

Uniwersytet Warszawski
Wydział Fizyki

Agnieszka Porowska

Nr albumu: 323371

**Analiza zmian w sygnale LFP
związanych z treningiem
wzrokowym i stymulacją
elektryczną w strukturach układu
wzrokowego szczura.**

**Praca magisterska
na kierunku ZASTOSOWANIA FIZYKI W BIOLOGII I MEDYCYNIE
specjalność Neuroinformatyka**

Praca wykonana pod kierunkiem
dra hab. Jarosława Żygierewicza

Zakład Fizyki

Instytut Fizyki Doświadczalnej

Wydział Fizyki, Uniwersytet Warszawski

oraz

prof. dr hab. Wioletty Waleszczyk

Pracownia Neurobiologii Widzenia

Instytut Biologii Doświadczalnej im. M. Nenckiego PAN

Czerwiec 2015

Oświadczenie kierującego pracą

Potwierdzam, że niniejsza praca została przygotowana pod moim kierunkiem i kwalifikuje się do przedstawienia jej w postępowaniu o nadanie tytułu zawodowego.

Data

Podpis kierującego pracą

Oświadczenie autora (autorów) pracy

Świadom odpowiedzialności prawnej oświadczam, że niniejsza praca dyplomowa została napisana przeze mnie samodzielnie i nie zawiera treści uzyskanych w sposób niezgodny z obowiązującymi przepisami.

Oświadczam również, że przedstawiona praca nie była wcześniej przedmiotem procedur związanych z uzyskaniem tytułu zawodowego w wyższej uczelni.

Oświadczam ponadto, że niniejsza wersja pracy jest identyczna z załączoną wersją elektroniczną.

Data

Podpis autora (autorów) pracy

Streszczenie

W pracy wykorzystano dane pochodzące z eksperymentów na szczurach w dwóch paradygmatach. Dla obu warunków doświadczalnych zarejestrowano sygnał kontrolny, czyli odpowiedź układu wzrokowego na bodziec świetlny. Następnie jedną grupę szczurów od razu poddano treningowi wzrokowemu, i zbierano sygnał po jednej, dwóch i trzech godzinach od początku treningu. W drugiej grupie również rejestrowano efekt treningu wzrokowego w tych samych odstępach czasowych, jednak zanim przystąpiono do treningu, przez 1 min stymulowano oko sygnałem elektrycznym prostokątnym o częstotliwości 20 Hz i amplitudzie (peak-to-peak) 200 μ A. Elektrody zostały umieszczone bezpośrednio w mózgu szczura w strukturach układu wzrokowego. W pracy wykorzystano po 13 elektrod w obydwu eksperymentach wybranych na podstawie kształtu odpowiedzi na bodziec. Sygnały filtrowano filtrem Butterwortha oraz filtrem notch (pasmowozaporowym). Do analizy wykorzystano nieznormalizowaną kierunkową funkcję przejścia (NDTF). Istotność statystyczną na poziomie 95 procent sprawdzono za pomocą bootstrapu.

Słowa kluczowe

analiza sygnałów, potencjał wywołany, kora wzrokowa, układ wzrokowy, Direct Transfer Function, nDTF

Dziedzina pracy (kody wg programu Socrates-Erasmus)

13.2 Fizyka

Tytuł pracy w języku angielskim

Analysis of changes in LFP signal related to visual training and electric stimulation in rat visual system structures.

Spis treści

Cel pracy	5
1. Wprowadzenie	7
1.1. Budowa układu wzrokowego	7
1.2. Lokalne potencjały polowe	8
1.3. Warstwowa budowa struktur	10
1.3.1. Kora wzrokowa	10
1.3.2. Wzgórek czworaczy górny	11
2. Pochodzenie danych doświadczalnych	13
2.1. Dane doświadczalne	13
2.2. Procedury eksperymentów	13
2.2.1. Eksperyment A	14
2.2.2. Eksperyment B	14
2.3. Przygotowanie danych do analizy	14
3. Metodologia	17
3.1. Uśrednianie potencjałów wywołanych	17
3.1.1. Opis metody	17
3.1.2. Zastosowanie metody	18
3.1.3. Statystyka	18
3.2. Wielokanałowy model autoregresyjny	19
3.3. Połączenia funkcjonalne	19
3.3.1. Przyczynowość w sensie Grangera	19
3.3.2. Kierunkowa funkcja przejścia – opis metody	20
3.3.3. Zastosowanie metody	20
3.3.4. Statystyka	20
4. Wyniki	21
4.1. Uśrednianie EP	21
4.1.1. Analiza uśrednionych potencjałów w czasie	22
4.1.2. Statystyka	24
4.2. Połączenia funkcjonalne	26
4.2.1. Połączenia z CxC do LGN	26
4.2.2. Połączenia z CxC do SC	28
4.2.3. Połączenia z SC do CxC	29
5. Dyskusja	31

Cel pracy

▲ Celem pracy było porównanie odpowiedzi na bodziec wzrokowy poprzedzony treningiem wzrokowym i stymulacją elektryczną.▲

Rozdział 1

Wprowadzenie

Odkrycie aktywności elektrycznej w mózgu przypisuje się Richardowi Catonowi i Adolfowi Beckowi, którzy niezależnie rejestrowali zmiany potencjału elektrycznego bezpośrednio z mózgu zwierząt. Skutkiem tych doświadczeń było odkrycie najpierw elektokortykogramu (ECoG) a następnie elektroencefalogramu (EEG). Za twórcę nieinwazyjnej metody rejestrowania sygnału z powierzchni skóry uznaje się Hansa Bergera (Coenen and Zayachkivska, 2013). Dalsze doświadczenia pozwoliły na sformułowanie wniosku, iż w spontanicznej aktywności mózgu można wyróżnić pasma o określonej częstotliwości i amplitudzie, które mają różne właściwości. Do najważniejszych zaliczają się:

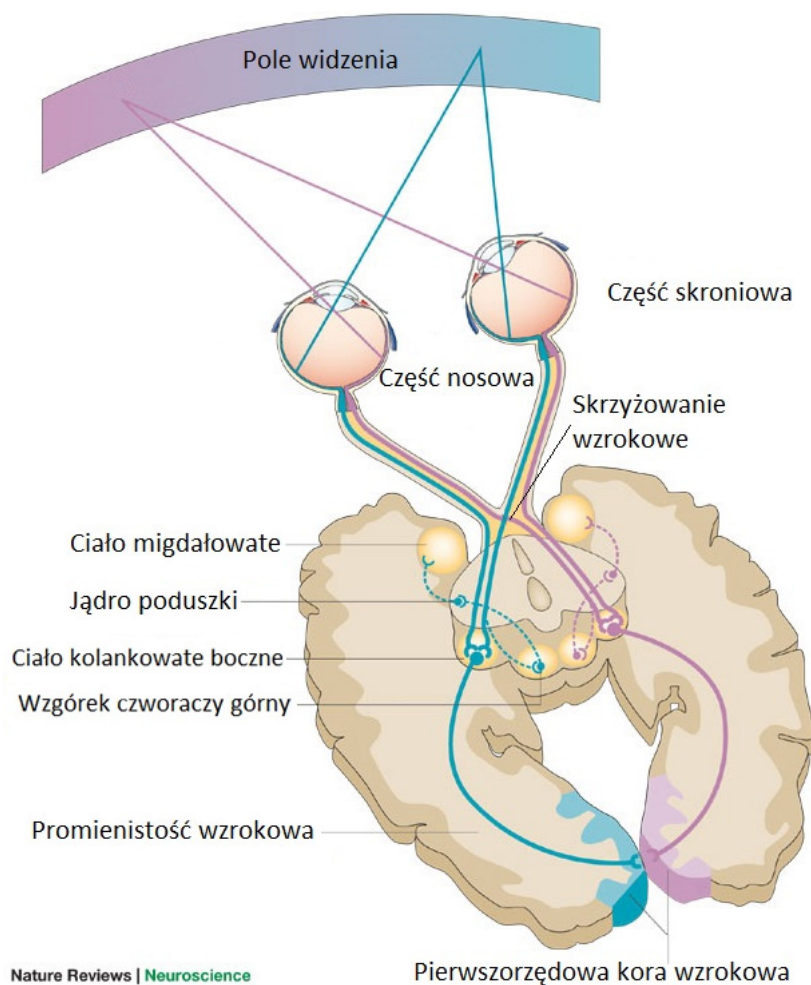
- pasmo delta: 0 - 4 Hz
- pasmo theta: 4 - 7 Hz
- pasmo alfa: 8 - 13 Hz
- pasmo beta: 15 - 30 Hz
- pasmo gamma >30 Hz. (Schomer and Lopes da Silva, 2010)

Już pod koniec lat 40 ubiegłego wieku zauważono, że w wyniku prezentacji bodźca w zapisie EEG pojawia się słabo widoczna odpowiedź na ten bodziec. Pionierem badań w tym zakresie był G.D. Dawson który zarejestrował odpowiedzi na bodziec na kilku kliszach fotograficznych i po nałożeniu ich na siebie dostrzegł wzmocnienie odpowiedzi. Uśredniony sygnał z kilku realizacji zsynchronizowanych względem bodźca nazywa się potencjałem wywołanym EP (z *ang. evoked potentials*) (Schomer and Lopes da Silva, 2010). Amplituda potencjału jest różna dla każdego organizmu a także badanej struktury. Jednakże wielokrotne powtarzanie serii jednakowych bodźców, zwane po prostu treningiem wzrokowym, powoduje jej wzmocnienie (Hager and Dringenberg, 2010). To wzmocnienie jest zauważalne jako zwiększenie amplitudy odpowiedzi na bodziec. Jednocześnie obserwuje się polepszenie funkcji wzrokowych za pomocą nieinwazyjnego stymulowania mózgu prądem o niskiej amplitudzie (Schulz et al., 2013).

1.1. Budowa układu wzrokowego

Na Rysunku 1.1 przedstawiono schemat organizacji układu wzrokowego. Informacja wzrokowa z siatkówki dociera do kory wzrokowej dwiema równoległymi drogami. Obie zaczynają się na siatkówce, gdzie bodźce świetlne odbierane przez fotoreceptory, są przetwarzane przez szereg

komórek nerwowych i w postaci zmian potencjału są przekazywane do nerwu wzrokowego. Tu drogi się rozdzielają. Pierwsza z nich, zwana kolankowatą drogą wzrokową, prowadzi przez część grzbietową jądra kolankowatego bocznego (*ang. dorsal lateral geniculate nucleus, dLGN*) do pierwszorzędowej kory wzrokowej (V1), a stamtąd do pól korowych wyższych rzędów. Druga droga, zwana pozakolankowatą drogą wzrokową, wiedzie przez wzgórek czworaczy górny przez kompleks jądra tylnobocznego poduszki i dociera, do pierwszorzędowej kory wzrokowej i dalej do pól korowych wyższych rzędów. (Waleszczyk et al., 2004).



Rysunek 1.1: Schemat układu wzrokowego (Hannula et al., 2005).

1.2. Lokalne potencjały polowe

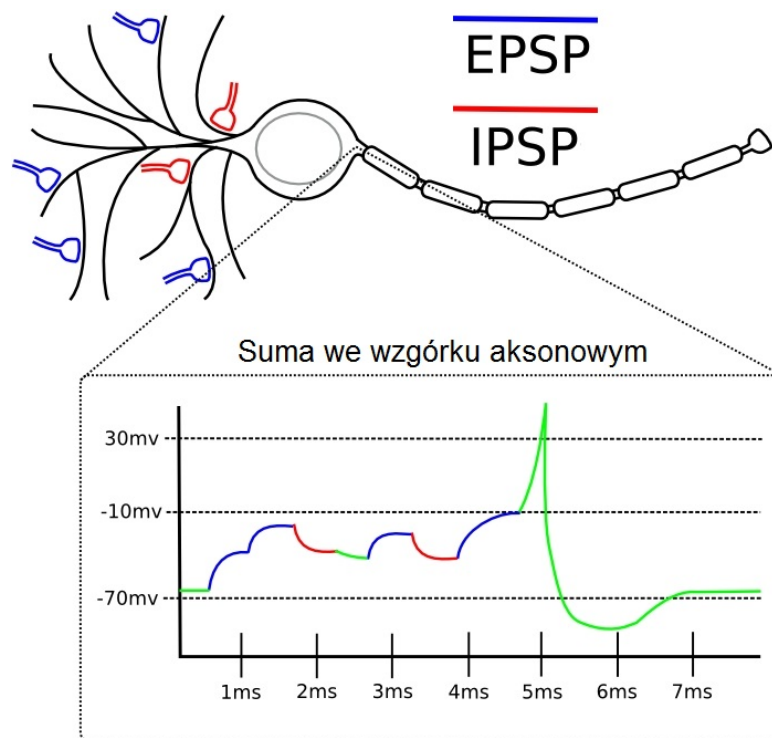
Sygnał rejestrowany bezpośrednio z kory i warstw podkorowych nazywany jest elektrokorykogramem. Jest to metoda inwazyjna i tylko w wyjątkowych okolicznościach przeprowadza się ją na ludziach. ~~Jest znacznie dokładniejsza od EEG dzięki temu, że~~ elektrody umieszczone są tuż obok neuronów – zbiera się w ten sposób zapis aktywności mózgu z niewielkiego obszaru. Zapis ten zwany jest lokalnymi potencjałami polowymi (*ang. Local Field Potentials*). W odróżnieniu od sygnału z powierzchni głowy, w LFP rejestruje się nie tylko potencjał

postsynaptyczny (Rysunek 1.2), ale także czynnościowy (Rysunek 1.3).

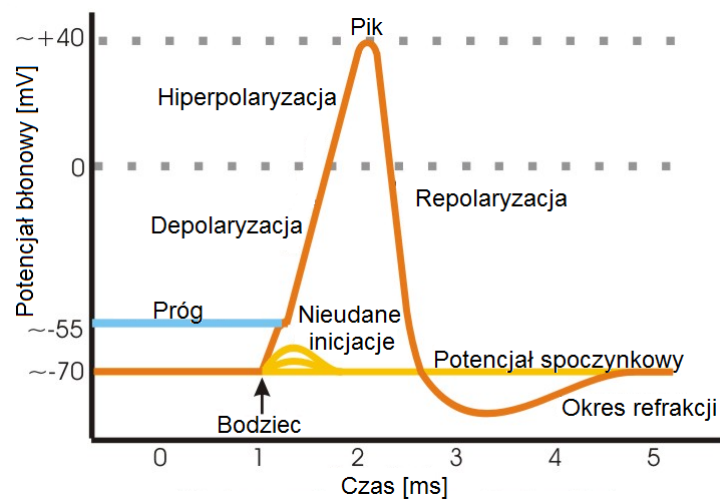
Potencjały postsynaptyczne są to potencjały docierające do dendrytu komórki nerwowej. Występują dwa rodzaje:

- potencjały pobudzające EPSP (z ang. *Excitatory Post-Synaptic Potentials*)
- potencjały hamujące IPSP (z ang. *Inhibitory Post-Synaptic Potentials*)

Pierwsze z nich zwiększają szansę na wywołanie potencjału czynnościowego, a drugie tę szansę zmniejszają. Do neuronu dociera równocześnie wiele potencjałów. W chwili, gdy ich suma przekroczy pewną wartość graniczną, neuron zostaje pobudzony. Generuje potencjał czynnościowy, który propaguje się wzdłuż aksonu.



Rysunek 1.2: Schemat potencjałów postsynaptycznych.



Rysunek 1.3: Schemat potencjału czynnościowego.

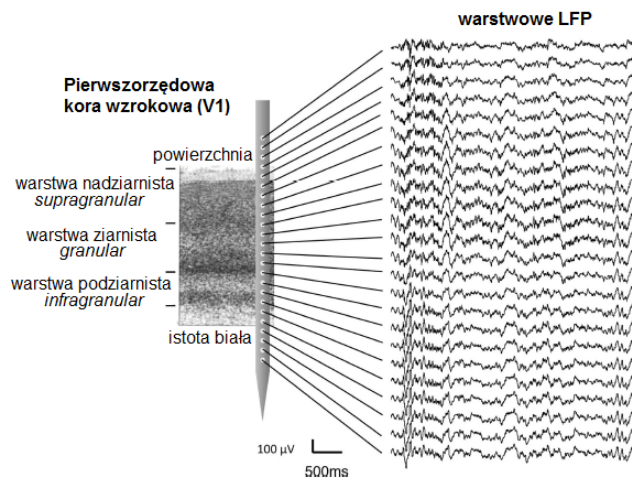
1.3. Warstwowa budowa struktur

Zarówno kora wzrokowa jak i wzgórek czworaczy górny charakteryzują się warstwową budową. Poszczególne warstwy różnią się funkcją oraz połączeniami do innych struktur. Kluczem do ich rozpoznania jest przebieg widoczny na wykresach uśrednionych potencjałów wywołanych.

1.3.1. Kora wzrokowa

W pierwszorzędowej korze wzrokowej (V1) można wyróżnić 6 warstw (Maier et al., 2010):

- 3 warstwy nadziarniste
- 1 warstwę ziarnistą
- 2 warstwy podziarniste



Rysunek 1.4: Struktura warstwowa pierwszorzędowej kory wzrokowej (Maier et al., 2010).

1.3.2. Wzgórek czworaczy górny

Na Rysunku 1.5 przedstawiono schematyczną strukturę wzgórka czworaczego górnego. Skrótaami oznaczono:

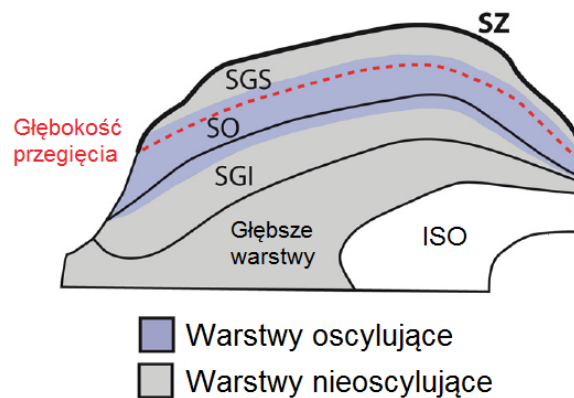
SZ - *stratum zonale*

SGS - *stratum griseum superficiale*

SO - *stratum opticum*

SGI - *stratum griseum intermediale*

ISO - istota szara okołowodociągowa



Rysunek 1.5: Struktura warstwowa wzgórka czworaczego górnego (Stitt et al., 2013).

Rozdział 2

Pochodzenie danych doświadczalnych

2.1. Dane doświadczalne

Dane wykorzystane w niniejszej pracy pochodzą z eksperymentów przeprowadzonych w Pracowni Neurobiologii Widzenia Instytutu Biologii Doświadczalnej PAN im. Marcelego Nenckiego w Warszawie. Zostały zebrane przez zespół doświadczalny składający się z dra Andrzeja Foika i mgr inż. Katarzyny Żeber w okresie od września do grudnia 2014 r.

W każdym doświadczeniu wykorzystano 20 szczurów z gatunku Wistar, z których do analizy wybrano 2, po jednym z każdego eksperymentu. Szczury zostały znieczulone dootrzewnowym zastrzykiem z uretanu (2 ml/kg). W mózgu każdego ze zwierząt umieszczono 4 elektrody:

- 1 po stronie ipsilateralnej względem bodźca – w korze wzrokowej (CxI)
- 3 po stronie kontralateralnej względem bodźca:
 - w korze wzrokowej (CxC)
 - we wzgórku czworaczym górnym (SC)
 - w jądrze kolankowatym bocznym (LGN)

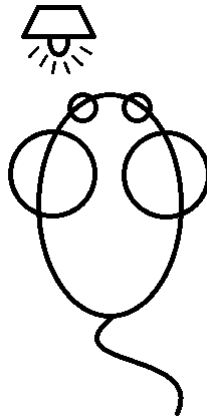
Na każdej elektrodzie znajdowało się od 7 do 16 kontaktów. Oba zestawy danych zawierały różne liczby kanałów. W eksperymencie A do rejestracji aktywności kory wzrokowej wykorzystano 16 kontaktów dla każdej półkuli, a w eksperymencie B – 8 kontaktów (kontakty były rozmieszczone 2-krotnie rzadziej.) W obu eksperymentach informację ze wzgórka czworaczego zbierano za pomocą 7 kontaktów, a z jądra kolankowatego bocznego – 8 kontaktów.

2.2. Procedury eksperymentów

Zastosowano dwie różne procedury eksperymentalne opisane poniżej.

2.2.1. Eksperyment A

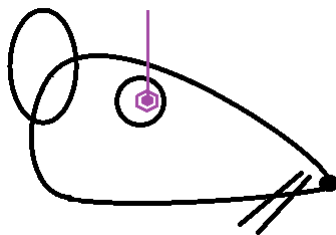
Co 15 minut prezentowano serię bodźców w postaci błyskającego światła, którego źródło umieszczono blisko jednego oka (Rysunek 2.1). Jako próbę kontrolną przyjęto pierwszą rejestrację, zakładając, że jest to odpowiedź w stanie nieprzyzwyczajonym do stymulacji. Błyski trwały 2 ms i pojawiały się z różną częstotliwością (przerwy wynosiły od 2 do 2,13 s) 300 razy. Sygnał zbierano co godzinę.



Rysunek 2.1: Schemat eksperymentu A.

2.2.2. Eksperyment B

Czterokrotnie przez pół sekundy stymulowano lewe oko prądem elektrycznym za pomocą niewielkiej elektrody umieszczonej na gałce ocznej (Rysunek 2.2). Amplituda prądu wynosiła 2 mA, a częstotliwość 100 Hz. Następnie stymulowano to samo oko bodźcem świetlnym w seriach po 200 błysków (takich jak w eksperymencie A) i co godzinę rejestrowano odpowiedź.



Rysunek 2.2: Schemat stymulacji elektrycznej przeprowadzanej podczas eksperymentu B.

2.3. Przygotowanie danych do analizy

Sygnał został zarejestrowany z częstotliwością 20 kHz, odfiltrowany pasmowo-przepustowo w przedziale 0,3 - 10 kHz oraz wzmocniony 500-krotnie przy użyciu **wzmacniacza różnicowego**

prądu zmiennego firmy A-M SystemsTM (<https://www.a-msystems.com/>).

Uznano, że tak wysoka częstość próbkowania nie jest potrzebna do dalszej analizy, dlatego zdecydowano się zredukować ją do częstości 250 Hz. W tym celu trzykrotnie na przemian filtrowano sygnał dolnoprzepustowym filtrem Butterwortha (częstości odcięcia: 2,5 kHz, 500 Hz i 100 Hz) i decymowano (ang. *downsampling*). Kolejnym krokiem było odfiltrowanie artefaktów pochodzących od napięcia sieciowego (pasmowo-zaporowy filtr Butterwortha w przedziale 49,5-50,5 Hz) i usunięcie niskich częstości (górnoprzepustowy filtr Butterwortha 1 Hz). Następnie każdą próbkę znormalizowano poprzez odjęcie średniej z danego kanału i podzielenie przez odchylenie standardowe.

Filtry Butterwortha zostały wybrane ze względu na to, że tylko w niewielkim stopniu zniekształcają sygnał. Odbywa się to jednak kosztem niższej skuteczności filtracji. Filtrowano metodą *filtfilt*, ponieważ nie zmienia fazy sygnału wejściowego.

Tak przygotowane dane pocięto na odcinki od -0,2 s do 1 s (gdzie 0 było momentem wystąpienia bodźca) i uśredniono po realizacjach.

Do dalszej analizy wybrano po 4 kanały z kory wzrokowej (zarówno kontra- i ipsilateralnej względem bodźca) i wzgórek czworaczego oraz jeden kanał z ciała kolankowatego bocznego. Zmniejszenie liczby kanałów było niezbędne z dwóch powodów:

- część kontaktów na elektrodach nie działała poprawnie – rejestrował się szum, a nie właściwy sygnał
- kanały warstw leżących jedna nad drugą były bardzo podobne

Wyboru dokonano na podstawie analizy uśrednionych potencjałów, patrz Sekcja 3.1.2.

Rozdział 3

Metodologia

3.1. Uśrednianie potencjałów wywołanych

3.1.1. Opis metody

VEP (z ang. *Visual Evoked Potential*) jest szczególnym przypadkiem potencjałów wywołanych stanu ustalonego, gdzie stymulacja odbywa się za pomocą fali świetlnej. Stymulacją jest seria krótkotrwałych błysków światła powtarzających się w sposób ściśle periodyczny. W założeniu spontaniczna aktywność ECoG jest procesem stochastycznym (niezależnym, stacjonarnym szumem o średniej zero), a odpowiedź mózgu na każdy z kolejnych bodźców jest niezmienna. Wtedy sygnał mierzony w i -tej realizacji możemy wyrazić jako:

$$x_i(t) = s(t) + n_i(t), \quad (3.1)$$

gdzie $s(t)$ jest rzeczywistym sygnałem, a $n_i(t)$ – składową szumu. Po uśrednieniu N realizacji otrzymuje się:

$$\bar{x}(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i(t) = s(t) + \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N n_i(t). \quad (3.2)$$

Dla szumu o średniej zero, wartość oczekiwana wynosi:

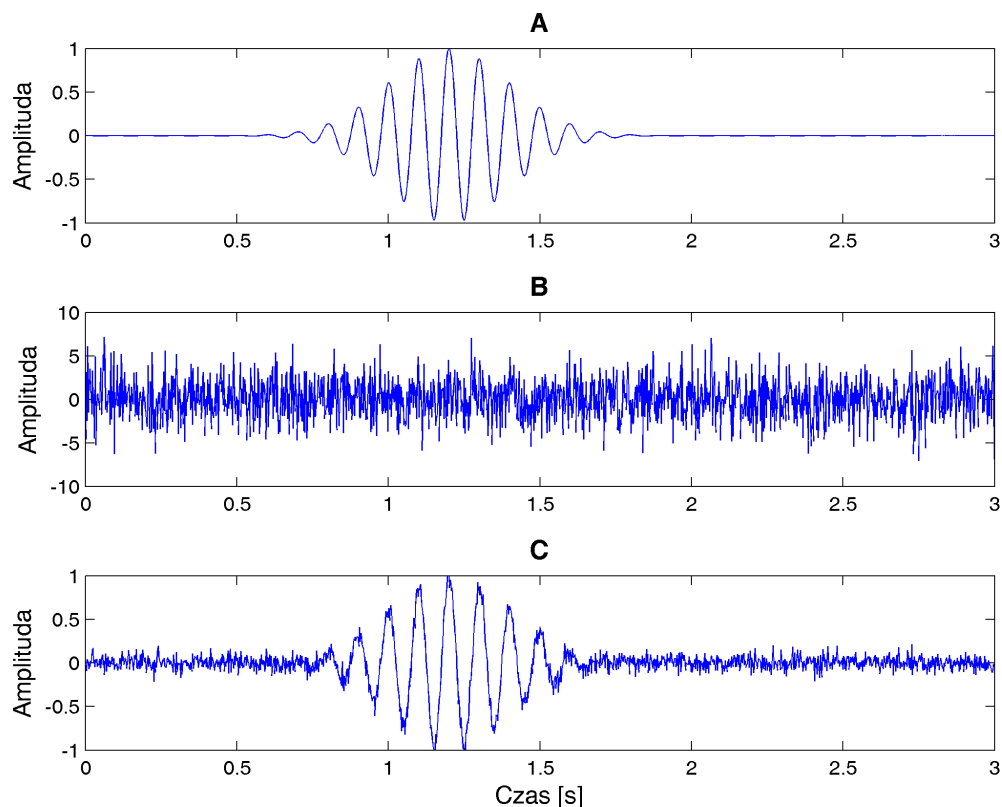
$$E \left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N n_i(t) \right] = 0, \quad (3.3)$$

z czego wynika, że dla uśrednionego sygnału $E[\bar{x}(t)] = s(t)$.

Na Rysunku 3.1 przedstawiono kolejno:

- funkcję Gabora przed dodaniem szumu
- funkcję Gabora z nałożonym szumem
- sygnał uśredniony.

Widać, że na ostatnim wykresie udało się odzyskać pierwotny kształt.



Rysunek 3.1: Na wykresie A narysowano funkcję Gabora o częstotliwości 10 Hz, odchyleniu standardowym $\sigma_g = 0.2$ i amplitudzie $A = 1$. Wykres B przedstawia tę samą funkcję co wykres A po dodaniu 30 składowych szumowych z rozkładu normalnego o średniej $m_{sz} = 0$ i odchyleniu standardowym $\sigma_{sz} = 0.4$. Wykres C to 1000 uśrednionych sygnałów z wykresu B.

3.1.2. Zastosowanie metody

Dane z każdego zestawu uśredniono po realizacjach i oddzielenie analizowano kanały odpowiadające każdej strukturze. W pierwszej kolejności odrzucono „puste” kanały, których średnia na całym badanym wycinku oscylowała wokół zera. Następnie szukano „przegięcia”, czyli odwrócenia potencjału w okolicy odpowiedzi na bodziec (czas 0-0,1 s). Jeśli to było możliwe, wybierano kanały bez artefaktu w momencie wystąpienia bodźca.

Może tu by opis nieco rozjaśniły odpowiednie przykładowe ilustracje

3.1.3. Statystyka

Spośród wszystkich realizacji 6 razy losowano bez powtórzeń 50 realizacji i uśredniano. Następnie liczone maksymalną różnicę między najwyższym i najniższym punktem na przedziale 0 – 0,1 s. Po sprawdzeniu testem Shapiro-Wilka, że tak policzone średnie amplitudy należą do rozkładu normalnego, przeprowadzano test T studenta, by się przekonać, czy wzrost amplitudy pomiędzy kontrolą a każdą kolejną godziną rejestracji jest istotny statystycznie.

3.2. Wielokanałowy model autoregresyjny

Sygnały pochodzące z rejestracji aktywności mózgu mogą być opisywane przez model AR (ang. *autoregressive model*). Założeniem tego modelu jest to, że na podstawie p pierwszych próbek można przewidzieć wartość $p + 1$ próbek:

$$x(t) = \sum_{i=1}^p a_i x(t-i) + e(t), \quad (3.4)$$

gdzie a_i jest i -tym współczynnikiem, a $e(t)$ – składową szumową.

Jeśli podczas eksperymentu rejestruje się dane równocześnie z kilku źródeł, można przypuszczać, że są ze sobą związane. Wtedy sygnał z każdego źródła w i -tej chwili czasu traktuje się jak złożenie liniowe p poprzednich próbek wszystkich źródeł:

$$\sum_{i=1}^p A(t)X(t-i) = E(t). \quad (3.5)$$

Po przetransformowaniu powyższego równania do dziedziny częstości za pomocą transformacji Z , otrzymuje się:

$$A(z)X(z) = E(z), \quad (3.6)$$

gdzie $z = e^{2\pi i f \Delta t}$. Macierz wariancji szumów V można zapisać:

$$V = E(f) * E(f)^+, \quad (3.7)$$

Znak $+$ oznacza transpozycję macierzy połączoną ze sprzężeniem zespolonym jej elementów. Dla określenia rzędu modelu (p) stosuje się różnego rodzaju kryteria. Jednym z nich jest kryterium Akaikego (Blinowska and Żygierewicz, 2012):

$$AIC(p) = \ln(\det(V)) + 2 \frac{p}{N}. \quad (3.8)$$

3.3. Połączenia funkcjonalne

Zależności między dostępnymi kanałami (dane z kilku źródeł zbierane równocześnie) można badać na wiele sposobów. Jedną z podstawowych miar podobieństwa między kanałami jest koherencja. Wadą tej funkcji jest to, że nie pozwala stwierdzić kierunku oddziaływania między danymi źródłowymi. Żeby móc odpowiedzieć na pytanie, który kanał generuje informację, a który ją tylko odbiera, skorzystano z kierunkowej funkcji przejścia, bazującej na przyczynowości w sensie Grangera.

3.3.1. Przyczynowość w sensie Grangera

Definicja przyczynowości bazuje na przewidywalności szeregów czasowych. Przy założeniu, że wartość sygnału x da się przewidzieć na podstawie p poprzednich wartości otrzymuje się:

$$x(t) = \sum_{i=1}^p A_1(i)x(t-i) + E_1(t), \quad (3.9)$$

gdzie A_1 jest macierzą współczynników, a E_1 – macierzą wartości szumowych.

Przy takim zapisie dąży się do tego, by wartości współczynników były jak największe. Tym samym możemy traktować macierz wartości szumowych jako miarę dopasowania – im czynnik szumowy jest mniejszy, tym dane są lepiej opisywane przez model.

Przy założeniu, że na wartość sygnału x ma również wpływ sygnał y , można zapisać:

$$x(t) = \sum_{i=1}^p A_1(i)x(t-i) + \sum_{i=1}^p A_2(i)y(t-i) + E_2(t). \quad (3.10)$$

Jeśli $\text{var}(E_1) > \text{var}(E_2)$, to można powiedzieć, że w sensie przyczynowości Grangera sygnał x jest zależny od sygnału y . W przypadku gdy obie wartości są porównywalne to znaczy, że dodatkowa informacja o wartościach sygnału y nie wniosła nic do opisu wartości sygnału x , a więc sygnał x jest niezależny od sygnału y .

3.3.2. Kierunkowa funkcja przejścia – opis metody

Kierunkowa funkcja przejścia (z ang. *Direct Transfer Function*) opiera się o założenie, że dane są dobrze opisywane przez wielokanałowy model autoregresyjny (MVAR). Definiuje się ją przez macierz przejścia modelu H daną wzorem: $H = A^{-1}$.

Kierunkowa funkcja przejścia w wersji nieznormalizowanej:

$$NDTF_{i \rightarrow j}^2(f) = |H_{ij}(f)|^2 \quad (3.11)$$

Znormalizowana kierunkowa funkcja przejścia:

$$DTF_{i \rightarrow j}^2(f) = \frac{|H_{ij}(f)|^2}{\sum_{m=1}^k |H_{im}(f)|^2} \quad (3.12)$$

3.3.3. Zastosowanie metody

Dla danych z obu eksperymentów wybrano model 4 rzędu na podstawie kryterium Akaikego. Dla wybranych 13 kanałów policzono NDTF w czasie, gdzie rozmiar okna wynosił 25 próbek, a przesunięcie – 5. Następnie wybrano trzy zakresy częstości, w których analizowano sygnał:

- [1-10] Hz
- [10-30] Hz
- [20-40] Hz

3.3.4. Statystyka

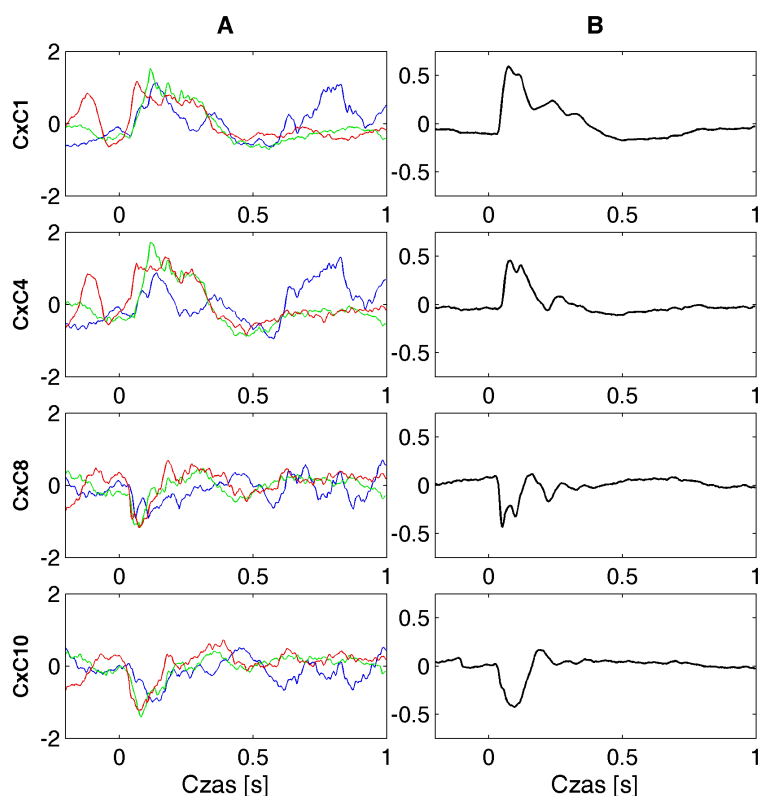
Istotność statystyczną sprawdzano na podstawie bootstrapu: szacowania rozkładu przy pomocy wielokrotnego (tu 200 razy) losowania ze zwracaniem z danej próby. Analizowany przedział był najmniejszym możliwym przedziałem, w którym mieściły się wszystkie próbki z 95% przedziału ufności dla danego zakresu częstości.

Rozdział 4

Wyniki

4.1. Uśrednianie EP

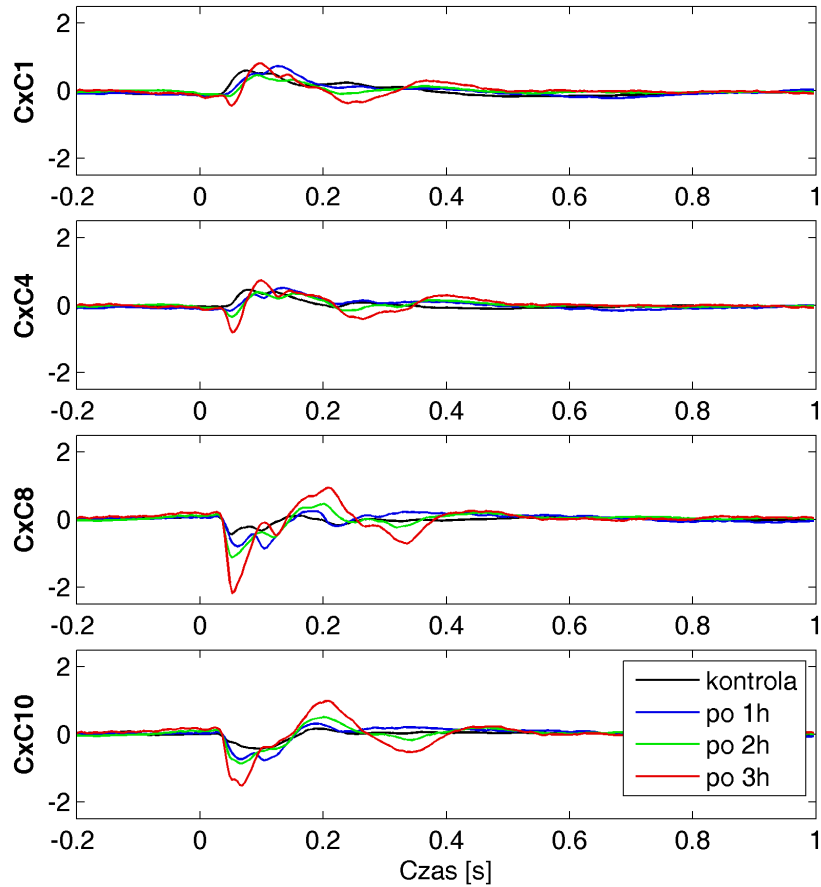
Na Rysunku 4.1 przedstawiono uśrednianie potencjałów. Przed uśrednieniem dane są chaotyczne, dopiero po uśrednieniu uwidacznia się kształt odpowiedzi na bodziec. Pomiędzy kanałami CxC4 i CxC8 widoczne jest przecięcie.



Rysunek 4.1: Eksperymentu A przed treningiem wzrokowym (kontrola) – 4 wybrane kanały kontralateralnej kory wzrokowej (CxC). W kolumnie A przedstawiono 3 pojedyncze realizacje, a w kolumnie B – uśrednione potencjały wywołane po wszystkich realizacjach.

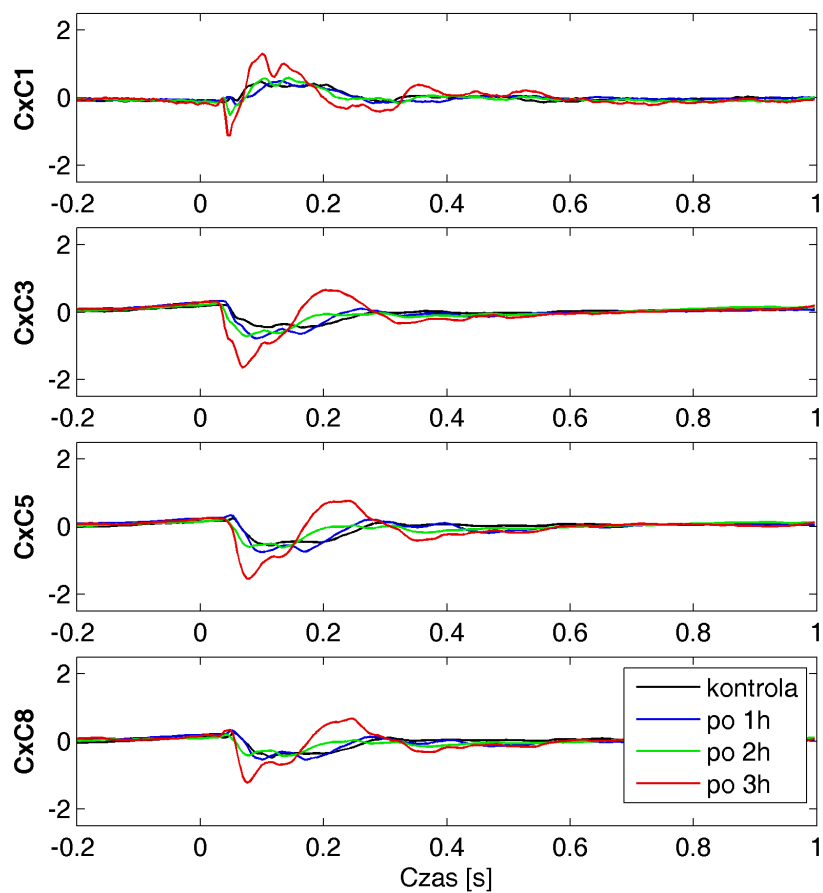
4.1.1. Analiza uśrednionych potencjałów w czasie

Na Rysunkach 4.2 i 4.3 przedstawiono uśrednione po realizacjach potencjały wywołane dla różnych długości treningu odpowiednio dla danych z eksperymentu A i B.



Rysunek 4.2: Dane pochodzą z eksperymentu A – 4 wybrane kanały kontralateralnej kory wzrokowej (CxC). Kolorami zaznaczono uśrednione po realizacjach potencjały wywołane przed treningiem wzrokowym, po jednej, dwóch i trzech godzinach.

Na wykresach widoczne jest zwiększanie się amplitudy odpowiedzi na bodziec wraz z długością treningu wzrokowego.



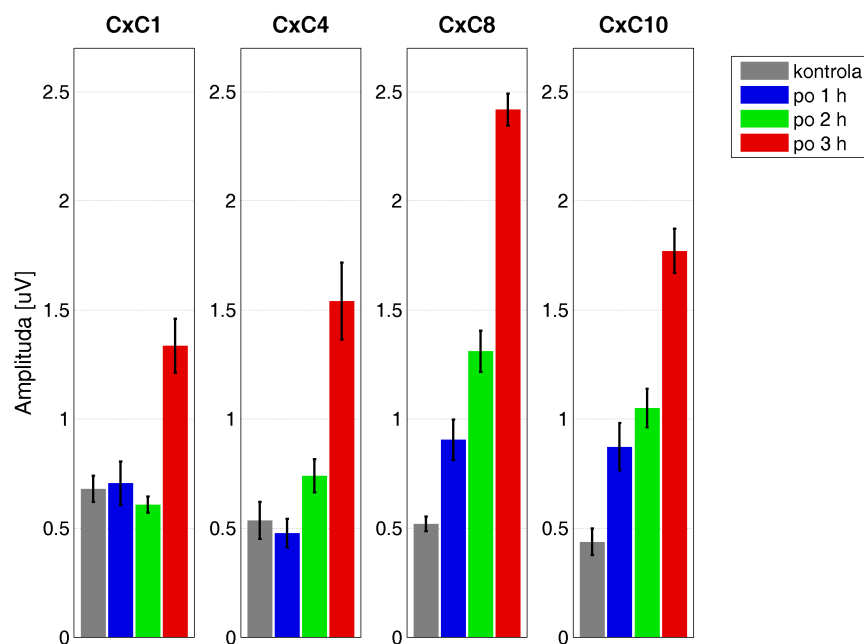
Rysunek 4.3: Dane pochodzą z eksperymentu B – 4 wybrane kanały kontralateralnej kory wzrokowej (CxC). Kolorami zaznaczono uśrednione po realizacjach potencjały wywołane przed treningiem wzrokowy, po jednej, dwóch i trzech godzinach.

4.1.2. Statystyka

Aby sprawdzić, czy **zwiększenie** jest rzeczywiście istotne, przeprowadzono analizę statystyczną. Dla obu **zestawów danych** test Shapiro-Wilka wykazał, że **średnie amplitudy** pochodzą z rozkładu normalnego.

Dla każdego kanału i dla każdego czasu treningu, sprawdzono testem T studenta, czy wzrost amplitudy **względem kontroli** jest istotny statystycznie. Wyniki testów zamieszczono w Tabeli 4.2 dla eksperymentu A i w Tabeli 4.4 dla eksperymentu B.

Na Rysunkach 4.4 i 4.5 przedstawiono średnie amplitudy dla 4 wybranych kanałów kontralateralnej kory wzrokowej (CxC). W Tabeli 4.1 zamieszczono wartości liczbowe z Rysunku 4.4, a w Tabeli 4.3 – wartości liczbowe z Rysunku 4.5.



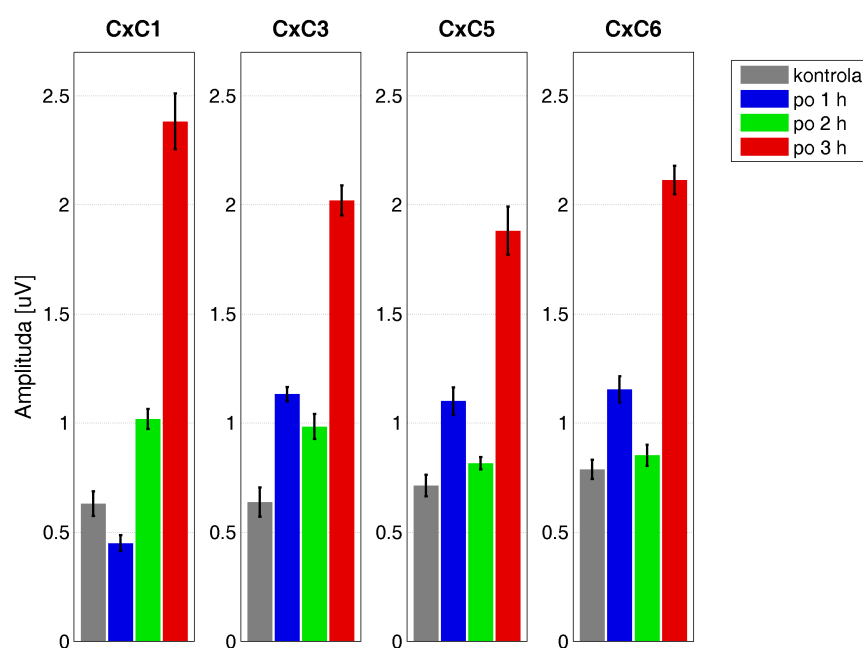
Rysunek 4.4: Eksperyment A: Średnia amplituda i odchylenie standardowe dla różnych długości treningu wzrokowego.

Tabela 4.1: Średnia amplituda i odchylenie standardowe.

czas	CxC1	CxC4	CxC8	CxC10
kontrola	0,68 ± 0,02	0,54 ± 0,04	0,52 ± 0,01	0,44 ± 0,02
po 1 h	0,71 ± 0,05	0,48 ± 0,02	0,91 ± 0,04	0,87 ± 0,06
po 2 h	0,61 ± 0,01	0,74 ± 0,03	1,31 ± 0,04	1,05 ± 0,04
po 3 h	1,34 ± 0,08	1,54 ± 0,16	2,42 ± 0,03	1,77 ± 0,05

Tabela 4.2: Wartości testu T studenta dla danych z eksperymentu A.

	CxC1	CxC4	CxC8	CxC10
kontrola vs po 1 h	0,394	0,180	0,002	0,002
kontrola vs po 2 h	0,093	0,002	0,002	0,002
kontrola vs po 3 h	0,002	0,002	0,002	0,002



Rysunek 4.5: Eksperyment B: Średnia amplituda i odchylenie standardowe dla kolejnych czasów.

Tabela 4.3: Średnia amplituda i odchylenie standardowe.

czas	CxC1	CxC3	CxC5	CxC6
kontrola	0,63 ± 0,02	0,64 ± 0,02	0,71 ± 0,01	0,79 ± 0,01
po 1 h	0,45 ± 0,01	1,13 ± 0,01	1,10 ± 0,02	1,15 ± 0,02
po 2 h	1,02 ± 0,01	0,98 ± 0,02	0,82 ± 0,01	0,85 ± 0,01
po 3 h	2,38 ± 0,08	2,02 ± 0,02	1,88 ± 0,06	2,11 ± 0,02

Tabela 4.4: Wartości testu T studenta dla danych z eksperymentu B.

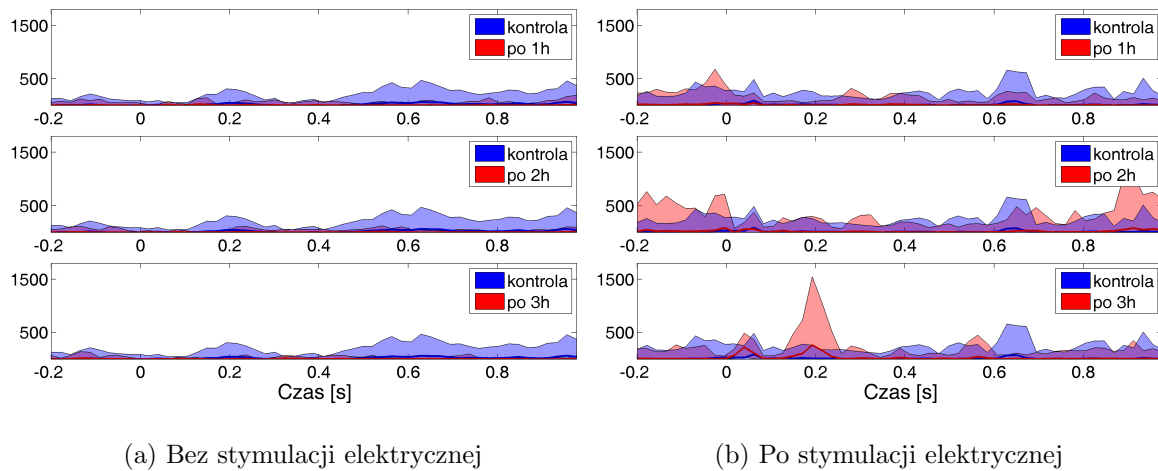
	CxC1	CxC3	CxC5	CxC6
kontrola vs po 1 h	0,002	0,002	0,002	0,002
kontrola vs po 2 h	0,002	0,002	0,002	0,026
kontrola vs po 3 h	0,002	0,002	0,002	0,002

Na podstawie tych wyników można stwierdzić, że wzrost amplitudy wraz z długością treningu wzrokowego jest istotny statystycznie. Nie da się jednak jednoznacznie określić, że stymulacja elektryczna w eksperymencie B przyczyniła się do zwiększenia amplitudy między kontrolą a kolejnymi rejestracjami.

4.2. Połączenia funkcjonalne

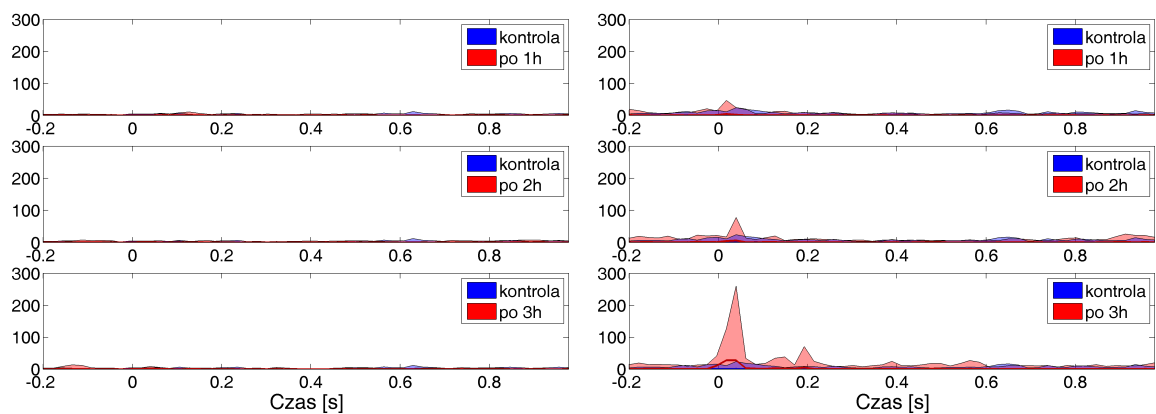
4.2.1. Połączenia z CxC do LGN

Na Rysunkach 4.6, 4.7 i 4.8 przedstawiono wartości funkcji NDTF dla kolejnych zakresów częstości. Dla częstości 1-10 Hz dla danych z eksperymentu A (Rysunek 4.6a) wartość funkcji NDTF w przedziale od 0 do 0,2 s jest bliska zeru. Natomiast dla danych z eksperymentu B (Rysunek 4.6b) występuje nieznaczny pik zaraz po podaniu bodźca (czas 0-0,1 s) oraz wysoki pik około 0,2 s po 3 godzinach treningu wzrokowego.



Rysunek 4.6: Porównanie danych z różnych eksperymentów w paśmie 1-10 Hz.

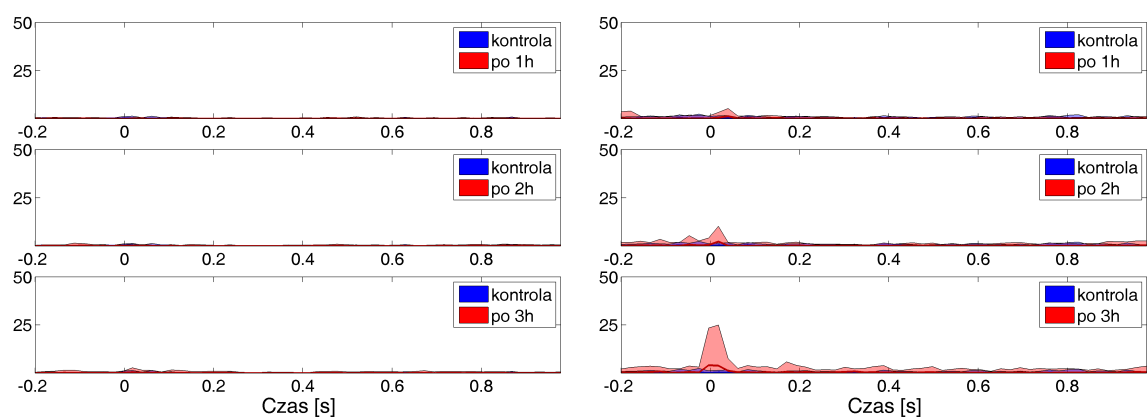
Podobne obserwacje można poczynić dla zakresu częstości 10-30 Hz i 20-40 Hz. W obu przypadkach, dla danych z eksperymentu A (Rysunki 4.7a i 4.8a) wartość funkcji NDTF jest niewiele większa od zera, natomiast po stymulacji elektrycznej (Rysunki 4.7b i 4.8b) widoczne są wyraźne piki w przedziale 0-0,05 s i w 0,02 s po wystąpieniu bodźca.



(a) Bez stymulacji elektrycznej

(b) Po stymulacji elektrycznej

Rysunek 4.7: Porównanie danych z różnych eksperymentów w paśmie 10-30 Hz.

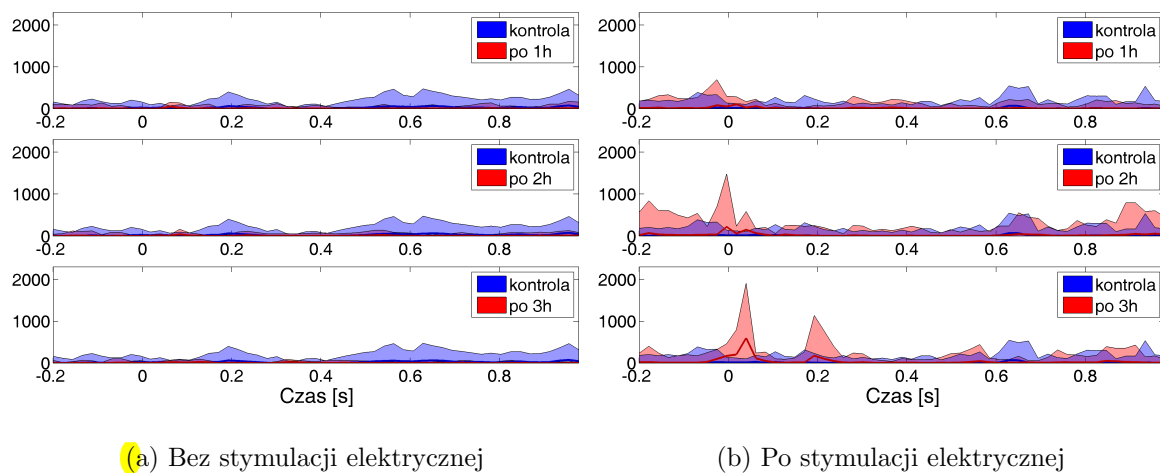


(a) Bez stymulacji elektrycznej

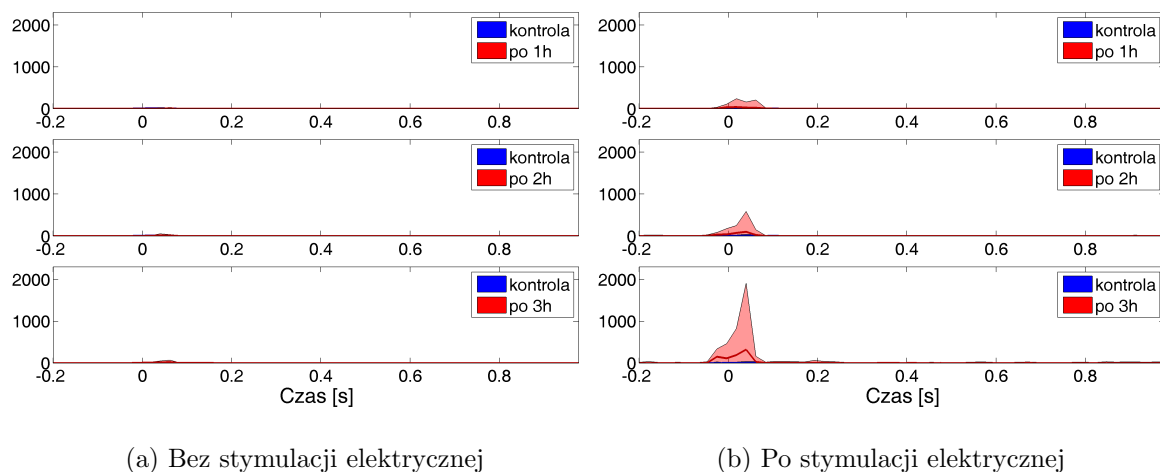
(b) Po stymulacji elektrycznej

Rysunek 4.8: Porównanie danych z różnych eksperymentów w paśmie 20-40 Hz.

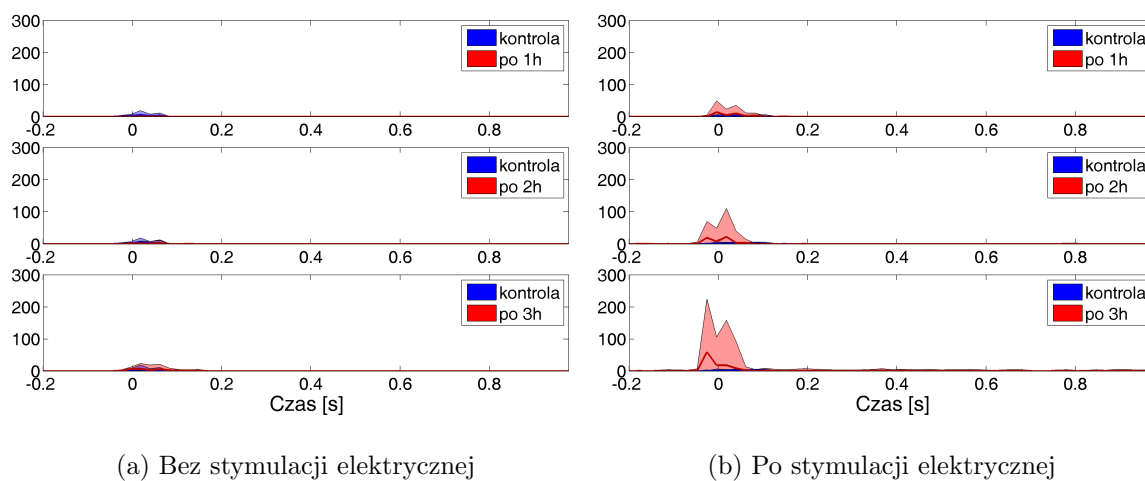
4.2.2. Połączenia z CxC do SC



Rysunek 4.9: Porównanie danych z różnych eksperymentów w paśmie 1-10 Hz.

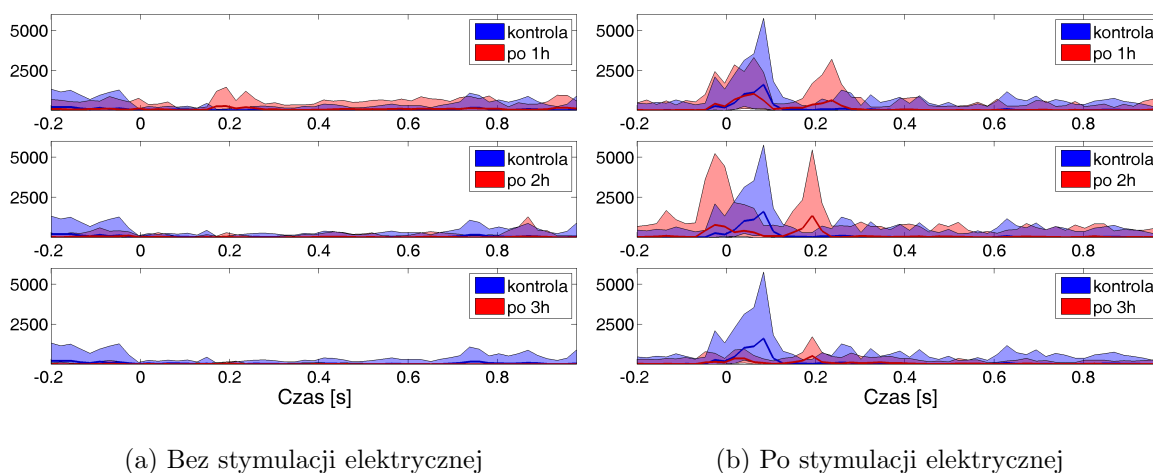


Rysunek 4.10: Porównanie danych z różnych eksperymentów w paśmie 10-30 Hz.

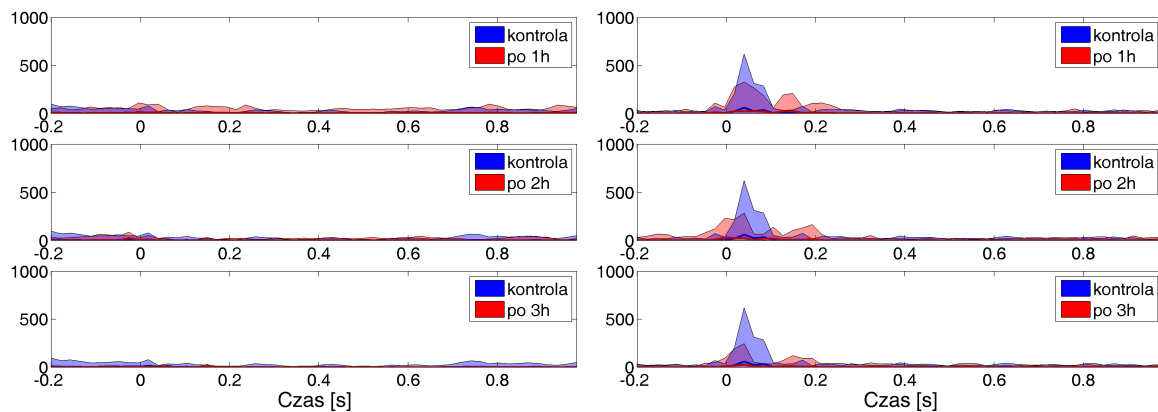


Rysunek 4.11: Porównanie danych z różnych eksperymentów w paśmie 20-40 Hz.

4.2.3. Połączenia z SC do CxC



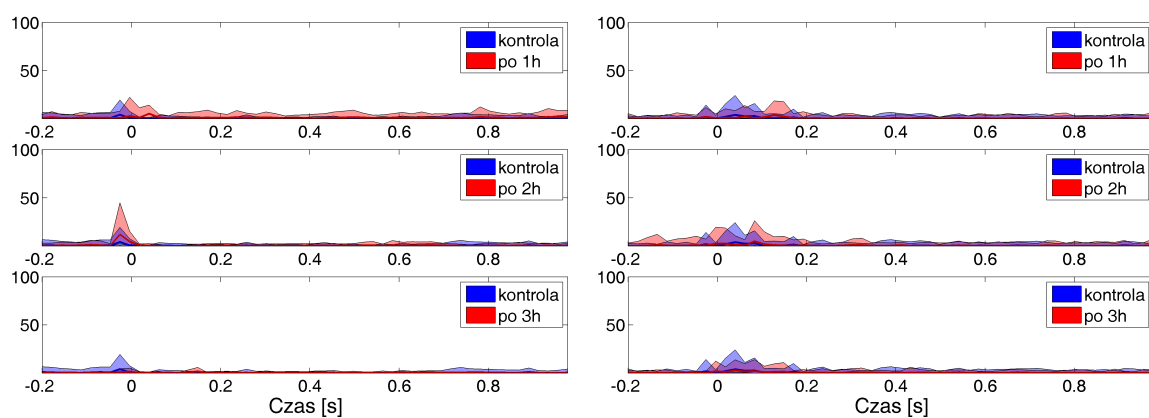
Rysunek 4.12: Porównanie danych z różnych eksperymentów w paśmie 1-10 Hz.



(a) Bez stymulacji elektrycznej

(b) Po stymulacji elektrycznej

Rysunek 4.13: Porównanie danych z różnych eksperymentów w paśmie 10-30 Hz.



(a) Bez stymulacji elektrycznej

(b) Po stymulacji elektrycznej

Rysunek 4.14: Porównanie danych z różnych eksperymentów w paśmie 20-40 Hz.

Rozdział 5

Dyskusja

Odniesienie do biologii połączeń. Ewentualne błędy i sugestie co można poprawić.

Tutaj szczególnego komentarza wymaga fakt, że pokazujesz wyniki uzyskane tylko dla pojedynczego reprezentanta z każdego eksperymentu. To powoduje że w zasadzie możesz jedynie pokazać pewne techniki (EP i DTF) ale nie możesz przeprowadzić porównania. Powoduje to też że jedyny sens pokazywania w tej sytuacji dwóch eksperymentów jest taki, że technika zastosowana do exp. A nie wywała się na danych zawierających stymulacje - chociaż nie wiem czy analizujesz okresy ze stymulacją. Jeśli nie, to w ogóle nie wiem czy jest sens pokazywać analizę 2 eksperymentów - bo i tak nie możesz ich porównać. Takie porównanie można zrobić dopiero na poziomie populacji szczurów poddanych procedurze A i procedurze B.

Bibliografia

- Blinowska, K. J., Żygierewicz, J., 2012. Practical Biomedical Signal Analysis Using MATLAB. CRC Press.
- Coenen, A., Zayachkivska, O., 2013. Adolf Beck: A pioneer in electroencephalography in between Richard Caton and Hans Berger. *Adv Cogn Psychol* 9 (4), 216–221.
- Hager, A. M., Dringenberg, H. C., Aug 2010. Training-induced plasticity in the visual cortex of adult rats following visual discrimination learning. *Learn. Mem.* 17 (8), 394–401.
- Hannula, D. E., Simons, D. J., Cohen, N. J., Mar 2005. Imaging implicit perception: promise and pitfalls. *Nat. Rev. Neurosci.* 6 (3), 247–255.
- Maier, A., Adams, G. K., Aura, C., Leopold, D. A., 2010. Distinct superficial and deep laminar domains of activity in the visual cortex during rest and stimulation. *Front Syst Neurosci* 4.
- Schomer, D. L., Lopes da Silva, F., 2010. Niedermeyer's Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields, 6th Edition. Lippincott Williams & Wilkins.
- Schulz, R., Gerloff, C., Hummel, F. C., Jan 2013. Non-invasive brain stimulation in neurological diseases. *Neuropharmacology* 64, 579–587.
- Stitt, I., Galindo-Leon, E., Pieper, F., Engler, G., Engel, A. K., Sep 2013. Laminar profile of visual response properties in ferret superior colliculus. *J. Neurophysiol.* 110 (6), 1333–1345.
- Waleszczyk, W. J., Wang, C., Benedek, G., Burke, W., Dreher, B., 2004. Motion sensitivity in cat's superior colliculus: contribution of different visual processing channels to response properties of collicular neurons. *Acta Neurobiol Exp (Wars)* 64 (2), 209–228.