotliwości (oś x) i przestrzeni (oś y). Dolny wykres topograficzny prezentuje elektrody należące do klastra (białe kropki) w zakresie 25–90 Hz. Kolory odpowiadają rozkładowi statystyki t , której skala widoczna jest na pasku po prawej stronie górnego wykresu.

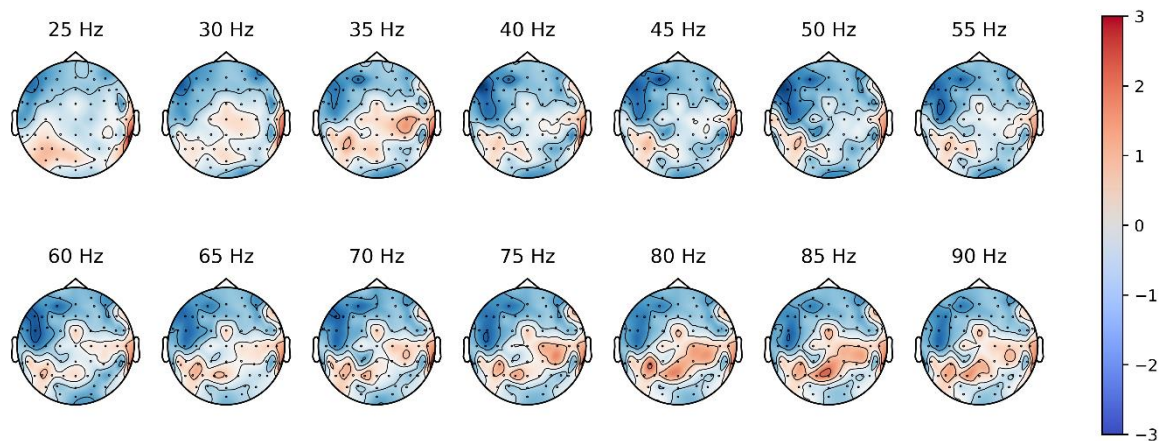
Aby lepiej zobrazować charakter różnic między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} , na rycinie 11 przedstawiono średnią widmową gęstość mocy dla wybranych elektrod stanowiących 80% masy istotnego klastra.



Rycina 11. Średnia widmowa gęstość mocy dla W_{CzPI} i N_{CzPI} na wybranych elektrodach (AF7, AFz, F7, F5, F3, F1, Fz, F2, FC5, FC3, FC1, C3, zaznaczonych na mapie topograficznej), które stanowią 80% masy klastra. Poświata wokół linii oznacza błąd standardowy średniej, a zakres klastra dla tych elektrod obrazuje czarna linia u dołu wykresu.

Warunek „oczy zamknięte”

Przeprowadzono analizę porównującą widmową gęstość mocy dla wszystkich elektrod w zakresie od 1 do 90 Hz między grupą W_{CzPI} a N_{CzPI} (test t z poprawką permutacyjną). Analiza nie wykazała istotnych statystycznie różnic między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} ($p = 0,116$; rycina 12).



Rycina 12. Różnice w widmowej gęstości mocy między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} . Wykres topograficzny prezentuje wartości statystyki t dla zakresu 25–90 Hz. Kolory odpowiadają rozkładowi statystyki t , której skala widoczna jest na pasku po prawej stronie wykresu.

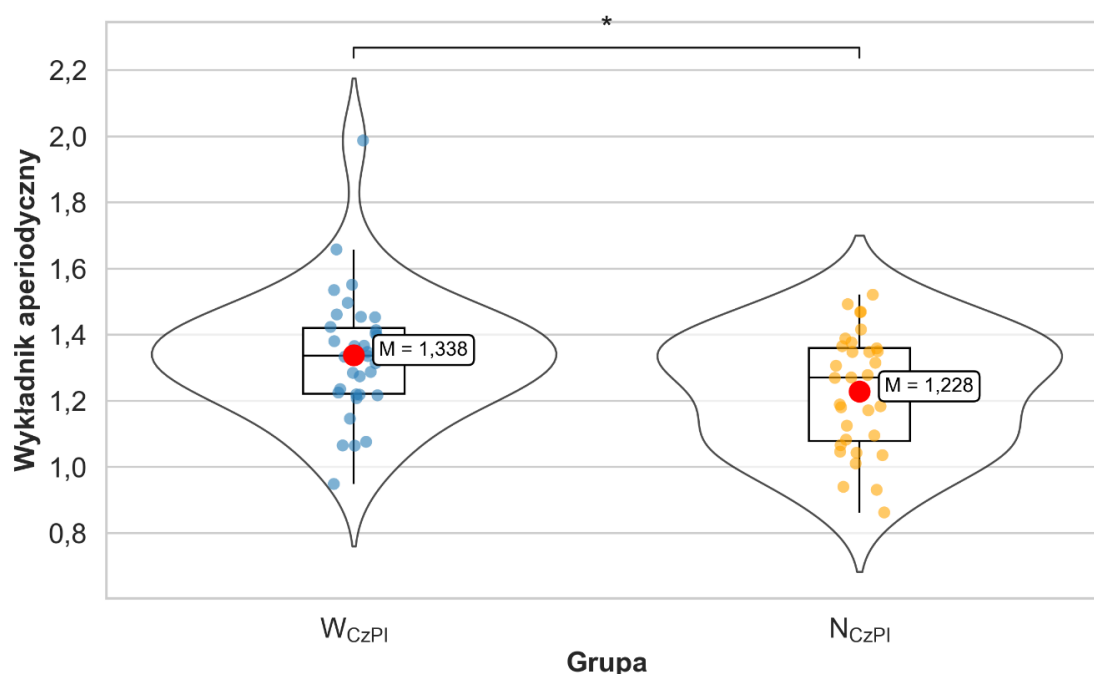
Podsumowanie:

- W warunku „oczy otwarte” grupa W_{CzPI} wykazywała istotnie niższą widmową gęstość mocy w obszarach czołowo-centralnych w zakresie 25–90 Hz w porównaniu z grupą N_{CzPI} .
- W warunku „oczy zamknięte” nie odnotowano istotnych różnic w widmowej gęstości mocy między grupami.

4.1.3. Różnice między grupami w nachyleniu widma mocy

Warunek „oczy otwarte”

Przeprowadzono analizę mającą na celu porównanie wykładnika aperiodycznego między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} . Analiza uwzględniająca wszystkie elektrody (test t z poprawką permutacyjną) nie wykazała istotnych różnic między grupami ($p = 0,140$). W kolejnym kroku ponowiono analizę, ograniczając ją do 12 elektrod (AF7, AFz, F7, F5, F3, F1, Fz, F2, FC5, FC3, FC1, C3), które stanowiły 80% masy klastra w poprzedniej analizie różnic w widmowej gęstości mocy. Dla każdego uczestnika obliczono średni wykładnik aperiodyczny z tych elektrod, a następnie porównano grupy (test t dla prób niezależnych). Wyniki wykazały, że średni wykładnik aperiodyczny był istotnie wyższy w grupie W_{CzPI} ($1,338 \pm 0,19$) niż w grupie N_{CzPI} ($1,228 \pm 0,18$; $t = 2,403$; $p = 0,019$; rycina 13)³. Wyższa wartość wykładnika aperiodycznego w grupie W_{CzPI} odzwierciedla bardziej strome widmo mocy w porównaniu z grupą N_{CzPI} .



³ W niniejszej rozprawie istotność statystyczną wyników na rycinach oznaczono za pomocą gwiazdek:

* - $p < 0,05$; ** - $p < 0,01$; *** - $p < 0,001$

Rycina 13. Porównanie wykładnika aperiodycznego między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} , obliczonego na podstawie uśrednionych wartości z wybranych elektrod. Czerwone punkty oznaczają średnie wartości wykładników aperiodycznych dla W_{CzPI} i N_{CzPI} . Kolorowe punkty przedstawiają indywidualne wartości wykładników aperiodycznych, a kształt wykresu odzwierciedla rozkład wyników w każdej grupie.

Warunek „oczy zamknięte”

Analiza wykładnika aperiodycznego przeprowadzona na wszystkich elektrodach (test t z poprawką permutacyjną) nie wykazała istotnych różnic między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} (najniższa wartość $p = 0,434$). Z uwagi na brak istotnych klastrow w analizie różnic w widmowej gęstości mocy, nie było podstaw do wyselekcjonowania grupy elektrod do ponownej analizy.

Podsumowanie:

- W warunku „oczy otwarte” grupa W_{CzPI} charakteryzowała się wyższym wykładnikiem aperiodycznym dla elektrod czołowo-centralnych w porównaniu z grupą N_{CzPI} , co wskazuje na bardziej strome nachylenie widma sygnału EEG – czyli szybszy spadek widmowej gęstości mocy wraz ze wzrostem częstotliwości.
- W warunku „oczy zamknięte” nie odnotowano istotnych różnic między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} w zakresie wykładnika aperiodycznego.

4.2. Sprawność czasowego przetwarzania informacji a porównywanie długości trwania dźwięków

Wyniki dotyczące weryfikacji hipotezy 2, zakładającej, że wyższa sprawność CzPI wiąże się z większą efektywnością porównywania długości trwania bodźców dźwiękowych, zaprezentowano w następującej kolejności:

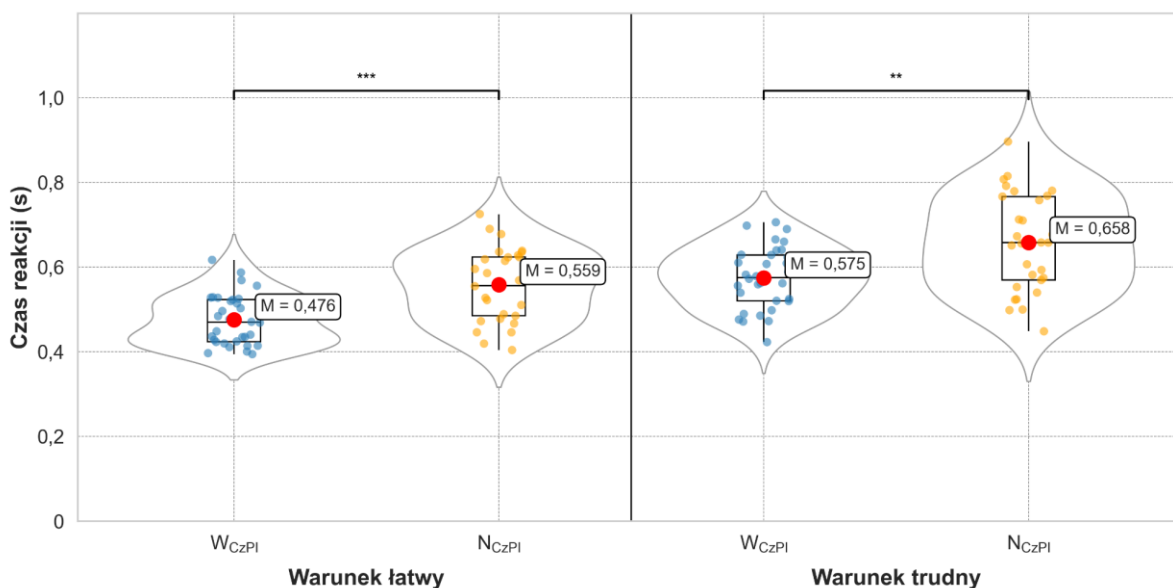
- Analiza różnic między W_{CzPI} a N_{CzPI} w zakresie wskaźników behawioralnych (wartości d-prime i średnie czasy reakcji; 4.2.1).
- Analiza przebiegu potencjałów wywołanych (ERP) dla bodźców wyróżnionych i standardowych, osobno dla grupy W_{CzPI} i N_{CzPI} (4.2.2).
- Analiza różnic między grupami w zakresie amplitudy i latencji ERP dla bodźców wyróżnionych w warunku łatwym (4.2.3–4.2.4).
- Analiza różnic między grupami w zakresie amplitudy i latencji ERP dla bodźców wyróżnionych w warunku trudnym (4.2.5–4.2.6).
- Analiza różnic wewnątrzgrupowych w odpowiedzi na bodźce wyróżnione vs standardowe w obu warunkach, osobno dla grupy W_{CzPI} i N_{CzPI} (4.2.7).

4.2.1. Różnice między grupami w behawioralnym wykonaniu zadania 2 – porównywanie długości trwania dźwięków

W celu oceny różnic między grupami przeanalizowano kluczowe wskaźniki behawioralne: czas reakcji określający szybkość odpowiedzi na bodźce wyróżnione oraz d-prime jako miarę poprawności wykonania zadania (zob. 3.2.2. Zadanie 2 – porównywanie długości trwania dźwięków).

Czas reakcji

- Analiza (test t dla prób niezależnych) wykazała, że grupy różnią się istotnie średnim czasem reakcji na bodźce wyróżnione w warunku łatwym, $t(49,77) = -0,32$, $p < 0,001$, $d = -1,126$. Czas reakcji w grupie W_{CzPI} (476 ± 60 ms) był istotnie krótszy niż w grupie N_{CzPI} (559 ± 86 ms; rycina 14).
- Analiza (test t dla prób niezależnych) wykazała, że grupy również różnią się istotnie średnim czasem reakcji na bodźce wyróżnione w warunku trudnym, $t(46,60) = -3,30$, $p = 0,002$, $d = -0,865$. Czas reakcji w grupie W_{CzPI} (575 ± 74 ms) był istotnie krótszy niż w grupie N_{CzPI} (658 ± 116 ms; rycina 14).

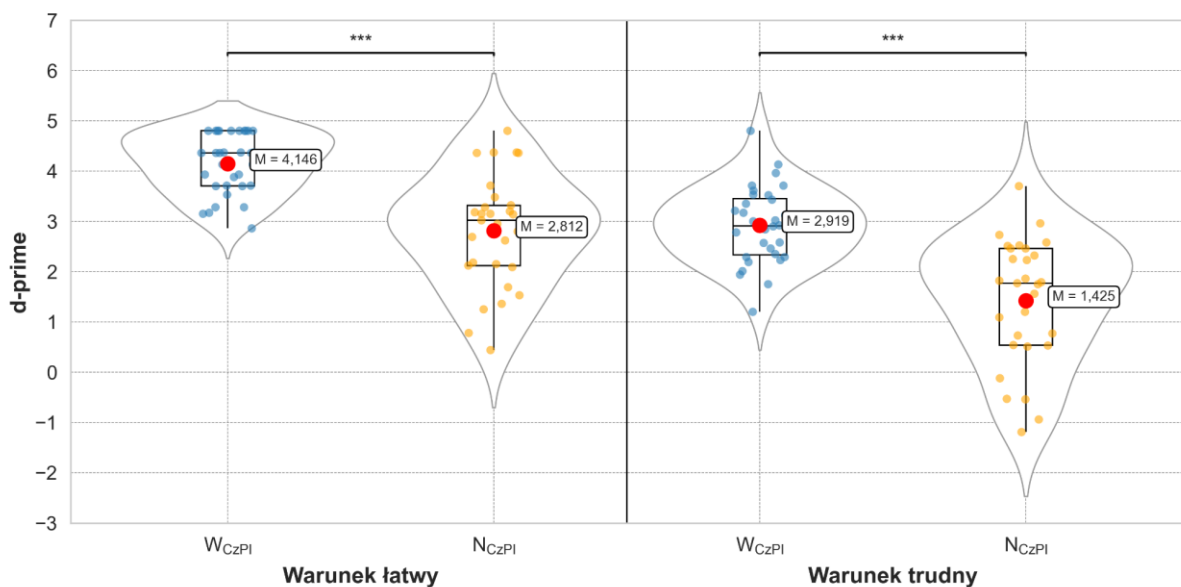


Rycina 14. Porównanie czasów reakcji na bodźce wyróżnione w warunkach łatwym i trudnym

między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} . Czerwone punkty oznaczają średnie czasy reakcji. Kolorowe punkty przedstawiają indywidualne czasy reakcji, a kształt wykresu odzwierciedla rozkład wyników w każdej grupie.

D-prime

- Analiza (test U Manna-Whitneya) wykazała, że grupy różnią się istotnie poziomem wykonania zadania w warunku łatwym, $U = 136$, $p < 0,001$, $r = 0,61$. Poprawność wykonania zadania w grupie W_{CzPI} ($4,146 \pm 0,60$) była istotnie wyższa niż w grupie N_{CzPI} ($2,812 \pm 1,12$; rycina 15).
- Analiza (test t dla prób niezależnych) wykazała, że grupy różnią się istotnie poziomem wykonania zadania w warunku trudnym, $t(45,288) = 5,565$, $p < 0,001$, $d = 1,459$. Poziom wykonania zadania w grupie W_{CzPI} ($2,919 \pm 0,76$), był istotnie wyższy niż w grupie N_{CzPI} ($1,425 \pm 1,25$; rycina 15).



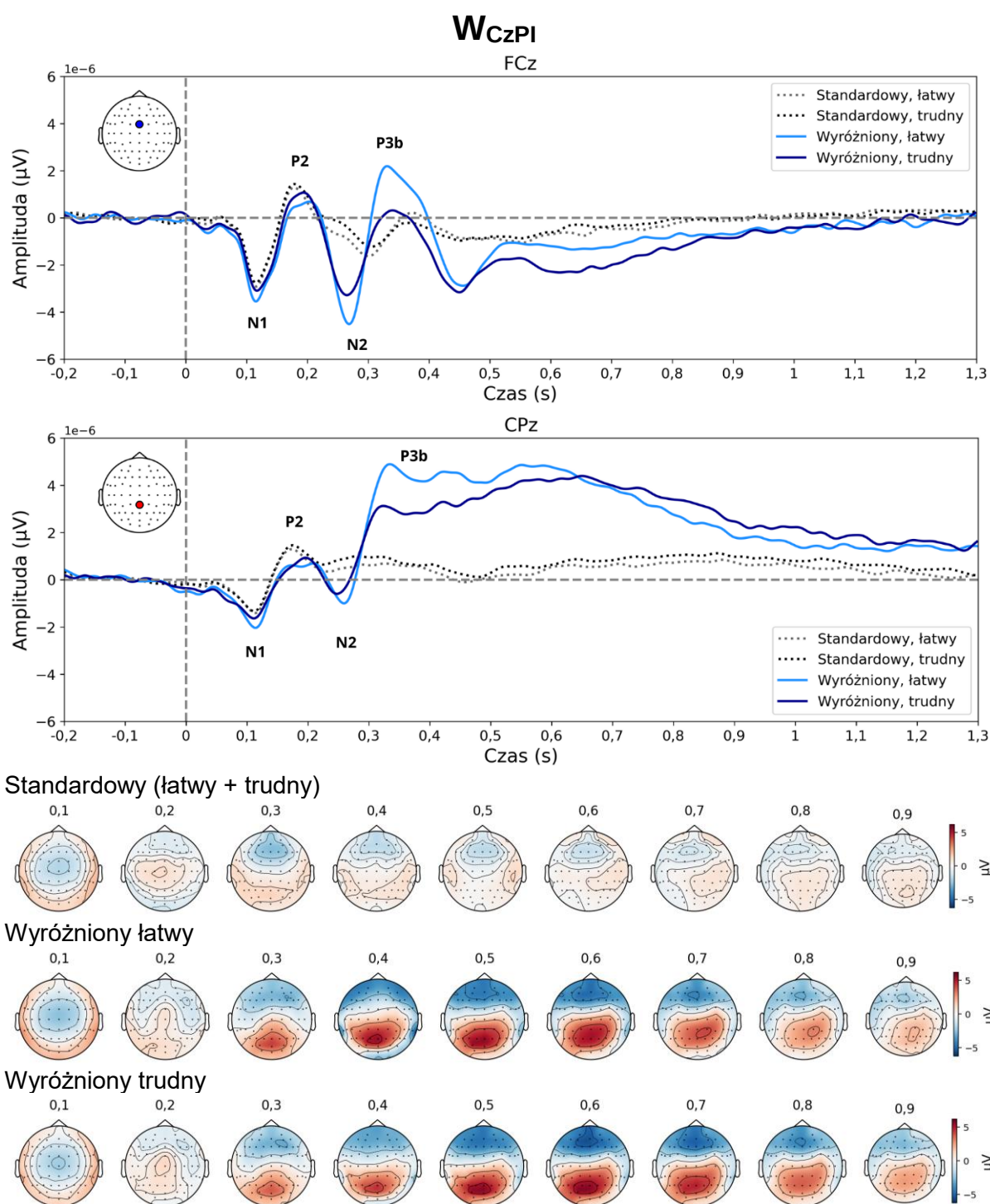
Rycina 15. Porównanie wartości d-prime dla warunku łatwego i trudnego między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} . Czerwone punkty oznaczają średnie wartości d-prime. Kolorowe punkty przedstawiają indywidualne wartości d-prime, a kształt wykresu odzwierciedla rozkład wyników w każdej grupie.

4.2.2. Analiza przebiegów potencjałów wywołanych bodźcami wyróżnionymi i standardowymi

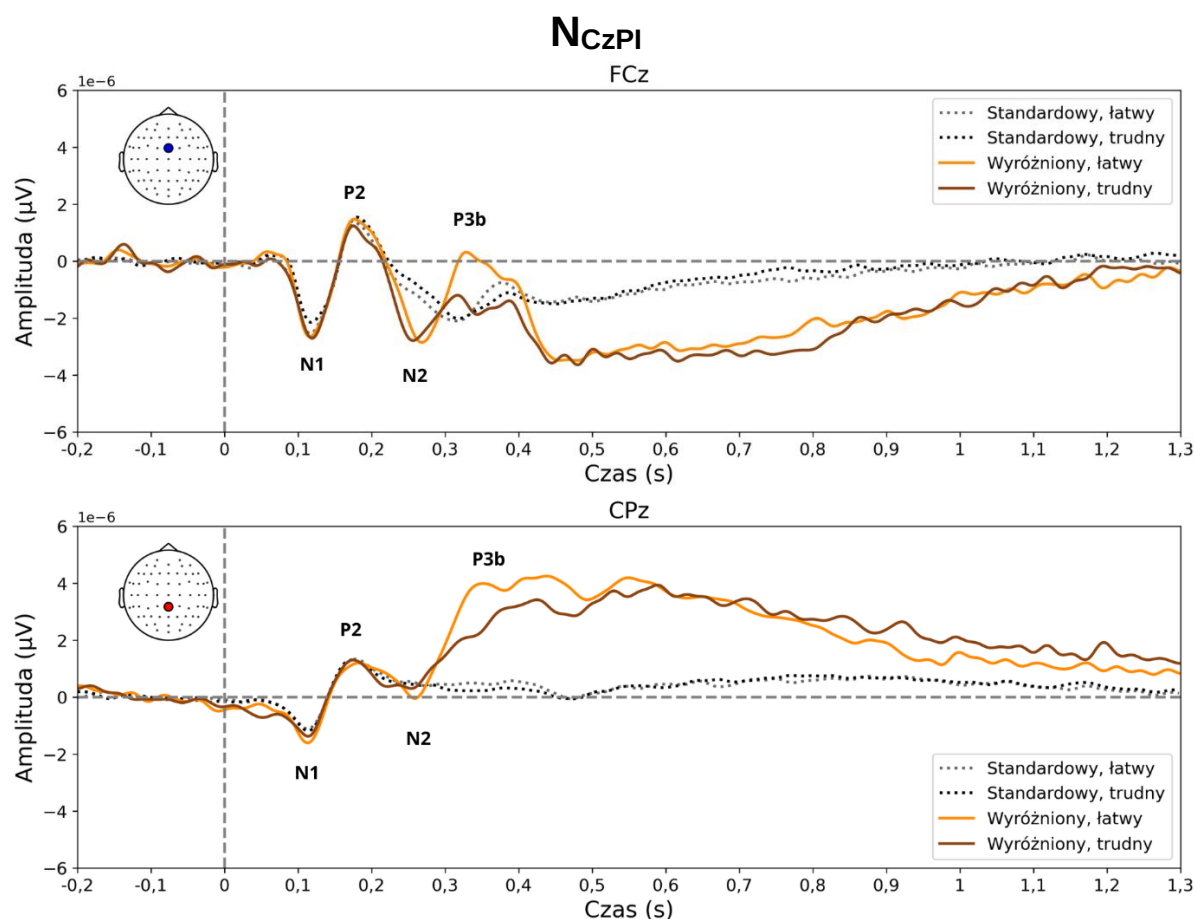
Przed przystąpieniem do analizy statystycznej dokonano eksploracyjnego przeglądu danych ERP, aby wstępnie ocenić charakterystykę odpowiedzi wywołanej przez różne typy bodźców w zadaniu 2 – *porównywanie długości trwania dźwięków*. Obliczono średnie przebiegi sygnału EEG osobno dla bodźców standardowych i wyróżnionych w warunku łatwym i trudnym, oddzielnie dla W_{CzPI} (rycina 16) i N_{CzPI} (rycina 17). Do wizualizacji sygnału wybrano elektrody FCz oraz CPz – odpowiednio dla obserwacji charakterystycznego ujemnego odchylenia w obszarach czołowo-centralnych oraz dodatniego odchylenia w rejonach ciemieniowo-potylicznych. W dalszej części skupiono się na najbardziej charakterystycznych komponentach ERP obserwowanych w odpowiedzi na bodźce wyróżnione i standardowe: N1, P2, N2, P3b. Poniższy opis ma charakter jakościowy i jest oparty wyłącznie na wizualnej inspekcji uśrednionych sygnałów EEG:

- N1: maksymalna amplituda pojawia się w obu grupach około 110 ms po rozpoczęciu bodźca standardowego, jak i wyróżnionego. Topografia wskazuje na centralne źródło aktywności.
- P2: osiąga maksimum około 170 ms w obu grupach i dla obu typów bodźców. W grupie W_{CzPI} bodźce standardowe wywołują większą amplitudę niż bodźce wyróżnione; w grupie N_{CzPI} ta różnica nie jest widoczna.
- N2: komponent obserwowany w obszarach czołowo-centralnych, pojawia się około 260 ms w odpowiedzi na bodźce wyróżnione oraz około 310 ms w odpowiedzi na bodźce standardowe. Amplituda N2 jest wyższa dla bodźców wyróżnionych. W grupie W_{CzPI} widoczne jest większe N2 dla bodźców wyróżnionych w warunku łatwym niż w trudnym, natomiast w grupie N_{CzPI} różnice między warunkami dotyczą przede wszystkim latencji, a nie amplitudy.

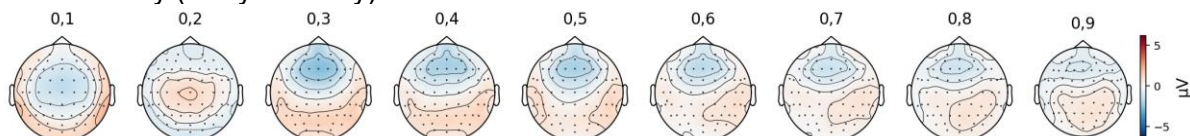
- P3b: pojawia się w odpowiedzi na bodźce wyróżnione, z maksymalną amplitudą obserwowaną około 320 ms po rozpoczęciu bodźca, głównie w obszarach ciemieniowo-potylicznych. W obu grupach amplituda P3b była wyraźnie większa w warunku łatwym niż w trudnym. W grupie W_{CzPI} komponent ten wydaje się mieć wyższą amplitudę oraz bardziej wyraźny przebieg w porównaniu do grupy N_{CzPI} . Po P3b obserwuje się kontynuację aktywności w postaci późnej fali dodatniej (LPC) utrzymującej się do około 600 ms w obszarach ciemieniowo-potylicznych, po czym stopniowo opada.
- N3: Późna fala ujemna, pojawia się około 450 ms po rozpoczęciu bodźca i jest obserwowana głównie w obszarach czołowo-centralnych. W grupie W_{CzPI} ujemna fala szybciej powraca do poziomu bazowego w porównaniu z grupą N_{CzPI} .



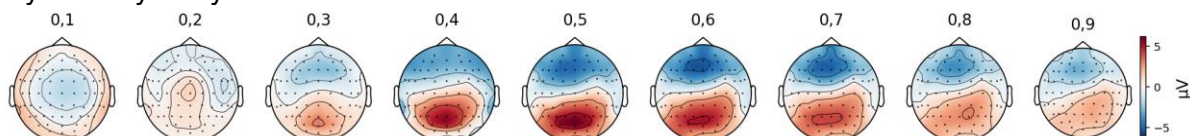
Rycina 16. Średni przebieg potencjałów wywołanych bodźcem standardowym oraz wyróżnionym w warunkach łatwym i trudnym dla grupy W_{CzPI} (elektrody FCz i CPz). Poniżej głównych wykresów znajdują się wykresy topograficzne obrazujące rozkład aktywności dla każdego z bodźców. Ze względu na brak różnic, bodźce standardowe dla obu warunków przedstawiono łącznie.



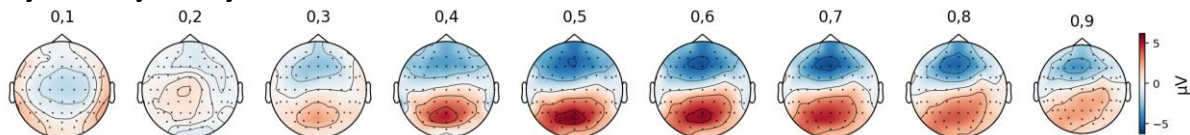
Standardowy (łatwy + trudny)



Wyróżniony łatwy



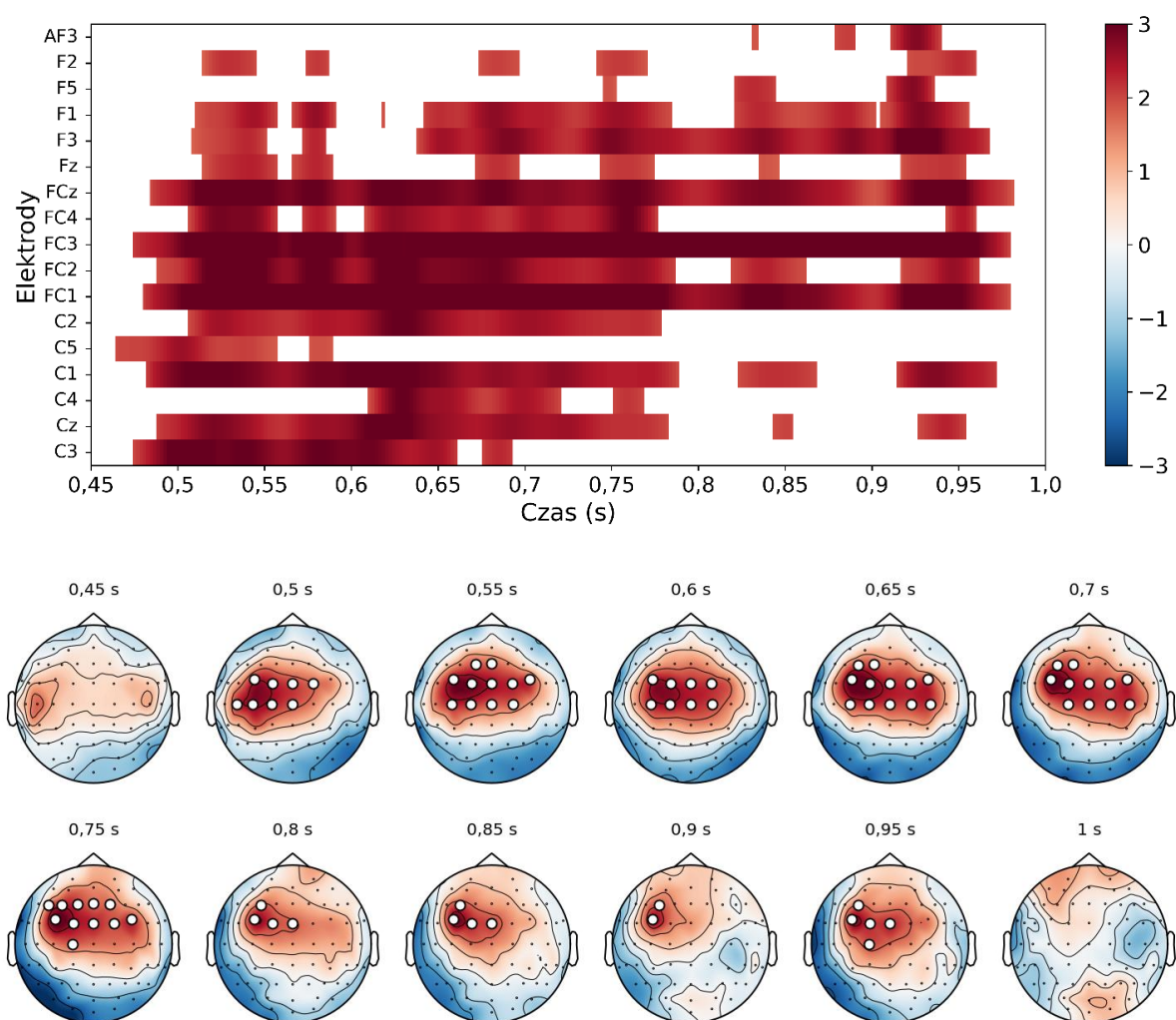
Wyróżniony trudny



Rycina 17. Średni przebieg potencjałów wywołanych bodźcem standardowym oraz wyróżnionym w warunkach łatwym i trudnym dla grupy N_{CzPI} (elektrody FCz i CPz). Poniżej głównych wykresów znajdują się wykresy topograficzne obrazujące rozkład aktywności dla każdego z bodźców. Ze względu na brak różnic, bodźce standardowe dla obu warunków przedstawiono łącznie.

4.2.3. Różnice między grupami w amplitudzie potencjałów wywołanych bodźcem wyróżnionym w warunku łatwym

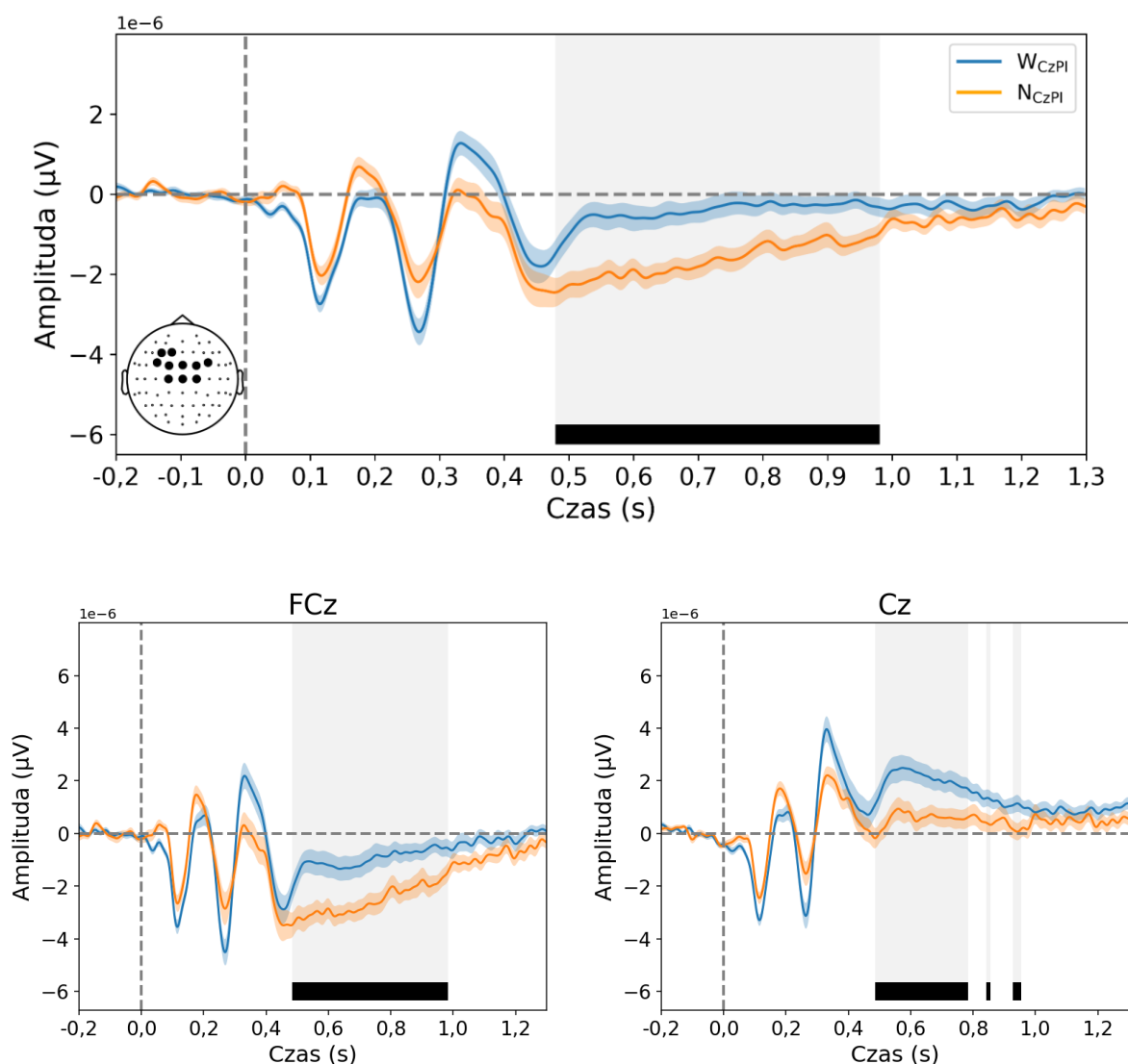
Przeprowadzono analizę mającą na celu porównanie amplitudy potencjałów wywołanych bodźcem wyróżnionym w warunku łatwym między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} (test t z poprawką permutacyjną). Analiza objęła cały zakres od -0,2 do 1,3 s oraz wszystkie elektrody. Wykazano istotną statystycznie różnicę między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} ($p = 0,044$) w zakresie 480–980 ms. Grupa W_{CzPI} wykazała wyższą amplitudę na elektrodach czołowo-centralnych w porównaniu z grupą N_{CzPI} (rycina 18).



Rycina 18. Różnice w potencjałach wywołanych bodźcem wyróżnionym między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} . Górny wykres przedstawia mapę cieplną efektu różnic między grupami w czasie (oś x) oraz przestrzeni (oś y). Dolny wykres topograficzny prezentuje elektrody należące do

klastra (białe kropki) zidentyfikowanego jako istotny w przedziale 480–980 ms. Kolory odpowiadają rozkładowi statystyki t , której skala widoczna jest na pasku po prawej stronie górnego wykresu.

Aby lepiej zobrazować charakter różnic między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} w amplitudzie potencjałów wywołanych bodźcami wyróżnionymi w warunku łatwym, na rycinie 19 przedstawiono średni przebieg ERP na elektrodach stanowiących 80% masy klastra.



Rycina 19. Średni potencjał wywołany bodźcami wyróżnionymi w warunku łatwym dla grup W_{CzPI} i N_{CzPI} . Górny wykres przedstawia średni potencjał wywołany na elektrodach stanowiących 80% masy klastra – elektrody te zaznaczono na mapie topograficznej w lewym dolnym rogu. Poświata wokół linii reprezentuje błąd standardowy średniej, a czarna linia w dolnej części wykresu – zakres klastra dla tych elektrod. Dolne wykresy przedstawiają ERP

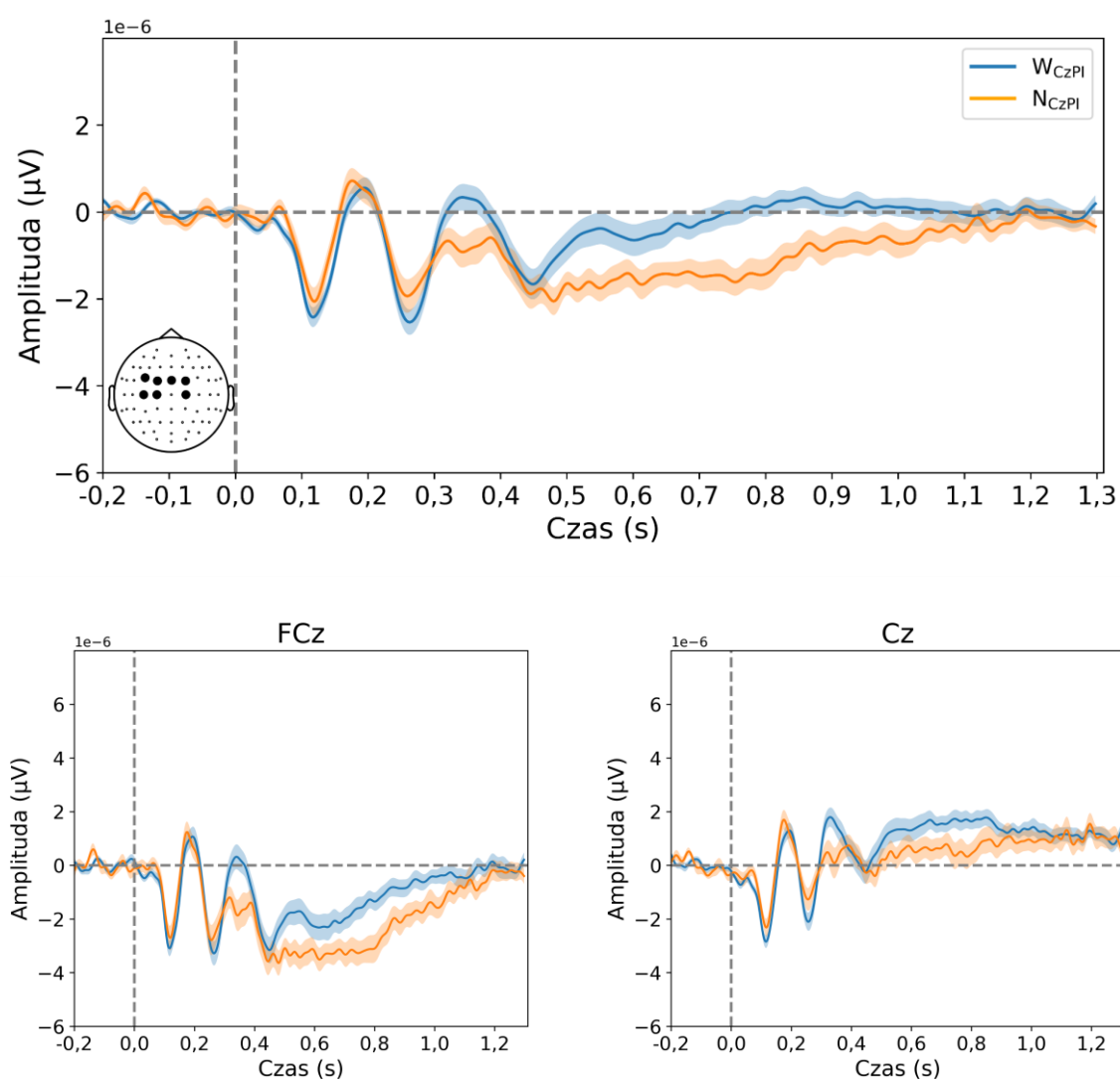
na elektrodach FCz i Cz, uwzględniając ich udział w klastrze (czarna linia) oraz błąd standardowy średniej (poświata).

4.2.4. Różnice między grupami w latencji potencjałów wywołanych bodźcem wyróżnionym w warunku łatwym

Przeprowadzono analizę mającą na celu porównanie latencji potencjałów N1, P2, N2, oraz P3b pomiędzy grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} (test t z poprawką permutacyjną). Analiza nie wykazała istotnych różnic w latencji żadnego z badanych potencjałów. Wartości p dla poszczególnych komponentów wyniosły: N1 ($p = 0,534$), P2 ($p = 1,000$), N2 ($p = 0,882$) oraz P3b ($p = 0,842$). Wyniki te wskazują, że latencje potencjałów wywołanych bodźcem wyróżnionym w warunku łatwym nie różniły się istotnie pomiędzy grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} .

4.2.5. Różnice między grupami w amplitudzie potencjałów wywołanych bodźcem wyróżnionym w warunku trudnym

Przeprowadzono analizę mającą na celu porównanie potencjałów wywołanych bodźcem wyróżnionym w warunku trudnym między W_{CzPI} a N_{CzPI} (test t z poprawką permutacyjną). Analiza objęła cały zakres od -0,2 do 1,3 s oraz wszystkie elektrody. Nie wykazała istotnych statystycznie różnic między grupami ($p = 0,158$; rycina 20).



Rycina 20. Średni potencjał wywołany bodźcem wyróżnionym w warunku trudnym dla grup W_{CzPI} i N_{CzPI} . Górny wykres przedstawia średni potencjał wywołany na elektrodach stanowiących 80% masy klastra – elektrody te zaznaczono na mapie topograficznej w lewym

dolnym rogu. Poświata wokół linii reprezentuje błąd standardowy średniej. Dolne wykresy przedstawiają ERP na elektrodach FCz i Cz, a poświata obrazuje błąd standardowy średniej.

4.2.6. Różnice między grupami w latencji potencjałów wywołanych bodźcem wyróżnionym w warunku trudnym

Przeprowadzono analizę mającą na celu porównanie latencji potencjałów N1, P2, N2 oraz P3b pomiędzy grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} (test t z poprawką permutacyjną). Analiza nie wykazała istotnych różnic w latencji żadnego z badanych potencjałów. Wartości p dla poszczególnych komponentów wyniosły: N1 ($p = 0,188$), P2 ($p = 0,928$), N2 ($p = 1,000$) oraz P3b ($p = 0,646$). Wyniki te wskazują, że latencje potencjałów wywołanych bodźcem wyróżnionym w warunku trudnym nie różniły się istotnie pomiędzy grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} .

Podsumowanie:

- Grupa W_{CzPI} charakteryzowała się krótszym czasem reakcji na bodźce wyróżnione oraz wyższą wartością wskaźnika d' w porównaniu z grupą N_{CzPI} , zarówno w warunku łatwym, jak i trudnym.
- W warunku łatwym grupa W_{CzPI} wykazywała wyższą amplitudę potencjału w obrębie elektrod czołowo-centralnych (w zakresie 480–980 ms) niż grupa N_{CzPI} .
- W warunku trudnym, mimo widocznych różnic w przebiegu amplitudy w odpowiedzi na bodźce wyróżnione, nie stwierdzono istotnych różnic pomiędzy grupami.
- Zarówno w warunku łatwym, jak i trudnym grupy nie różniły się latencją potencjałów N1, P2, N2 oraz P3b.

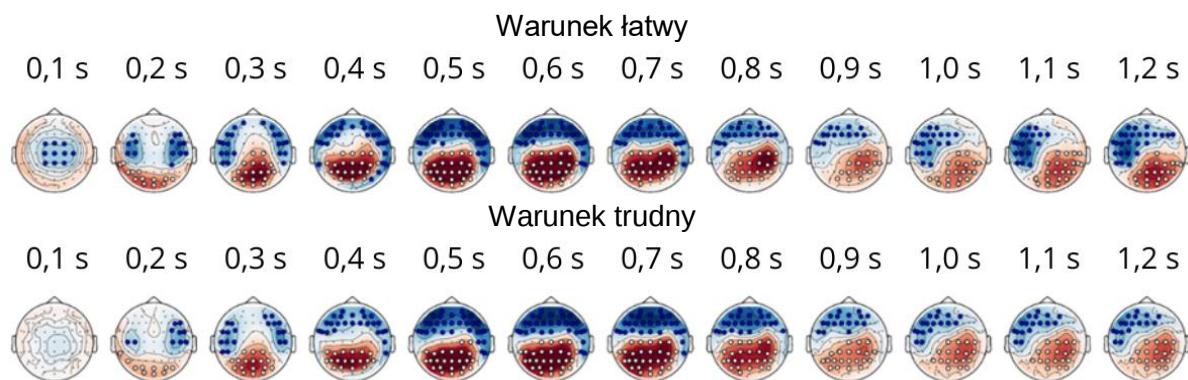
4.2.7. Różnice wewnątrzgrupowe w amplitudzie potencjałów wywołanych bodźcami wyróżnionymi vs standardowymi

W celu uchwycenia różnic w dynamice i sile reakcji neuronalnej związanej z przetwarzaniem bodźców standardowych i wyróżnionych w warunkach łatwym i trudnym przeprowadzono analizę (test t z poprawką permutacyjną) osobno dla każdej z grup (W_{CzPI} i N_{CzPI}). Analiza objęła cały zakres od -0,2 do 1,3 s oraz wszystkie elektrody. Porównanie bodźców wyróżnionych ze standardowymi pozwoliło określić obszary wykazujące wyższą lub niższą amplitudę ERP w odpowiedzi na bodźce wyróżnione względem standardowych. W dalszej części opisu skupiono się na przedziale od 0,1 do 0,3 s, ponieważ okno to pozwala najlepiej uchwycić początkowe różnice w reakcji mózgowej na bodźce wyróżnione względem standardowych.

Warto podkreślić, że chociaż analiza statystyczna nie obejmuje bezpośredniego porównania warunków łatwego i trudnego, wizualna inspekcja wyników sugeruje, że dynamika wczesnego przetwarzania bodźców wyróżnionych może różnić się w zależności od trudności zadania. To właśnie te jakościowe różnice we wczesnym etapie przetwarzania bodźca stanowią istotny kontekst dla dalszej interpretacji wyników behawioralnych poszczególnych grup.

W_{CzPI}

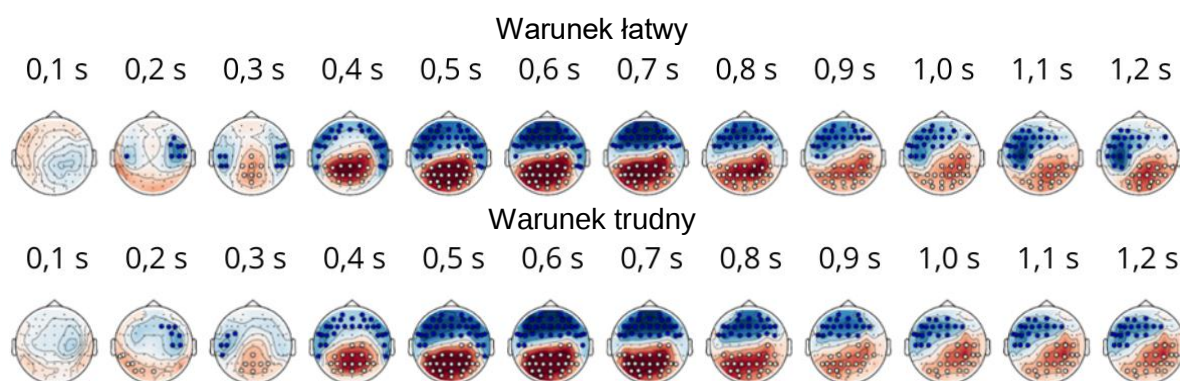
Analiza dla grupy W_{CzPI} ujawniła istotne statystycznie różnice między potencjałami wywołanymi przez bodźce wyróżnione i standardowe zarówno w warunku łatwym ($p < 0,001$), jak i trudnym ($p < 0,001$). W obu warunkach zidentyfikowano dwa klastry – jeden ujemny (oznaczony niebieskimi kropkami) i jeden dodatni (oznaczony białymi kropkami). W warunku łatwym różnice pojawiały się szybciej i z większą amplitudą. Bodziec wyróżniony wywoływał silniejszy potencjał ujemny N1 (ok. 100 ms) w rejonach centralnych oraz wyraźny potencjał dodatni w rejonach ciemieniowych i potylicznych (od ok. 200 ms). W warunku trudnym różnicowanie bodźca wyróżnionego od standardowego występowało później (ok. 200 ms), a reakcje były nieco słabsze. Choć obecne były ujemne potencjały skroniowe (ok. 200 ms) oraz dodatnie potyliczne (od ok. 200 ms), to miały one mniejszą amplitudę i mniejszy zasięg przestrzenny niż w warunku łatwym (rycina 21).



Rycina 21. Mapy topograficzne przedstawiające różnice w potencjałach wywołanych przez bodźce wyróżnione vs standardowe w warunkach łatwym i trudnym dla grupy W_{CzPI}. Białe kropki wskazują elektrody należące do klastra dodatniego, natomiast niebieskie oznaczają elektrody wchodzące w skład klastra ujemnego.

N_{CzPI}

Analiza dla grupy N_{CzPI} wykazała istotne różnice w odpowiedzi mózgu na bodźce wyróżnione i standardowe zarówno w warunku łatwym ($p < 0,001$), jak i trudnym ($p < 0,001$). W obu przypadkach zidentyfikowano dwa klastry – jeden ujemny (oznaczony niebieskimi kropkami) i jeden dodatni (oznaczony białymi kropkami). W warunku łatwym reakcja na bodźce wyróżnione miała wyraźny przebieg z ujemną aktywnością skroniową o przestrzennie symetrycznym rozkładzie (od ok. 200 ms) oraz dodatnim komponentem pojawiającym się po około 300 ms od rozpoczęcia bodźca. W warunku trudnym dodatni komponent ERP był widoczny wcześniej – około 200 ms po rozpoczęciu bodźca. Ujemna aktywność skroniowa miała natomiast niesymetryczny charakter – najpierw pojawiała się po stronie prawej (ok. 200 ms), a następnie po stronie lewej (ok. 300 ms; rycina 22).



Rycina 22. Mapy topograficzne przedstawiające różnice w potencjałach wywołanych przez bodźce wyróżnione vs standardowe w warunkach łatwym i trudnym dla grupy N_{CzPI} . Białe kropki wskazują elektrody należące do klastra dodatniego, natomiast niebieskie oznaczają elektrody wchodzące w skład klastra ujemnego.

Podsumowanie:

- W grupie W_{CzPI} różnice między bodźcami wyróżnionymi a standardowymi były widoczne znacznie wcześniej w warunku łatwym niż trudnym. Już około 100 ms po rozpoczęciu bodźca w warunku łatwym pojawiała się ujemna aktywność w obszarach centralnych, a od około 200 ms obserwowano dodatnie potencjały w rejonach ciemieniowych i potylicznych. W warunku trudnym proces różnicowania następował później – dopiero od około 200 ms.
- W grupie N_{CzPI} , w warunku łatwym, reakcja na bodźce wyróżnione pojawiała się około 200 ms po rozpoczęciu bodźca i charakteryzowała się ujemną aktywnością skroniową o symetrycznym rozkładzie. Dodatkowo około 300 ms obserwowano wyraźny dodatni komponent. W warunku trudnym dodatnia aktywność ERP pojawiała się wcześniej, już około 200 ms po rozpoczęciu bodźca, natomiast ujemna aktywność skroniowa miała asymetryczny charakter: początkowo dominowała po stronie prawej, a dopiero później pojawiała się po lewej.

4.3. Sprawność czasowego przetwarzania informacji a pozauwagowa percepcja wyróżnionych dźwięków

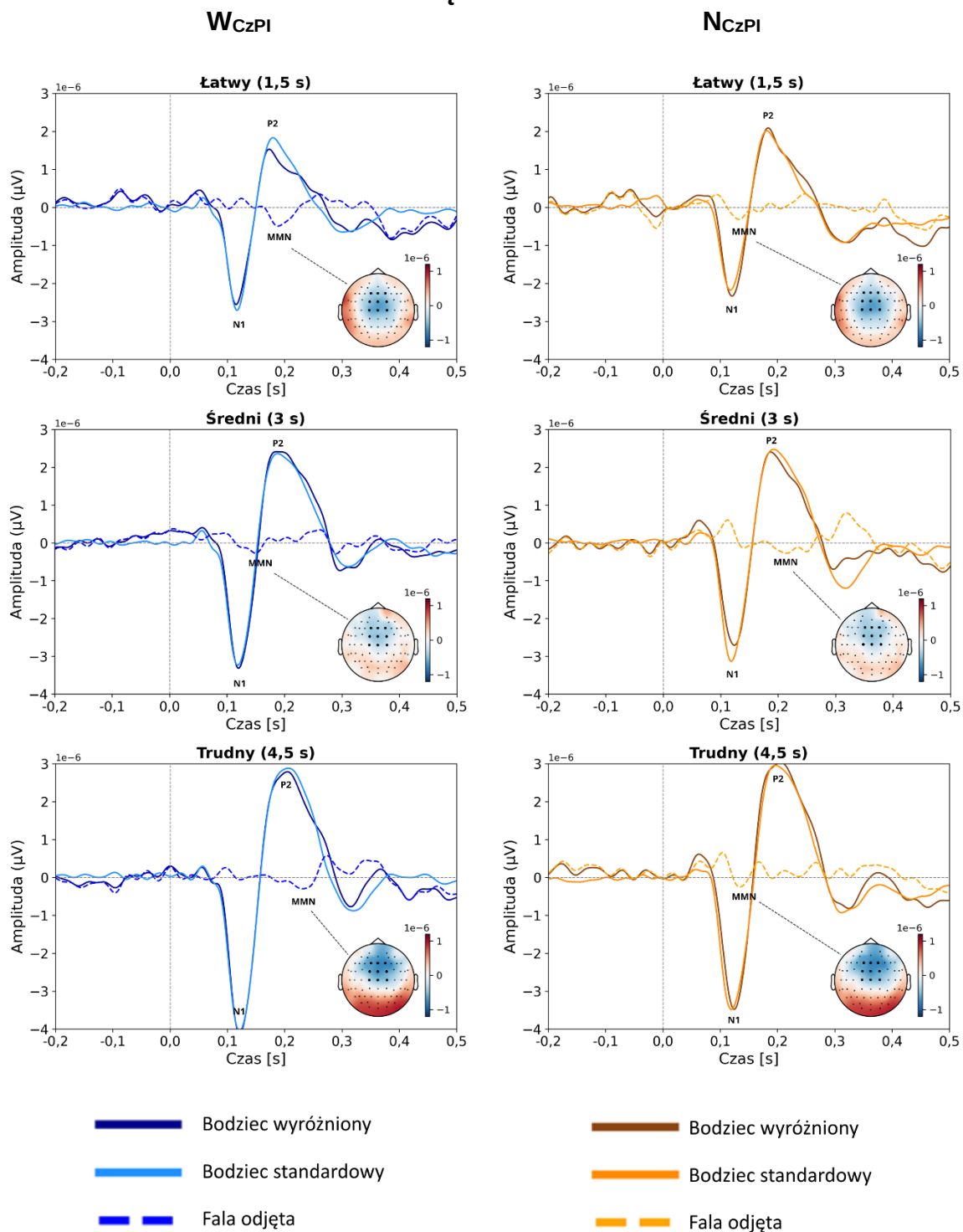
Wyniki dotyczące weryfikacji hipotezy 3, zakładającej, że wyższa sprawność CzPI wiąże się z większą efektywnością pozauwagowej percepcji wyróżnionych dźwięków, zaprezentowano w następującej kolejności:

- Analiza przebiegu potencjału niezgodności (MMN) dla grup W_{CzPI} i N_{CzPI} (4.3.1).
- Analiza różnic między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} w potencjale MMN (4.3.2).

4.3.1. Analiza przebiegu potencjału niezgodności (MMN) w zadaniu 3 – pozauwagowa percepcja wyróżnionych dźwięków

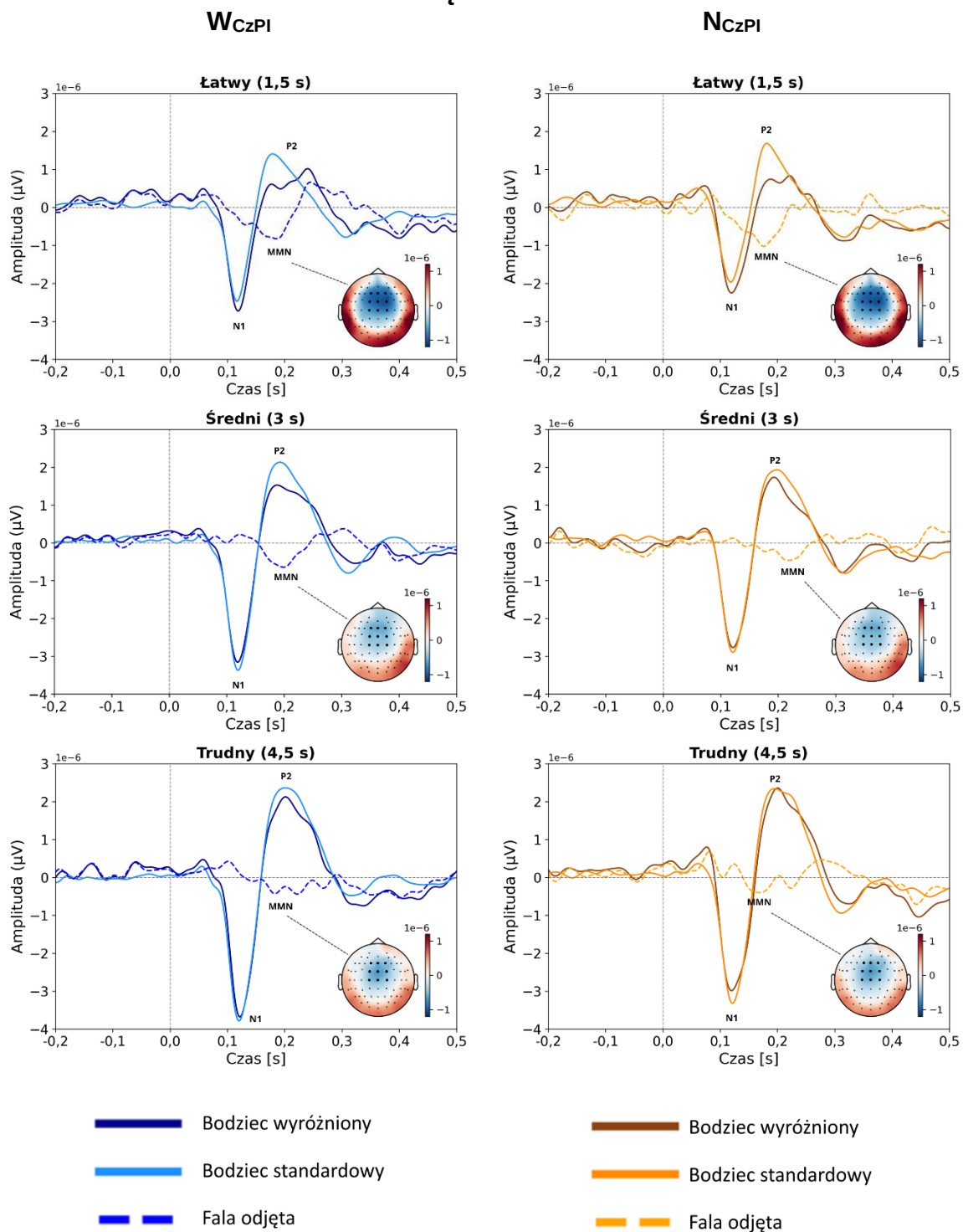
Przed analizą różnic między grupami, na rycinach 23 i 24 przedstawiono przebieg potencjałów wywołanych bodźcami standardowymi i wyróżnionymi, osobno dla grup W_{CzPI} i N_{CzPI} , z uwzględnieniem trzech warunków zadania (łatwego, średniego i trudnego). Rycina 23 pokazuje wyniki dla częstotliwości dźwięku 1000 Hz, a rycina 24 – dla 1500 Hz. Zaprezentowano także przebieg fali odjętej, na której zaznaczono potencjał niezgodności (MMN) wraz z jego topografią. Potencjały wywołane przedstawiono na uśrednionych elektrodach czołowo-centralnych (F1, Fz, F2, FC1, FCz, FC2, C1, Cz, C2), które najlepiej odzwierciedlają topografię potencjału MMN.

Dźwięk 1000 Hz



Rycina 23. Potencjały wywołane bodźcami standardowymi, wyróżnionymi oraz potencjał niezgodności uzyskany na fali odjętej w odpowiedzi na dźwięk 1000 Hz w poszczególnych warunkach dla W_{CzPI} (po lewej) i N_{CzPI} (po prawej).

Dźwięk 1500 Hz

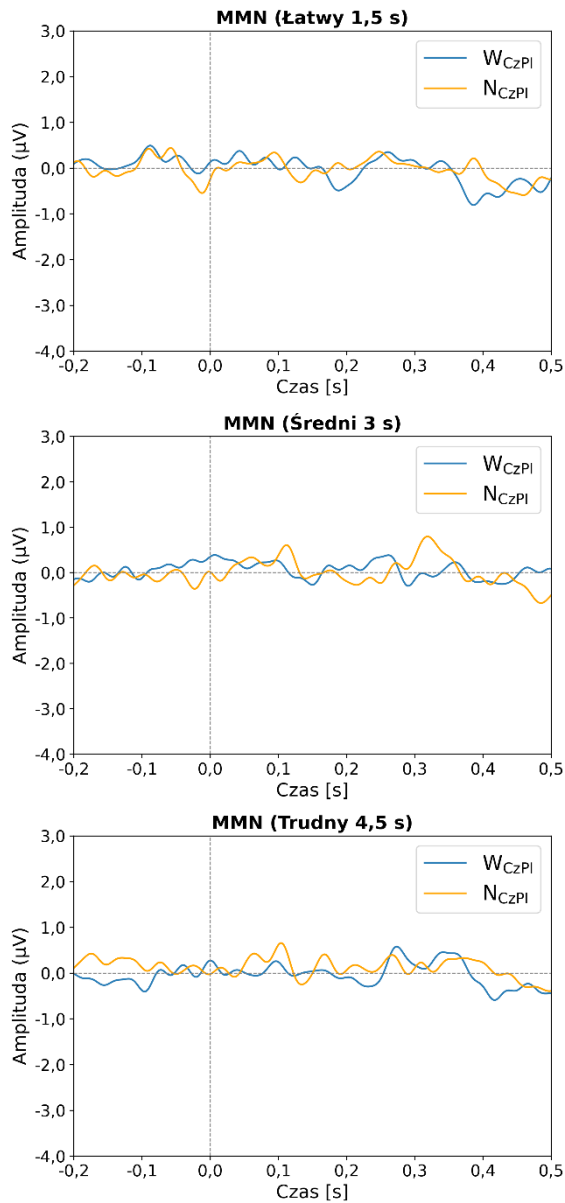


Rycina 24. Potencjały wywołane bodźcami standardowymi, wyróżnionymi oraz potencjał niezgodności uzyskany na fali odjętej w odpowiedzi na dźwięk 1500 Hz w poszczególnych warunkach dla W_{CzPI} (po lewej) i N_{CzPI} (po prawej).

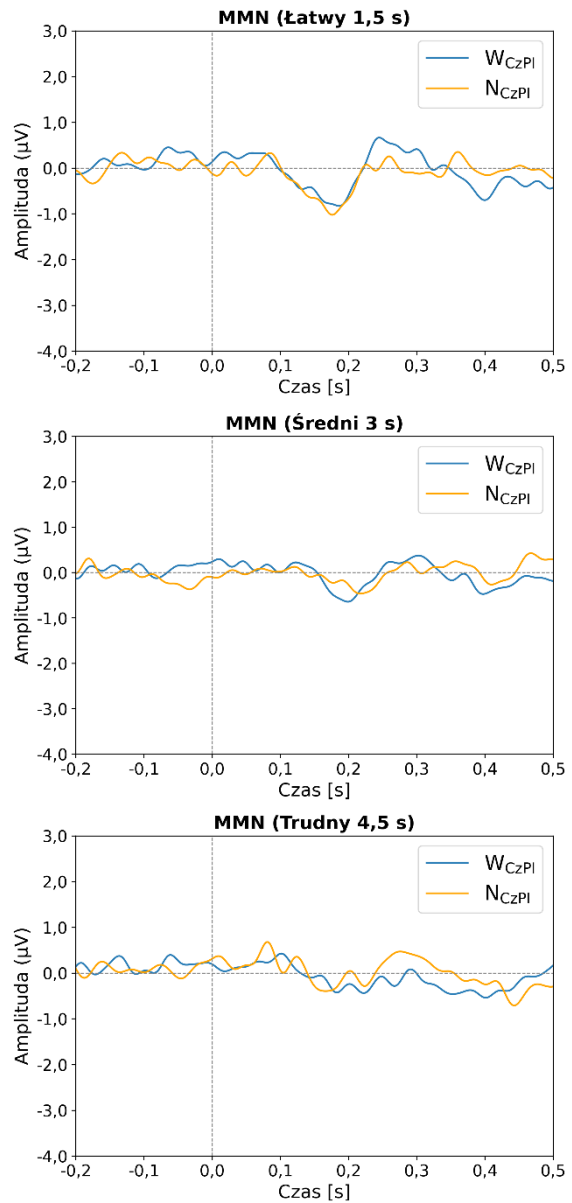
4.3.2. Różnice między grupami w potencjale niezgodności (MMN)

Przeprowadzono analizy mające na celu porównanie amplitudy potencjałów niezgodności na fali odjętej pomiędzy grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} (test *t* z poprawką permutacyjną) oddzielnie dla wszystkich warunków (łatwy, średni, trudny) oraz częstotliwości dźwięków (1000 Hz, 1500 Hz). Analiza objęła cały zakres od -0,4 do 1 s oraz wszystkie elektrody. Analiza nie wykazała istotnych statystycznie różnic między grupami (rycina 25). W związku z tym, że brak wykrytych efektów mógł wynikać z niskiej amplitudy potencjału niezgodności (MMN), a także z jego znacznej zmienności w zakresie latencji dla poszczególnych osób, przeprowadzono dodatkowe analizy (zob. 3.5.4. *Analiza potencjału niezgodności*).

Dźwięk 1000 Hz



Dźwięk 1500 Hz



Rycina 25. Średni potencjał niezgodności (MMN) dla W_{CzPI} i N_{CzPI} uzyskany na fali odjętej dla dźwięku 1000 Hz (po lewej) i dźwięku 1500 Hz (po prawej), przedstawiony dla trzech warunków trudności (łatwy, średni, trudny) i zilustrowany na uśrednionych elektrodach czołowo-centralnych (F1, Fz, F2, FC1, FCz, FC2, C1, Cz, C2).

W celu zbadania, czy różnica między grupami (W_{CzPI} vs N_{CzPI}) w sprawności CzPI odzwierciedla się w parametrach potencjału MMN, przeprowadzono szereg analiz wariancji z powtarzanymi pomiarami. W każdej analizie uwzględniono czynniki: grupa (W_{CzPI} , N_{CzPI}), warunek (łatwy, średni, trudny) oraz częstotliwość dźwięku (1000 Hz, 1500 Hz). Zmiennymi zależnymi były kolejno: amplituda, latencja, moment rozpoczęcia, moment zakończenia oraz czas trwania potencjału niezgodności (MMN).

Różnice międzygrupowe w amplitudzie potencjału MMN

Sprawdzono, czy amplituda potencjału MMN różni się w zależności od grupy, warunku i częstotliwości dźwięku. Nie stwierdzono istotnych efektów głównych ani interakcji (tabela 9).

Tabela 9. Wyniki analizy wariancji z powtarzanym pomiarem dla amplitudy potencjału MMN.

Efekty główne	Wynik analizy wariancji
Grupa (W_{CzPI} / N_{CzPI})	$F(1, 57) = 0,784, p = 0,380, \eta^2 = 0,014$
Warunek (łatwy, średni, trudny)	$F(2, 114) = 0,848, p = 0,431, \eta^2 = 0,015$
Częstotliwość dźwięku (1000 Hz / 1500 Hz)	$F(1, 57) = 0,221, p = 0,640, \eta^2 = 0,004$

Różnice międzygrupowe w latencji potencjału MMN

Sprawdzono, czy latencja potencjału MMN różni się w zależności od grupy, warunku i częstotliwości dźwięku. Nie stwierdzono istotnych efektów głównych ani interakcji dwuczynnikowych. Wyniki wykazały istotną interakcję trójczynnikową (grupa $\times$ warunek $\times$ częstotliwość dźwięku). Testy efektów prostych, porównujące pary średnich, wykazały, że w odpowiedzi na częstotliwość dźwięku 1500 Hz w warunku trudnym (przerwa między dźwiękami – 4,5 s) grupy różnią się latencją potencjału MMN, tj. grupa W_{CzPI} (217 ± 43 ms) miała istotnie późniejszą latencję potencjału niezgodności w porównaniu z grupą N_{CzPI} (187 ± 47 ms; tabela 10).

Tabela 10. Wyniki analizy wariancji z powtarzanym pomiarem dla latencji potencjału MMN.

Efekty główne	Wynik analizy wariancji
Grupa (W_{CzPI} / N_{CzPI})	$F(1, 57) = 1,229, p = 0,272, \eta^2 = 0,021$
Warunek (łatwy, średni, trudny)	$F(2, 114) = 1,257, p = 0,288, \eta^2 = 0,022$
Częstotliwość dźwięku (1000 Hz / 1500 Hz)	$F(1, 57) = 0,114, p = 0,737, \eta^2 = 0,002$
Efekty interakcyjne	
Grupa $\times$ warunek $\times$ częstotliwość dźwięku	$F(2, 114) = 3,622, p = \mathbf{0,030}, \eta^2 = 0,06$

Różnice międzygrupowe w momencie rozpoczęcia potencjału MMN

Sprawdzono, czy moment rozpoczęcia potencjału MMN różni się w zależności od grupy, warunku i częstotliwości dźwięku. Nie odnotowano istotnych efektów głównych ani interakcji (tabela 11).

Tabela 11. Wyniki analizy wariancji z powtarzanym pomiarem dla momentu rozpoczęcia potencjału MMN.

Efekty główne	Wynik analizy wariancji
Grupa (W_{CzPI} / N_{CzPI})	$F(1, 57) = 0,110, p = 0,741, \eta^2 = 0,002$
Warunek (łatwy, średni, trudny)	$F(2, 114) = 0,252, p = 0,777, \eta^2 = 0,004$
Częstotliwość dźwięku (1000 Hz / 1500 Hz)	$F(1, 57) = 0,134, p = 0,716, \eta^2 = 0,002$

Różnice międzygrupowe w momencie zakończenia potencjału MMN

Sprawdzono, czy moment zakończenia potencjału MMN różni się w zależności od grupy, warunku i częstotliwości dźwięku. Nie odnotowano istotnych efektów głównych ani interakcji (tabela 12).

Tabela 12. Wyniki analizy wariancji z powtarzanym pomiarem dla momentu zakończenia potencjału MMN.

Efekty główne	Wynik analizy wariancji
Grupa (W_{CzPI} / N_{CzPI})	$F(1, 57) = 0,728, p = 0,397, \eta^2 = 0,013$
Warunek (łatwy, średni, trudny)	$F(2, 114) = 2,642, p = 0,076, \eta^2 = 0,044$
Częstotliwość dźwięku (1000 Hz / 1500 Hz)	$F(1, 57) = 0,252, p = 0,618, \eta^2 = 0,004$

Różnice międzygrupowe w czasie trwania potencjału MMN

Sprawdzono, czy czas trwania potencjału MMN różni się w zależności od grupy, warunku i częstotliwości dźwięku. Nie odnotowano istotnych efektów głównych ani interakcji (tabela 13).

Tabela 13. Wyniki analizy wariancji z powtarzanym pomiarem dla czasu trwania potencjału MMN.

Efekty główne	Wynik analizy wariancji
Grupa (W_{CzPI} / N_{CzPI})	$F(1, 57) = 0,496, p = 0,484, \eta^2 = 0,009$
Warunek (łatwy, średni, trudny)	$F(2, 114) = 1,033, p = 0,359, \eta^2 = 0,08$
Częstotliwość dźwięku (1000 Hz / 1500 Hz)	$F(1, 57) = 0,323, p = 0,572, \eta^2 = 0,006$

Podsumowanie:

- Potencjał niezgodności (MMN) zarówno dla dźwięku 1500 Hz, jak i 1000 Hz charakteryzował się niską amplitudą. Topografia potencjału MMN była zgodna z literaturą i występowała czołowo-centralnie.
- Analizy poszczególnych parametrów potencjału MMN, tj. amplitudy, momentu rozpoczęcia, zakończenia oraz czasu trwania potencjału MMN, nie wykazały istotnych różnic między grupami.
- Wyjątkiem była latencja MMN w warunku trudnym, ponieważ przy dźwięku o częstotliwości 1500 Hz grupa W_{CzPI} wykazywała późniejszą odpowiedź MMN w porównaniu z grupą N_{CzPI} .

4.4. Sprawność czasowego przetwarzania informacji a kontrola hamowania

Wyniki dotyczące weryfikacji hipotezy 4, zakładającej, że wyższa sprawność CzPI wiąże się z wyższą kontrolą hamowania, zaprezentowano w następującej kolejności:

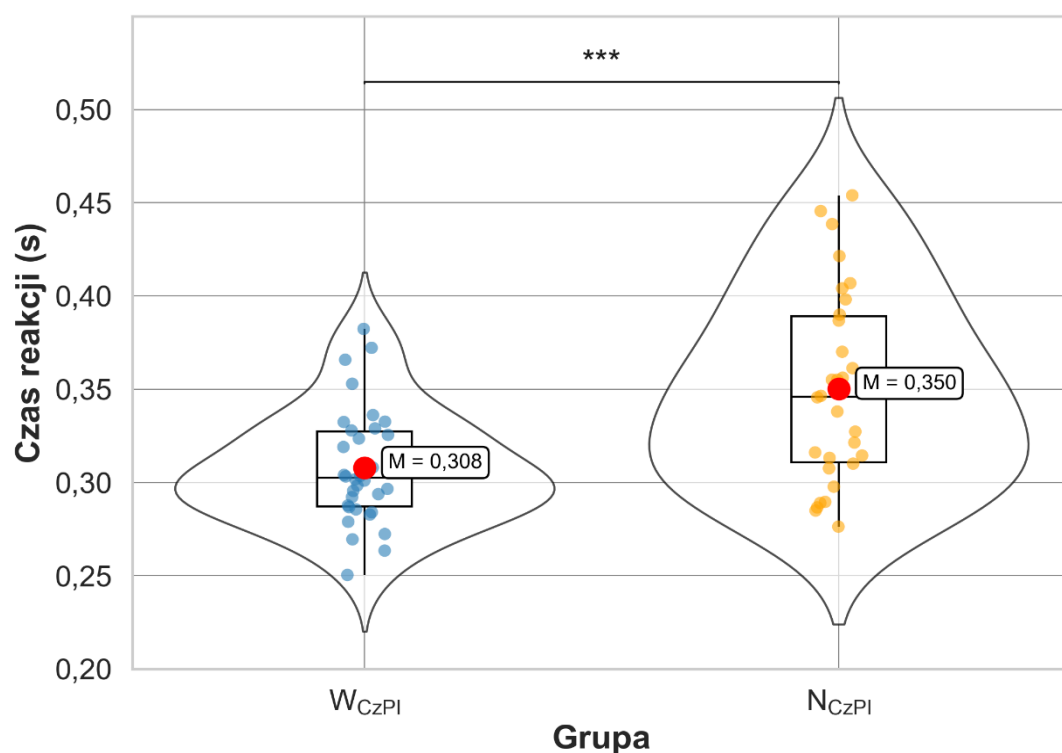
- Analiza różnic między W_{CzPI} a N_{CzPI} w zakresie wskaźników behawioralnych (wartości d-prime i średnie czasy reakcji; 4.4.1).
- Analiza przebiegu potencjałów wywołanych bodźcem „No-Go” osobno dla grupy W_{CzPI} i N_{CzPI} (4.4.2).
- Analiza różnic między W_{CzPI} a N_{CzPI} w zakresie amplitudy i latencji potencjałów wywołanych bodźcem „No-Go” (4.4.3–4.4.4).
- Analiza przebiegu potencjałów wywołanych bodźcem „Go” osobno dla grupy W_{CzPI} i N_{CzPI} (4.4.5).
- Analiza różnic między W_{CzPI} a N_{CzPI} w zakresie amplitudy i latencji potencjałów wywołanych bodźcem „Go” (4.4.6–4.4.7).
- Analiza różnic wewnątrzgrupowych w odpowiedzi na bodźce „No-Go” vs „Go” osobno dla grupy W_{CzPI} i N_{CzPI} (4.4.8).

4.4.1. Różnice między grupami w behawioralnym wykonaniu zadania 4 – kontrola hamowania Go/No-Go

W celu oceny różnic grupowych w kontroli hamowania, przeanalizowano kluczowe wskaźniki behawioralne: średnie czasy reakcji, które określają szybkość odpowiedzi na bodźce „Go”, oraz d-prime jako miarę wykonania zadania.

Czas reakcji

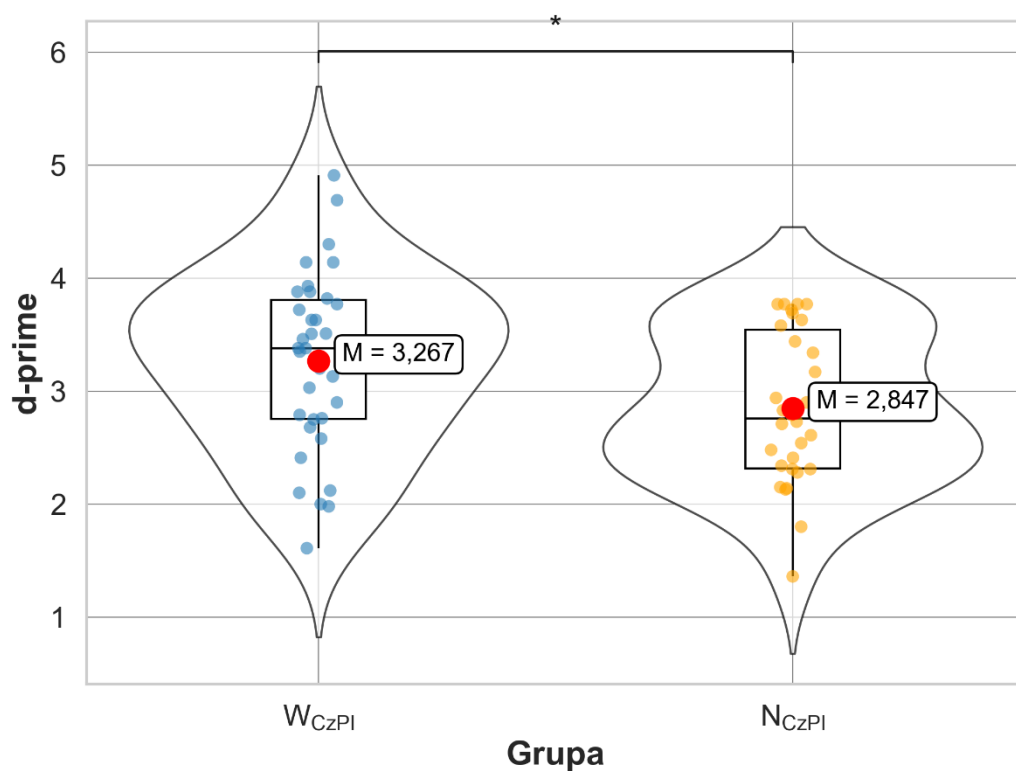
Analiza czasów reakcji (test t dla prób niezależnych) wykazała statystycznie istotnie krótszy czas reakcji na bodźce „Go” w grupie W_{CzPI} (308 ± 31 ms) w porównaniu do grupy N_{CzPI} (350 ± 52 ms), $t(62) = -4,056$, $p < 0,001$, $d = 1,026$ (rycina 26)



Rycina 26. Porównanie czasów reakcji na bodziec „Go” między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} . Czerwone punkty oznaczają średnie czasy reakcji. Kolorowe punkty przedstawiają indywidualne czasy reakcji, a kształt wykresu odzwierciedla rozkład wyników w każdej grupie.

D-prime

Analiza d-prime (test t dla prób niezależnych) wykazała statystycznie istotnie wyższą wartość tego wskaźnika w grupie W_{CzPI} ($3,267 \pm 0,796$) w porównaniu z grupą N_{CzPI} ($2,847 \pm 0,675$), $t(62) = 2,258$, $p = 0,027$, $d = 0,566$ (rycina 27



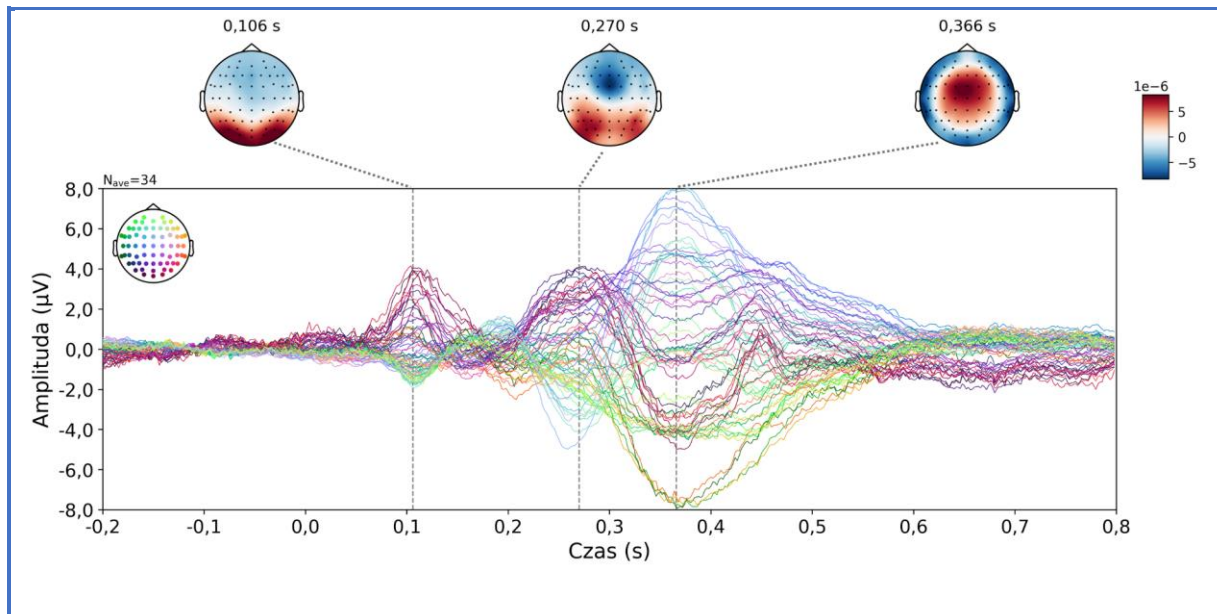
Rycina 27. Porównanie d-prime między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} . Czerwone punkty oznaczają średnie wartości d-prime. Kolorowe punkty przedstawiają indywidualne wartości d-prime, a kształt wykresu odzwierciedla rozkład wyników w każdej grupie.

4.4.2. Analiza przebiegów potencjałów wywołanych bodźcem „No-Go”

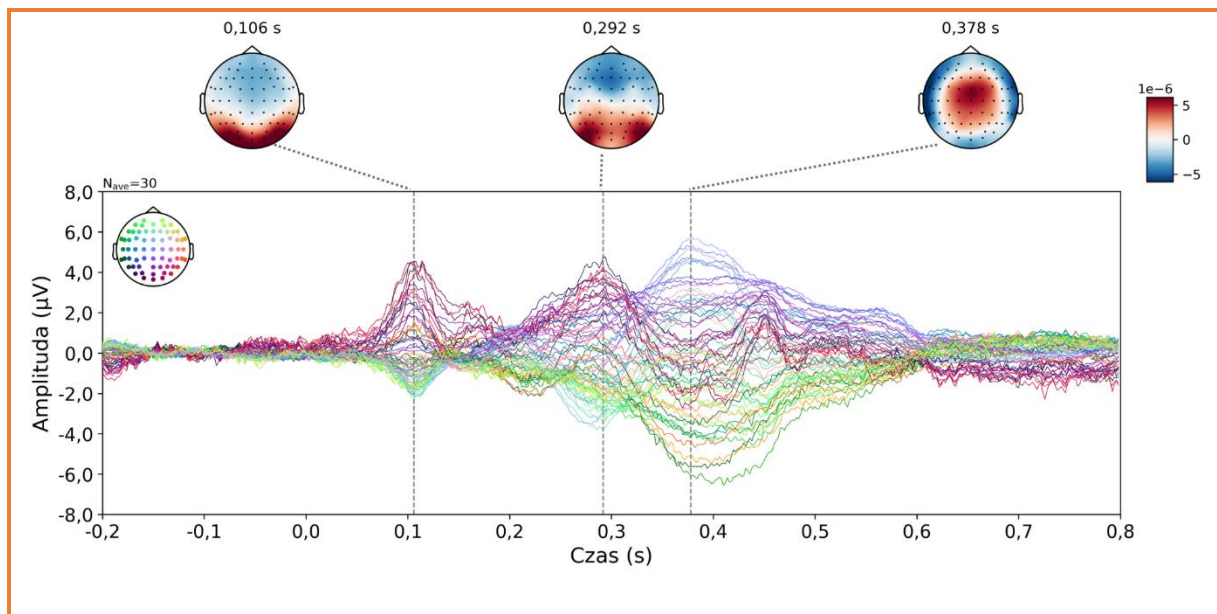
W ramach analizy jakościowej przeprowadzono wizualną inspekcję uśrednionych potencjałów wywołanych w odpowiedzi na bodźce „No-Go”, osobno dla grup W_{CzPI} i N_{CzPI} . Ocenie poddano wybrane komponenty: P1, N1, N2 oraz No-Go P3 (rycina 28).

- P1 i N1: Maksymalna amplituda komponentów P1 i N1 wystąpiła około 106 ms po rozpoczęciu bodźca wzrokowego. P1 osiągał maksimum w bocznych obszarach potylicznych, natomiast N1 charakteryzował się szeroką, czołowo-centralną topografią.
- N2: Komponent N2 występował w przedziale 270–292 ms po rozpoczęciu bodźca, z topografią skoncentrowaną w rejonach czołowo-centralnych.
- No-Go P3: Maksymalna amplituda komponentu No-Go P3 pojawiła się w obszarach czołowo-centralnych z latencją około 366 ms w grupie W_{CzPI} i 378 ms w grupie N_{CzPI} . Mapa topograficzna przedstawia rozmieszczenie potencjału No-Go P3 na elektrodach centralnych.

W_{CzPI}



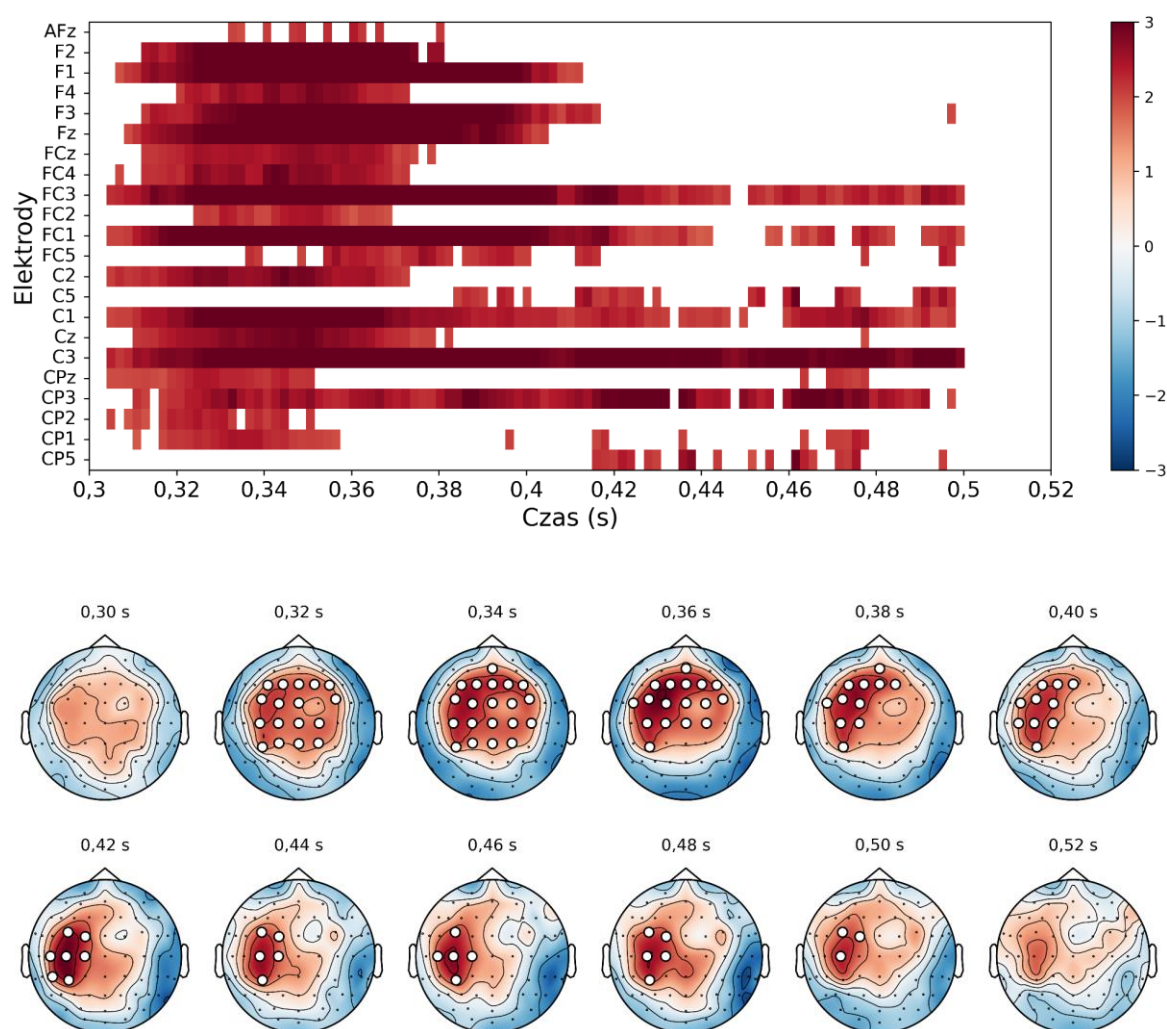
N_{CzPI}



Rycina 28. Średni przebieg potencjałów wywołanych bodźcem „No-Go” dla dwóch grup: W_{CzPI} (górny wykres) i N_{CzPI} (dolny wykres). Główne wykresy ilustrują zmiany amplitudy w czasie dla każdej elektrody, przy czym kolor linii odpowiada lokalizacji elektrody – szczegółowa legenda topograficzna znajduje się w lewym górnym rogu panelu. Oś x przedstawia czas względem momentu rozpoczęcia prezentacji bodźca, a oś y amplitudę (µV). Przerwane linie w szarym kolorze oznaczają wybrane punkty czasowe, dla których powyżej głównych wykresów zaprezentowano mapy topograficzne.

4.4.3. Różnice między grupami w amplitudzie potencjałów wywołanych bodźcem „No-Go”

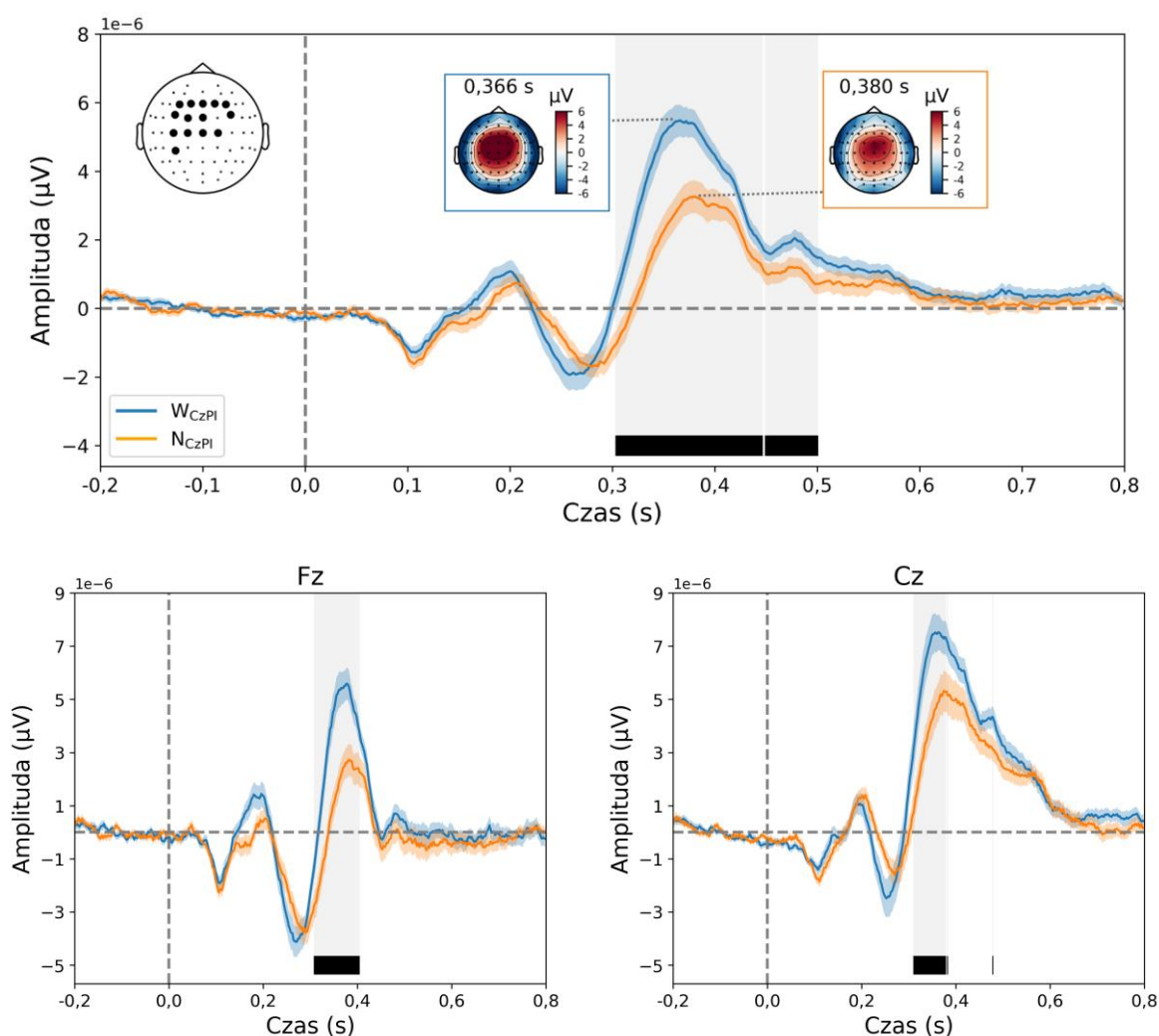
Przeprowadzono analizę, mającą na celu porównanie amplitudy potencjałów wywołanych bodźcem „No-Go” między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} (test t z poprawką permutacyjną). Analiza objęła cały zakres od -0,2 do 0,8 s oraz wszystkie elektrody. Wykazano istotną statystycznie różnicę pomiędzy grupami ($p = 0,030$) w przedziale od około 310 do 500 ms po rozpoczęciu bodźca, co odpowiada pojawieniu się komponentu No-Go P3. Zaobserwowany klaster obejmuje obszary czołowe oraz centralno-potyliczne, w których amplituda komponentu No-Go P3 była wyższa w grupie W_{CzPI} niż w grupie N_{CzPI} (rycina 29).



Rycina 29. Różnice w amplitudzie potencjałów wywołanych bodźcem „No-Go” między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} . Górny wykres przedstawia mapę cieplną efektu różnic między grupami w czasie (oś x) oraz przestrzeni (oś y). Dolny wykres topograficzny przedstawia elektrody

należące do klastra (białe kropki), w zakresie od 320 ms do 500 ms. Kolory odpowiadają rozkładowi statystyki t , której skala widoczna jest na pasku po prawej stronie górnego wykresu.

W celu lepszej prezentacji przebiegu odpowiedzi mózgowej na bodźce „No-Go” w grupach W_{CzPI} i N_{CzPI} , na rycinie 30 przedstawiono średnie potencjały wywołane wraz z wizualizacją elektrod stanowiących 80% masy klastra oraz topografii dla maksymalnych amplitud No-Go P3. Dolne wykresy pokazują dodatkowo przebiegi dla elektrod Fz i Cz.

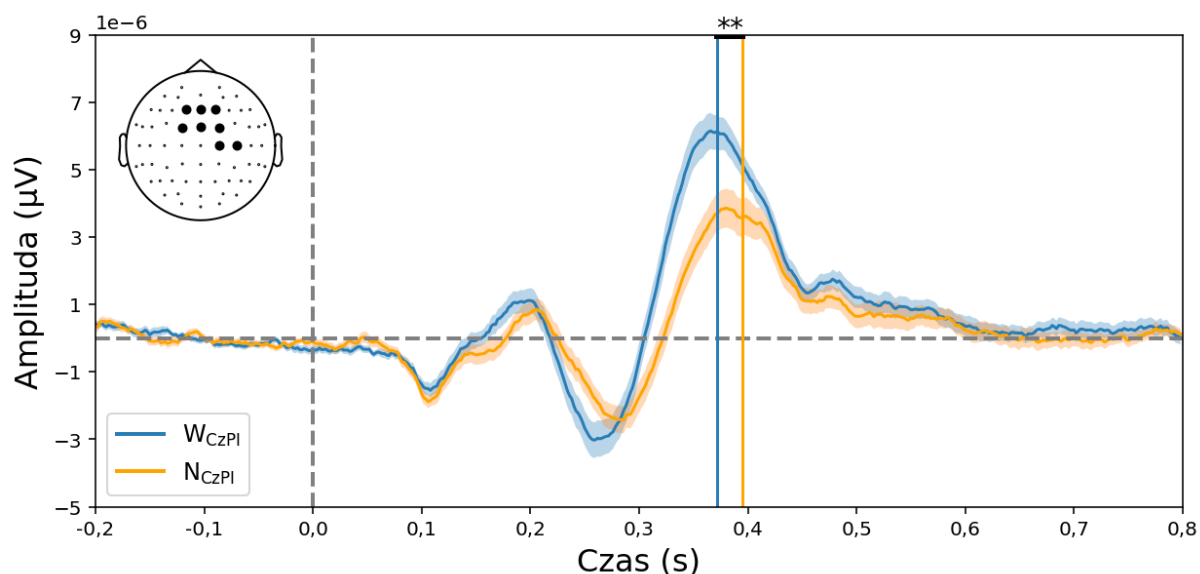


Rycina 30. Średni potencjał wywołany bodźcem „No-Go” dla grup W_{CzPI} i N_{CzPI} . Górny wykres przedstawia średni potencjał wywołany dla elektrod stanowiących 80% masy klastra – elektrody te zaznaczono na mapie topograficznej w lewym górnym rogu. Poświata wokół linii reprezentuje błąd standardowy średniej, a czarna linia w dolnej części wykresu – zakres klastra dla tych elektrod. Maksymalna amplituda dla grup została pokazana na topografii, w ramce niebieskiej dla W_{CzPI} , w ramce pomarańczowej dla N_{CzPI} . Dolne wykresy przedstawiają ERP

dla elektrod Fz i Cz, uwzględniając ich udział w klastrze (czarna linia) oraz zakres błędu standardowego średniej (poświata).

4.4.4. Różnice między grupami w latencji potencjałów wywołanych bodźcem „No-Go”

Porównano latencję komponentów P1, N1, P2, N2 oraz No-Go P3 między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} (test t z poprawką permutacyjną). Analiza nie wykazała istotnych różnic w latencji komponentów P1 ($p = 0,186$), N1 ($p = 0,200$), P2 ($p = 0,492$) oraz N2 ($p = 0,554$). W przypadku potencjału No-Go P3, analiza wykazała istotną statystycznie różnicę między grupami ($p = 0,002$). Dla 11 elektrod o lokalizacji czołowo-centralnej (F1, Fz, F2, F4, FC3, FC1, FCz, FC2, FC4, C2, C4) odnotowano krótszą latencję No-Go P3 w grupie W_{CzPI} (372 ± 22 ms) w porównaniu z grupą N_{CzPI} (395 ± 27 ms; rycina 31).



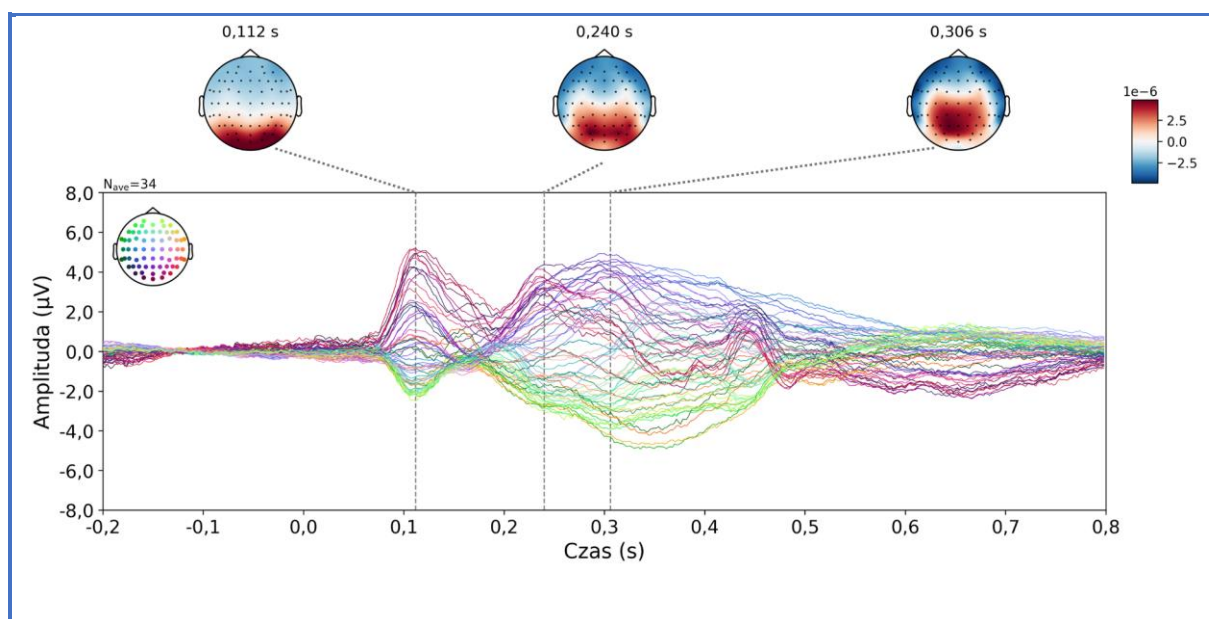
Rycina 31. Średni przebieg potencjału wywołanego w odpowiedzi na bodziec „No-Go” dla grup W_{CzPI} i N_{CzPI} . Wykres przedstawia średni potencjał dla elektrod stanowiących 80% masy klastra – elektrody zaznaczono na mapie topograficznej w lewym górnym rogu. Poświata wokół linii reprezentuje błąd standardowy średniej. Kolorowe linie pionowe wskazują średnie latencje komponentu No-Go P3 dla zaznaczonych elektrod: niebieska dla grupy W_{CzPI} , pomarańczowa dla grupy N_{CzPI} .

4.4.5. Analiza przebiegów potencjałów wywołanych bodźcem „Go”

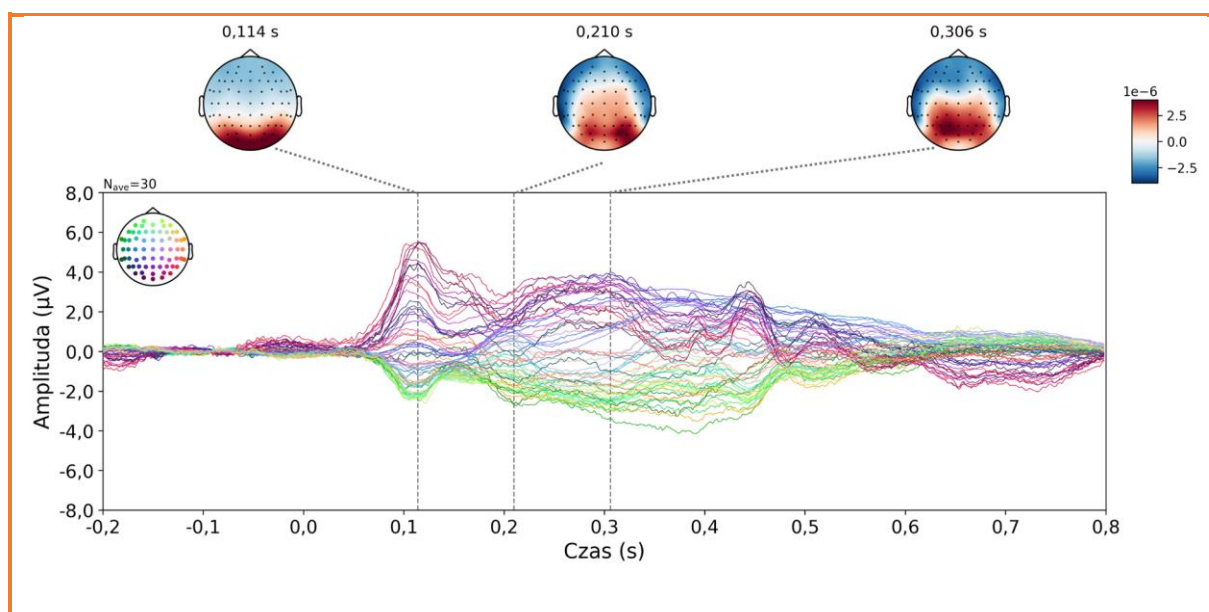
W ramach analizy jakościowej przeprowadzono wizualną inspekcję uśrednionych potencjałów wywołanych w odpowiedzi na bodźce „Go”, osobno dla grupy W_{CzPI} i N_{CzPI} . Ocenie poddano wybrane komponenty: P1, N1, N2 oraz P3b (rycina 32).

- P1 i N1: Maksymalna amplituda komponentów P1 i N1 wystąpiła około 112 ms po rozpoczęciu bodźca. Ich czas wystąpienia i rozkład topograficzny były zbliżone do obserwowanych dla bodźców „No-Go” – P1 zlokalizowany był w bocznych obszarach potylicznych, a N1 charakteryzował się szeroką, czołowo-centralną topografią.
- N2: Potencjał N2 nie wykazywał wyraźnie zarysowanego szczytu. Topografia wskazywała na rozmieszczenie w obszarach czołowo-centralnych, zgodne z typowym profilem komponentu N2b, który pojawia się w odpowiedzi na bodźce wymagające reakcji.
- P3b: Maksymalna amplituda komponentu P3b wystąpiła około 306 ms po rozpoczęciu bodźca, bez wyraźnie zarysowanego szczytu. Topografia wykazywała największą amplitudę w obszarach ciemieniowo-potylicznych.

W_{CzPI}



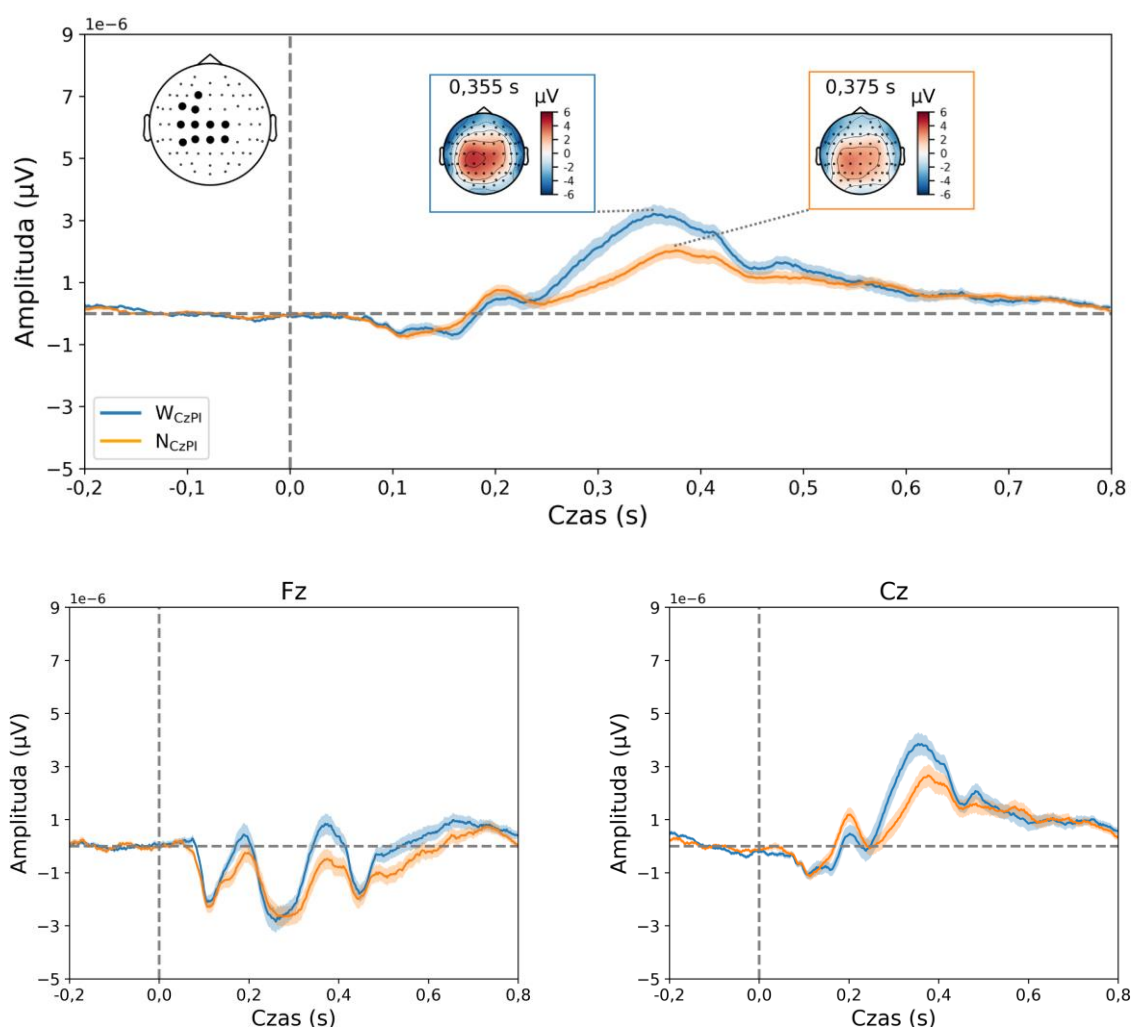
N_{CzPI}



Rycina 32. Średni przebieg potencjałów wywołanych bodźcem „Go” dla dwóch grup: W_{CzPI} (górny wykres) i N_{CzPI} (dolny wykres). Główne wykresy ilustrują zmiany amplitudy w czasie dla każdej elektrody, przy czym kolor linii odpowiada lokalizacji elektrody – szczegółowa legenda topograficzna znajduje się w lewym górnym rogu panelu. Oś x przedstawia czas względem momentu rozpoczęcia prezentacji bodźca, a oś y – amplitudę (μV). Przerwane linie w szarym kolorze oznaczają wybrane punkty czasowe, dla których powyżej głównych wykresów zaprezentowano mapy topograficzne.

4.4.6. Różnice między grupami w amplitudzie potencjałów wywołanych bodźcem „Go”

Przeprowadzono analizę w celu porównania potencjałów wywołanych bodźcem „Go” między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} (test t z poprawką permutacyjną). Analiza objęła cały zakres od -0,2 do 0,8 s oraz wszystkie elektrody. Nie wykazano istotnych statystycznie różnic między grupami – najniższa wartość p dla zidentyfikowanego klastra wynosiła 0,146. W danych zaobserwowano wyższą amplitudę komponentu P3b w grupie W_{CzPI} w porównaniu z grupą N_{CzPI} , jednak efekt ten nie osiągnął poziomu istotności statystycznej (rycina 33).



Rycina 33. Średni potencjał wywołany bodźcem „Go” dla grup W_{CzPI} i N_{CzPI} . Górny wykres przedstawia średni potencjał wywołany dla elektrod stanowiących 80% masy klastra – elektrody te zaznaczono na mapie topograficznej w lewym górnym rogu. Poświata wokół linii reprezentuje błąd standardowy średniej. Maksymalna amplituda dla grup została pokazana na

topografii, w ramce niebieskiej dla W_{CzPI} , w ramce pomarańczowej dla N_{CzPI} . Dolne wykresy przedstawiają przebieg ERP dla elektrod Fz i Cz.

4.4.7. Różnice między grupami w latencji potencjałów wywołanych bodźcem „Go”

Porównano latencje potencjałów P1, N1, P2, N2 oraz P3b między grupami W_{CzPI} i N_{CzPI} (test t z poprawką permutacyjną). Analiza nie wykazała istotnych różnic w latencji żadnego z badanych potencjałów. Wartości p dla poszczególnych komponentów wyniosły: P1 (nie wykryto klastra), N1 ($p = 0,732$), P2 ($p = 1,000$), N2 ($p = 0,322$) oraz P3b ($p = 0,068$). Wyniki te wskazują, że latencje potencjałów wywołanych bodźcem „Go” nie różniły się istotnie pomiędzy grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} .

Podsumowanie:

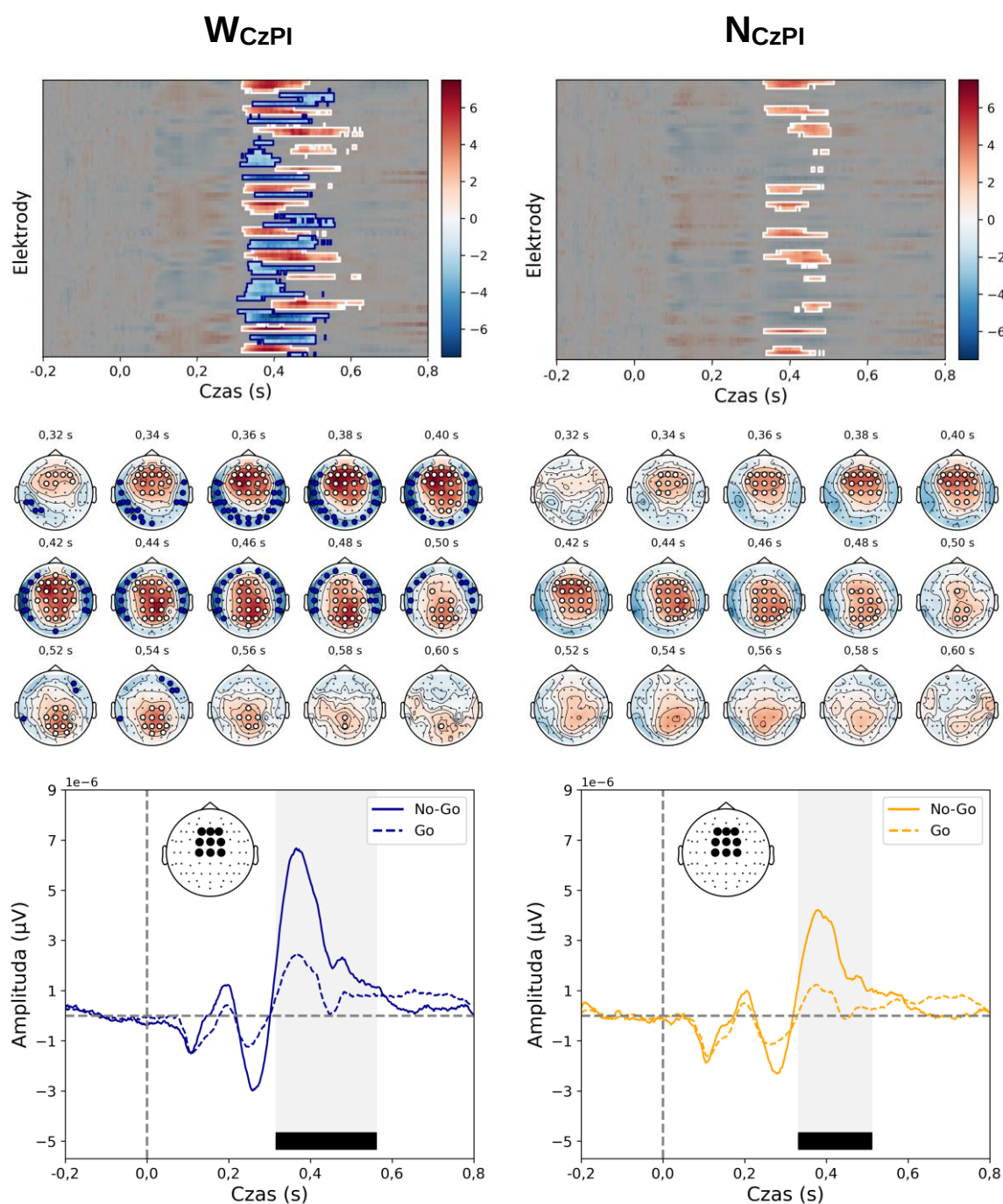
- Grupa W_{CzPI} charakteryzowała się krótszym czasem reakcji na bodźce „Go” oraz wyższą wartością wskaźnika d-prime w porównaniu z grupą N_{CzPI} .
- W odpowiedzi na bodziec „No-Go” grupa W_{CzPI} wykazała wyższą amplitudę No-Go P3 (w zakresie 310–500 ms) na elektrodach centralnych niż grupa N_{CzPI} .
- Latencja No-Go P3 w odpowiedzi na bodźce „No-Go” była krótsza na elektrodach czołowo-centralnych w grupie W_{CzPI} niż w grupie N_{CzPI} .
- W odpowiedzi na bodźce „Go”, przebieg komponentów P1, N1, N2 oraz P3b był zbliżony w obu grupach. Nie zaobserwowano wyraźnych różnic międzygrupowych ani w zakresie amplitudy, ani latencji tych potencjałów.

4.4.8. Różnice wewnątrzgrupowe w potencjałach wywołanych bodźcami „Go” i „No-Go”

W celu uchwycenia różnic w dynamice i sile reakcji neuronalnej związanej z przetwarzaniem bodźców „Go” i „No-Go”, przeprowadzono analizę potencjałów wywołanych dla tych bodźców (test t z poprawką permutacyjną), osobno dla każdej z grup (W_{CzPI} i N_{CzPI}). Analizy objęły cały zakres od -0,2 do 0,8 s oraz wszystkie elektrody.

Analiza dla grupy W_{CzPI} ujawniła różnice między odpowiedzią na bodźce „No-Go” i „Go”, obejmujące dwa klastry – jeden dodatni ($p = 0,002$) i jeden ujemny ($p = 0,006$). Dodatni klaster, trwający od około 300 do 600 ms, obrazuje zwiększoną amplitudę potencjału wywołanego bodźcem „No-Go” na elektrodach czołowo-centralnych, która wraz z upływem czasu przemieszczała się do obszarów ciemieniowo-potylicznych. Ujemny klaster obrazuje peryferyjną indukcję ujemną związaną z silniejszą percepcją bodźca „No-Go” niż „Go”, w czasie od około 300 do 540 ms (rycina 34).

Analiza dla grupy N_{CzPI} ujawniła różnice w odpowiedzi na bodźce „No-Go” i „Go”, obejmujące jeden dodatni klaster ($p = 0,046$). Klaster ten, występujący w przedziale czasowym od około 340 do 500 ms, wskazuje na zwiększoną amplitudę potencjału wywołanego bodźcem „No-Go” w porównaniu z bodźcem „Go”. Efekt ten był obserwowany początkowo w okolicach czołowo-centralnych, a następnie przemieszczał się ku regionom ciemieniowo-potylicznym (rycina 34).



Rycina 34. Różnice w potencjałach wywołanych bodźcami „No-Go” vs „Go” dla W_{CzPI} (lewa strona) oraz N_{CzPI} (prawa strona). Górny wykres przedstawia mapę cieplną efektu różnic wywołanych bodźcami „No-Go” i „Go”, w czasie (oś x) oraz przestrzeni (oś y). Środkowy wykres topograficzny prezentuje elektrody będące częścią klastra (białe i niebieskie kropki). Białe kropki oznaczają elektrody będące częścią klastra dodatniego, a niebieskie będące częścią klastra ujemnego. Kolory na wykresie odpowiadają rozkładowi statystyki t , której skala widoczna jest na pasku po prawej stronie górnego wykresu. Dolny wykres przedstawia średni potencjał wywołany dla warunków „No-Go” i „Go”, obliczony dla elektrod zaznaczonych na

mapie topograficznej (F1, Fz, F2, FC1, FCz, FC2, C1, Cz, C2). Czarna linia w dolnej części wykresu obrazuje zakres klastra dla wybranych elektrod.

Podsumowanie:

- W grupie W_{CzPI} zaobserwowano wyższą amplitudę sygnału wywołanego bodźcem „No-Go” oraz charakterystyczny rozkład czasowo-przestrzenny, obejmujący dynamiczne przesunięcie dodatniej aktywności z rejonów przednich do tylnych, a także wyraźną indukcję ujemną w obszarach peryferyjnych. Różnice objęły niemal wszystkie elektrody i były widoczne w przedziale czasowym od 300 do 600 ms.
- W grupie N_{CzPI} wyższa amplituda w odpowiedzi na bodźce „No-Go” występowała w zakresie od około 340 do 500 ms. Efekt ten początkowo koncentrował się w rejonach czołowo-centralnych, a następnie przesuwał się ku obszarom ciemieniowo-potylicznym.

5. DYSKUSJA

Celem niniejszej rozprawy było zbadanie, czy młode osoby dorosłe o wysokiej i niskiej sprawności CzPI w zakresie milisekundowym różnią się pod względem wzorców aktywności mózgowej rejestrowanej metodą elektrofizjologiczną oraz wyników w zadaniach behawioralnych. W tym celu zastosowano cztery zadania eksperymentalne: *zadanie 1 – pomiar aktywności spoczynkowej*, pozwalające zidentyfikować różnice w bazowej aktywności mózgu pomiędzy grupami; *zadanie 2 – porównywanie długości trwania dźwięków*, badające sprawność CzPI na poziomie milisekundowym; *zadanie 3 – pozauwagowa percepcja wyróżnionych dźwięków*, analizujące sprawność CzPI na poziomie sekundowym; oraz *zadanie 4 – kontrola hamowania Go/No-Go*, oceniające sprawność kontroli hamowania. W dalszej części pracy przedstawiono kluczowe wyniki oraz dyskusję rezultatów uzyskanych w poszczególnych zadaniach, z uwzględnieniem ich znaczenia teoretycznego i potencjalnych implikacji dla zrozumienia mechanizmów leżących u podstaw sprawności CzPI.

5.1. Sprawność czasowego przetwarzania informacji a pomiar aktywności spoczynkowej mózgu

W celu oceny, czy sprawność CzPI odzwierciedla się w aktywności spoczynkowej mózgu, przeprowadzono analizę widmowej gęstości mocy oraz nachylenia widma mocy sygnału EEG oddzielnie dla warunków z otwartymi i zamkniętymi oczami (tabela 14).

Tabela 14. Podsumowanie wyników międzygrupowych (W_{CzPI} vs N_{CzPI}) dla wskaźników elektrofizjologicznych w zadaniu 1 – pomiar aktywności spoczynkowej.

Warunek	Analiza wskaźników EEG	Różnica W_{CzPI} vs N_{CzPI}	Zakres Hz	Lokalizacja
Oczy otwarte	widmowa gęstość mocy	$W_{CzPI} < N_{CzPI}$	25–90 Hz	czołowo-centralna
	wykładnik aperiodyczny	$W_{CzPI} > N_{CzPI}$	–	czołowo-centralna
Oczy zamknięte	widmowa gęstość mocy	brak istotnych różnic	–	–
	wykładnik aperiodyczny	brak istotnych różnic	–	–

Wyniki dla warunku „oczy otwarte” wykazały, że grupa W_{CzPI} charakteryzowała się istotnie niższą mocą widmową w zakresie częstotliwości odpowiadających pasmu gamma (25–90 Hz), w obszarach czołowo-centralnych z przewagą lewej strony w porównaniu z grupą N_{CzPI} (rycina 10). Wynik ten jest zgodny z wcześniejszymi doniesieniami literaturowymi, które podkreślają znaczenie oscylacji gamma w procesach percepcyjnych i poznawczych, w tym w przetwarzaniu informacji czasowej na poziomie milisekundowym (Pöppel, 2009; VanRullen i Koch, 2003; van Wassenhove i in., 2019; Parciauskaite i in., 2021). Oscylacje gamma są stosunkowo rzadko analizowane w kontekście aktywności spoczynkowej, ponieważ większość badań koncentruje się na pasmach niskoczęstotliwościowych (delta, theta, alfa), tradycyjnie uznawanych za dominujące w stanie czuwania i odpoczynku. Jednak dostępna w tym zakresie literatura wskazuje, że rytmy gamma w spoczynku mogą odzwierciedlać

indywidualne wzorce synchronizacji sieci neuronalnych, stanowiąc istotny wskaźnik organizacji funkcjonalnej mózgu (Mantini i in., 2007; Thomas i Vinod, 2018). Podwyższoną moc gamma w obszarach czołowo-centralnych podczas aktywności spoczynkowej zaobserwowano na przykład u pacjentów ze schizofrenią, co wiąże się z zakłóconą synchronizacją i zaburzoną koordynacją sieci spoczynkowych (Baradits i in., 2019). W świetle przytoczonych badań, niższa moc w paśmie gamma (25–90 Hz) podczas aktywności spoczynkowej z otwartymi oczami w grupie W_{CzPI} może odzwierciedlać bardziej optymalną, selektywną synchronizację neuronalną oraz utrzymanie gotowości sieci do przetwarzania istotnych bodźców. Grupa N_{CzPI} , wykazująca wyższą moc gamma w tym samym warunku, może natomiast charakteryzować się mniej selektywną synchronizacją, co może powodować nadmierną aktywność sieci neuronalnych i mniejszą gotowość do przetwarzania bodźców. Warto jednak podkreślić, że w uzyskanym widmie mocy nie obserwowano wyraźnych szczytów oscylacyjnych w zakresie częstotliwości gamma (rycina 11), różnice te mogą zatem wynikać nie tyle z oscylacji gamma, ile ze składnika aperiodycznego sygnału EEG (tzw. szumu neuronalnego 1/f), obrazowanego przez nachylenie widma mocy. W ostatnich latach coraz więcej autorów wskazuje, że różnice dawniej interpretowane jako zmiany mocy gamma mogą w rzeczywistości odzwierciedlać zmiany w tzw. szumie neuronalnym (Donoghue i in., 2022; Voytek i in., 2015).

W związku z powyższym, interesującym uzupełnieniem wyników dotyczących aktywności oscylacyjnej są obserwacje związane z nachyleniem widma mocy, czyli komponentem aperiodycznym sygnału EEG. W warunku „oczy otwarte” grupa W_{CzPI} wykazywała istotnie wyższą wartość wykładnika aperiodycznego w obszarach czołowo-centralnych w porównaniu do grupy N_{CzPI} , co oznacza bardziej strome nachylenie widma mocy (rycina 13). Wynik ten można interpretować w kontekście równowagi między pobudzeniem a hamowaniem neuronalnym (Gao i in., 2017). Bardziej strome widmo (wyższy wykładnik

aperiodyczny) zaobserwowane w grupie W_{CzPI} sugeruje mniejszą zmienność neuronalną, co może odzwierciedlać bardziej stabilną i efektywną komunikację w sieci neuronalnej w stanie spoczynku (Voytek i in., 2015). Z kolei w grupie N_{CzPI} obserwowano bardziej spłaszczone widmo, co może być wskaźnikiem zwiększonego „szumu neuronalnego” i zaburzonej równowagi E/I. Tego typu interpretacja znajduje potwierdzenie w badaniach wskazujących, że spłaszczone widmo mocy (niższy wykładnik aperiodyczny) wiąże się z niższą sprawnością poznawczą, w tym z wolniejszym przetwarzaniem informacji (Deodato i Melcher, 2024; Yarrow i in., 2022; Ouyang i in., 2020).

Wyniki wykazały, że różnice w aktywności spoczynkowej między grupami W_{CzPI} i N_{CzPI} są zlokalizowane głównie w obszarach czołowo-centralnych z wyraźnym przesunięciem w lewo (rycina 11). Taka topografia efektów jest szczególnie interesująca w świetle dotychczasowych badań, które podkreślają znaczenie rejonów czołowych i centralnych w integracji procesów poznawczych, w tym funkcji wykonawczych, uwagi, pamięci roboczej oraz przetwarzania informacji językowych (Oron i in., 2015; Szymaszek i in., 2017; Nowak i in., 2016; Dacewicz i in., 2016; Jablonska i in., 2020, 2022). Topografia ta jest również zgodna z doniesieniami o zmianach aktywacji czołowo-centralnej u osób starszych z zaburzeniami poznawczymi, gdzie obserwuje się przesunięcia w równowadze pobudzenie/hamowanie w kierunku nadmiernej aktywacji, a tym samym zmniejszonego hamowania (Porges i in., 2017; Gaetz i in., 2011). Taki efekt przypisuje się zmianom w lokalnej równowadze neuroprzekaźnika hamującego GABA, który pełni kluczową rolę w mechanizmach selektywnej uwagi i organizacji bodźców w czasie. Należy jednak pamiętać, że analizy oparte na teście t z poprawką permutacyjną wymagają ostrożnej interpretacji w odniesieniu do lokalizacji efektu.

Mimo podobnego wzorca aktywności podczas warunku z oczami zamkniętymi (niższa moc gamma w grupie W_{CzPI}), co w warunku z otwartymi oczami nie odnotowano istotnych

różnic między grupami zarówno w aktywności oscylacyjnej (rycina 12), jak i w nachyleniu widma mocy w tym warunku. Brak istotnych różnic w warunku z oczami zamkniętymi może wynikać z silnej dominacji rytmów alfa i bardziej globalnego wzorca synchronizacji, który maskuje lokalne różnice w wyższych pasmach, takich jak beta i gamma (Barry i in., 2007; Mantini i in., 2007). Nie można też wykluczyć wpływu senności, która sprzyja wyciszeniu mechanizmów uwagowych i wykonawczych. Spontaniczna aktywność mózgu istotnie różni się między stanem z otwartymi i zamkniętymi oczami. Zgodnie z doniesieniami literaturowymi, warunek z otwartymi oczami angażuje silniej obszary związane z uwagą i przetwarzaniem sensorycznym niż warunek z zamkniętymi oczami, co może sprzyjać lepszemu wychwyceniu różnic indywidualnych w aktywności mózgu (Wei i in., 2018).

Podsumowując, otrzymane wyniki potwierdzają hipotezę, że wysoka i niska sprawność CzPI wiąże się z odmiennymi wzorcami aktywności neuronalnej mózgu w stanie spoczynku z otwartymi oczami. Uzyskane wyniki dotyczące różnic między grupami w widmowej gęstości mocy w zakresie 25–90 Hz, choć tradycyjnie interpretowane jako różnice w oscylacjach gamma nie wykazywały wyraźnych szczytów w tym paśmie. Sugeruje to, że różnice między grupami mogą być lepiej wyjaśniane przez komponent aperiodyczny sygnału EEG (tzw. szum neuronalny $1/f$), odzwierciedlany przez nachylenie widma mocy. Uzyskane rezultaty wskazują, że grupa W_{CzPI} charakteryzuje się bardziej stromym nachyleniem widma mocy sygnału EEG w obszarach czołowo-centralnych, z przewagą lewej strony, natomiast w grupie N_{CzPI} obserwuje się spłaszczenie widma.

Wyniki potwierdzają, że poziom sprawności CzPI wiąże się z odmiennymi wzorcami aktywności neuronalnej, przejawiającymi się różnicami w nachyleniu widma mocy w obszarach czołowo-centralnych w stanie spoczynkowym z otwartymi oczami.

5.2. Sprawność czasowego przetwarzania informacji a porównywanie długości trwania dźwięków

W celu oceny związku między sprawnością CzPI a efektywnością porównywania długości trwania dźwięków na poziomie milisekundowym, przeprowadzono analizę potencjałów wywołanych oraz wskaźników behawioralnych (czas reakcji, wartość d-prime) w zadaniu 2 – *porównywanie długości trwania dźwięków*, osobno dla warunków: łatwego i trudnego (tabela 15).

Tabela 15. Podsumowanie wyników międzygrupowych (W_{CzPI} vs N_{CzPI}) dla wskaźników behawioralnych w zadaniu 2 – *porównywanie długości trwania dźwięków*.

Warunek	Wskaźniki behawioralne	Różnica W_{CzPI} vs N_{CzPI}
Warunek łatwy	czas reakcji	$W_{CzPI} < N_{CzPI}$
	d-prime	$W_{CzPI} > N_{CzPI}$
Warunek trudny	czas reakcji	$W_{CzPI} < N_{CzPI}$
	d-prime	$W_{CzPI} > N_{CzPI}$

Wyniki wskazują, że grupa W_{CzPI} charakteryzowała się istotnie lepszym wykonaniem zadania w obu warunkach. Grupa ta uzyskiwała wyższe wartości wskaźnika d-prime (rycina 15), a jednocześnie reagowała szybciej na bodźce wyróżnione niż osoby z grupy N_{CzPI} (rycina 14). Wskaźnik d-prime jest uznawany za miarę czułości percepcyjnej, czyli zdolności do rozróżniania bodźców istotnych od szumu (McNicol, 2005). Wyniki behawioralne potwierdzają, że osoby o wyższej sprawności CzPI dysponują bardziej precyzyjnym mechanizmem wykrywania subtelnych różnic czasowych na poziomie milisekundowym. Warto przypomnieć, że różnica między dźwiękiem wyróżnionym a standardowym w warunku łatwym wynosiła 40 ms, a w warunku trudnym 20 ms. Grube i współpracownicy (2010) wykazali, że precyzyjne przetwarzanie długości dźwięków w zakresie milisekundowym ma znaczenie dla percepcji mowy, muzykalności, a także kontroli czasowej ruchów. Jak pokazują także inne badania, sprawność w rozróżnianiu długości bodźców akustycznych jest istotnie

powiązana z funkcjonowaniem poznawczym, w tym z uwagą słuchową, pamięcią roboczą i przetwarzaniem językowym (Rammsayer i Ulrich, 2011; Grondin, 2010). Dodatkowo wykazano, że trening muzyczny poprawia tę zdolność, co sugeruje jej związek z plastycznością systemu poznawczego (Rammsayer i Altenmüller, 2006). Osoby lepiej rozróżniające dźwięki na poziomie milisekundowym efektywniej integrują informacje w czasie, co przekłada się na trafność percepcji i szybkość reakcji.

Wyniki behawioralne znajdują swoje potwierdzenie także na poziomie elektrofizjologicznym. Analizy potencjałów wywołanych bodźcem wyróżnionym vs standardowym ujawniły różnice w zakresie szybkości i czułości przetwarzania bodźców akustycznych wewnątrz grup (tabela 16).

Tabela 16. Podsumowanie wyników wewnątrzgrupowych (bodziec wyróżniony vs bodziec standardowy) dla wskaźników elektrofizjologicznych w zadaniu 2 – *porównywanie długości trwania dźwięków*.

Grupa	Analiza wskaźników EEG	Warunek	Różnica	Zakres ms
W _{CzPI}	Potencjał wywołany bodźcem wyróżnionym vs bodźcem standardowym	łatwy	klaster dodatni	~ 200 ms – 1.2 s
			klaster ujemny	~ 100 ms – 1.2 s
		trudny	klaster dodatni	~200 ms – 1.2 s
			klaster ujemny	~200 ms – 1.2 s
N _{CzPI}	Potencjał wywołany bodźcem wyróżnionym vs bodźcem standardowym	łatwy	klaster dodatni	~ 300 ms – 1.2 s
			klaster ujemny	~ 200 ms – 1.2 s
		trudny	klaster dodatni	~200 ms – 1.2 s
			klaster ujemny	~200 ms – 1.2 s

Zaobserwowane różnice wskazują, że grupa W_{CzPI} szybciej i bardziej efektywnie różnicuje bodźce istotne od nieistotnych, co odzwierciedla się w szybszym pojawieniu się wczesnych komponentów ERP (około 100 ms) i ich większej amplitudzie w warunku łatwym. Opóźnienie oraz zmniejszenie amplitudy w warunku trudnym sugerują, że wzrost złożoności zadania wiąże się z większym nakładem zasobów poznawczych (rycina 21). Natomiast w grupie N_{CzPI} przetwarzanie bodźców wyróżnionych jest wolniejsze (około 200 ms) i mniej spójne topograficznie – ujemna aktywność skroniowa jest bardziej rozproszona i asymetryczna w warunku trudnym, co może wskazywać na mniej stabilne i mniej efektywne mechanizmy różnicowania sygnału, korespondujące z niższą precyzją detekcji i wolniejszymi reakcjami obserwowanymi w wynikach behawioralnych (rycina 22). Zgodnie z wcześniejszymi badaniami, większe różnice w amplitudzie wczesnych komponentów ERP, takich jak P1 i N1, między bodźcami wyróżnionymi a standardowymi są wskaźnikiem skuteczniejszej selekcji i detekcji bodźców, co sprzyja szybszej i bardziej precyzyjnej reakcji (Luck, 2014).

Równocześnie, analiza międzygrupowa komponentów ERP pozwala głębiej zrozumieć neuronalne mechanizmy stojące za zaobserwowanym efektem różnic w behawioralnym wykonaniu zadania między grupami, szczególnie we wskaźniku d-prime (rycina 18; tabela 17).

Tabela 17. Podsumowanie wyników międzygrupowych (W_{CzPI} vs N_{CzPI}) dla wskaźników elektrofizjologicznych w zadaniu 2 – porównywanie długości trwania dźwięków.

Warunek	Analiza wskaźników EEG	Różnica W_{CzPI} vs N_{CzPI}	Zakres ms	Lokalizacja
Warunek łatwy (bodziec wyróżniony)	amplituda potencjałów wywołanych	$W_{CzPI} > N_{CzPI}$	480–980 ms	czołowo-centralna
Warunek trudny (bodziec wyróżniony)		brak istotnej różnicy	–	–
Warunek łatwy (bodziec wyróżniony)	latencja potencjałów wywołanych	brak istotnej różnicy	–	–
Warunek trudny (bodziec wyróżniony)		brak istotnej różnicy	–	–

W warunku łatwym istotnie wyższy poziom aktywności w grupie W_{CzPI} (w porównaniu z N_{CzPI}) obserwowany od około 480 do 980 ms po rozpoczęciu bodźca wyróżnionego obejmuje obszary czołowo-centralne, jednak ma wyraźnie zróżnicowany charakter topograficzny. Centralnie obserwuje się wyraźny potencjał dodatni, który można interpretować jako późny komponent dodatni (LPC). Zgodnie z modelem zegara wewnętrznego, zwiększona aktywność centralna może odpowiadać za intensywniejsze angażowanie zasobów poznawczych związanych z końcowym etapem porównywania bodźców, podejmowaniem decyzji oraz aktualizacją reprezentacji czasowej w pamięci roboczej (Bannier i in., 2019; Wiener i Thompson, 2015). Wyższa amplituda LPC w grupie W_{CzPI} może zatem odzwierciedlać skuteczniejsze mechanizmy porównawcze i większą precyzję w ocenie subtelnych różnic czasowych na poziomie milisekund (rycina 19). Topografia skupiona w obszarach centralnych podkreśla udział tych rejonów w zarządzaniu zasobami pamięci roboczej i kontroli uwagi,

w zadaniach wymagających precyzyjnego przetwarzania czasowego (Coull i Nobre, 2008; Wiener i in., 2010).

Czołowy wzorec aktywności przyjmuje odmienny charakter – dominują tam wartości ujemne, a międzygrupowe różnice wynikają przede wszystkim z dynamiki powrotu potencjału do stanu bazowego. W grupie W_{CzPI} amplituda szybciej powraca do wartości wyjściowych, co może wskazywać na bardziej efektywny mechanizm wygaszania aktywności poznawczej po detekcji bodźca, natomiast w grupie N_{CzPI} ujemny potencjał utrzymuje się dłużej (rycina 19). Tak długo utrzymujący się ujemny potencjał może świadczyć o zwiększonym koszcie poznawczym lub mniejszej elastyczności sieci uwagi, co jest zgodne z interpretacjami wskazującymi, że spowolnione wygaszanie aktywności poznawczej odzwierciedla trudności w dezaktywacji procesów monitorowania i selekcji bodźców (Kok, 2001; Polich, 2007). Zaobserwowane różnice w amplitudzie LPC oraz szybsze wygaszanie potencjału w obszarach czołowych sugerują, że osoby z wysoką sprawnością CzPI dysponują bardziej wydajnymi mechanizmami poznawczymi w zakresie selekcji, porównywania i utrzymywania w pamięci informacji czasowych.

Choć różnice między grupami w warunku trudnym nie osiągnęły poziomu istotności statystycznej, ogólny kierunek efektu (wyższa amplituda LPC w grupie W_{CzPI}) był zgodny z obserwacjami z warunku łatwego (rycina 20). Możliwe, że w bardziej wymagającym zadaniu różnice indywidualne w CzPI ujawniają się w sposób mniej jednoznaczny, np. poprzez różne strategie przetwarzania, odmienne tempo odpowiedzi lub zmiany w dynamice komponentów ERP. Alternatywnie, może to wskazywać na granicę działania systemu poznawczego, ponieważ poziom trudności mógł zbliżyć wszystkich uczestników do górnej granicy wydolności poznawczej, w której przetwarzanie staje się mniej zróżnicowane na poziomie grupowym. Warto również podkreślić, że analiza została przeprowadzona wyłącznie dla bodźców wyróżnionych, które stanowiły stosunkowo niewielki odsetek wszystkich prób. Co istotne,

w tym warunku, ze względu na jego wysoką trudność, na 60 możliwych prób liczba poprawnych odpowiedzi w grupie N_{CzPI} była bardzo mała ($M = 29$) podczas gdy dla grupy W_{CzPI} ta liczba była większa ($M = 46$). W efekcie, średnie obliczane dla poszczególnych uczestników w grupie N_{CzPI} opierały się na ograniczonej liczbie prób, co mogło obniżyć stabilność miary ERP i tym samym zamaskować rzeczywiste różnice międzygrupowe w tym warunku.

Nie odnotowano istotnych różnic między grupami w latencji analizowanych komponentów ERP zarówno w warunku łatwym, jak i trudnym. Różnice ujawnione w analizie wewnątrzgrupowej dotyczące szybkości przetwarzania bodźców wyróżnionych vs standardowych nie znalazły odzwierciedlenia w analizie międzygrupowej. Wskazuje to, że przebieg czasowy neuronalnych procesów związanych z detekcją bodźca wyróżnionego pozostawał zbliżony w obu grupach, a ewentualne różnice między nimi dotyczyły raczej intensywności odpowiedzi odzwierciedlonej w amplitudzie niż jej latencji. Wyniki te sugerują, że czas przetwarzania bodźców akustycznych jest relatywnie stabilny i mniej podatny na indywidualne różnice w sprawności CzPI.

Podsumowując, wyniki potwierdzają, że sprawność czasowego przetwarzania informacji istotnie wiąże się z efektywnością percepcji i oceny subtelnych różnic czasowych między bodźcami. Grupa W_{CzPI} nie tylko osiągała lepsze wyniki behawioralne – szybsze reakcje i wyższą czułość detekcji – ale także wykazywała odmienny profil odpowiedzi neuronalnej. W warunku łatwym w grupie W_{CzPI} zaobserwowano wyraźnie wyższy komponent LPC w przedziale 480–980 ms w obszarach centralnych.

Wyniki potwierdzają hipotezę, że poziom sprawności CzPI warunkuje efektywność porównywania długości trwania bodźców dźwiękowych na poziomie milisekund, co znajduje odzwierciedlenie zarówno we wskaźnikach behawioralnych (krótszy czas reakcji,

wyższa wartość d-prime), jak i w elektrofizjologicznych (zwiększona amplituda komponentów LPC), ale wyłącznie w warunku łatwym.

5.3. Sprawność czasowego przetwarzania informacji a pozauwagowa percepcja wyróżnionych dźwięków

W celu oceny, czy sprawność CzPI odzwierciedla się w automatycznej detekcji zmian w sekwencji bodźców dźwiękowych na poziomie sekundowym, przeprowadzono analizę parametrów potencjału niezgodności (MMN) w *zadaniu 3 – pozauwagowa percepcja wyróżnionych dźwięków* w pasywnym paradygmacie oddball, osobno dla różnych warunków i częstotliwości dźwięków. Zastosowano odwrócony protokół, który umożliwiał kontrolowanie wpływu fizycznych cech bodźców na parametry potencjału MMN. Analiza objęła porównanie amplitudy, latencji, momentu rozpoczęcia i zakończenia oraz całkowitego czasu trwania potencjału MMN między grupami W_{CzPI} i N_{CzPI} (tabela 18).

Tabela 18. Podsumowanie wyników międzygrupowych (W_{CzPI} vs N_{CzPI}) dla wskaźników elektrofizjologicznych w *zadaniu 3 – pozauwagowa percepcja wyróżnionych dźwięków*.

Wskaźnik EEG	Parametry MMN	Różnica W_{CzPI} vs N_{CzPI}	Warunek/ dźwięk	Lokalizacja
Potencjał niezgodności (MMN)	amplituda	brak istotnej różnicy	—	—
	latencja	$W_{CzPI} > N_{CzPI}$	warunek trudny (4,5 s) / dźwięk 1500 Hz	czołowo-centralna
	czas rozpoczęcia	brak istotnej różnicy	—	—
	czas zakończenia	brak istotnej różnicy	—	—
	czas trwania	brak istotnej różnicy	—	—

Topografia i latencja potencjału MMN uchwycona w tym zadaniu były zgodne z literaturą (Näätänen i in., 2007; Fitzgerald i Todd, 2020), jednak amplituda MMN była niska, szczególnie w warunku 1000 Hz, pomimo zastosowania powszechnie przyjętej w literaturze procedury badawczej (rycina 23; rycina 24; Wang i in., 2015, 2016; Dacewicz i in., 2018). Dotychczasowa literatura wskazuje, że detekcja potencjału MMN zależy od częstotliwości zastosowanych tonów – w przypadku prezentacji bodźca wyróżnionego o wyższej częstotliwości (np. 1500 Hz) na tle niższego bodźca standardowego (np. 1000 Hz) potencjał MMN jest zwykle bardziej wyraźny niż w sytuacji odwrotnej (Peter i in., 2010). Autorzy nie przedstawili jednak mechanizmu wyjaśniającego to zjawisko, ograniczając się do wskazania jego zgodności z wcześniejszymi wynikami. Pomimo, że amplituda i latencja potencjału MMN zależą między innymi od cech fizycznych bodźców (Näätänen, 2003; Näätänen i in., 2007), w niniejszym badaniu te cechy zostały skontrolowane poprzez zastosowanie odwróconego protokołu (zob. 3.5.4. *Analiza potencjału niezgodności*). Niemniej jednak zjawisko silniejszej reakcji neuronalnej na bodźce o wyższej częstotliwości, znajduje wtórnie odzwierciedlenie w amplitudzie fali odjętej, która była tu analizowana.

Nie odnotowano istotnych różnic między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} w zakresie amplitudy, czasu rozpoczęcia, zakończenia ani całkowitego czasu trwania potencjału MMN (rycina 25). Wyjątek stanowiła latencja potencjału MMN w warunku o najwyższym poziomie trudności (przerwa 4,5 s), gdzie grupa W_{CzPI} wykazywała istotnie późniejszą latencję potencjału MMN na dźwięk o częstotliwości 1500 Hz w porównaniu do grupy N_{CzPI} (tabela 10). Należy jednak podkreślić, że obserwowana interakcja (wolniejsza latencja MMN w grupie W_{CzPI} w warunku trudnym dla 1500 Hz) powinna być interpretowana ostrożnie, ponieważ w tym warunku amplituda MMN była bardzo niska, co ogranicza wiarygodność tego efektu. Skrócona latencja MMN jest interpretowana jako wskaźnik wydajności automatycznych procesów porównywania bieżącego bodźca z jego śladem pamięciowym (Näätänen i in., 2014). Wynik ten może więc

wskazywać, że grupa N_{CzPI} wykazuje szybszą automatyczną detekcję zmiany w sekwencji bodźców standardowych w porównaniu do grupy W_{CzPI} (Näätänen i in., 2007; Paavilainen, 2013). Pojawienie się różnicy między grupami wyłącznie w jednym warunku, bez potwierdzenia w pozostałych warunkach, może sugerować możliwość efektu przypadkowego. Brak istotnych efektów głównych oraz dwuczynnikowych interakcji dodatkowo osłabia spójność efektu. W związku z tym można przypuszczać, że zaobserwowany wynik może być efektem przypadkowym (ang. *false positive*), a nie odzwierciedleniem rzeczywistych różnic w automatycznym przetwarzaniu bodźców słuchowych między grupami.

Podsumowując, w niniejszej pracy wykorzystano *zadanie – pozauwagowej percepcji wyróżnionych dźwięków*, do zbadania sprawności CzPI na poziomie sekundowym. Jednakże amplituda potencjału MMN była ogólnie niska dla obu grup we wszystkich warunkach, a szczególnie w warunku trudnym, gdzie odstęp między bodźcami wynosił 4,5 s. Potencjał MMN jest szczególnie wrażliwy na wyraźne deficyty poznawcze, takie jak te obserwowane u osób starszych (z pogorszoną pamięcią sensoryczną) czy w populacjach klinicznych (np. w schizofrenii, dysleksji czy ADHD), natomiast subtelne różnice w zakresie sprawności poznawczej w grupie młodych, zdrowych osób niekoniecznie muszą się odzwierciedlać w tym potencjale, szczególnie w skali przetwarzania sekundowego. W związku z tym, MMN może nie być wystarczająco czułym wskaźnikiem do wykrywania niewielkich odchyleń w sprawności czasowego przetwarzania informacji (Picton i in., 2000; Fitzgerald i Todd, 2020).

Otrzymane wyniki nie potwierdzają hipotezy, że sprawność CzPI różnicuje efektywność pozauwagowej percepcji wyróżnionych dźwięków na poziomie sekundowym. Sugeruje to, że potencjał MMN może nie stanowić wystarczająco czułego wskaźnika do wykrywania różnic w sprawności CzPI w obrębie zdrowych, młodych osób.

5.4. Sprawność czasowego przetwarzania informacji a kontrola hamowania

W świetle dowodów wskazujących, że CzPI na poziomie milisekundowym stanowi fundament organizacji procesów poznawczych, przyjęto, że sprawność CzPI może istotnie wpływać na skuteczność mechanizmów kontroli hamowania reakcji. Do oceny kontroli hamowania użyto zadania 4 – kontrola hamowania Go/No-Go, polegającego na jak najszybszym reagowaniu na bodźce „Go” oraz powstrzymaniu reakcji w odpowiedzi na bodźce „No-Go”. Uzyskane wyniki behawioralne wskazują, że grupa W_{CzPI} charakteryzowała się istotnie krótszym czasem reakcji na bodźce „Go” oraz wyższą wartością wskaźnika d-prime w porównaniu z grupą N_{CzPI} (tabela 19).

Tabela 19. Podsumowanie wyników międzygrupowych (W_{CzPI} vs N_{CzPI}) dla wskaźników behawioralnych w zadaniu 4 – kontrola hamowania Go/No-Go.

Warunek	Wskaźniki behawioralne	Różnica W_{CzPI} vs N_{CzPI}
Go	czas reakcji	$W_{CzPI} < N_{CzPI}$
	d-prime	$W_{CzPI} > N_{CzPI}$

Uczestnicy byli proszeni o naciskanie klawisza na bodźce „Go” najszybciej, jak to możliwe, co sprawia, że czas reakcji stanowi wiarygodny wskaźnik szybkości przetwarzania informacji w modalności wzrokowej (Rigoli i in., 2021). Wyniki wykazały, że grupa W_{CzPI} osiągała istotnie krótsze czasy reakcji na bodźce „Go” w porównaniu z grupą N_{CzPI} (rycina 26). Odkrycie to ponownie potwierdza, że w grupie W_{CzPI} bodźce „Go” były przetwarzane w sposób bardziej efektywny, a reakcje motoryczne realizowane były szybciej. Może to również odzwierciedlać wyższą wydajność uwagi i koncentracji, co sprzyja skuteczniejszemu tłumieniu rozprożeń i lepszemu skupieniu na istotnych aspektach zadania (Zomerén i Brouwer, 1994; Littman i Takács, 2017). Wydłużony czas reakcji bywa natomiast obserwowany u osób z deficytami funkcji poznawczych, urazami mózgu, otępieniem czy zaburzeniami psychicznymi. Warto jednak zaznaczyć, że czas reakcji mierzony w zadaniu Go/No-Go może

być modulowany przez złożoną interakcję czynników poznawczych, fizjologicznych i specyficznych dla samego zadania (Rigoli i in., 2021). Zgodnie z tymi doniesieniami, wyższa sprawność CzPI może przekładać się na lepsze wykorzystanie dostępnych zasobów poznawczych, zarówno w zakresie kontroli reakcji, jak i detekcji sygnału, co skutkowało szybszymi i bardziej precyzyjnymi odpowiedziami.

Grupy różniły się również istotnie pod względem wskaźnika d-prime. Uczestnicy z grupy W_{CzPI} uzyskali wyraźnie wyższe wartości d-prime w porównaniu z grupą N_{CzPI} (rycina 27). Wyższy poziom d-prime w grupie W_{CzPI} wskazuje na większą wydajność procesów selektywnej uwagi oraz lepszą zdolność do utrzymania wysokiego stosunku sygnału do szumu poznawczego, co ma kluczowe znaczenie w zadaniach wymagających szybkiej identyfikacji bodźców i skutecznego hamowania reakcji (McNicol, 2005; Rezvanfard i in., 2016). Wyniki wskazują, że grupa N_{CzPI} charakteryzowała się istotnie niższą czułością percepcyjną oraz trudnościami w rozróżnianiu bodźców sygnałowych (Go) od szumu (No-Go), na co wskazuje niższy d-prime. Jest to zgodne z badaniami wskazującymi, że w warunkach krótkiego czasu prezentacji i wysokiego podobieństwa bodźców, zdolność do detekcji sygnału znacząco maleje (Rezvanfard i in., 2016). Szybkie tempo i podobieństwo bodźców „Go” i „No-Go” mogło zatem istotnie ograniczać efektywność monitorowania sygnału w grupie N_{CzPI} , co znajduje odzwierciedlenie w niższej wartości d-prime.

Wyższa wrażliwość na bodźce w grupie W_{CzPI} odzwierciedla się również w analizie wewnątrzgrupowej odpowiedzi neuronalnej na bodźce „Go” w porównaniu z „No-Go” (tabela 20).

Tabela 20. Podsumowanie wyników wewnątrzgrupowych („No-Go” vs „Go”) dla wskaźników elektrofizjologicznych w zadaniu 4 – kontrola hamowania Go/No-Go.

Grupa	Analiza wskaźników EEG	Klaster	Zakres ms	Lokalizacja
W_{CzPI}	No-Go vs Go	dodatni	300–600 ms	czołowo- centralna
		ujemny	300–540 ms	peryferyjna
N_{CzPI}	No-Go vs Go	dodatni	340–500 ms	czołowo- centralna

Analiza w grupie W_{CzPI} ujawniła wyraźne różnice między percepcją bodźców „No-Go” i „Go”, odzwierciedlone w dwóch istotnych klastrach: dodatnim – wskazującym zwiększoną odpowiedź w regionach czołowo-centralnych; oraz ujemnym – wskazującym indukcję ujemną w regionach peryferyjnych w zakresie od około 300–600 ms. Tymczasem w grupie N_{CzPI} obserwowano znacznie słabszy efekt — jedynie pojedynczy dodatni klaster w regionie czołowo-centralnym, na granicy progu istotności statystycznej, różnicował odpowiedzi na bodźce „No-Go” i „Go” w zakresie od 340–500 ms (rycina 34). Różnice w amplitudach odpowiedzi na bodźce „Go” i „No-Go” można przypisać różnym czynnikom, takim jak cechy bodźca, mechanizmy hamujące i procesy uwagi. Badania wykazały, że hamowanie reakcji (na bodźce „No-Go”) jest bardziej wymagające poznawczo niż aktywacja reakcji (na bodźce „Go”). Różnice wewnątrzgrupowe dotyczyły głównie amplitudy No-Go P3, która w obu grupach była istotnie wyższa dla bodźca „No-Go” w porównaniu do P3b dla bodźca „Go”. Różnice w amplitudzie między tymi bodźcami można traktować jako wskaźnik skuteczności

hamowania reakcji oraz kontroli uwagi (Chong i in., 2008). W konsekwencji, im większa fala różnicowa w grupie W_{CzPI} , tym większe zaangażowanie mechanizmów kontrolnych i lepsza zdolność do hamowania reakcji w porównaniu z grupą N_{CzPI} .

W niniejszym zadaniu wykazano istotne różnice elektrofizjologiczne między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} w przetwarzaniu bodźca „No-Go”. Grupa W_{CzPI} cechowała się istotnie wyższą amplitudą komponentu No-Go P3 w porównaniu z grupą N_{CzPI} (rycina 29). Różnice te miały topografię czołowo-centralną, z wyraźnym przesunięciem w lewo i występowały w zakresie czasowym 310–500 ms po rozpoczęciu bodźca, przy czym największe różnice obserwowano w przedziale około 330–350 ms (tabela 21).

Tabela 21. Podsumowanie wyników międzygrupowych (W_{CzPI} vs N_{CzPI}) dla wskaźników elektrofizjologicznych w zadaniu 4 – kontrola hamowania Go/No-Go.

Warunek	Analiza wskaźników EEG	Różnica W_{CzPI} vs N_{CzPI}	Zakres ms	Lokalizacja
„No-Go”	amplituda No-Go P3	$W_{CzPI} > N_{CzPI}$	310-500 ms	czołowo- centralna
	latencja No-Go P3	$W_{CzPI} < N_{CzPI}$	-	czołowo- centralna
„Go”	amplituda P3b	brak istotnej różnicy	-	-
	latencja P3b	brak istotnej różnicy	-	-

Zaobserwowana wyższa amplituda No-Go P3 w grupie W_{CzPI} jest zgodna z wcześniejszymi doniesieniami sugerującymi, że większy komponent No-Go P3 odzwierciedla sprawniejsze funkcjonowanie poznawcze, w szczególności efektywniejsze przetwarzanie informacji oraz lepszą kontrolę uwagi (Hasan i in., 2016; Kaiser i in., 2020; Öz i in., 2022). Czołowo-centralna topografia komponentu No-Go P3 jest charakterystyczna dla zadań wymagających hamowania reakcji, co dodatkowo potwierdza jego związek z mechanizmami kontroli poznawczej. Obserwowana asymetria – przesunięcie topografii potencjału ku lewej półkuli – może odzwierciedlać zwiększone zaangażowanie lewej półkuli mózgu w procesy kontroli hamowania w grupie W_{CzPI} , charakteryzującej się większą sprawnością CzPI (rycina 30; Barry i in., 2018; Nani i in., 2019).

Wyniki badania wykazały istotną różnicę między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} w zakresie latencji komponentu No-Go P3 w odpowiedzi na bodźce „No-Go” (rycina 31). Uczestnicy z grupy W_{CzPI} charakteryzowali się krótszą latencją No-Go P3 w obszarach czołowo-centralnych, co może świadczyć o sprawniejszym funkcjonowaniu poznawczym, w tym szybszym tempie przetwarzania informacji oraz bardziej efektywnej alokacji zasobów uwagowych w sytuacjach wymagających zahamowania reakcji. Latencja komponentu No-Go P3 jest uznawana za czuły wskaźnik szybkości klasyfikacji bodźca oraz czasowej dynamiki procesów poznawczych, zwłaszcza w zakresie selekcji bodźców istotnych i ich integracji z aktualnymi celami zadania (Polich, 2007). Krótsza latencja No-Go P3 odzwierciedla bardziej wydajne kodowanie informacji, szybsze rozpoznanie znaczenia bodźca oraz wcześniejsze uruchomienie odpowiednich reakcji (Kok, 2001). W świetle aktualnych badań, CzPI i sprawność uwagi są silnie powiązane z parametrami No-Go P3 – zarówno u osób zdrowych, jak i w populacjach klinicznych. Szczególnie interesujące jest to, że w dotychczasowych badaniach krótsza latencja No-Go P3 koreluje z lepszymi wynikami w zadaniach angażujących CzPI, kontrolę wykonawczą i pamięć operacyjną (Choinski i in., 2020, 2023).

Warto w tym miejscu podkreślić, że amplituda i latencja komponentu No-Go P3, poza odzwierciedlaniem efektywności przetwarzania informacji i kontroli uwagi, może być również wskaźnikiem funkcjonalnej sprawności układu dopaminergicznego – szczególnie w obrębie przednich rejonów kory mózgowej. Badania neurofarmakologiczne wykazały, że stymulacja receptorów dopaminowych typu D1 i D2 (np. poprzez podanie agonistów dopaminy) prowadzi do zwiększenia amplitudy P3 w zadaniach wymagających detekcji i selekcji bodźców istotnych (Stanzione i in., 1991; Mulert i in., 2006). Z kolei zaburzenia transmisji dopaminergicznej – np. w chorobie Parkinsona, ADHD czy schizofrenii – często wiążą się z obniżoną amplitudą P3 i pogorszoną kontrolą poznawczą (Polich, 2007; Jeon i Polich, 2003). Wynika to z kluczowej roli dopaminy w modulowaniu aktywności w połączeniach między korą przedczołową a prążkowiem, które integrują informacje o czasie, uwadze i działaniu (Wiener i in., 2011; Volkow i in., 2012). Tym samym, wyższa amplituda i szybsza latencja P3, zaobserwowana u osób z wysoką sprawnością CzPI, mogą odzwierciedlać skuteczniejszą transmisję dopaminergiczną w sieciach neuronalnych zaangażowanych zarówno w hamowanie reakcji, jak i w precyzyjne przetwarzanie czasowe.

Zaobserwowane różnice w amplitudzie oraz latencji komponentu No-Go P3 (zob. 1.5.2.3. *Badania aktywności wywołanej bodźcem*) między grupami W_{CzPI} a N_{CzPI} mogą mieć istotne znaczenie aplikacyjne. Od wielu lat komponent ten uznawany jest za elektrofizjologiczny biomarker sprawności poznawczej – wyższe wartości amplitudy i krótsze latencje były powiązywane z lepszymi wynikami w zakresie inteligencji płynnej, uwagi oraz pamięci roboczej (Polich i Herbst, 2000; Kok, 2001). W literaturze podkreśla się również, że No-Go P3 oraz P3b (zob. 1.5.2.3. *Badania aktywności wywołanej bodźcem*) mogą pełnić funkcję obiektywnych wskaźników neuropoznawczych w diagnostyce i monitorowaniu zaburzeń, którym towarzyszy deficyt funkcji wykonawczych, takich jak ADHD, zaburzenia ze spektrum autyzmu czy uzależnienia (Brandeis i in., 2002; Euser i in., 2013). W świetle tych

ustaleń, wyniki obecnego badania sugerują, że parametry No-Go P3 mogą odzwierciedlać indywidualne różnice w sprawności CzPI, nawet w populacji osób zdrowych. To otwiera potencjalne możliwości zastosowania No-Go P3 nie tylko jako narzędzia diagnostycznego, lecz także jako czuły wskaźnik efektywności treningów poznawczych ukierunkowanych na poprawę czasowego przetwarzania informacji. Badania sugerują, że zmiany w amplitudzie No-Go P3 oraz P3b mogą stanowić miarę neuroplastyczności mózgu i mogą być wykorzystywane do oceny skuteczności interwencji, takich jak programy usprawniające funkcjonowanie poznawcze (Szeląg i Skolimowska, 2014; Zhao i in., 2020).

Nie zaobserwowano istotnych różnic między grupami w odpowiedzi na bodźce „Go” (tabela 21; rycina 33). Wynik ten sugeruje, że zarówno grupa o wysokiej, jak i niskiej sprawności CzPI wykazywały podobny poziom aktywności neuronalnej w odpowiedzi na bodźce wymagające reakcji motorycznej. Brak efektu międzygrupowego w tym warunku jest zgodny z wcześniejszymi doniesieniami wskazującymi, że to właśnie warunek z komponentem hamowania skuteczniej różnicuje poziom funkcjonowania poznawczego (Chong i in., 2008). Wspiera to również interpretację, że zaobserwowane różnice w amplitudzie i latencji komponentu No-Go P3 odnoszą się przede wszystkim do zróżnicowanej skuteczności kontroli hamowania i uwagi, a nie ogólnych różnic w przetwarzaniu bodźców (McNicol, 2005; Barry i in., 2018).

Podsumowując, wyniki potwierdziły związek między sprawnością CzPI a efektywnością kontroli hamowania. Uczestnicy z grupy W_{CzPI} wykazywali lepsze wskaźniki behawioralne (krótszy czas reakcji, wyższą wartość d-prime) oraz istotne różnice elektrofizjologiczne, przejawiające się wyższą amplitudą i krótszą latencją komponentu No-Go P3 w odpowiedzi na bodźce „No-Go”. Wyniki te wskazują na bardziej efektywną alokację zasobów uwagowych oraz sprawniejsze mechanizmy hamowania reakcji u osób z wyższą

sprawnością CzPI. Obserwowane w badaniu różnice potwierdzają, że No-Go P3 może być obiektywnym markerem indywidualnych różnic w CzPI, nawet w populacji osób zdrowych.

Wyniki potwierdzają, że poziom sprawności CzPI różnicuje efektywność kontroli hamowania, co znajduje odzwierciedlenie zarówno we wskaźnikach behawioralnych (krótszy czas reakcji, wyższy wskaźnik d-prime), jak i elektrofizjologicznych (zwiększona amplituda oraz krótsza latencja komponentu No-Go P3) w odpowiedzi na bodźce wymagające zahamowania reakcji.

5.5. Ograniczenia przeprowadzonych badań i dalsze kierunki prac badawczych

Pomimo uzyskanych istotnych wyników i szerokiego zakresu zastosowanych analiz, przeprowadzone badania obciążone są kilkoma ograniczeniami, które należy wziąć pod uwagę przy interpretacji wyników oraz projektowaniu przyszłych badań w obszarze CzPI i jego elektrofizjologicznych korelatów.

Projekt opierał się na porównaniu dwóch skrajnych grup wyodrębnionych na podstawie wyników testów behawioralnych mierzących sprawność CzPI w zakresie milisekundowym (zob. załącznik 1; załącznik 2). W tym celu użyto dwóch metod, ponieważ jedynie spójne wykonanie obu metod rzetelnie określało wysoką lub niską sprawność CzPI jednostki. Choć takie podejście umożliwia wykrycie różnic między osobami funkcjonującymi na przeciwległych biegunach tego wymiaru, nie pozwala na uchwycenie możliwych zależności o charakterze ciągłym, obecnych w szerszej populacji. W przyszłych badaniach warto byłoby zastosować podejście korelacyjne lub modelowanie zmienności indywidualnej w szerszym zakresie wyników.

Realizacja projektu badawczego została zakłócona przez niespodziewane czynniki zewnętrzne, w tym przede wszystkim pandemię COVID-19, która spowodowała dwukrotne wstrzymanie działań oraz konieczność dostosowania procedur do obowiązujących wymogów sanitarno-epidemiologicznych. Sytuacja ta znacząco wydłużyła cały proces badawczy i utrudniła jego organizację logistyczną. Choć część uczestników zrealizowała badania behawioralne jeszcze przed pandemią, zaproszenie ich do dalszych etapów – w tym do sesji EEG – po tak długiej przerwie wiązało się z istotnym obniżeniem frekwencji. Część osób zrezygnowała z udziału lub nie mogła w nim uczestniczyć z powodu nowych przeciwwskazań zdrowotnych, zmiany miejsca zamieszkania bądź innych przeszkód losowych. W konsekwencji liczebność grup w analizach EEG była mniejsza niż pierwotnie zakładano, co w naturalny sposób zmniejsza moc statystyczną i może ograniczać możliwość uogólnienia

wyników. W szczególności, przy analizach wymagających korekty na wielokrotne porównania (np. testem t z poprawką permutacyjną opartą na klastrach), mniejsze próby mogą skutkować przeoczeniem subtelnych, lecz istotnych efektów. W przyszłości zalecane jest zwiększenie próby badawczej.

Nie bez znaczenia pozostaje również kwestia potencjalnych zmiennych zakłócających, takich jak wcześniejsze doświadczenia muzyczne. Chociaż formalne wykształcenie muzyczne było kontrolowane (stanowiło kryterium wykluczenia z badania), nie uwzględniono jakości ani intensywności indywidualnych doświadczeń muzycznych, które – jak pokazuje literatura – mogą wpływać na precyzję przetwarzania czasowego. W przyszłości warto rozważyć włączenie standaryzowanych narzędzi do oceny ekspozycji muzycznej (Rammsayer i in., 2012).

Istotnym kierunkiem dalszych prac będzie sprawdzenie, czy zidentyfikowane w niniejszym badaniu wskaźniki EEG, takie jak LPC oraz No-Go P3, mogą pełnić rolę markerów zmian zachodzących w funkcjonowaniu poznawczym pod wpływem treningu CzPI. Dotychczasowe badania wskazują, że ćwiczenia ukierunkowane na czasowe przetwarzanie informacji oddziałują nie tylko na samą sprawność CzPI, lecz także na funkcje niećwiczone, w tym funkcje językowe, co potwierdzono m.in. u pacjentów z afazją. Wynika to z faktu, że czasowe przetwarzanie informacji stanowi podłoże dla wielu złożonych procesów poznawczych. W tym kontekście można przypuszczać, że u różnych grup klinicznych trening CzPI mógłby przyczyniać się zarówno do poprawy funkcjonowania poznawczego, jak i do modyfikacji elektrofizjologicznych wskaźników aktywności neuronalnej, takich jak komponenty ERP. Integracja perspektywy poznawczej i klinicznej pozwoliłaby więc nie tylko lepiej zrozumieć mechanizmy leżące u podstaw CzPI, ale również wykorzystać parametry elektrofizjologiczne jako obiektywne narzędzie monitorowania efektów terapii.

5.6. Podsumowanie i wnioski

W ramach niniejszej rozprawy zbadano wskaźniki elektrofizjologiczne oraz behawioralne dla dwóch grup charakteryzujących się wysoką i niską sprawnością CzPI na poziomie milisekundowym – uznawanej za najważniejszą dla funkcjonowania człowieka w kontekście hierarchicznego modelu percepcji czasu.

Z uwagi na to, że dotychczasowa literatura wskazuje, iż oscylacje gamma korespondują z zakresem milisekundowym spodziewano się różnic między badanymi grupami w jej zakresie podczas aktywności spoczynkowej. Wykazano, że grupa W_{CzPI} miała istotnie niższą moc gammy w porównaniu do grupy N_{CzPI} . Niemniej jednak z uwagi na brak wyraźnych szczytów w oscylacji gamma przeprowadzono dodatkowe analizy, które wskazały, że różnica ta może być wywołana przez nachylenie widma mocy odzwierciedlającego równowagę między pobudzeniem a hamowaniem. Analiza ta ujawniła, że grupa W_{CzPI} miała istotnie bardziej strome widmo mocy w obszarach czołowo-centralnych, co wskazuje na lepszą równowagę między pobudzeniem i hamowaniem w porównaniu do grupy N_{CzPI} . Wyniki te pokazują, że to, co do tej pory badacze uznawali za różnicę w aktywności gamma może być wywołane przez tzw. „szum neuronalny” co należy poddać weryfikacji w kolejnych badaniach.

Zgodnie z modelem zegara wewnętrznego liczba zliczonych impulsów czasowych, a więc precyzja oszacowania trwania bodźca, zależy od efektywnego działania bramki uwagowej oraz pamięci roboczej, które regulują dostęp impulsów do systemu decyzyjnego. Z kolei modele oscylacyjne, takie jak SBF, zakładają, że impulsy te mogą mieć charakter oscylacyjny, czas jest kodowany przez wzorce fazowej aktywności neuronalnej, których rozpoznanie odbywa się w strukturach prążkowania, przy udziale modulacji dopaminergicznej. W kontekście tych założeń w zadaniu 2 – *porównywanie długości trwania dźwięków* – grupa W_{CzPI} charakteryzowała się bardziej wydajnymi mechanizmami poznawczymi w zakresie selekcji, porównywania i utrzymywania w pamięci informacji czasowych. Wskazują na to

zarówno wyniki behawioralne (krótszy czas reakcji, wyższą wartość d-prime), jak i elektrofizjologiczne (wyższa amplituda LPC). Wzrost komponentu LPC, związanego z porównywaniem bodźców i oceną trwania, może zatem odzwierciedlać zarówno sprawniejsze działanie bramki uwagowej i komponentów pamięciowych (modelowanych przez np. dopaminę), jak i bardziej spójną synchronizację wzorców oscylacyjnych pomiędzy obszarami korowymi a prążkowiem.

Wyniki z zadania 3 – *pozauwagowa percepcja wyróżnionych dźwięków*, którego celem było uchwycenie automatycznego wykrywania zmian w sekwencji bodźców dźwiękowych na poziomie sekund, nie ujawniły znaczących różnic między grupami w parametrach potencjału niezgodności (MMN). Zastosowany protokół, mimo kontroli właściwości fizycznych bodźców, mógł okazać się zbyt mało czuły wobec subtelnych różnic indywidualnych. Uzyskane wyniki sugerują, że automatyczne mechanizmy detekcji zmian mogą wymagać większego obciążenia lub specyficznych warunków, by uchwycić różnice związane ze sprawnością CzPI na poziomie sekund u młodych osób dorosłych.

Dotychczasowe badania wskazują, że CzPI, zwłaszcza w zakresie milisekundowym, może pełnić kluczową rolę w koordynacji różnych funkcji poznawczych. Proponowany w literaturze podział na funkcje typu „jak” i „co” zakłada, że CzPI stanowi rodzaj logistycznego „rusztowania” dla aktywności poznawczej, nadając jej strukturę czasową i umożliwiając integrację procesów poznawczych w czasie. Znajduje to odzwierciedlenie również w wynikach zawartych w mojej rozprawie. Grupa W_{CzPI} wykazywała lepsze parametry kontroli reakcji – szybciej podejmowała decyzje i dokładniej różnicowała bodźce. Jednym z kluczowych korelatów tych procesów była wyższa amplituda i szybsza latencja komponentu No-Go P3, uznawanego za wskaźnik alokacji uwagi i zaangażowania mechanizmów kontroli poznawczej. Wyższa sprawność CzPI może więc sprzyjać bardziej efektywnemu zarządzaniu uwagą, lepszej selekcji informacji oraz skuteczniejszemu wygaszaniu nieadekwatnych reakcji.

Wnioski płynące z przeprowadzonych badań są następujące:

- Grupa W_{CzPI} w porównaniu z N_{CzPI} charakteryzowała się:
 - bardziej efektywną synchronizacją sieci neuronalnych w stanie spoczynku,
 - skuteczniejszą percepcją i różnicowaniem bodźców czasowych na poziomie milisekund,
 - sprawniejszym działaniem mechanizmów kontroli poznawczej (uwaga, hamowanie reakcji).
- potencjał komponentów EEG, takich jak LPC i No-Go P3, może być rozważany jako neuropoznawczy wskaźnik sprawności CzPI, z potencjalnym zastosowaniem diagnostycznym lub treningowym.
- brak spójnych różnic w MMN sugeruje, że automatyczne mechanizmy wykrywania zmian czasowych mogą być mniej czułe na subtelne różnice indywidualne w populacji zdrowych młodych dorosłych i wymagają dalszych, bardziej precyzyjnych metodologicznie badań.

6. BIBLIOGRAFIA

1. Allman, M. J., & Meck, W. H. (2012). Pathophysiological distortions in time perception and timed performance. *Brain*, 135(3), 656–677.
2. Allman, M. J., Teki, S., Griffiths, T. D., & Meck, W. H. (2014). Properties of the internal clock: first-and second-order principles of subjective time. *Annual Review of Psychology*, 65, 743-771.
3. Baker, J. M., & Cariani, P. (2025). Time-domain brain: Temporal mechanisms for brain functions using time-delay nets, holographic processes, radio communications, and emergent oscillatory sequences. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 19, 1540532.
4. Balci, F., Wiener, M., Cavdaroglu, B., & Coslett, H. B. (2013). Epistasis effects of dopamine genes on interval timing and reward magnitude in humans. *Neuropsychologia*, 51(2), 293-308.
5. Bannier, D., Wearden, J., Le Dantec, C. C., & Rebaï, M. (2019). Differences in the temporal processing between identification and categorization of durations: A behavioral and ERP study. *Behavioural Brain Research*, 356, 197-203.
6. Bao, Y., Szymaszek, A., Wang, X., Oron, A., Pöppel, E., & Szelag, E. (2013). Temporal order perception of auditory stimuli is selectively modified by tonal and non-tonal language environments. *Cognition*, 129(3), 579-585.
7. Baradits, M., Kakuszi, B., Bálint, S., Fullajtár, M., Mód, L., Bitter, I., & Czobor, P. (2019). Alterations in resting-state gamma activity in patients with schizophrenia: a high-density EEG study. *European Archives of Psychiatry and Clinical Neuroscience*, 269(4), 429-437.

8. Barry, R. J., Clarke, A. R., Johnstone, S. J., Magee, C. A., & Rushby, J. A. (2007). EEG differences between eyes-closed and eyes-open resting conditions. *Clinical Neurophysiology*, 118(12), 2765-2773.
9. Barry, R. J., & De Blasio, F. M. (2013). Sequential processing in the equiprobable auditory Go/NoGo task: a temporal PCA study. *International Journal of Psychophysiology*, 89(1), 123-127.
10. Barry, R. J., Fogarty, J. S., De Blasio, F. M., & Karamacoska, D. (2018). EEG phase states at stimulus onset in a variable-ISI Go/NoGo task: effects on ERP components. *Biological Psychology*, 134, 89-102.
11. Bartolo, R., & Merchant, H. (2015). β oscillations are linked to the initiation of sensory-cued movement sequences and the internal guidance of regular tapping in the monkey. *Journal of Neuroscience*, 35(11), 4635-4640.
12. Basgol, H., Ayhan, I., & Ugur, E. (2021). Time perception: A review on psychological, computational, and robotic models. *IEEE Transactions on Cognitive and Developmental Systems*, 14(2), 301-315.
13. Berkman, E. T., Kahn, L. E., & Merchant, J. S. (2014). Training-induced changes in inhibitory control network activity. *Journal of Neuroscience*, 34(1), 149-157.
14. Bledowski, C., Prvulovic, D., Goebel, R., Zanella, F. E., & Linden, D. E. (2004). Attentional systems in target and distractor processing: a combined ERP and fMRI study. *Neuroimage*, 22(2), 530-540.
15. Block, R. A., & Zakay, D. (1996). Models of psychological time revisited. *Time and Mind*, 33(9), 171-195.
16. Brandeis, D., van Leeuwen, T. H., Steger, J., Imhof, K., & Steinhausen, H. C. (2002). Mapping brain functions of ADHD children. *International Congress Series*, 1232, 649–654.

17. Brunet, N., Bosman, C. A., Roberts, M., Oostenveld, R., Womelsdorf, T., De Weerd, P., & Fries, P. (2015). Visual cortical gamma-band activity during free viewing of natural images. *Cerebral Cortex*, 25(4), 918-926.
18. Buhusi, C. V., & Meck, W. H. (2005). What makes us tick? Functional and neural mechanisms of interval timing. *Nature Reviews Neuroscience*, 6(10), 755-765.
19. Buonomano, D. V., & Merzenich, M. M. (1995). Temporal information transformed into a spatial code by a neural network with realistic properties. *Science*, 267(5200), 1028-1030.
20. Buonomano, D. V. (2000). Decoding temporal information: a model based on short-term synaptic plasticity. *Journal of Neuroscience*, 20(3), 1129-1141.
21. Buonomano, D. V. (2007). The biology of time across different scales. *Nature Chemical Biology*, 3(10), 594-597.
22. Buzi, G., Eustache, F., Droit-Volet, S., Desauvay, P., & Hinault, T. (2024). Towards a neurodevelopmental cognitive perspective of temporal processing. *Communications Biology*, 7(1), 987.
23. Cañas, A., Juncadella, M., Lau, R., Gabarrós, A., & Hernández, M. (2018). Working memory deficits after lesions involving the supplementary motor area. *Frontiers in Psychology*, 9, 765.
24. Canolty, R. T., Edwards, E., Dalal, S. S., Soltani, M., Nagarajan, S. S., Kirsch, H. E., Berger, M. S., Barbaro, N. M., & Knight, R. T. (2006). High gamma power is phase-locked to theta oscillations in human neocortex. *Science*, 313(5793), 1626-1628.
25. Casini, L., & Vidal, F. (2011). The SMAs: neural substrate of the temporal accumulator? *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 5, 35.

26. Chalk, M., Herrero, J. L., Gieselmann, M. A., Delicato, L. S., Gotthardt, S., & Thiele, A. (2010). Attention reduces stimulus-driven gamma frequency oscillations and spike field coherence in V1. *Neuron*, 66(1), 114-125.
27. Choinski, M., Szlag, E., Wolak, T., & Szymaszek, A. (2020). Working memory in aphasia: the role of temporal information processing. *Frontiers in Human Neuroscience*, 14, 589802.
28. Choinski, M., Szlag, E., Wolak, T., & Szymaszek, A. (2023). Neuropsychological correlates of P300 parameters in individuals with aphasia. *International Journal of Language & Communication Disorders*, 58(2), 256-269.
29. Chong, H., Riis, J. L., McGinnis, S. M., Williams, D. M., Holcomb, P. J., & Daffner, K. R. (2008). To ignore or explore: Top-down modulation of novelty processing. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 20(1), 120-134.
30. Church, R. M. (1984). Properties of the internal clock. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 423, 566-582.
31. Conner, B. T., Helleman, G. S., Ritchie, T. L., & Noble, E. P. (2010). Genetic, personality, and environmental predictors of drug use in adolescents. *Journal of Substance Abuse Treatment*, 38(2), 178-190.
32. Coull, J. T., & Nobre, A. C. (2008). Dissociating explicit timing from temporal expectation with fMRI. *Current Opinion in Neurobiology*, 18(2), 137-144.
33. Coull, J. T., Cheng, R. K., & Meck, W. H. (2011). Neuroanatomical and neurochemical substrates of timing. *Neuropsychopharmacology*, 36(1), 3-25.
34. Coull, J. T., Vidal, F., & Burle, B. (2016). When to act, or not to act: that's the SMA's question. *Current Opinion in Behavioral Sciences*, 8, 14-21.

35. Crowley, K. E., & Colrain, I. M. (2004). A review of the evidence for P2 being an independent component process: age, sleep and modality. *Clinical Neurophysiology*, 115(4), 732-744.
36. Curran, T. (2000). Brain potentials of recollection and familiarity. *Memory & Cognition*, 28(6), 923-938.
37. Dacewicz, A., Nowak, K., & Szlag, E. (2016). Temporal Information Processing and Language Skills in Children with Specific Language Impairment. *Recent Advances in Nonlinear Speech Processing*, 45-52.
38. Dacewicz, A., Szymaszek, A., Nowak, K., & Szlag, E. (2018). Training-induced changes in rapid auditory processing in children with specific language impairment: electrophysiological indicators. *Frontiers in Human Neuroscience*, 12, 310.
39. Delorme, A., & Makeig, S. (2004). EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of Neuroscience Methods*, 134(1), 9-21.
40. Deodato, M., & Melcher, D. (2024). Aperiodic EEG predicts variability of visual temporal processing. *Journal of Neuroscience*, 44(40).
41. Donoghue, T., Haller, M., Peterson, E. J., Varma, P., Sebastian, P., Gao, R., Noto, T., Lara, A. H., Wallis, J. D., Knight, R. T., Shestyuk, A., & Voytek, B. (2020). Parameterizing neural power spectra into periodic and aperiodic components. *Nature Neuroscience*, 23(12), 1655–1665.
42. Donoghue, T., Schaworonkow, N., & Voytek, B. (2022). Methodological considerations for studying neural oscillations. *European Journal of Neuroscience*, 55(11-12), 3502-3527.
43. Dragoi, G., & Buzsáki, G. (2006). Temporal encoding of place sequences by hippocampal cell assemblies. *Neuron*, 50(1), 145-157.

44. Duncan, C. C., Barry, R. J., Connolly, J. F., Fischer, C., Michie, P. T., Näätänen, R., Polich, J., Reinvang, I., & Van Petten, C. (2009). Event-related potentials in clinical research: Guidelines for eliciting, recording, and quantifying mismatch negativity, P300, and N400. *Clinical Neurophysiology*, 120(11), 1883–1908.
45. Eggermont, J. J., & Ponton, C. W. (2002). The neurophysiology of auditory perception: from single units to evoked potentials. *Audiology and Neurotology*, 7(2), 71-99.
46. Euser, A. S., Evans, B. E., Greaves-Lord, K., van de Wetering, B. J., Huizink, A. C., & Franken, I. H. (2013). Multifactorial determinants of target and novelty-evoked P300 amplitudes in children of addicted parents. *Plos one*, 8(11), e80087.
47. Fink, M., Churan, J., i Wittmann, M. (2005). Assessment of auditory temporal-order thresholds—A comparison of different measurement procedures and the influences of age and gender. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 23(5–6), 281–296.
48. Fitzgerald, K., & Todd, J. (2020). Making sense of mismatch negativity. *Frontiers in Psychiatry*, 11, 468.
49. Folstein, J. R., & Van Petten, C. (2008). Influence of cognitive control and mismatch on the N2 component of the ERP: a review. *Psychophysiology*, 45(1), 152-170.
50. Fostick, L., Ben-Artzi, E., & Babkoff, H. (2011). Stimulus-Onset-Asynchrony as the Main Cue in Temporal Order Judgment. *Audiology Research*, 1(1), e5.
51. Fostick, L., Lifshitz-Ben-Basat, A., & Babkoff, H. (2019). The effect of stimulus frequency, spectrum, duration, and location on temporal order judgment thresholds: Distribution analysis. *Psychological Research*, 83(5), 968–976.
52. Fraisse, P. (1963). *The psychology of time*. New York: Harper & Row.
53. Fraisse, P. (1967). Time differential threshold in a regular series of intervals. *L'Année Psychologique*, 67(1), 43.

54. Friston, K., & Buzsáki, G. (2016). The functional anatomy of time: what and when in the brain. *Trends in Cognitive Sciences*, 20(7), 500-511.
55. Gaetz, W., Edgar, J. C., Wang, D. J., & Roberts, T. P. (2011). Relating MEG measured motor cortical oscillations to resting γ -aminobutyric acid (GABA) concentration. *Neuroimage*, 55(2), 616-621.
56. Gao, R., Peterson, E. J., & Voytek, B. (2017). Inferring synaptic excitation/inhibition balance from field potentials. *Neuroimage*, 158, 70-78.
57. Garrido, M. I., Kilner, J. M., Stephan, K. E., & Friston, K. J. (2009). The mismatch negativity: a review of underlying mechanisms. *Clinical Neurophysiology*, 120(3), 453-463.
58. Garrido, M. I., & Deouell, L. Y. (2021). Unilateral neglect within the predictive processing framework. *Brain Communications*, 3(3), fcab193.
59. Gerster, M., Waterstraat, G., Litvak, V., Lehnertz, K., Schnitzler, A., Florin, E., Curio, G., & Nikulin, V. (2022). Separating neural oscillations from aperiodic 1/f activity: Challenges and recommendations. *Neuroinformatics*, 20(4), 991–1012.
60. Gibbon, J., Church, R. M., & Meck, W. H. (1984). Scalar timing in memory. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 423(1), 52-77.
61. Gramfort, A., Luessi, M., Larson, E., Engemann, D. A., Strohmeier, D., Brodbeck, C., Goj, R., Jas, M., Brooks, T., Parkkonen, L., & Hämäläinen, M. (2013). MEG and EEG data analysis with MNE-Python. *Frontiers in Neuroinformatics*, 7, 267.
62. Gramfort, A., Luessi, M., Larson, E., Engemann, D. A., Strohmeier, D., Brodbeck, C., Parkkonen, L., & Hämäläinen, M. S. (2014). MNE software for processing MEG and EEG data. *Neuroimage*, 86, 446-460.

63. Gregoriou, G. G., Gotts, S. J., Zhou, H., & Desimone, R. (2009). High-frequency, long-range coupling between prefrontal and visual cortex during attention. *Science*, 324(5931), 1207-1210.
64. Griffiths, B. J., & Jensen, O. (2023). Gamma oscillations and episodic memory. *Trends in Neurosciences*, 46(10), 832-846.
65. Grondin, S. (2010). Timing and time perception: A review of recent behavioral and neuroscience findings and theoretical directions. *Attention, Perception, & Psychophysics*, 72(3), 561-582.
66. Grube, M., Cooper, F. E., Chinnery, P. F., & Griffiths, T. D. (2010). Dissociation of duration-based and beat-based auditory timing in cerebellar degeneration. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 107(25), 11597–11601.
67. Gu, B. M., Jurkowski, A. J., Lake, J. I., Malapani, C., & Meck, W. H. (2015). Bayesian models of interval timing and distortions in temporal memory as a function of Parkinson's disease and dopamine-related error processing. In V. Arstila & M. J. Allman (Eds.), *Time distortions in Mind: Temporal processing in Clinical Populations* (pp. 281–327). Brill.
68. Guan, A., Wang, S., Huang, A., Qiu, C., Li, Y., Li, X., ... & Deng, B. (2022). The role of gamma oscillations in central nervous system diseases: Mechanism and treatment. *Frontiers in Cellular Neuroscience*, 16, 962957.
69. Halsband, U., Ito, N., Tanji, J., & Freund, H. J. (1993). The role of premotor cortex and the supplementary motor area in the temporal control of movement in man. *Brain*, 116(1), 243-266.
70. Harrington, D. L., Lee, R. R., Boyd, L. A., Rapcsak, S. Z., & Knight, R. T. (2004). Does the representation of time depend on the cerebellum? Effect of cerebellar stroke. *Brain*, 127(3), 561-574.

71. Hasan, R. A., Reza, F., & Begum, T. (2016). Education level is associated with specific N200 and P300 profiles reflecting higher cognitive functioning. *Journal of Advances in Medicine and Medical Research*, 10(4), 1-12.
72. Huster, R. J., Enriquez-Geppert, S., Lavalée, C. F., Falkenstein, M., & Herrmann, C. S. (2013). Electroencephalography of response inhibition tasks: functional networks and cognitive contributions. *International Journal of Psychophysiology*, 87(3), 217-233.
73. Ivry, R. B., & Spencer, R. M. (2004). The neural representation of time. *Current Opinion in Neurobiology*, 14(2), 225-232.
74. Jablonska, K., Piotrowska, M., Bednarek, H., Szymaszek, A., Marchewka, A., Wypych, M., & Szelag, E. (2020). Maintenance vs. Manipulation in Auditory Verbal Working Memory in the Elderly: New Insights Based on Temporal Dynamics of Information Processing in the Millisecond Time Range. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 12, 194.
75. Jablonska, K., Stanczyk, M., Piotrowska, M., Szymaszek, A., Lukomska, B., Bednarek, H., & Szelag, E. (2022). Age as a moderator of the relationship between planning and temporal information processing. *Scientific Reports*, 12(1), 1548.
76. Jahanshahi, M., Jones, C. R. G., Zijlmans, J., Katzenschlager, R., Lee, L., Quinn, N., Frith, C. D., & Lees, A. J. (2010). Dopaminergic modulation of striato-frontal connectivity during motor timing in Parkinson's disease. *Brain*, 133(3), 727-745.
77. Jaworowska, A., & Szustrowa, T. (2000). TMS-K-Test Matryc Ravena w Wersji Standard-forma klasyczna. Polskie Towarzystwo Psychologiczne.
78. Jeon, Y. W., & Polich, J. (2003). Meta-analysis of P300 and schizophrenia: Patients, paradigms, and practical implications. *Psychophysiology*, 40(5), 684-701.
79. Jia, H., Li, H., & Yu, D. (2017). The relationship between ERP components and EEG spatial complexity in a visual Go/Nogo task. *Journal of Neurophysiology*, 117(1), 275-283.

80. Kaiser, J., & Lutzenberger, W. (2003). Induced gamma-band activity and human brain function. *The Neuroscientist*, 9(6), 475-484.
81. Kaiser, J., & Lutzenberger, W. (2005). Human gamma-band activity: a window to cognitive processing. *Neuroreport*, 16(3), 207-211.
82. Kaiser, A., Aggensteiner, P. M., Baumeister, S., Holz, N. E., Banaschewski, T., & Brandeis, D. (2020). Earlier versus later cognitive event-related potentials (ERPs) in attention-deficit/hyperactivity disorder (ADHD): a meta-analysis. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 112, 117-134.
83. Kanabus, M., Szelag, E., Rojek, E., & Pöppel, E. (2002). Temporal order judgement for auditory and visual stimuli. *Acta Neurobiologiae Experimentalis*, 62(4), 263-270.
84. Karmarkar, U. R., & Buonomano, D. V. (2007). Timing in the absence of clocks: encoding time in neural network states. *Neuron*, 53(3), 427-438.
85. Kent, L., & Wittmann, M. (2021). Time consciousness: the missing link in theories of consciousness. *Neuroscience of Consciousness*, 2021(2), niab011.
86. Koch, G., Oliveri, M., & Caltagirone, C. (2009). Neural networks engaged in milliseconds and seconds time processing: evidence from transcranial magnetic stimulation and patients with cortical or subcortical dysfunction. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 364(1525), 1907-1918.
87. Kok, A. (2001). On the utility of P3 amplitude as a measure of processing capacity. *Psychophysiology*, 38(3), 557-577.
88. Kononowicz, T. W., & van Rijn, H. (2015). Single trial beta oscillations index time estimation. *Neuropsychologia*, 75, 381-389.
89. Kothe, C. A., & Makeig, S. (2013). BCILAB: a platform for brain–computer interface development. *Journal of Neural Engineering*, 10(5), 056014.

90. Kujala, T., Kallio, J., Tervaniemi, M., & Näätänen, R. (2001). The mismatch negativity as an index of temporal processing in audition. *Clinical Neurophysiology*, 112(9), 1712-1719.
91. Kumar, G. V., Halder, T., Jaiswal, A. K., Mukherjee, A., Roy, D., & Banerjee, A. (2016). Large scale functional brain networks underlying temporal integration of audio-visual speech perception: An EEG study. *Frontiers in Psychology*, 7, 1558.
92. Kung, B. C., & Willcox, T. O. Jr. (2007). Examination of hearing and balance. W: A. H. V. Schapira (red.), *Neurology and Clinical Neuroscience* (318–327), Philadelphia: Mosby.
93. Lad, S. S., Hurley, R. A., & Taber, K. H. (2020). Temporal Processing: Neural Correlates and Clinical Relevance. *The Journal of Neuropsychiatry and Clinical Neurosciences*, 32(2), A6-108.
94. Lewis, P. A., & Miall, R. C. (2003). Distinct systems for automatic and cognitively controlled time measurement: evidence from neuroimaging. *Current opinion in neurobiology*, 13(2), 250-255.
95. Lewis, P. A., & Miall, R. C. (2006a). A right hemispheric prefrontal system for cognitive time measurement. *Behavioural Processes*, 71(2-3), 226-234.
96. Lewis, P. A., & Miall, R. C. (2006b). Remembering the time: a continuous clock. *Trends in Cognitive Sciences*, 10(9), 401-406.
97. Linden, D. E. (2005). The p300: where in the brain is it produced and what does it tell us? *The Neuroscientist*, 11(6), 563-576.
98. Lisman, J., & Buzsáki, G. (2008). A neural coding scheme formed by the combined function of gamma and theta oscillations. *Schizophrenia Bulletin*, 34(5), 974-980.
99. Littman, R., & Takács, Á. (2017). Do all inhibitions act alike? A study of go/no-go and stop-signal paradigms. *PloS One*, 12(10), e0186774.

100. Luck, S. J., Woodman, G. F., & Vogel, E. K. (2000). Event-related potential studies of attention. *Trends in Cognitive Sciences*, 4(11), 432-440.
101. Luck, S. J. (2014). *An introduction to the event-related potential technique* (2nd ed.). MIT Press.
102. Makeig, S., Jung, T. P., Bell, A. J., Ghahremani, D., & Sejnowski, T. J. (1997). Blind separation of auditory event-related brain responses into independent components. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 94(20), 10979-10984.
103. Mantini, D., Perrucci, M. G., Del Gratta, C., Romani, G. L., & Corbetta, M. (2007). Electrophysiological signatures of resting state networks in the human brain. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 104(32), 13170-13175.
104. Marinho, V., Oliveira, T., Rocha, K., Ribeiro, J., Magalhães, F., Bento, T., Pinto, G. R., Velasques, B., Ribeiro, P., Di Giorgio, L., Orsini, M., Gupta, D. S., Bittencourt, J., Bastos, V. H., & Teixeira, S. (2018). The dopaminergic system dynamic in the time perception: A review of the evidence. *International Journal of Neuroscience*, 128(3), 262–282.
105. Maris, E., & Oostenveld, R. (2007). Nonparametric statistical testing of EEG-and MEG-data. *Journal of Neuroscience Methods*, 164(1), 177-190.
106. Matell, M. S., & Meck, W. H. (2000). Neuropsychological mechanisms of interval timing behavior. *Bioessays*, 22(1), 94-103.
107. Matell, M. S., & Meck, W. H. (2004). Cortico-striatal circuits and interval timing: coincidence detection of oscillatory processes. *Cognitive Brain Research*, 21(2), 139-170.
108. Mauk, M. D., & Buonomano, D. V. (2004). The neural basis of temporal processing. *Annual Review of Neuroscience*, 27(1), 307-340.
109. McNicol, D. (2005). *A primer of signal detection theory*. Psychology Press.

110. Meck, W. H. (1996). Neuropharmacology of timing and time perception. *Cognitive Brain Research*, 3(3-4), 227-242.
111. Merchant, H., Zarco, W., & Prado, L. (2008). Do we have a common mechanism for measuring time in the hundreds of millisecond range? Evidence from multiple-interval timing tasks. *Journal of Neurophysiology*, 99(2), 939-949.
112. Merchant, H., Harrington, D. L., & Meck, W. H. (2013). Neural basis of the perception and estimation of time. *Annual Review of Neuroscience*, 36(1), 313-336.
113. Miall, C. (1989). The storage of time intervals using oscillating neurons. *Neural Computation*, 1(3), 359-371.
114. Milton, A., & Pleydell-Pearce, C. (2017). Exploring the relationship of phase and peak-frequency EEG alpha-band and beta-band activity to temporal judgments of stimulus duration. *Cognitive Neuroscience*, 8(4), 193-205.
115. Mitchell, J. M., Weinstein, D., Vega, T., & Kayser, A. S. (2018). Dopamine, time perception, and future time perspective. *Psychopharmacology*, 235(10), 2783-2793.
116. Mulert, C., Juckel, G., Giegling, I., Pogarell, O., Leicht, G., Karch, S., Mavrogiorgou, P., Möller, H.-J., Hegerl, U., & Rujescu, D. (2006). A Ser9Gly polymorphism in the dopamine D3 receptor gene (DRD3) and event-related P300 potentials. *Neuropsychopharmacology*, 31(6), 1335–1344.
117. Näätänen, R. (2003). Mismatch negativity: clinical research and possible applications. *International Journal of Psychophysiology*, 48(2), 179-188.
118. Näätänen, R., Paavilainen, P., Rinne, T. i Alho, K. (2007). The mismatch negativity (MMN) in basic research of central auditory processing: a review. *Clinical Neurophysiology*, 118(12), 2544–2590.

119. Näätänen, R., Sussman, E. S., Salisbury, D., i Shafer, V. L. (2014). Mismatch negativity (MMN) as an index of cognitive dysfunction. *Brain Topography*, 27(4), 451–466.
120. Nani, A., Manuello, J., Liloia, D., Duca, S., Costa, T., & Cauda, F. (2019). The Neural Correlates of Time: A Meta-analysis of Neuroimaging Studies. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 31(12), 1796–1826.
121. Nowak, K., Dacewicz, A., Broczek, K., Kupisz-Urbanska, K., Galkowski, T. & Szelag, E. (2016). Temporal Information Processing and its Relation to Executive Functions in Elderly Individuals. *Frontiers in Psychology*, 7,1599.
122. Nowak, K., Costa-Faidella, J., Dacewicz, A., Escera, C., & Szelag, E. (2021). Altered event-related potentials and theta oscillations index auditory working memory deficits in healthy aging. *Neurobiology of Aging*, 108, 1-15.
123. Oprisan, S. A., & Buhusi, C. V. (2011). Modeling pharmacological clock and memory patterns of interval timing in a striatal beat-frequency model with realistic, noisy neurons. *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 5, 52.
124. Oron, A., Szymaszek, A. & Szelag, E. (2015). Temporal information processing as a basis for auditory comprehension: clinical evidence from aphasic patients. *International Journal of Language & Communication Disorders*, 50(5), 604–615.
125. Oron, A., Wolak, T., Zeffiro, T. & Szelag, E. (2016). Cross-modal comparisons of stimulus specificity and commonality in phonological processing. *Brain and Language*, 155, 12-23.
126. Oroń, A. (2020). Time perception – review of theoretical models and study methods. *Nowa Audiofonologia*, 1, 15–22

127. Ouyang, G., Hildebrandt, A., Schmitz, F., & Herrmann, C. S. (2020). Decomposing alpha and 1/f brain activities reveals their differential associations with cognitive processing speed. *NeuroImage*, 205, 116304.
128. Öz, D., Özbek, Y., Kiyi, İ., Öztürk, B. T., Öztura, İ., & Yener, G. G. (2022). Cognitive evidence on EEG-P300 in healthy individuals with high depression scores. *Neurological Sciences and Neurophysiology*, 39(2), 92-97.
129. Paavilainen, P. (2013). The mismatch-negativity (MMN) component of the auditory event-related potential to violations of abstract regularities: a review. *International Journal of Psychophysiology*, 88(2), 109-123.
130. Parciauskaite, V., Bjekic, J., & Griskova-Bulanova, I. (2021). Gamma-range auditory steady-state responses and cognitive performance: a systematic review. *Brain Sciences*, 11(2), 217.
131. Paul, I., Le Dantec, C., Bernard, C., Lalonde, R., & Rebaï, M. (2003). Event-related potentials in the frontal lobe during performance of a visual duration discrimination task. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 20(5), 351-360.
132. Peter, V., McArthur, G., & Thompson, W. F. (2010). Effect of deviance direction and calculation method on duration and frequency mismatch negativity (MMN). *Neuroscience Letters*, 482(1), 71-75.
133. Picton, T. W., Alain, C., Otten, L., Ritter, W., & Achim, A. (2000). Mismatch negativity: different water in the same river. *Audiology and Neurotology*, 5(3-4), 111-139.
134. Pirazzini, G., & Ursino, M. (2024). Modeling the contribution of theta-gamma coupling to sequential memory, imagination, and dreaming. *Frontiers in Neural Circuits*, 18, 1326609.

135. Polich, J., & Herbst, K. L. (2000). P300 as a clinical assay: rationale, evaluation, and findings. *International Journal of Psychophysiology*, 38(1), 3-19.
136. Polich, J. (2007). Updating P300: an integrative theory of P3a and P3b. *Clinical Neurophysiology*, 118(10), 2128-2148.
137. Pollok, B., Overhagen, C. L., Keitel, A., & Krause, V. (2017). Transcranial direct current stimulation (tDCS) applied to the left dorsolateral premotor cortex (dPMC) interferes with rhythm reproduction. *Scientific Reports*, 7(1), 11509.
138. Pöppel, E., & Logothetis, N. (1986). Neuronal oscillations in the human brain: Discontinuous initiations of pursuit eye movements indicate a 30-Hz temporal framework for visual information processing. *Naturwissenschaften*, 73(5), 267–268.
139. Pöppel, E. (1987). Time perception. W: G. Adelman (red.), *Encyclopedia of Neuroscience*. Boston: Birkhäuser.
140. Pöppel, E. (1989). *Granice świadomości: O rzeczywistości i doznawaniu świata*. Państwowy Instytut Wydawniczy.
141. Pöppel, E. (1994). Temporal mechanisms in perception. *International Review of Neurobiology*, 37, 185–185.
142. Pöppel, E. (1997). A hierarchical model of temporal perception. *Trends in Cognitive Sciences*, 1(2), 56–61.
143. Pöppel, E., Edingshaus, A. L., Skalska, M., i Szeląg, E. (1998). *Mózg-tajemniczy kosmos*. Państwowy Instytut Wydawniczy.
144. Pöppel, E. (2004). Lost in time: a historical frame, elementary processing units and the 3-second window. *Acta Neurobiologiae Experimentalis*, 64(3), 295–302.
145. Pöppel, E. (2009). Pre-semantically defined temporal windows for cognitive processing. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 364(1525), 1887–1896.

146. Porges, E. C., Woods, A. J., Edden, R. A., Puts, N. A., Harris, A. D., Chen, H., ... & Cohen, R. A. (2017). Frontal gamma-aminobutyric acid concentrations are associated with cognitive performance in older adults. *Biological Psychiatry: Cognitive Neuroscience and Neuroimaging*, 2(1), 38-44.
147. Rammsayer, T., & Altenmüller, E. (2006). Temporal information processing in musicians and nonmusicians. *Music Perception*, 24(1), 37-48.
148. Rammsayer, T., & Ulrich, R. (2011). Elaborative rehearsal of nontemporal information interferes with temporal processing of durations in the range of seconds but not milliseconds. *Acta Psychologica*, 137(1), 127-133.
149. Rammsayer, T. H., Buttkus, F., & Altenmüller, E. (2012). Musicians do better than nonmusicians in both auditory and visual timing tasks. *Music Perception: An Interdisciplinary Journal*, 30(1), 85-96.
150. Rekkas, P. V., Westerveld, M., Skudlarski, P., Zumer, J., Pugh, K., Spencer, D. D., & Constable, R. T. (2005). Neural correlates of temporal-order judgments versus those of spatial-location: deactivation of hippocampus may facilitate spatial performance. *Brain and Cognition*, 59(2), 103-113.
151. Rezvanfard, M., Golesorkhi, M., Ghasemian-Shirvan, E., Safaei, H., Eghbali, A. N., Alizadeh, H., & Ekhtiari, H. (2016). Evaluation of inhibition response behavior using the go/no-go paradigm in normal individuals: effects of variations in the task design. *Acta Neuropsychologica*, 14(4), 357-366.
152. Rigoli, M., Facchin, A., Cardile, D., Beschin, N., & Luzzatti, C. (2021). Open-source open-access reaction time test (OORTT): an easy tool to assess reaction times. *Neurological Sciences*, 42(6), 2461-2469.
153. Saloranta, A., Alku, P., & Peltola, M. S. (2020). Listen-and-repeat training improves perception of second language vowel duration: Evidence from mismatch negativity

- (MMN) and N1 responses and behavioral discrimination. *International Journal of Psychophysiology*, 147, 72-82.
154. Sassenhagen, J., & Draschkow, D. (2019). Cluster-based permutation tests of MEG/EEG data do not establish significance of effect latency or location. *Psychophysiology*, 56(6), e13335.
 155. Schwartz, M., Rothermich, K., & Kotz, S. A. (2012). Functional dissociation of pre-SMA and SMA-proper in temporal processing. *Neuroimage*, 60(1), 290-298.
 156. Singer, W. (1999). Neuronal synchrony: a versatile code for the definition of relations? *Neuron*, 24(1), 49-65.
 157. Stanzione, P., Fattapposta, F., Giunti, P., D'Alessio, C., Tagliati, M., Affricano, C., & Amabile, G. (1991). P300 variations in parkinsonian patients before and during dopaminergic monotherapy: a suggested dopamine component in P300. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, 80(5), 446-453.
 158. Stanczyk, M., Szelag, E., Krystecka, K., & Szymaszek, A. (2023). A common timing mechanism across different millisecond domains: evidence from perceptual and motor tasks. *Scientific Reports*, 13(1), 21052.
 159. Stańczyk, M. (2025). *Efektywność percepcji czasu i jej związek z funkcjonowaniem poznawczym u młodych dorosłych – wskaźniki behawioralne i neuroobrazowe*. Nieopublikowana rozprawa doktorska, Instytut Biologii Doświadczalnej im. M. Nenckiego, Polska Akademia Nauk, Warszawa.
 160. Sun, J., Osth, A. F., & Feuerriegel, D. (2024). The late positive event-related potential component is time locked to the decision in recognition memory tasks. *Cortex*, 176, 194-208.

161. Szelaǵ, E., & Kowalska, J. (1998). "Zegar" naszego mózgu a kształtowanie percepcji słuchowej. *Kosmos*, 47(3), 277-287.
162. Szelaǵ, E., Kowalska, J., Rymarczyk, K., & Pöppel, E. (2002). Duration processing in children as determined by time reproduction: implications for a few seconds temporal window. *Acta Psychologica*, 110(1), 1-19.
163. Szelaǵ, E., Kanabus, M., Kolodziejczyk, I., Kowalska, J., & Szuchnik, J. (2004). Individual differences in temporal information processing in humans. *Acta Neurobiologiae Experimentalis*, 64(3), 349-366.
164. Szelaǵ, E. (2010). Czy mózg potrzebuje „zegara”? Mechanizmy przeżywania czasu podstawą naszej świadomości. W: G. Sędek G i S. Bedyńska (red.), *Życie na czas. Perspektywy badawcze postrzegania czasu* (s. 189-230). PWN.
165. Szelaǵ, E., Szymaszek, A., Aksamit-Ramotowska, A., Fink, M., Ulbrich, P., Wittmann, M., & Pöppel, E. (2011). Temporal processing as a base for language universals: cross-linguistic comparisons on sequencing abilities with some implications for language therapy. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 29(1), 35-45.
166. Szelaǵ, E., & Skolimowska, J. (2012). Cognitive function in elderly can be ameliorated by training in temporal information processing. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 30(5), 419-434.
167. Szelaǵ, E., & Skolimowska, J. (2014). Time perception in aging: age-related cognitive and temporal decline is reduced by intensive temporal training. *Procedia-social and Behavioral Sciences*, 126, 109-110.
168. Szelaǵ, E., Lewandowska, M., Wolak, T., Seniow, J., Poniowska, R., Pöppel, E., & Szymaszek, A. (2014). Training in rapid auditory processing ameliorates auditory comprehension in aphasic patients: a randomized controlled pilot study. *Journal of the Neurological Sciences*, 338(1-2), 77-86.

169. Szelaĝ, E. & Szymaszek, A. (2016). Dr Neuronowski – *Pomysł na bystry umysł i płynną mowę. Usprawnianie zegara neuronalnego wspomaga moc naszego umysłu*. Harpo, Poznań.
170. Szelaĝ, E., Jablonska, K., Piotrowska, M., Szymaszek, A., & Bednarek, H. (2018). Spatial and Spectral Auditory Temporal-Order Judgment (TOJ) Tasks in Elderly People Are Performed Using Different Perceptual Strategies. *Frontiers in Psychology*, 9, 2557.
171. Szelaĝ, E., Stanczyk, M., & Szymaszek, A. (2022). Sub-and supra-second timing in auditory perception: Evidence for cross-domain relationships. *Frontiers in Neuroscience*, 15, 812533.
172. Szymaszek, A., Szelaĝ, E., i Sliwowska, M. (2006). Auditory perception of temporal order in humans: The effect of age, gender, listener practice and stimulus presentation mode. *Neuroscience Letters*, 403(1-2), 190–194.
173. Szymaszek, A. (2008). *Nowe metody terapii afazji. Percepcja czasu u pacjentów z afazją*. Nieopublikowana rozprawa doktorska, Instytut Biologii Doświadczalnej im. M. Nenckiego, Polska Akademia Nauk, Warszawa.
174. Szymaszek, A., Sereda, M., Pöppel, E., & Szelaĝ, E. (2009). Individual differences in the perception of temporal order: The effect of age and cognition. *Cognitive Neuropsychology*, 26(2), 135–147.
175. Szymaszek, A., Wolak, T., i Szelaĝ, E. (2017). The treatment based on temporal information processing reduces speech comprehension deficits in aphasic subjects. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 9, 98.
176. Thomas, K. P., & Vinod, A. P. (2018). EEG-based biometric authentication using gamma band power during rest state. *Circuits, Systems, and Signal Processing*, 37(1), 277-289.

177. Treisman, M. (1963). Temporal discrimination and the indifference interval: Implications for a model of the "internal clock". *Psychological Monographs: General and Applied*, 77(13), 1.
178. Treisman, M., Cook, N., Naish, P. L., & MacCrone, J. K. (1994). The internal clock: electroencephalographic evidence for oscillatory processes underlying time perception. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A*, 47(2), 241-289.
179. Tremblay, K., Kraus, N., McGee, T., Ponton, C., & Otis, B. (2001). Central auditory plasticity: changes in the N1-P2 complex after speech-sound training. *Ear and Hearing*, 22(2), 79-90.
180. Tucci, V., Buhusi, C.V., Gallistel, R., Meck, W.H. (2014). Towards an integrated understanding of the biology of timing. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, 369(1637): 20120470.
181. Ulbrich, P., Churan, J., Fink, M., & Wittmann, M. (2009). Perception of temporal order: The effects of age, sex, and cognitive factors. *Aging, Neuropsychology, and Cognition*, 16(2), 183-202.
182. VanRullen, R., & Koch, C. (2003). Is perception discrete or continuous? *Trends in Cognitive Sciences*, 7(5), 207-213.
183. van Wassenhove, V. (2009). Minding time in an amodal representational space. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 364(1525), 1815-1830.
184. van Wassenhove, V., Herbst, S. K., & Kononowicz, T. W. (2019). Timing the brain to time the mind: Critical contributions of time-resolved neuroimaging for temporal cognition. In *Magnetoencephalography: From Signals to Dynamic Cortical Networks* (pp. 855-905). Cham: Springer International Publishing
185. Vataakis, A., & Allman, M. (2015). *Time distortions in mind* (p. 406). Brill.

186. Volkow, N. D., Wang, G.-J., Tomasi, D., Kollins, S. H., Wigal, T. L., Newcorn, J. H., Telang, F. W., Fowler, J. S., Logan, J., Wong, C. T., & Swanson, J. M. (2012). Methylphenidate-elicited dopamine increases in ventral striatum are associated with long-term symptom improvement in adults with attention deficit hyperactivity disorder. *The Journal of Neuroscience*, 32(3), 841–849.
187. von Steinbüchel, N., & Pöppel, E. (1993). Domains of rehabilitation: a theoretical perspective. *Behavioural Brain Research*, 56(1), 1-10.
188. Voytek, B., Kramer, M. A., Case, J., Lepage, K. Q., Tempesta, Z. R., Knight, R. T., & Gazzaley, A. (2015). Age-related changes in 1/f neural electrophysiological noise. *Journal of Neuroscience*, 35(38), 13257-13265.
189. Wang, L., Lin, X., Zhou, B., Pöppel, E., & Bao, Y. (2015). Subjective present: A window of temporal integration indexed by mismatch negativity. *Cognitive Processing*, 16(Suppl 1), 131-135.
190. Wang, L., Bao, Y., Zhang, J., Lin, X., Yang, L., Pöppel, E., & Zhou, B. (2016). Scanning the world in three seconds: Mismatch negativity as an indicator of temporal segmentation. *PsyCh Journal*, 5(3), 170-176.
191. Wei, J., Chen, T., Li, C., Liu, G., Qiu, J., & Wei, D. (2018). Eyes-open and eyes-closed resting states with opposite brain activity in sensorimotor and occipital regions: multidimensional evidences from machine learning perspective. *Frontiers in Human Neuroscience*, 12, 422.
192. Welch, P. D. (1967). The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms. *IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics*, 15(2), 70-73.

193. Whitmire, C. J., Liew, Y. J., & Stanley, G. B. (2021). Thalamic state influences timing precision in the thalamocortical circuit. *Journal of Neurophysiology*, 125(5), 1833-1850.
194. Wiener, M., Turkeltaub, P., & Coslett, H. B. (2010). The image of time: a voxel-wise meta-analysis. *Neuroimage*, 49(2), 1728-1740.
195. Wiener, M., Lohoff, F. W., & Coslett, H. B. (2011). Double dissociation of dopamine genes and timing in humans. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 23(10), 2811-2821.
196. Wiener, M., Lee, Y. S., Lohoff, F. W., & Coslett, H. B. (2014). Individual differences in the morphometry and activation of time perception networks are influenced by dopamine genotype. *Neuroimage*, 89, 10-22.
197. Wiener, M., Parikh, A., Krakow, A., & Coslett, H. B. (2018). An intrinsic role of beta oscillations in memory for time estimation. *Scientific Reports*, 8(1), 7992.
198. Wiener, M., & Thompson, J. C. (2015). Repetition enhancement and memory effects for duration. *Neuroimage*, 113, 268-278.
199. Wittmann, M. (1999). Time perception and temporal processing levels of the brain. *Chronobiology International*, 16(1), 17-32.
200. Wittmann, M., & Fink, M. (2004). Time and language—critical remarks on diagnosis and training methods of temporal-order judgment. *Acta Neurobiologiae Experimentalis*, 64(3), 341-348.
201. Wittmann, M., & van Wassenhove, V. (2009). The experience of time: neural mechanisms and the interplay of emotion, cognition and embodiment. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 364(1525), 1809-1813.
202. Wittmann, M. (2011). Moments in time. *Frontiers in integrative neuroscience*, 5, 66.
203. Wróbel, A. (1997). Zbiorna aktywność elektryczna mózgu. *Kosmos*, 46(3), 317-326.

204. Yang, Y., Yang, H., Deng, Y., Yu, T., & Luo, R. (2022). P3b Amplitude and Latency in Tic Disorders: A Meta-Analysis. *Brain Sciences*, 12(12), 1712.
205. Yarrow, K., Kohl, C., Segasby, T., Bansal, R. K., Rowe, P., & Arnold, D. H. (2022). Neural-latency noise places limits on human sensitivity to the timing of events. *Cognition*, 222, 105012.
206. Yu, X., Liu, T., & Gao, D. (2015). The mismatch negativity: An indicator of perception of regularities in music. *Behavioural Neurology*, 2015(1), 469508.
207. Zhao, X., Wang, L., Ge, C., Liu, X., Chen, M., & Zhang, C. (2020). Effect of process-based multi-task cognitive training program on executive function in older adults with mild cognitive impairment: study rationale and protocol design for a randomized controlled trial. *Frontiers in Psychiatry*, 11, 655.
208. Zhao, C., Enriquez, P., Izadifar, M., Pöppel, E., Bao, Y., & Zabolotkina, V. (2022). Complementarity of mental content and logistic algorithms in a taxonomy of cognitive functions. *PsyCh Journal*, 11(6), 973-979.
209. Zhou, S., & Buonomano, D. V. (2022). Neural population clocks: Encoding time in dynamic patterns of neural activity. *Behavioral Neuroscience*, 136(5), 374.
210. Zomer, A. H., & Brouwer, W. H. (1994). *Clinical Neuropsychology of Attention*. Oxford University Press.

7. SPIS RYCIN

Rycina 1. Schemat zadania pomiaru aktywności spoczynkowej	53
Rycina 2. Schemat prezentacji bodźców w zadaniu porównywania trwania dźwięków	54
Rycina 3. Schemat prezentacji bodźców w zadaniu pozauwagowej percepcji wyróżnionych dźwięków (protokół A oraz protokół B)	56
Rycina 4. Schemat prezentacji bodźców w zadaniu kontroli hamowania Go/No-Go	58
Rycina 5. Rozmieszczenie elektrod na powierzchni głowy w systemie 10–20	60
Rycina 6. Schemat obliczania fali odjętej	70
Rycina 7. Parametry potencjału niezgodności (MMN), na podstawie Wang i in. (2016)	71
Rycina 8. Średnia widmowa gęstość mocy ze wszystkich elektrod w zakresie od 1 do 90 Hz dla WCzPI i NCzPI	80
Rycina 9. Średnia widmowa gęstość mocy ze wszystkich elektrod w zakresie od 1 do 90 Hz dla WCzPI i NCzPI	81
Rycina 10. Różnice w widmowej gęstości mocy między grupami WCzPI a NCzPI	82
Rycina 11. Średnia widmowa gęstość mocy dla WCzPI i NCzPI na wybranych elektrodach, które stanowią 80% masy klastra.	83
Rycina 12. Różnice w widmowej gęstości mocy między grupami WCzPI a NCzPI.	84
Rycina 13. Porównanie wykładnika aperiodycznego między grupami WCzPI a NCzPI, obliczonego na podstawie uśrednionych wartości z wybranych elektrod.....	85
Rycina 14. Porównanie czasów reakcji na bodźce wyróżnione w warunkach łatwym i trudnym między grupami WCzPI a NCzPI.....	88
Rycina 15. Porównanie wartości d-prime dla warunku łatwego i trudnego między grupami WCzPI a NCzPI	89
Rycina 16. Średni przebieg potencjałów wywołanych bodźcem standardowym oraz wyróżnionym w warunkach łatwym i trudnym dla grupy WCzPI (elektrody FCz i CPz)	92

Rycina 17. Średni przebieg potencjałów wywołanych bodźcem standardowym oraz wyróżnionym w warunkach łatwym i trudnym dla grupy NCzPI (elektrody FCz i CPz)	93
Rycina 18. Różnice w potencjałach wywołanych bodźcem wyróżnionym między grupami WCzPI a NCzPI	94
Rycina 19. Średni potencjał wywołany bodźcami wyróżnionymi w warunku łatwym dla grup WCzPI i NCzPI	95
Rycina 20. Średni potencjał wywołany bodźcem wyróżnionym w warunku trudnym dla grup WCzPI i NCzPI	97
Rycina 21. Mapy topograficzne przedstawiające różnice w potencjałach wywołanych przez bodźce wyróżnione vs standardowe w warunkach łatwym i trudnym dla grupy WCzPI.....	100
Rycina 22. Mapy topograficzne przedstawiające różnice w potencjałach wywołanych przez bodźce wyróżnione vs standardowe w warunkach łatwym i trudnym dla grupy NCzPI.....	101
Rycina 23. Potencjały wywołane bodźcami standardowymi, wyróżnionymi oraz potencjał niezgodności uzyskany na fali odjętej w odpowiedzi na dźwięk 1000 Hz w poszczególnych warunkach dla WCzPI (po lewej) i NCzPI (po prawej).....	104
Rycina 24. Potencjały wywołane bodźcami standardowymi, wyróżnionymi oraz potencjał niezgodności uzyskany na fali odjętej w odpowiedzi na dźwięk 1500 Hz w poszczególnych warunkach dla WCzPI (po lewej) i NCzPI (po prawej).....	105
Rycina 25. Średni potencjał niezgodności (MMN) dla WCzPI i NCzPI uzyskany na fali odjętej dla dźwięku 1000 Hz (po lewej) i dźwięku 1500 Hz (po prawej), przedstawiony dla trzech warunków trudności (łatwy, średni, trudny) i zilustrowany na uśrednionych elektrodach czołowo-centralnych (F1, Fz, F2, FC1, FCz, FC2, C1, Cz, C2)	107
Rycina 26. Porównanie czasów reakcji na bodziec „Go” między grupami WCzPI a NCzPI. Czerwone punkty oznaczają średnie czasy reakcji	113

Rycina 27. Porównanie d-prime między grupami WCzPI a NCzPI.	114
Rycina 28. Średni przebieg potencjałów wywołanych bodźcem „No-Go” dla dwóch grup: WCzPI (górny wykres) i NCzPI (dolny wykres)	116
Rycina 29. Różnice w amplitudzie potencjałów wywołanych bodźcem „No-Go” między grupami WCzPI a NCzPI.	117
Rycina 30. Średni potencjał wywołany bodźcem „No-Go” dla grup WCzPI i NCzPI.....	118
Rycina 31. Średni przebieg potencjału wywołanego w odpowiedzi na bodziec „No-Go” dla grup WCzPI i NCzPI.....	119
Rycina 32. Średni przebieg potencjałów wywołanych bodźcem „Go” dla dwóch grup: WCzPI (górny wykres) i NCzPI (dolny wykres)	121
Rycina 33. Średni potencjał wywołany bodźcem „Go” dla grup WCzPI i NCzPI.	122
Rycina 34. Różnice w potencjałach wywołanych bodźcami „No-Go” vs „Go” dla WCzPI (lewa strona) oraz NCzPI (prawa strona)	125
Rycina 35. Schemat prezentacji tonów w metodzie obuusznej	185
Rycina 36. Schemat prezentacji tonów w metodzie rozdzielności	186
Rycina 37. Wykres punktowy przedstawiający wartości progu postrzegania kolejności zdarzeń uzyskane w metodzie rozdzielności i obuusznej (n = 84).....	188

8. SPIS TABEL

Tabela 1. Wybrane wskaźniki elektrofizjologiczne (oscylacyjne, nieoscylacyjne i ERP) oraz ich funkcja w czasowym przetwarzaniu informacji	45
Tabela 2. Charakterystyka grup wyodrębnionych na podstawie szacowania sprawności CzPI z wykorzystaniem metody obuusznej i rozdzielnościowej	51
Tabela 3. Etapy wstępnego przetwarzania danych EEG dla poszczególnych zadań	64
Tabela 4. Liczba osób uwzględnionych i odrzuconych w dalszych analizach	65
Tabela 5. Etapy estymacji widmowej gęstości mocy metodą Welch.....	67
Tabela 6. Etapy testu permutacyjnego opartego na klastrach	72
Tabela 7. Podsumowanie wykonanych analiz elektrofizjologicznych.....	75
Tabela 8. Podsumowanie wykonanych analiz dla danych behawioralnych.....	78
Tabela 9. Wyniki analizy wariancji z powtarzanym pomiarem dla amplitudy potencjału MMN.....	108
Tabela 10. Wyniki analizy wariancji z powtarzanym pomiarem dla latencji potencjału MMN	109
Tabela 11. Wyniki analizy wariancji z powtarzanym pomiarem dla momentu rozpoczęcia potencjału MMN	109
Tabela 12. Wyniki analizy wariancji z powtarzanym pomiarem dla momentu zakończenia potencjału MMN	110
Tabela 13. Wyniki analizy wariancji z powtarzanym pomiarem dla czasu trwania potencjału MMN.....	110
Tabela 14. Podsumowanie wyników międzygrupowych (WCzPI vs NCzPI) dla wskaźników elektrofizjologicznych w zadaniu 1 – pomiar aktywności spoczynkowej	128

Tabela 15. Podsumowanie wyników międzygrupowych (WCzPI vs NCzPI) dla wskaźników behawioralnych w zadaniu 2 – porównywanie długości trwania dźwięków	132
Tabela 16. Podsumowanie wyników wewnątrzgrupowych (bodziec wyróżniony vs bodziec standardowy) dla wskaźników elektrofizjologicznych w zadaniu 2 – porównywanie długości trwania dźwięków	133
Tabela 17. Podsumowanie wyników międzygrupowych (WCzPI vs NCzPI) dla wskaźników elektrofizjologicznych w zadaniu 2 – porównywanie długości trwania dźwięków.....	135
Tabela 18. Podsumowanie wyników międzygrupowych (WCzPI vs NCzPI) dla wskaźników elektrofizjologicznych w zadaniu 3 – pozauwagowa percepcja wyróżnionych dźwięków ...	138
Tabela 19. Podsumowanie wyników międzygrupowych (WCzPI vs NCzPI) dla wskaźników behawioralnych w zadaniu 4 – kontrola hamowania Go/No-Go	141
Tabela 20. Podsumowanie wyników wewnątrzgrupowych (No-Go vs Go) dla wskaźników elektrofizjologicznych w zadaniu 4 – kontrola hamowania Go/No-Go.....	143
Tabela 21. Podsumowanie wyników międzygrupowych (WCzPI vs NCzPI) dla wskaźników elektrofizjologicznych w zadaniu 4 – kontrola hamowania Go/No-Go.....	144

9. SPIS PUBLIKACJI NAUKOWYCH DOKTORANTKI

1. Binkowska, A. A., Jakubowska, N., **Krystecka, K.**, Galant, N., Piotrowska-Cyplik, A., & Brzezicka, A. (2021) Theta and alpha oscillatory activity during working memory maintenance in long-term cannabis users: The importance of the polydrug use context. *Frontiers in Human Neuroscience*, 15, 610.
<https://doi.org/10.3389/fnhum.2021.740277>
2. Stańczyk, M., Szelag, E., **Krystecka, K.**, & Szymaszek, A. (2023) Do we have a common timing mechanism in information processing in the millisecond domain? Evidence from perceptual and motor tasks. *Scientific reports*, 13(1), 21052.
<https://doi.org/10.1038/s41598-023-48238-7>
3. **Krystecka, K.**, Stanczyk, M., Magnuski, M., Szelag, E., & Szymaszek, A. (2024) Aperiodic activity differences in individuals with high and low temporal processing efficiency. *Brain Research Bulletin*, 111010.
<https://doi.org/10.1016/j.brainresbull.2024.111010>
4. **Krystecka, K.**, Stanczyk, M., Choinski, M., Szelag, E., & Szymaszek, A. (2025) Time to Inhibit: P300 amplitude differences in individuals with high and low temporal efficiency. *Cerebral Cortex*, 35(2), bhae500.
<https://doi.org/10.1093/cercor/bhae500>
5. **Krystecka, K.**, Szymaszek, A. (2025). Resting-State EEG Data for individuals with high and low temporal processing efficiency. V1. RepOD.
<https://doi.org/10.18150/MQ3MWN>
6. **Krystecka, K.**, Szymaszek, A. (2025). Go/No-Go Task EEG Data for Individuals with High and Low Temporal Processing Efficiency. V1. RepOD.
<https://doi.org/10.18150/PGM3SP>

10. ZAŁĄCZNIKI

10.1. Załącznik nr 1 – Opis metody obuusznej i rozdzielnousznej

Ocena sprawności CzPI w domenie milisekundowej odbywało się z wykorzystaniem dwóch metod: obuusznej i rozdzielnousznej. Zarówno metoda obuuszna jak i rozdzielnouszna polegały na prezentowaniu osobie badanej dwóch dźwięków w szybkim następstwie. Przerwy między dźwiękami zmieniały się podczas trwania badania zgodnie z założeniami algorytmu adaptacyjnego, opisanego poniżej. Dźwięki odtwarzane były przy użyciu oprogramowania Waves MaxxAudio Pro i prezentowane przez słuchawki Panasonic RP-HT161 na komfortowym poziomie głośności. W obu metodach każda para prezentowanych dźwięków była poprzedzona sygnałem ostrzegawczym, co miało na celu skupienie uwagi osoby badanej na prezentowanej parze. Każda z metod tj. obuuszna i rozdzielnouszna rozpoczynała się od demonstracji przykładowych par dźwięków z prośbą o określenie ich kolejności. Przerwa między przykładowymi dźwiękami była stosunkowo długa i wynosiła 240 ms w metodzie obuusznej oraz 160 ms w metodzie rozdzielnousznej. W tej części osoby badane otrzymywały informację zwrotną o poprawności odpowiedzi, a badacz miał okazję sprawdzić, czy badany zrozumiał instrukcję. Na dalszych etapach zadania badany nie otrzymywał informacji zwrotnej na temat poprawności wykonania. Wskaźnikiem efektywności czasowego przetwarzania informacji w domenie dziesiątek milisekund był Próg Postrzegania Kolejności (PPK) wyliczany osobno dla metody obuusznej i rozdzielnousznej. PPK definiuje się jako najkrótszą przerwę między dźwiękami, która jest niezbędna, aby badany mógł poprawnie określić ich kolejność z 75% dokładnością (Szeląg i wsp., 2018).

Metoda obuuszna

W metodzie obuusznej bodźcami były pary dwóch 10-milisekundowych sinusoidalnych tonów o różnych częstotliwościach: 400 Hz (ton niski) i 3000 Hz (ton wysoki). Każdy ton w parze był jednocześnie prezentowany do obu uszu. Tony oddzielała przerwa, której długość zmieniała się w trakcie badania. Osoby badane miały za zadanie werbalnie określić kolejność usłyszanych tonów, wybierając jedną z dwóch opcji: niski – wysoki lub wysoki – niski (rycina 35).



Rycina 35. Schemat prezentacji tonów w metodzie obuusznej.

Badanie metodą obuuszną składało się z dwóch części. Część 1 metody obejmowała prezentację 20 par tonów. Przerwa między tonami mieściła się w przedziale od 1 do 240 ms. W tej części w pierwszych 10 próbach przerwa skracała się, a w kolejnych 10 próbach wydłużała o stałą wartość 27 ms w stosunku do przerwy wynoszącej 240 ms między pierwszą parą tonów rozpoczynających procedurę. Na podstawie poprawności odpowiedzi w części 1 algorytm obliczał przerwę dla pary tonów rozpoczynającej część 2.

Część 2 obejmowała 50 par tonów. W każdej z tych par przerwa skracala się o 0,5–5% po każdej poprawnej odpowiedzi i wydłużała się o 10–20% po każdej błędnej odpowiedzi. Na podstawie odpowiedzi na 70 par tonów składających się na część 1 i 2 obliczano wartość PPK dla każdej osoby badanej. Im niższa wartość PPK, tym bardziej efektywne czasowe przetwarzanie informacji w domenie dziesiątek milisekund. Całe zadanie trwało około 15 minut.

Metoda rozdzielności

W metodzie rozdzielności bodźcami były pary identycznych, 1-milisekundowych klików o prostokątnej charakterystyce fali. Dźwięki były prezentowane oddzielnie do każdego ucha z różną przerwą w kolejnych próbach. Zadaniem osoby badanej było werbalne określenie kolejności prezentowanych klików, wybierając jedną z dwóch opcji: prawy – lewy lub lewy – prawy (rycina 36).



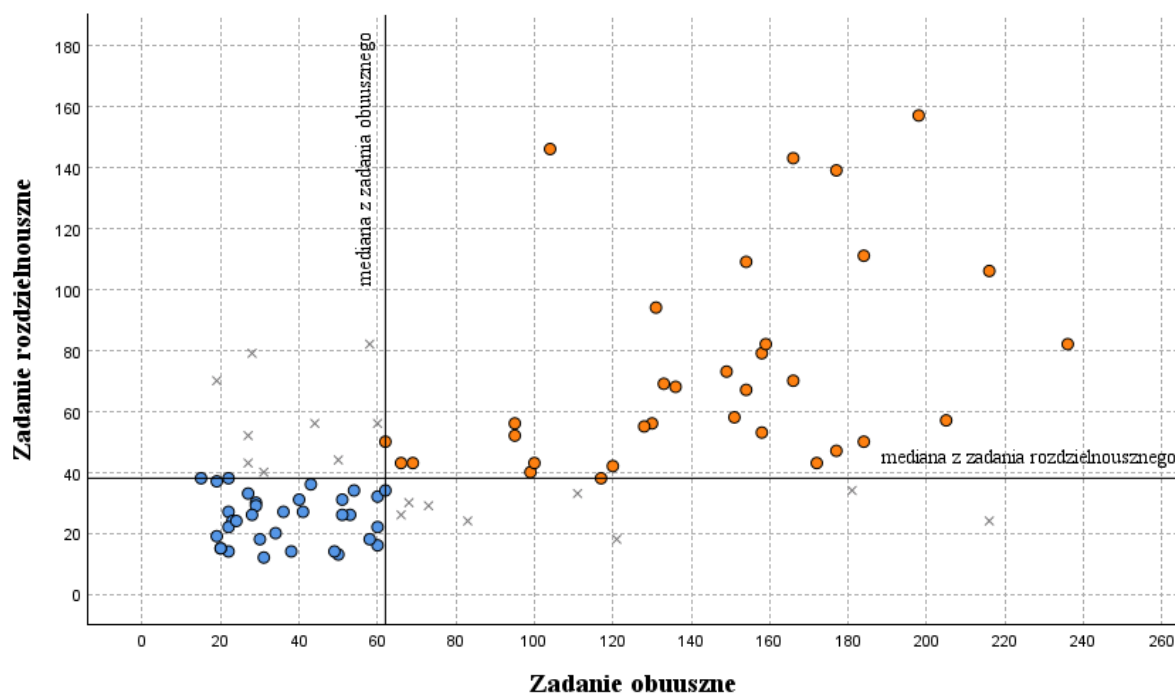
Rycina 36. Schemat prezentacji tonów w metodzie rozdzielności.

Część 1 badania obejmowała 20 prezentacji par tonów. Przerwa w metodzie rozdzielnościowej mieściła się w przedziale od 1 do 160 ms. W pierwszych 10 próbach przerwa skracala się, a w kolejnych 10 próbach wydłużała o stałą wartość 18 ms w stosunku do przerwy wynoszącej 160 ms między pierwszą parą tonów rozpoczynających procedurę. Na podstawie poprawności odpowiedzi w części 1 algorytm obliczał przerwę dla pary tonów rozpoczynającej część 2.

Część 2 obejmowała prezentację 50 par tonów. W każdej z tych par przerwa skracala się o 0,5–5% po każdej poprawnej odpowiedzi i wydłużała się o 10–20% po każdej błędnej odpowiedzi. Na podstawie poprawności odpowiedzi na 70 par tonów (część 1 i 2) algorytm obliczał wartość PPK dla każdej osoby badanej. Im niższa wartość PPK, tym bardziej efektywne czasowe przetwarzanie informacji w domenie dziesiątek milisekund. Całe zadanie trwało około 15 minut.

10.2. Załącznik nr 2 – Wykres punktowy przedstawiający indywidualne wartości PPK

Wartości progu postrzegania kolejności (PPK) zdarzeń uzyskane w metodzie rozdzielnościowej i obuusznej zaprezentowano na wykresie punktowym (rycina 37).



Rycina 37. Wykres punktowy przedstawiający wartości progu postrzegania kolejności zdarzeń uzyskane w metodzie rozdzielnościowej i obuusznej ($n = 84$). Pionowe i poziome linie ciągłe odzwierciedlają mediany wartości PPK w tych dwóch metodach, wskazując cztery kwartyle uzyskanych wyników. Niebieskimi kropkami oznaczone są osoby z grupy o wysokiej sprawności CzPI (W_{CzPI} , $n = 34$). Grupa ta charakteryzowała się PPK poniżej lub równym medianie w obu metodach. Pomarańczowymi kropkami oznaczone są osoby z grupy o niskiej sprawności CzPI ($NCzPI$, $n = 33$). Grupa ta charakteryzowała się PPK powyżej lub równym medianie w obu metodach. Szarymi krzyżykami oznaczone są osoby z grupy o mieszanej sprawności CzPI ($MCzPI$, $n = 17$). Grupa ta charakteryzowała się PPK powyżej/poniżej mediany w jednej metodzie i poniżej/powyżej w drugiej