

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
WE WROCŁAWIU
WYDZIAŁ FIZJOTERAPII

Joanna Mencil

WPŁYW CZTEROTYGODNIOWEGO TRENINGU
MENTALNEGO WYOBRAŻANIA CELOWEGO RUCHU
SIĘGANIA NA CZYNNOŚĆ BIOELEKTRYCZNA
KORY MÓZGU

Autoreferat rozprawy doktorskiej
wykonanej w Katedrze Kinezylogii Wydziału Fizjoterapii
Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu

Promotor:

Dr hab. Katarzyna Kisiel-Sajewicz, prof. AWF

Recenzenci:

dr hab. Hanna Drzymała-Celichowska, prof. AWF

dr hab. Leszek Zguczyński

WROCŁAW 2020

I	WSTĘP	5
II	CEL PRACY	9
III	HIPOTEZY BADAWCZE	9
IV	MATERIAŁ I METODY BADAWCZE	10
IV	1. Osoby badane	10
IV	2. Protokół badań.....	11
IV	3. Trening mentalny kinestetycznego wyobrażania ruchu sięgania po książkę.....	15
IV	4. Rejestracja sygnału EEG.....	18
IV	1. Analiza sygnału EEG.....	19
IV	2. Rejestracja i analiza sygnału EMG.....	22
IV	3. Metody statystyczne	23
V	WYNIKI	25
V	1. Wyniki subiektywnych ocen wyobrażania ruchu (testów psychometrycznych)...	25
V	2. Wyniki analizy sygnału EEG	26
V	2.1. Amplituda ERP wyobrażanych zadań i amplituda MRCP wykonywanych zadań dominującą kończyną górną.....	26
V	2.2. Porównanie wartości amplitud ERP podczas dwóch zadań mentalnych	27
V	2.3. Porównanie wartości amplitud MRCP podczas wykonywania dwóch zadań	28
V	2.4. Porównanie wartości amplitud ERP i MRCP badanych zadań w różnych obszarach korowych	29
V	2.5. Wartość amplitudy ERP związanej z wyobrażaniem sięgania prawą kończyną górną w różnych obszarach korowych	30
V	2.6. Wartość amplitudy ERP związanej z wyobrażaniem chwytu prawą ręką w różnych obszarach korowych.....	30

V	2.7. Wartość amplitudy MRCP związanej z wykonywaniem sięgania prawą kończyną górną w różnych obszarach korowych.....	31
V	2.8. Wartość amplitudy MRCP związanej z wykonywaniem chwytu prawą ręką w różnych obszarach korowych.....	32
VI	WNIOSKI.....	34
VII	PIŚMIENNICTWO.....	35

I WSTĘP

Trening mentalny jest treningiem opartym na procesie umysłowym realizowanym poprzez mentalne wyobrażanie, które jest definiowane, jako subiektywne odczuwanie lub doświadczanie percepcji danej czynności, mimo braku rzeczywistej stymulacji czuciowej, która zwykle jej towarzyszy (Kosslyn i wsp., 2006). Wyróżnia się pięć głównych typów treningu mentalnego, to jest: wzrokowy, słuchowy, węchowy, somatosensoryczny oraz wyobrażanie ruchu (Kosslyn i wsp., 2006). Według Jeannerod'a (1995) wyobrażanie ruchu stanowi świadome uaktywnianie procesów związanych z zamiarem wykonania ruchu, które zwykle przebiegają nieświadomie podczas fazy planowania jego wykonania.

Istnieje wiele podziałów wyobrażania ruchu. Obecnie przyjmuje się podział wyobrażania ruchu na dwa typy: kinestetyczne i wizualne (Solodkin i wsp., 2004). Badania dowodzą, że kinestetyczne wyobrażanie ruchu powoduje większą odpowiedź fizjologiczną organizmu (Harris i Hebert, 2015), a także angażuje więcej obszarów kory mózgu w stosunku do wizualnego wyobrażania ruchu niezależnie od przyjętej perspektywy wyobrażania wizualnego (Hétu i wsp., 2013).

Udowodniono, że zastosowanie powtarzanego wyobrażania danego ruchu, toruje proces uczenia się tej czynności ruchowej (Driskell i wsp., 1994). Innymi słowy, trening mentalny wyobrażania ruchu stanowi jeden ze sposobów nauczania czynności ruchowej (Avanzino i wsp., 2009; Bonassi i wsp., 2019; Gentili i wsp., 2015), dlatego jest wykorzystywany zarówno w sporcie (Lotze i Halsband, 2006), jak i fizjoterapii.

Ranganathan i wsp. (2004) wykazali, że dwunastotygodniowy kinestetyczny trening mentalny wyobrażania maksymalnego skurczu izometrycznego (przeciw oporowi) w funkcji odwodzenia palca małego i zginania stawu łokciowego, powoduje wzrost siły skurczu w tych zadaniach o odpowiednio 35% i 13,5%. Korzystne oddziaływanie treningu mentalnego na wielkość generowanej siły mięśniowej jest wykorzystywane u sportowców, w celu minimalizowania utraty siły mięśniowej w okresie kontuzji (Slimani i wsp., 2016), a także, w tym samym celu, u osób po uszkodzeniach przedniego więzadła krzyżowego w okresie unieruchomienia (Lebon i wsp., 2010). Guillot i Debarnot (2019) zarekomendowali także trening mentalny wyobrażania generowania siły mięśniowej u astronautów w celu minimalizacji spadku siły mięśniowej i masy mięśniowej na skutek mikro grawitacji i nieważkości.

Trening mentalny wyobrażania ruchu wykorzystywany jest także u osób po udarze mózgu, z urazami rdzenia kręgowego, chorujących na chorobę Parkinsona i u osób po amputacjach (Di Rienzo i wsp., 2014). Kurzyński i wsp. (2017) zwrócili uwagę, że trening mentalny wyobrażania ruchu sięgania po książkę wspomagany informacjami zwrotnymi (wzrokową poprzez zastosowanie wirtualnej rzeczywistości i czuciowej, poprzez zastosowanie wibracji) u osoby z wrodzonym brakiem kończyn górnych, wywołuje korzystne zmiany w czynności bioelektrycznej kory mózgu i potencjalnie może być wykorzystany przed transplantacją kończyn. Natomiast według Cabral-Sequeira i wsp. (2016) trening mentalny wyobrażania ruchu kończyną górną, który poprzedza kinezyterapię, wspomaga naukę tych czynności u pacjentów z porażeniem mózgowym (mniejszy efekt treningu obserwowany był u pacjentów, u których wykonywano wyłącznie kinezyterapię). Metaanaliza przedstawiona przez Kho i wsp. (2014) wykazała, że wyobrażanie ruchu może poprawić reedukację czynności ruchowych osób po udarze niedokrwiennym mózgu. Wyniki analizy jakościowej sześciu eksperymentów badawczych wskazały, że za pośrednictwem pięciu z nich uzyskano pozytywne rezultaty użycia treningu wyobrażenia ruchu, które wspomogły reedukację czynności ruchowych i funkcji kończyn górnych pacjentów. Autorzy opisywanej metaanalizy podkreślili istnienie trendu wspierającego używanie wyobrażenia ruchu w celu poprawy funkcji kończyn górnych osób po udarze mózgu i zarekomendowali trening mentalny wyobrażania ruchu kończyną górną, jako użyteczną technikę terapeutyczną, która według nich wymaga jednak dalszych badań w celu określenia dokładnych mechanizmów jej oddziaływania. Do podobnych wniosków doszedł Hanakawa (2016), który wskazał kinestetyczny trening mentalny wyobrażania ruchów kończyny górnej, jako obiecującą technikę neurorehabilitacyjną, podkreślając jednocześnie, że dalsze badania nad mechanizmami oddziaływania tego treningu, pozwolą na jego optymalne użycie, także w kontekście sterowania urządzeniami poprzez interfejsy mózg-komputer (z ang. *brain-computer interface*).

Istnieją trzy główne metody pozwalające ocenić wyobrażanie ruchu u osób zdrowych. Wyróżnia się testy psychometryczne (między innymi standaryzowane kwestionariusze, samooceny łatwości czy jaskrawości wyobrażania dokonywane na skalach Likerta lub wizualnych skalach analogowych, *visual analogous scales* – VAS),

testy behawioralne z użyciem mentalnej chronometrii oraz pomiary neurofizjologiczne czynności ośrodkowego i/lub obwodowego układu nerwowego (Di Rienzo i wsp., 2014).

Do metod neurofizjologicznych oceny wyobrażania ruchu zalicza się rejestrację czynności ośrodkowego układu nerwowego za pośrednictwem elektroencefalografii (EEG), fMRI, magnetoencefalografii, pozytonowej tomografii emisyjnej (PET) oraz przezczaszkowej stymulacji magnetycznej (z ang. *transcranial magnetic stimulation*, TMS), a także rejestrację czynności obwodowego układu nerwowego, w tym: czynności układu autonomicznego (czynności sercowo-oddechowej i współczulnej odpowiedzi skórnej) oraz elektrookulografię.

Wymienione powyżej EEG stanowi także jedną z obiektywnych metod pozwalających ocenić ośrodkowe mechanizmy programowania ruchów dowolnych człowieka. Analiza sygnału EEG w dziedzinie czasu pozwala scharakteryzować amplitudę potencjału związanego ze zdarzeniem (z ang. *event-related potential*; ERP) pochodzenia endogennego. Sobierajewicz i wsp. (2017) wykonali analizę ERP (dla elektrod F3/Fz/F4, FC3/FCz/FC4, C3/Cz/C4, CP3/CPz/CP4, P3/Pz/P4 i PO7/Oz/PO8) podczas zadania mentalnego ruchu palców ręki, rzeczywistego wykonania i mentalnego zahamowania wykonania tego zadania wykazując podobieństwa czasowe dla dwóch pierwszych zadań i różnice dla ostatniego. Innym parametrem EEG używanym w celu określenia ośrodkowych mechanizmów sterowania ruchami człowieka jest zamknięty w czasie i fazie (z ang. *time- i phase-locked*) potencjał korowy związany ze zdarzeniem ruchowym (z ang. *motor related cortical potential*; MRCP). Składowe potencjału MRCP, to jest potencjał gotowości (z ang. *readiness potential*, RP) i ujemne nachylenie (z ang. *negative slope*, NS) mają swój początek przed rozpoczęciem ruchu dowolnego i odzwierciedlają udział obszarów korowych w programowaniu (i wykonywaniu) danego ruchu dowolnego (Kornhuber i Deecke, 1964). Siemionow i wsp. (2000) wykazali, że wartość MRCP (obliczonego dla elektrod Cz i C3, położonych odpowiednio nad dodatkową korą ruchową i kontralateralną korą czuciowo-ruchową) silnie, istotnie statycznie korelowała z wartością generowanej siły mięśniowej, gradientem narastania siły i czynnością EMG efektorów. Natomiast Kisiel-Sajewicz (2012) wykazała istotny wpływ gradientu narastania siły i jej relaksacji na wartość amplitudy MRCP (wyższa amplituda przy większym gradiencie zarówno narastania, jak i relaksacji). Badania Yao i wsp. (2013) wykazały, że 6-

tygodniowy kinestetyczny trening mentalny wyobrażania maksymalnego, izometrycznego skurczu zginaczy stawu łokciowego prawej kończyny górnej spowodował istotny wzrost (o 10,8%) siły tego skurczu, któremu towarzyszył istotny statystycznie wzrost amplitudy MRCP dla elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną korą czuciowo-ruchową i dodatkową korą ruchową (odpowiednio dla elektrod C3 i Cz).

Bazując na neurofizjologicznym podziale zachowań ruchowych na odruchowe, automatyczne zachowania rytmiczne oraz ruchy dowolne (Kandel i wsp., 2000), to te ostatnie – ruchy dowolne skierowane na cel, stanowią przykład tych, które wprost podlegają procesom programowania. Przykładem ruchu dowolnego jest ruch sięgania po przedmiot, którego składowe, to jest sięganie i chwyt, programowane są równolegle i niezależnie (Enoka, 2015). Według badań Glover'a i wsp. (2012) te dwie składowe celowego ruchu sięgania są kontrolowane przez inne struktury układu nerwowego. Programowanie sięgania związane jest z transformacją czuciowo-ruchową w celu utworzenia komendy dotyczącej kierunku ruchu sięgania i związane jest z odległością oraz orientacją celu w stosunku do ciała. Natomiast programowanie chwytu związane jest z transformacją czuciowo-ruchową dotyczącą cech danego przedmiotu (celu), takich jak jego kształt i wielkość, w celu utworzenia komendy do efektywnego chwytu (Kandel i wsp., 2000).

Według wiedzy autorki niniejszej rozprawy doktorskiej, dotychczas nie wykonano badań dotyczących oceny wpływu czterotygodniowego treningu mentalnego wyobrażania celowego ruchu sięgania na ośrodkowe mechanizmy sterowania tą czynnością, które uwzględniłyby dwie składowe tego ruchu. Niniejsza rozprawa doktorska dotyczy dynamicznie rozwijającego się aspektu badań podstawowych nad mechanizmami sterowania kompleksowym ruchem celowym, w którym wspomniane składowe, czyli sięganie i chwyt, choć regulowane są niezależnie, wymagają skoordynowania w czasie poprzez OUN. Przedstawione powyżej wyniki badań innych autorów dotyczące wykorzystania treningu mentalnego wyobrażania celowego ruchu sięgania, wskazują na różną jego efektywność, co może być związane z niewystarczającymi informacjami na temat neuronalnych mechanizmów oddziaływania tego treningu. Według autorki niniejszej pracy, poznanie tych mechanizmów może przyczynić się do optymalnego, skutecznego wykorzystania treningu mentalnego wyobrażania ruchu w aspekcie terapeutycznym.

II CEL PRACY

Celem pracy była ocena wpływu czterotygodniowego treningu mentalnego kinestetycznego wyobrażania ruchu sięgania (po książkę) na czynność bioelektryczną kory mózgu podczas wyobrażania sięgania, wyobrażania chwytu oraz podczas wykonywania sięgania i wykonywania chwytu kończyną dominującą, a także na subiektywną ocenę zdolności do wyobrażania zadań ruchowych u zdrowych, młodych osób.

III HIPOTEZY BADAWCZE

Na podstawie przeglądu piśmiennictwa przyjęto następujące hipotezy:

1. Pod wpływem czterotygodniowego treningu mentalnego kinestetycznego wyobrażania sięgania (po książkę) dojdzie do zwiększenia ogólnej zdolności do wyobrażania kinestetycznego i wzrokowego zadań ruchowych oraz jaskrawości kinestetycznego wyobrażania sięgania i wyobrażania chwytu kończyną dominującą.
2. Czynność bioelektryczna kory mózgu związana z badanymi zadaniami ulegnie zmianie pod wpływem zastosowanego treningu mentalnego.
3. Czynność bioelektryczna kory mózgu związana zarówno z wyobrażaniem, jak i wykonywaniem sięgania będzie różniła się od czynności bioelektrycznej kory mózgu związanej z wyobrażaniem i wykonywaniem chwytu oraz będzie zróżnicowana w różnych obszarach kory mózgu.

IV MATERIAŁ I METODY BADAWCZE

IV 1. Osoby badane

Do badań przedstawionych w niniejszej pracy zakwalifikowano 23 zdrowe, praworęczne osoby (10 kobiet i 13 mężczyzn) w wieku 25 ± 3 lata. Antropometryczna charakterystyka grupy badanej została przedstawiona w Tabeli 1. Do kryteriów włączenia poza wiekiem mieszczącym się w przedziale 20-30 lat, zaliczany był brak przeciwwskazań do wzięcia udziału w badaniach, praworęczność (uzyskanie więcej niż 40 punktów z Edynburskiej Skali Ręczności) oraz dobrowolna, pisemna zgoda badanego na udział w nich. Choroby układu nerwowego, choroby układu kostno-mięśniowego, nieskorygowane wady wzroku, obu- lub leworęczność, a także uczestnictwo w innym programie treningowym i posiadanie doświadczenia w wykorzystaniu treningu mentalnego wyobrażania czynności ruchowych należały do kryteriów wyłączenia z udziału w badaniach.

Osoby badane zostały poinformowane o celu i przebiegu badań. Wszystkie procedury przeprowadzonego eksperymentu otrzymały pozytywną opinię Senackiej Komisji ds. Etyki Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego i zostały przeprowadzone zgodnie z Deklaracją Helsińską Światowego Stowarzyszenia Lekarzy dotyczącą etycznych zasad prowadzenia badań medycznych z udziałem ludzi.

Sesja instruktażowa, sesje pomiarowe oraz trening mentalny zostały przeprowadzone w laboratorium Katedry Kinezylogii, mieszczącym się w budynku P4 Wydziału Fizjoterapii Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu. Opisywane badania są częścią projektu pod tytułem: Wpływ mentalnego i komputerowo-wspomagane treningu ruchów sięgania i chwytania na procesy sterowania ruchem u osób z wrodzonym brakiem kończyn, finansowanego przez Narodowe Centrum Nauki. Numer grantu: DEC-2011/03/B/NZ7/00588.

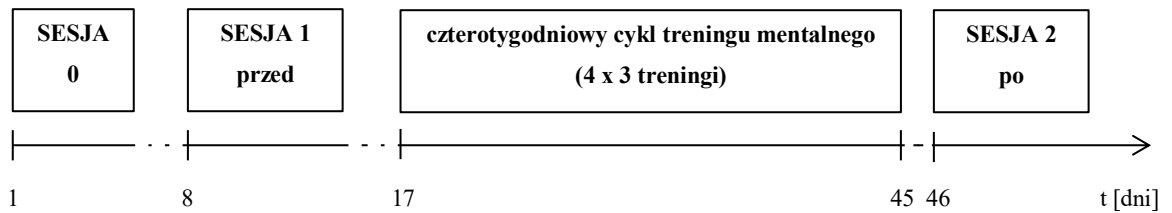
Tabela 1. Antropometryczna charakterystyka osób badanych

osoby badane	liczebność	wiek [lata]		wysokość ciała [m]		masa ciała [kg]		BMI [masa ciała [kg]/ wysokość ciała ² [m]	
		M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
kobiety	10	25	2	1,65	0,06	57,7	10,6	21	3
mężczyźni	13	25	3	1,79	0,05	80,7	8,8	25	2
razem	23	25	3	1,72	0,08	70,7	15	23	3

n - liczebność, M - wartość średniej arytmetycznej, SD - odchylenie standardowe

IV 2. Protokół badań

Chętne do wzięcia udziału w badaniach osoby były weryfikowane pod względem wspomnianych czynników włączenia i wyłączenia udziału w badaniach. W tym celu przeprowadzony był wywiad dotyczący stanu zdrowia, posiadanego poziomu aktywności fizycznej oraz posiadanego doświadczenia w treningu mentalnym. Osoby wstępnie zakwalifikowane do udziału w badaniach były kierowane na badanie obrazowania mózgu metodą rezonansu magnetycznego oraz badanie lekarskie przeprowadzane przez lekarza neurologa. Ostatecznie zakwalifikowane osoby zostały poddane sesji instruktażowej (sesja 0), dwóm sesjom pomiarowym (odpowiednio: sesja 1 (przed) i sesja 2 (po)) oraz czterotygodniowemu treningowi mentalnemu, zgodnie ze schematem eksperymentu przedstawionym poniżej (Rycina 1). Sesja 0 odbyła się tydzień przed pierwszą sesją pomiarową, pierwsza sesja pomiarowa (sesja 1) została wykonana tydzień przed rozpoczęciem czterotygodniowego cyklu treningowego, natomiast druga sesja pomiarowa (sesja 2) po jego zakończeniu (Rycina 1).



Rycina 1. Schemat czasowy eksperymentu zawierający: sesję instruktazową (sesja 0), sesję pomiarową, która odbyła się przed cyklem treningowym (sesja 1, przed), czterotygodniowy cykl treningu mentalnego z trzema treningami tygodniowo oraz sesję pomiarową, która odbyła się po cyklu treningowym (sesja 2, po). Przerwa pomiędzy sesją 0 a sesją 1 oraz pomiędzy sesją 1 a cyklem treningowym wyniosła jeden tydzień. Sesja 2 rozpoczęła się następnego dnia po zakończeniu treningów

Sesja instruktazowa (sesja 0) polegała na zaznajomieniu badanego z przebiegiem pomiarów (prowadzonych w ramach sesji pomiarowych) oraz treningów. W trakcie sesji instruktazowej przeprowadzano Edynburski Kwestionariusz Ręczności (z ang. *Edinburgh Handedness Inventory* (Oldfield, 1971)) w celu określenia lateralizacji w obrębie kończyn górnych oraz zostały wykonane pomiary antropometryczne badanych, to jest dwukrotnie została oceniona wysokość ciała [m] oraz masa ciała [kg] za pomocą wagi lekarskiej (Seca, Niemcy).

Obie sesje pomiarowe przebiegały w ten sam sposób, a z uwagi na czas ich trwania, każda z nich została podzielona na dwie części (zostały przeprowadzone w godzinach popołudniowych, w ciągu dwóch kolejnych dni). Dni sesji pomiarowych dla badanych kobiet zostały tak zaplanowane, by przebiegały w tej samej, folikularnej fazie cyklu miesięczkowego.

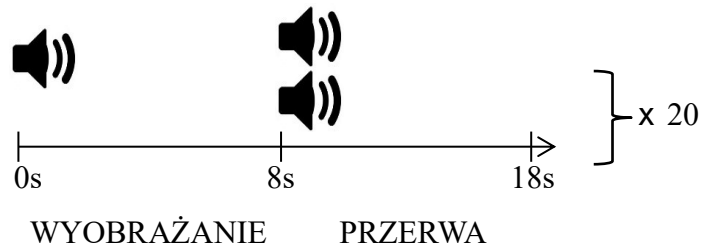
Pierwszego dnia sesji pomiarowej (sesji przed i sesji po) dokonano:

- Oceny zdolności do wyobrażania czynności ruchowych za pomocą kwestionariusza MIQ-RS (z ang. *Movement Imagery Questionnaire-Revised Second version*; Gregg i wsp., 2007),
- Zapisów czynności bioelektrycznej kory mózgu za pomocą EEG wysokiej rozdzielczości w czynności spoczynkowej oraz podczas zadań mentalnych (wyobrażania sięgania dominującą kończyną górną i wyobrażania chwytu dominującą ręką),

- Zapisów czynności bioelektrycznej wybranych mięśni szkieletowych za pomocą powierzchniowej EMG
- Zapisów kanału charakteryzującego wzorce wykonywanych zadań w postaci elektrycznej charakterystyki dźwięków emitowanych przez komputer (kanał poligraficzny)
- Oceny jaskrawości kinestetycznego wyobrażenia za pomocą dziesięciocentymetrowej skali VAS z opisem od „bardzo łatwe” do „bardzo trudne”. Ocena ta została przeprowadzona po każdym zadaniu mentalnym.

Wymienione powyżej zadania mentalne zostały przeprowadzone w wygodnej pozycji siedzącej, z kończynami górnymi ułożonymi na udach w nawróceniu, z oczami otwartymi.

Sygnałem do rozpoczęcia próby w każdym z tych zadań był pojedynczy dźwięk emitowany przez komputer, a sygnałem do przerwy był podwójny sygnał emitowany przez komputer (Rycina 2). Czas próby wynosił 8 sekund, natomiast czas przerwy pomiędzy próbami 10 sekund. Każde zadanie zostało powtórzone 20 razy w celu osiągnięcia wystarczającej liczby prób do analizy sygnału EEG w dziedzinie czasu i uniknięcia zmęczenia badanych (liczba powtórzeń została określona na podstawie przeprowadzonych badań pilotażowych). W zadaniu mentalnego wyobrażenia sięgania (po książkę; oddaloną na taką samą odległość jak w treningu), rolą badanego było kinestetyczne wyobrażenie tej czynności na pojedynczy sygnał emitowany przez komputer i przerwanie tego wyobrażenia po mentalnym osiągnięciu celu (książki) lub po usłyszeniu podwójnego sygnału, a następnie oczekiwanie na kolejny pojedynczy sygnał, jednoznaczny z rozpoczęciem kolejnej próby (lub ewentualnie podwójny sygnał do przerwy i następnie pojedynczy sygnał oznaczający rozpoczęcie kolejnej próby w zależności od indywidualnego czasu wyobrażenia tego zadania). W zadaniu wyobrażenia chwytu (czterema palcami i kontrastującym kciukiem; chwyt po książkę ustawioną pionowo na stole), rolą badanego było kinestetyczne wyobrażenie tej czynności (z siłą chwytu umożliwiającą podniesienie książki) na pojedynczy sygnał emitowany przez komputer i przerwa (odpoczynek) na podwójny sygnał.



Rycina 2. Protokół badania EEG podczas zadań mentalnych: wyobrażenia sięgania i wyobrażenia chwytu. Badani rozpoczynali wyobrażenie na pojedynczy sygnał emitowany przez komputer. Podwójny sygnał oznaczał 10-sekundową przerwę pomiędzy próbami. Czas wyobrażenia sięgania był indywidualny i wynosił maksymalnie 8s, natomiast czas wyobrażenia chwytu wynosił 8s. Każde zadanie wyobrażano 20 razy

Drugiego dnia sesji pomiarowej (sesji przed i sesji po) dokonano:

- Zapisów czynności bioelektrycznej kory mózgu za pomocą EEG wysokiej rozdzielczości w spoczynku oraz podczas fizycznego wykonywania zadań ruchowych, to jest: sięgania dominującą kończyną górną i chwytu dominującą ręką,
- Zapisów czynności bioelektrycznej wybranych mięśni szkieletowych za pomocą dwubiegunowej elektromiografii powierzchniowej,
- Zapisów kanału charakteryzującego wzorce wykonywanych zadań w postaci elektrycznej charakterystyki dźwięków emitowanych przez komputer (kanał poligraficzny) oraz kanału odpowiadającemu informacji wzrokowej przedstawianej badanym podczas wykonywania chwytu prawą ręką i zapisu wielkości generowanej siły chwytu

Wymienione powyżej zadania sięgania i chwytu dominującą kończyną górną zostały przeprowadzone w pozycji siedzącej. Sygnałem do rozpoczęcia próby wykonania sięgania był pojedynczy dźwięk emitowany przez komputer, natomiast podwójny sygnał emitowany przez komputer sygnalizował czas na powrót kończyny do pozycji wyjściowej i przerwę. Wykonanie ruchu sięgania było monitorowane poprzez pomiar zmiany kąta w stawie ramiennym i łokciowym za pomocą elektrogoniometru w funkcji czasu. Maksymalny czas próby wynosił 7 sekund, natomiast czas przerwy pomiędzy próbami

sięgania 12 sekund (czas na powrót kończyny do pozycji wyjściowej i właściwa przerwa). Zadanie to zostało powtórzone 30 razy w celu wykonania dalszej analizy i uniknięcia zmęczenia. Protokół zadania fizycznego wykonania chwytu zawierał trzy próby maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (z ang. *maximal voluntary isometric contraction*, MVIC) w funkcji chwytu z 2-minutową przerwą pomiędzy próbami, 30 powtórzeń analogicznego zadania na poziomie submaksymalnym wynoszącym 20% z MVIC oraz dwóch prób MVIC w celu wykluczenia udziału zmęczenia w generowanych próbach na poziomie submaksymalnym. Wartość średniej arytmetycznej z trzech prób MVIC służyła do wyznaczenia indywidualnego poziomu wynoszącego 20% z MVIC w celu wykonania kolejnych prób na tym poziomie. Próby chwytu z siłą submaksymalną zostały poddane dalszej analizie. Sygnałem do rozpoczęcia chwytu był sygnał wzrokowy pojawiający się na monitorze, który znajdował się przed badanym na wysokości jego wzroku w odległości około 0,7 m. Podczas prób MVIC w funkcji chwytu na monitorze (po lewej stronie) pojawiała się kolumna, której wysokość obejmowała całą wysokość monitora. Wraz z jej pojawieniem zadaniem badanego było generowanie prób MVIC, którym towarzyszyło pojawianie się kolumny na monitorze po prawej stronie, której wysokość odpowiadała wielkości generowanej przez osobę badaną siły. Podczas prób na poziomie submaksymalnym, na monitorze po lewej stronie pojawiała się kolumna, której wysokość odpowiadała 20% z indywidualnej wartości MVIC a zadaniem badanego w tej części protokołu było generowanie siły o tym poziomie (wraz z generowaniem przez badanego siły, na monitorze po prawej stronie pojawiała się kolumna, której wysokość odzwierciedlała indywidualną wartość generowanej siły) poprzez dostosowanie wysokości kolumny po prawej stronie, do tej widniejącej po stronie lewej monitora. Czas próby wynosił 10 s, a brak sygnału wzrokowego do wykonania próby (zanik kolumny po stronie lewej) oznaczał przerwę, która wynosiła 10 s. Zastosowanym czujnikiem siły był tensometr (SML 200, Interface company, USA).

IV 3. Trening mentalny kinestetycznego wyobrażania ruchu sięgania po książkę

Poszczególne elementy treningu mentalnego zostały zaprojektowane na bazie rekomendacji przedstawionych we wstępnie niniejszej pracy (Driskell i wsp., 1994; Hanakawa, 2016; Schuster i wsp., 2011; Slimani i wsp., 2016). Zastosowany trening mentalny polegający na kinestetycznym wyobrażaniu sięgania po książkę został przeprowadzony w wygodnej pozycji siedzącej przy biurku o wysokości 0,67 m, na którym pionowo postawiona była książka (format A5, w skórzanej ciemnoniebieskiej okładce, masa = 0,497 kg, Rycina 3) oddalona od badanego w odległości około 14 cm, co wymuszało zgięcie w stawie ramiennym do kąta około 30° celem jej chwytu. Wszystkie treningi przebiegały dokładnie w ten sam sposób i zawierały kolejno przedstawione elementy. Badany przyjmował opisaną pozycję ciała, a następnie otrzymywał do prawej ręki książkę w celu poznania jej masy i struktury. Następnie książka układana była pionowo na biurku przed badanym. Kolejnym krokiem były trzy próby wykonania ruchu sięgania (do chwytu) książki prawą kończyną górną z instrukcją skupienia uwagi na wrażeniach kinestetycznych, które temu ruchowi towarzyszą (zmiana długości mięśni, zmiana kątów w stawach, oddziaływanie siły grawitacji, odczucia związane z dotykiem książki i wielkością siły, która umożliwiałyby jej podniesienie na wysokość kilku centymetrów). Po wykonaniu opisanych prób badany przyjmował pozycję, jaką utrzymywał w zasadniczej części treningu, to jest siedzącą z rękami w nawróceniu umiejscowionymi na udach i słyszał instrukcję o rozluźnieniu mięśni. Następnie słownie przekazywano instrukcję wyjaśniającą kolejne kroki treningu oraz komendy słowne. I tak, na sygnał „start” osoba badana zamykała oczy i miała za zadanie kinestetycznie wyobrazić ruch sięgania po książkę dominującą kończyną górną. Po osiągnięciu celu (mentalnym chwycie książki) miała za zadania otworzyć oczy, co było równoznaczne z zakończeniem próby. Instruktor zwracał uwagę na wykonywanie prób w sposób mentalny i nie wykonywanie ich w sposób fizyczny. Każda seria zawierała 10 przedstawionych powyżej prób z dwudziestosekundowymi przerwami pomiędzy nimi (po piętnastu sekundach przerwy badany słyszał komendę „uwaga” co sygnalizowało, że zbliża się kolejna próba) i została powtórzona 3 razy dla kończyny dominującej oraz 3 razy dla kończyny niedominującej (w analogiczny sposób). Przerwy pomiędzy seriami wynosiły 3 minuty, natomiast pomiędzy stroną dominującą i niedominującą 15 minut. Po piętnastu minutach przerwy pomiędzy stroną dominującą a niedominującą badany wykonywał trzy próby

sięgania (do chwytu) książki lewą kończyną górną z instrukcją skupienia uwagi na wrażeniach kinestetycznych, analogicznie jak przed seriami dla prawej kończyny górnej. Jednorazowo czas treningu nie przekraczał jednej godziny (w zależności od indywidualnego czasu wyobrażania tego zadania trwał od 52 do 56 minut). Treningi zostały przeprowadzone o tej samej, porannej porze, 3 razy w tygodniu przez okres czterech tygodni, co oznacza, że każda osoba badana wzięła udział w cyklu składającym się z 12-stu sesji treningowych.

Poszczególne składowe zastosowanego treningu według zalecanego w piśmiennictwie schematu PETTLEP (Holmes i Collins, 2001) zostały przedstawione w Tabeli 2.

Tabela 2. Zestawienie określonych aspektów metodycznych zastosowanego treningu mentalnego wyobrażania sięgania po książkę zgodnie z podejściem „PETTLEP”, które odnosi się do poszczególnych składowych treningu.

Elementy jednorazowego treningu mentalnego	Opis elementu jednorazowego treningu mentalnego wraz z kategorią	Kategorie według schematu PETTLEP ^a
Pozycja	Pozycja specyficzna w stosunku do zadania, wygodna pozycja siedząca przodem do biurka, na którym znajdowała się książka.	(P) aspekt fizyczny
Lokalizacja	Pozycja specyficzna w stosunku do zadania, książka znajdowała się w bliskiej odległości w stosunku do badanego.	(E) otoczenie
Główne zadanie	Skupienie na kinestetycznych wrażeniach, które towarzyszyłyby ruchowi sięgania po książkę (zarówno w fazie sięgania, jak i chwytu książki); aspekt motoryczny.	(T) zadanie
Kolejność	Badany wykonywał trzy ruchy sięgania po książkę, którym towarzyszyło skupienie na wrażeniach kinestetycznych związanych z tym ruchem (zarówno w fazie sięgania, jak i chwytu), a następnie wykonywał 3 serie po 10 wyłącznie mentalnych powtórzeń tego zadania.	(T) parametry czasowe
Integracja (względem fizycznego wykonania)	Zadania wyobrażania ruchu sięgania po książkę odbywały się niezależnie w stosunku do fizycznych prób wykonania tego ruchu.	
Sposób przekazania instrukcji	Instrukcja była dostarczana słownie (akustycznie).	(L) uczenie się

Tryb instrukcji	Za każdym razem ta sama instrukcja była dostarczana słownie przez badacza (w trybie „na żywo”).	
Nadzór	Podczas każdego treningu mentalnego był obecny badacz (sesje przebiegały pod nadzorem).	
Kierunkowość	Jedyna kierunkowość dotyczyła uwzględnienia dwóch faz ruchu sięgania po przedmiot (sięgania i chwytu), pozostałe aspekty nie posiadały kierunkowości.	
Szczegółowość instrukcji	Instrukcja przedstawiana badanym była szczegółowa.	
Indywidualizacja instrukcji	Instrukcja przedstawiana badanym była taka sama dla wszystkich osób badanych (standaryzowana).	
Wczesniejsze zaznajomienie się	Osoby badane nie uczestniczyły w sesji poświęconej zaznajomieniu się z przeprowadzanym treningiem mentalnym.	
Zmiany, korekty	Nie wprowadzano zmian w protokole treningowym.	
Sesja	Prowadzono treningi indywidualne dla osób badanych.	(E) emocje
Oczy	Osoby badane zamykały oczy na słowną komendę „start” i wyobrażały zadanie sięgania po książkę z oczami zamkniętymi. Otwarcie oczu było informacją o zakończeniu pojedynczej próby.	
Perspektywa	Wykorzystano perspektywę pierwszej osoby (wewnętrzna).	(P) perspektywa
Rodzaj	Wykorzystano kinestetyczne wyobrażanie ruchu.	

^a PETTLEP jest skróconą nazwą rekomendowanego schematu dotyczącego poszczególnych elementów pojedynczej sesji treningu mentalnego, które powinny zostać określone i pochodzi od angielskich słów: *physical* (P), *environment* (E), *task* (T), *timing* (T), *learning* (L), *emotion* (E), *perspective* (P), które kolejno oznaczają: aspekt fizyczny, otoczenie, zadanie, parametry czasowe, uczenie się, emocje oraz perspektywę

IV 4. Rejestracja sygnału EEG

Sygnał EEG rejestrowany był w sposób ciągły podczas dwóch zadań mentalnych (wyobrażania sięgania i wyobrażania chwytu; pierwszy dzień sesji przed i po 4 tygodniach treningu) i dwóch zadań wykonywania ruchu (sięgania i chwytu; drugi dzień sesji przed i po 4 tygodniach treningu) dominującą kończyną górną przy użyciu 128-kanalowego systemu EEG (BioSemi Inc., Holandia). 128 czynnych elektrod (Ag-AgCl) typu „szpilkowego” (z ang. *pin-type*) oraz dwie elektrody funkcyjne to jest: czynną CMS (z ang. *common mode sense*) i pasywną DRL (z ang. *driven right leg*) było umieszczanych

w otworach czepka, który był zakładany na głowę osoby badanej. Rozmiar czepka dobierany był na podstawie zmierzonego podczas sesji 1 obwodu głowy danej osoby badanej. Do otworów w czepku wstrzykiwana była niewielką ilość żelu przewodzącego, obniżającego oporność kontaktu skóra-elektroda (SignaGel, Parker Laboratories, INC., USA). Przed rejestracją sygnału została sprawdzona impedancja dla każdej z elektrod, tak by jej wartość nie przekraczała $5k\Omega$. W sytuacji, w której wielkość ta dla danej elektrody była większa, jej przyleganie było poprawiane, poprzez dociśnięcie lub wyjęcie z czepka i ponowne umiejscowienie, a także poprzez dodanie niewielkiej ilości żelu. Wszystkie kanały EEG były wzmacniane ($\times 75.000$), filtrowane (w zakresie pasma 0.01-100 Hz) oraz próbkowane z częstotliwością 2048 Hz. Osoby badane były instruowane o utrzymywaniu stałej pozycji ciała i głowy, nie marszczeniu czoła, nie zaciskaniu zębów, nie ruszaniu językiem oraz ograniczeniu mrugania powiekami podczas rejestracji (w trakcie wykonywania zadań, na przykład wyobrażania sięgania lub jego wykonywania kończą dominującą; czynności te w minimalnej ilości były dopuszczalne w przerwach pomiędzy próbami). W trakcie badań, wszelkie możliwe źródła dekoncentracji, jak głośne dźwięki i ostre światło były minimalizowane. W trakcie badań w laboratorium panowała temperatura wynosząca około 22°C oraz wilgotność powietrza rzędu 50%.

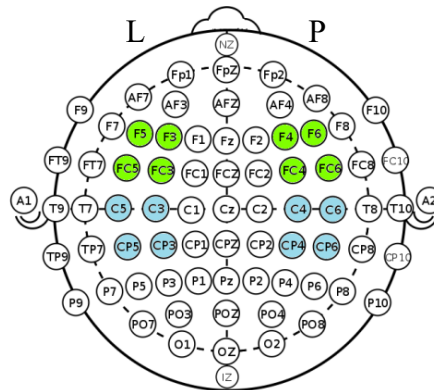
IV 1. Analiza sygnału EEG

Sygnał EEG analizowano w programie *Brain Electrical Source Analysis* (BESA 7.0, MEGIS Software GmbH, Gräfelfing, Niemcy). W pierwszej kolejności wzrokowo został oceniony przebieg sygnałów w celu detekcji ewentualnych artefaktów, które mimo instrukcji dawanych badanym pojawiały się w zapisach i wymagały usunięcia metodą wycinania (z ang. *cut-off*). Dodatkowo, w celu eliminacji artefaktów związanych z ruchami gałek ocznych została wykorzystana automatyczna metoda ich korekty (z ang. *automatic eye movement correction*), która jest zaimplementowana w oprogramowaniu BESA. Dodatkowo, próby z zadań mentalnego sięgania i mentalnego chwytu, podczas których doszło do wykonania ruchu (co potwierdzono na podstawie amplitudy sygnału wyrażonej parametrem RMS (z ang. *root mean square*, [μV]) z zarejestrowanej czynności elektromiograficznej mięśni szkieletowych; opis poniżej) zostały wykluczone z dalszej

analizy. Przed kolejnymi krokami analizy, wszystkie pliki zostały poddane redukcji do kanałów EEG (Reducer Tool, BioSemi Inc., Holandia) oraz przepróbkowaniu (z ang. *downsampling*) do częstotliwości wynoszącej 512 Hz (Decimater Tool, BioSemi Inc., Holandia). Kanał poligraficzny rejestrujący sygnały emitowane przez komputer (pojedynczy określający początek próby i podwójny oznaczający jej koniec i przerwę) posłużył do określenia znaczników czasowych, które zostały wykorzystane w dalszej analizie (w zadaniach mentalnych oraz w zadaniu wykonywania sięgania). W zadaniach tych czas „0” jest momentem pojawienia się w zapisie pojedynczego sygnału emitowanego przez komputer, który oznaczał start wyobrażania danego zadania (na ten sygnał badani rozpoczynali daną próbę, na przykład wyobrażanie sięgania lub jego wykonywanie kończyną dominującą).

W celu wykonania analizy w dziedzinie czasu, zarejestrowany sygnał był filtrowany z dolną wartością graniczną wynoszącą 0,53 Hz, górną 50 Hz oraz dodatkowo zastosowany został filtr wycinający 50 Hz (z ang. *notch filter*) w celu eliminacji artefaktów sieciowych. By wyznaczyć wartość amplitud potencjałów związanych ze zdarzeniem (z ang. *event related potentials*, ERPs) dla zadań mentalnych lub amplitud potencjałów korowych związanych ze zdarzeniem ruchowym (z ang. *motor related cortical potential*, MRCP) mierzonych od linii zerowej do wartości szczytowej nachylenia ujemnego [μV]), wykonywanych 20 lub 30 razy (zadania mentalne powtarzano 20 razy, zadania fizycznego wykonywania - 30 razy), sygnał został uśredniony wokół znacznika (osobno dla każdego zadania, osoby i sesji pomiarowej). Dla zadań mentalnych oraz zadania fizycznego wykonywania sięgania kończyną dominującą znaczniki zostały określone w sposób automatyczny na bazie elektrycznej charakterystyki wspomnianego kanału poligraficznego (znacznik pojawiał się z chwilą pojawienia się pojedynczego sygnału oznaczającego początek próby w danym zadaniu). W celu uśrednienia danych z opisywanych zadań wykorzystano dwusekundowe okno, to jest od -100 ms do 1900 ms, gdzie czas równy 0 pokrywał się z czasem wystąpienia pojedynczego sygnału emitowanego przez komputer. Odcinek długości 100 ms (od -100 ms do 0 ms) został wykorzystany do korekty linii podstawowej. Wartość średnia liczby uśrednionych, wolnych od artefaktów prób dla badanej grupy ($n=23$) dla zadania wyobrażania sięgania prawą kończyną górną wyniosła 17 ± 3 dla sesji przed i 17 ± 2 dla sesji po, dla zadania wyobrażania chwytu prawą ręką 18

± 2 dla sesji przed i 17 ± 3 dla sesji po oraz dla fizycznego wykonywania sięgania prawą ręką odpowiednio 25 ± 5 zarówno dla sesji przed, jak i po czterotygodniowym cyklu treningowym. Dla zadania fizycznego wykonywania chwytu, sygnał oznaczano ręcznie, bazując na sygnale poligraficznym generowanej siły na poziomie submaksymalnym, a pliki tak oznaczone uśredniano z wykorzystaniem 3-sekundowego okna (od -2 do 1 s, gdzie 0 oznaczało początek narastania siły a okno długości 100 ms, od -2000 ms do -1900 ms wykorzystano do korekty linii podstawowej). Wartość średnia liczby uśrednionych, wolnych od zakłóceń prób dla tego zadania wyniosła 21 ± 4 dla sesji pomiarowej przed i 22 ± 3 dla sesji pomiarowej po. Z uśrednionych plików w sposób półautomatyczny uzyskano wartości amplitudy ERP [μV] (dla zadań mentalnych) lub amplitudy MRCP [μV] (dla wykonywanych zadań ruchowych) dla wszystkich kanałów (elektrod) wolnych od zakłóceń. Po wstępnej analizie uzyskanych wartości oraz na bazie literatury dotyczącej analizy sygnału EEG z zadań ruchowych i mentalnych, do dalszej analizy wybrano szesnaście elektrod z czterech obszarów (po 4 elektrody w każdym obszarze), które odpowiadają programowaniu i wykonywaniu ruchów dowolnych. Do wybranych elektrod, należą elektrody F5, F3, FC5 i FC3 (zgodnie z nazewnictwem Międzynarodowego Systemu 10-10; Oostenveld i Praamstra, 2001), położone nad kontralateralną korą przedruchową (Koessler i wsp., 2009), elektrody F6, F4, FC6, FC4 położone nad ipsilateralną korą przedruchową oraz elektrody C5, C3, CP5 i CP3 położone nad kontralateralną korą czuciowo-ruchową (Siemionow i wsp., 2000; Yao i wsp., 2013), a także elektrody C6, C4, CP6 i CP4 położone nad ipsilateralną korą czuciowo-ruchową (Rycina 4).



Rycina 4. Lokalizacja i nazwy elektrod wybranych elektrod znajdujących się nad przedruchową korą mózgu (kolor zielony) i czuciowo-ruchową korą mózgu (kolor niebieski) nad prawą (P; ipsilateralnie w stosunku do badanych zadań) i lewą (L; kontralateralnie w stosunku do badanych zadań) półkulą mózgu.

IV 2. Rejestracja i analiza sygnału EMG

Czynność elektromiograficzna (EMG) mięśni: odwodziela krótkiego kciuka, międzykostnego grzbietowego pierwszego ręki oraz części przedniej mięśnia naramiennego obu stron ciała została zarejestrowana za pomocą aktywnych, dwubiegunowych elektrod powierzchniowych (BioSemi Inc., Holandia) podczas pierwszego dnia sesji pomiarowych przed i po. Czynność ta została zarejestrowana w celu kontroli przebiegu prób dwóch zadań mentalnych by wykluczyć wykonanie badanych zadań zgodnie z przytoczonymi we wstępie zaleceniami (Gerardin i wsp., 2000; Hanakawa, 2016). Środkowe części brzuśców wymienionych mięśni szkieletowych zostały przygotowane zgodnie ze standardowymi wymogami rejestracji w elektromiografii powierzchniowej. Następnie elektrody zostały przyklejone do przygotowanych miejsc (wybór miejsca był zgodny z zaleceniami *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*, SENIAM z 2008 roku) za pomocą dwustronnie przylepnej taśmy. Czynność bioelektryczna wskazanych mięśni była rejestrowana w sposób ciągły (z częstotliwością próbkowania wynoszącą 2048 Hz, filtrowana w zakresie 10–900 Hz) podczas zadań mentalnych (wyobrażania sięgania i wyobrażania chwytu prawą kończyną

górną). Wstępna analiza sygnału EMG została przeprowadzona w programie *Brain Electrical Source Analysis* (BESA 7.0, MEGIS Software GmbH, Gräfelfing, Niemcy) z uwagi na to, że wszystkie zarejestrowane sygnały (dla jednej osoby z jednego dnia danej sesji pomiarowej) były zapisywane w jednym pliku (w formacie .bdf). Analiza ta pozwoliła wyeliminować z dalszej analizy próby, podczas których pojawiły się artefakty (sporadycznie także te związane z globalnym ruchem ciała, na przykład w związku z przyjęciem wygodniejszej pozycji na stanowisku pomiarowym przez osobę badaną i uwidocznione zarówno jako artefakty w sygnałach EEG, jak i czynność EMG z wybranych mięśni szkieletowych). Dalsza analiza sygnału EMG została wykonana w programie Spike 2 (Cambridge Electronics Design, Cambridge, Wielka Brytania) w celu określenia wartości amplitudy sygnału wyrażonej parametrem RMS (z ang. *root mean square*, [μV]) osobno dla każdego mięśnia, z ośmiu jednosekundowych okien (z czasu trwania wyobrażenia ruchu). Z założenia próby, podczas których wartość RMS dwukrotnie przekroczyłyby wielkość odchylenia standardowego (z ang. *standard deviation*, SD) obliczonego z linii podstawowej (z zarejestrowanej czynności spoczynkowej poszczególnych mięśni szkieletowych) miały zostać odrzucone z dalszej analizy, ale prób takich nie było (albo kilkakrotnie pokryły się ze zidentyfikowanymi próbami opisanymi powyżej). Analiza zapisów EMG z wybranych mięśni szkieletowych podczas wykonywania sięgania i chwytu (drugi dzień sesji pomiarowych przed i po) nie stanowiła przedmiotu niniejszych badań.

IV 3. Metody statystyczne

Analiza statystyczna uzyskanych danych została wykonana w programie SPSS (IBM SPSS 21.0, USA). Wyniki testów psychometrycznych (kwestionariusza ogólnej zdolności do wyobrażania zadań ruchowych i jaskrawości wyobrażania poszczególnych zadań, to jest: sięgania i chwytu prawą kończyną górną) zostały wyrażone za pomocą mediany wraz z 25-tym i 75-tym percentylem (Me, 25th-75th). Porównanie wyników tych skal pomiędzy sesjami (przed i po treningu) przeprowadzono za pomocą analizy wariancji powtarzanych pomiarów dla rang Friedmana oraz analizy post hoc za pomocą testu Dunna.

Rozkład zmiennych sygnału EEG został sprawdzony za pomocą testu Shapiro-Wilka. Oceny wpływu czterotygodniowego treningu mentalnego na wartość amplitudy sygnału EEG dokonano za pomocą wieloczynnikowej analizy wariancji dla pomiarów powtarzanych (2 sesja: przed vs. po; 2 sposoby realizacji zadania: mentalnie vs. fizycznie; 2 zadania: sięganie vs. chwyt; 16 lokalizacja elektrod). Analiza ta została poprzedzona określeniem sferyczności wariancji testem Mauchley'a. W sytuacji nie spełnienia kryteriów sferyczności, dla danego parametru stosowano korektę Greenhouse-Geissera. Moc (wyników) przeprowadzonych testów była nie niższa niż 0,9. Miara siły analizowanych efektów została przedstawiona za pomocą cząstkowej Ety kwadrat (η_p^2). Szczegółową analizę czynników, które miały istotny wpływ na wielkość analizowanej amplitudy sygnału EEG przeprowadzono za pomocą kontrastów. Amplitudy ERP z zadań mentalnych oraz amplitudy MRCP z fizycznego wykonywania badanych zadań zostały przedstawione za pomocą średnich arytmetycznych z odchyleniem standardowym ($M \pm SD$).

Dodatkowo, w celu określenia związku między skalą jaskrawości wyobrażenia sięgania i chwytu a amplitudą sygnału EEG związaną z wyobrażaniem sięgania i chwytu, obliczono współczynnik korelacji rang Spearmana. Wartość korelacji Pearsona lub współczynnik korelacji rang Spearmana w zależności od rozkładu badanej zmiennej, określono także dla wartości amplitudy ERP z wyobrażenia sięgania prawą kończyną górną w stosunku do wartości amplitudy MRCP z wykonywania sięgania prawą kończyną górną oraz dla wartości amplitudy ERP z wyobrażenia chwytu prawą ręką w stosunku do wartości amplitudy MRCP z wykonywania chwytu prawą ręką. Analizy korelacji na potrzeby autoreferatu zostały pominięte i są w całości dostępne w rozprawie doktorskiej.

Dla wszystkich wykonanych testów ustalono poziom istotności statystycznej $P \leq 0.05$. W celu redukcji błędu pierwszego rodzaju dla porównań wielokrotnych stosowano korektę Bonferroniego.

V WYNIKI

V 1. Wyniki subiektywnych ocen wyobrażenia ruchu (testów psychometrycznych)

Wartość środkowa ogólnej zdolności do wyobrażenia kinestetycznego, jak i ogólnej zdolności do wyobrażenia wzrokowego badanych istotnie wzrosła ($p < 0.01$) pod wpływem czterotygodniowego treningu mentalnego odpowiednio o około 26% i około 17%. Zarówno przed, jak i po czterotygodniowym treningu mentalnym (w sesji po), zdolność do kinestetycznego wyobrażenia badanych była statystycznie istotnie niższa ($p < 0.01$) niż zdolność do wyobrażenia wzrokowego (Tabela 3).

Tabela 3. Wartość środkowa wraz z 25-tym i 75-tym percentylem ogólnej oceny zdolności do wyobrażenia zadań ruchowych z podziałem na zdolność do wyobrażenia kinestetycznego i zdolność do wyobrażenia wzrokowego badanych na podstawie kwestionariusza MIQ-RS przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym

	przed		po		przed vs. po
	<i>Me</i>	25 th -75 th	<i>Me</i>	25 th -75 th	<i>P</i>
kinestetyczne wyobrażenie	31	27-36	39	35-42	<0.01
wzrokowe wyobrażenie	35	32-42	41	38-43	<0.01

Ocena jaskrawości kinestetycznego wyobrażenia sięgania i chwytu poprawiła się ($p < 0.05$) po czterotygodniowym treningu mentalnym (Tabela 4). Przeprowadzona analiza statystyczna nie wykazała istotnych różnic pomiędzy jaskrawością kinestetycznego wyobrażenia sięgania prawą kończyną górną a jaskrawością kinestetycznego wyobrażenia chwytu prawą ręką ($p > 0.05$) zarówno dla sesji przed, jak i po.

Tabela 4. Wartość środkowa wraz z 25-tym i 75-tym percentylem jaskrawości kinestetycznego wyobrażenia sięgania i chwytu prawą kończyną górną na podstawie 10-centrymetrowej skali VAS (od bardzo łatwe do bardzo trudne) przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym

Ocena jaskrawości wyobrażenia badanych zadań					
	przed		po		przed vs. po
	<i>Me</i>	25 th -75 th	<i>Me</i>	25 th -75 th	<i>P</i>
wyobrażenie sięgania	3,8	2,4-6,4	2,7	1,6-3,8	<0.05
wyobrażenie chwytu	4,1	2,3-6,3	2,2	0,8-3,2	<0.05

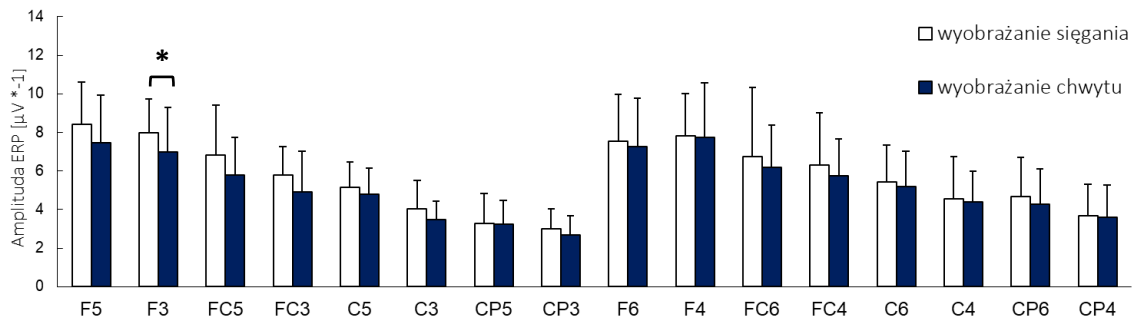
V 2. Wyniki analizy sygnału EEG

V 2.1. Amplituda ERP wyobrażanych zadań i amplituda MRCP wykonywanych zadań dominującą kończyną górną

Wieloczynnikowa analiza wariancji dla pomiarów powtarzanych wykazała istotny wpływ zadania (sięganie vs. chwyt; $F(1,22)=14.96$, $p<0.01$, $\eta_p^2 = 0,405$) i położenia elektrod ($F(4.202, 92.441)=99.230$, $p<0,01$, $\eta_p^2 = 0,953$) na wartość amplitudy sygnału EEG. Analiza ta wskazała także na istotny udział interakcji między sposobem realizacji zadania (wyobrażanie (mentalnie) vs. wykonywanie (fizycznie)) a zadaniem (sięganie vs. chwyt; $F(1,22)=45.405$, $p<0,01$, $\eta_p^2 = 0,674$), a także między sposobem realizacji zadania, zadaniem i położeniem elektrod ($F(5.078,111.713)=6.391$, $p<0.01$, $\eta_p^2 = 0,918$) na wartość amplitudy sygnału EEG. Przeprowadzona analiza nie wykazała statystycznie istotnego wpływu sposobu realizacji zadania (wyobrażanie vs. wykonywanie; $F(1,22)=1.844$, $p>0.05$, $\eta_p^2 = 0,077$) oraz sesji (przed treningiem vs. po treningu; $F(1,22)=0.566$, $p>0.05$, $\eta_p^2 = 0,025$) na wartość amplitudy EEG.

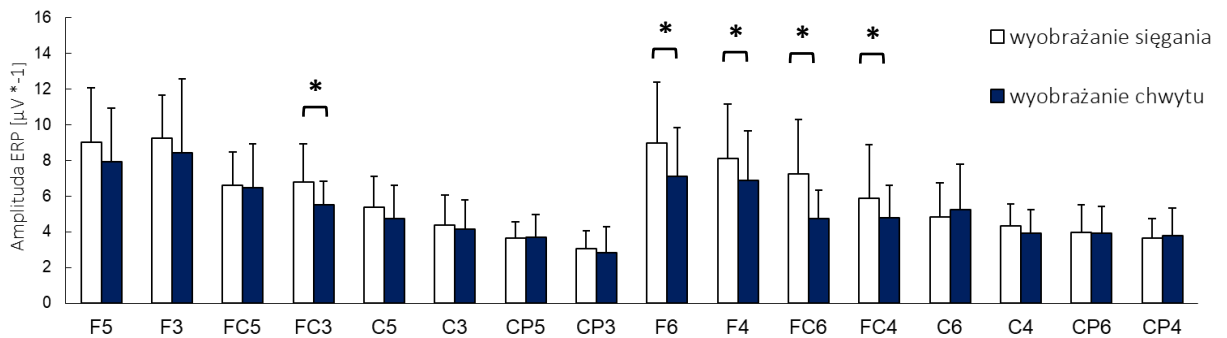
V 2.2. Porównanie wartości amplitud ERP podczas dwóch zadań mentalnych

Analiza wartości amplitud ERP sygnału EEG wykazała statystycznie wyższą wartość ($p < 0.05$) dla elektrody F3 podczas wyobrażania sięgania prawą kończyną górną (MIR) w stosunku do wartości dla tej elektrody podczas wyobrażania chwytu prawą ręką (MIG) przed zastosowaniem treningu mentalnego (podczas sesji „przed”, Rycina 5). Analiza statystyczna nie wykazała innych istotnych różnic w wartościach pozostałych 15-tych elektrod pomiędzy zadaniem MIR i MIG dla sesji pomiarowej przed.



Rycina 5. Porównanie wartości średnich z odchyleniem standardowym amplitudy ERP związanej z wyobrażaniem sięgania w stosunku do wartości tej dla wyobrażania chwytu prawą kończyną górną dla ośmiu elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (od F5 do CP3) i ośmiu elektrod zlokalizowanych nad ipsilateralną półkulą mózgu (od F6 do CP4) przed treningiem mentalnym. * - $p < 0.05$

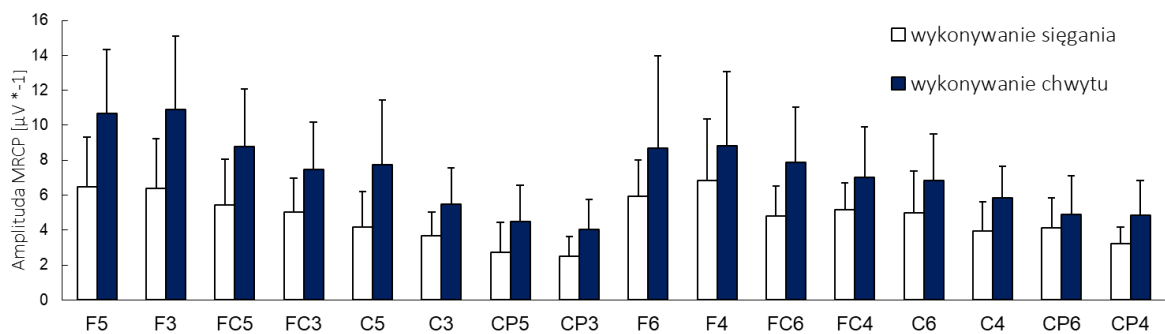
Po czterotygodniowym treningu mentalnym, statystycznie wyższe wartości amplitud ERP sygnału EEG ($p < 0.05$) podczas MIR w stosunku do MIG odnotowano dla jednej elektrody zlokalizowanej nad kontralateralną półkulą mózgu (FC3) oraz czterech elektrod zlokalizowanych nad ipsilateralną półkulą mózgu (F6, F4, FC6 i FC4). Dla pozostałych jedenastu elektrod nie odnotowano istotnych różnic ($p > 0.05$, Rycina 6).



Rycina 6. Porównanie wartości średnich z odchyleniem standardowym amplitudy ERP związanej z wyobrażaniem sięgania w stosunku do wartości tej dla wyobrażania chwytu prawą kończyną górną dla ośmiu elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (od F5 do CP3) i ośmiu elektrod zlokalizowanych nad ipsilateralną półkulą mózgu (od F6 do CP4) po treningu mentalnym. * - $p < 0.05$

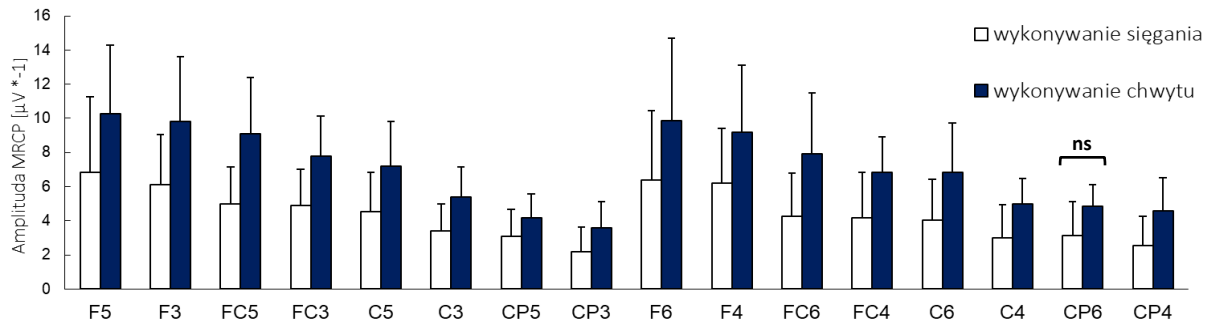
V 2.3. Porównanie wartości amplitud MRCP podczas wykonywania dwóch zadań

Przeprowadzona analiza statystyczna wykazała, że wartości amplitud MRCP związanych z wykonywaniem chwytu prawą ręką (MEG) były istotnie wyższe ($p < 0.05$) od wartości amplitud MRCP związanych z wykonywaniem sięgania prawą kończyną górną (MER) dla wszystkich analizowanych elektrod w sesji pomiarowej przed (Rycina 7).



Rycina 7. Porównanie wartości średnich z odchyleniem standardowym amplitudy MRCP związanej z wykonywaniem sięgania w stosunku do wartości tej dla wykonywania chwytu prawą kończyną górną dla ośmiu elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (od F5 do CP3) i ośmiu elektrod zlokalizowanych nad ipsilateralną półkulą mózgu (od F6 do CP4) przed treningu mentalnym. Dla wszystkich par $p < 0.05$

Dla sesji pomiarowej po, istotnie wyższe wartości ($p < 0.05$) amplitudy MRCP związanej z MEG w stosunku do wartości amplitudy MRCP związanej z MER wykazano dla 15 z 16 elektrod. Wartości opisywanych amplitud nie różniły się istotnie ($p > 0.05$) dla elektrody CP6 (Rycina 8).



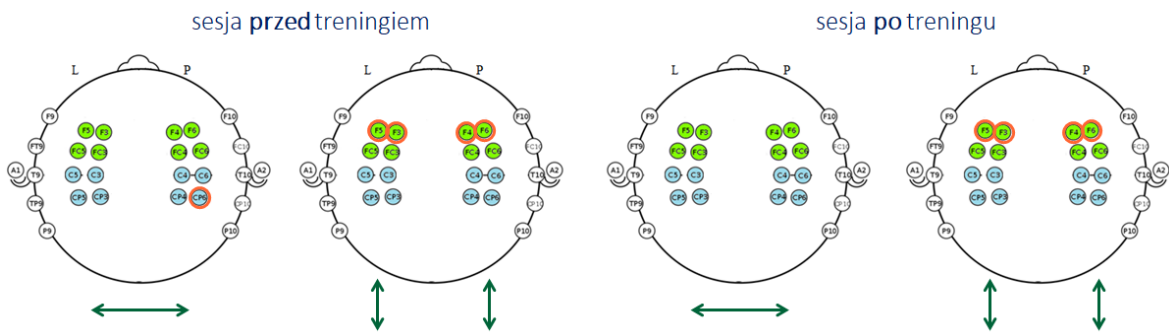
Rycina 8. Porównanie wartości średnich z odchyleniem standardowym amplitudy MRCP związanej z wykonywaniem sięgania w stosunku do wartości tej dla wykonywania chwytu prawą kończyną górną dla ośmiu elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (od F5 do CP3) i ośmiu elektrod zlokalizowanych nad ipsilateralną półkulą mózgu (od F6 do CP4) po treningu mentalnym. ns – różnica nieistotna statystycznie

V 2.4. Porównanie wartości amplitud ERP i MRCP badanych zadań w różnych obszarach korowych

Analiza wartości średnich amplitud ERP i MRCP badanych zadań została przeprowadzona dla elektrod umiejscowionych nad kontralateralną półkulą mózgu w stosunku do tych położonych symetrycznie nad ipsilateralną półkulą mózgu (w sumie dla ośmiu par; na przykład porównanie wartości amplitudy ERP z wyobrażenia sięgania prawą kończyną górną w obszarze F5 nad kontralateralną półkulą mózgu w stosunku do F6 nad ipsilateralną półkulą mózgu) oraz pomiędzy elektrodami zlokalizowanymi w obszarze kory przedruchowej w stosunku do kory czuciowo-ruchowej tej samej półkuli mózgu (cztery pary elektrod; na przykład porównanie analogicznej wartości amplitudy ERP z elektrody F3 w stosunku do C3).

V 2.5. Wartość amplitudy ERP związanej z wyobrażaniem sięgania prawą kończyną górną w różnych obszarach korowych

Przeprowadzona analiza statystyczna wykazała, że wartości średnie amplitud ERP związanych z wyobrażaniem sięgania prawą kończyną górną były istotnie wyższe ($p < 0.05$) dla elektrod zlokalizowanych nad korą przedruchową w stosunku do tych zlokalizowanych nad korą czuciowo-ruchową w obrębie danej półkuli mózgu zarówno przed, jak i po zastosowanym treningu mentalnym (Rycina 9). Porównanie wartości średnich amplitud ERP związanych z MIR pomiędzy symetrycznie położonymi elektrodami nad ipsilateralną i kontralateralną półkulą mózgu wykazały jedynie wyższą wartość ($p < 0.05$) dla elektrody CP6 (nad ipsilateralną półkulą mózgu) w stosunku do wartości dla elektrody CP5 (nad kontralateralną półkulą mózgu) przed zastosowaniem treningu mentalnego (Rycina 9).

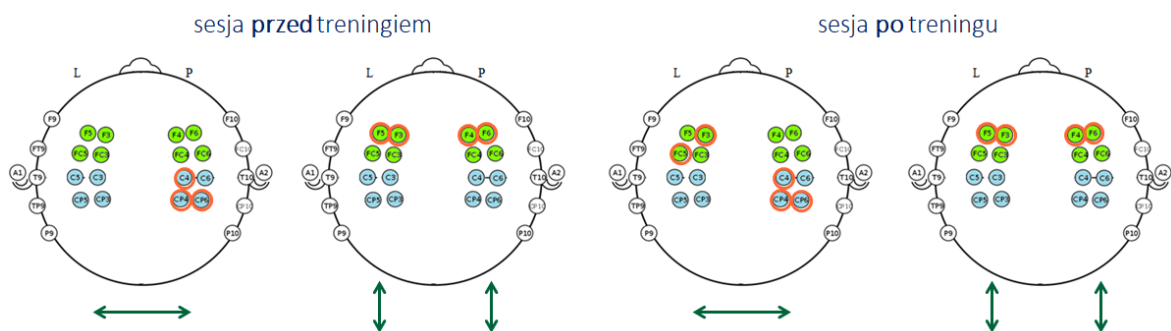


Rycina 9. Wizualizacja wyników porównania wartości średnich amplitud ERP podczas wyobrażania sięgania prawą kończyną górną pomiędzy elektrodami zlokalizowanymi nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do położonych symetrycznie nad kontralateralną półkulą mózgu (\leftrightarrow) oraz pomiędzy elektrodami położonymi w obszarze przedruchowej kory mózgu w stosunku do elektrod położonych nad czuciowo-ruchową korą mózgu tej samej półkuli mózgu (\updownarrow) przed i po treningu mentalnym. \circ - wartość istotnie wyższa

V 2.6. Wartość amplitudy ERP związanej z wyobrażaniem chwytu prawą ręką w różnych obszarach korowych

Wartości średnie amplitudy ERP związanej z MIG prawą ręką były istotnie wyższe ($p < 0.05$) dla elektrod zlokalizowanych nad przedruchową korą mózgu w stosunku do tych zlokalizowanych nad czuciowo-ruchową korą mózgu zarówno dla sesji przed, jak i po czterotygodniowym treningu mentalnym (Rycina 10). Dla obu sesji pomiarowych odnotowano istotnie wyższe ($p < 0.05$) wartości amplitud ERP związanych z MIG dla elektrod C4, CP4 i CP6 położonych nad czuciowo-ruchową korą ipsilateralnej półkuli mózgu w stosunku do symetrycznie położonych do nich elektrod, nad kontralateralną półkulą mózgu. Dodatkowo, dla sesji pomiarowej po czterotygodniowym treningu mentalnym, istotnie wyższe wartości średnie amplitud ERP związanych z MIG odnotowano dla dwóch elektrod (F3 i FC5; $p < 0.05$) położonych w obszarze przedruchowym kontralateralnej półkuli mózgu w stosunku do symetrycznie położonych elektrod nad ipsilateralną półkulą mózgu (Rycina 10).

Rycina 10. Wizualizacja wyników porównania wartości średnich amplitud ERP podczas wyobrażania chwytu prawą ręką pomiędzy elektrodami zlokalizowanymi nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do położonych symetrycznie nad kontralateralną półkulą mózgu (\leftrightarrow) oraz pomiędzy elektrodami położonymi w obszarze przedruchowej kory mózgu w stosunku do elektrod położonych nad czuciowo-ruchową korą mózgu tej samej półkuli mózgu (\updownarrow) przed i po treningu mentalnym. \circ – wartość istotnie wyższa

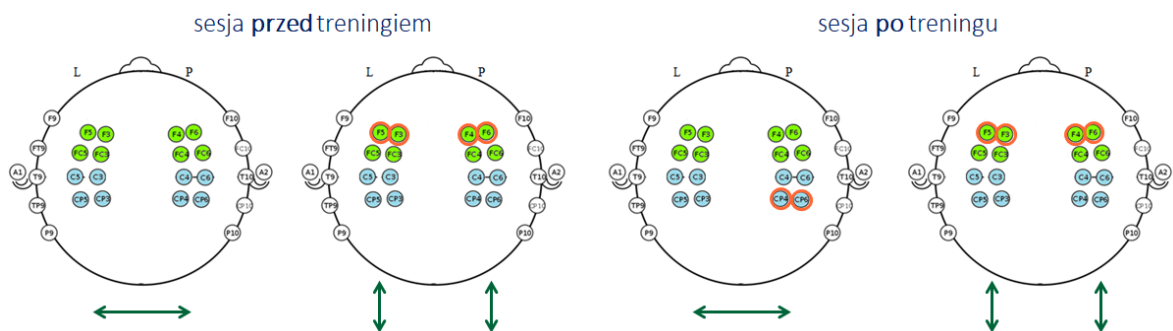


V 2.7. Wartość amplitudy MRCP związanej z wykonywaniem sięgania prawą kończyną górną w różnych obszarach korowych

Wartości średnie amplitud MRCP związanych z MER były istotnie wyższe ($p < 0.05$) dla elektrod położonych nad korą przedruchową w stosunku do tych położonych

nad korą czuciowo-ruchową, zarówno dla ipsilateralnej, jak i kontralateralnej półkuli mózgu oraz dwóch sesji pomiarowych (Rycina 11). Dla sesji pomiarowej przed, nie odnotowano istotnych różnic w tych wartościach dla par symetrycznie położonych elektrod nad ipsi- w stosunku do kontralateralnej półkuli mózgu ($p > 0.05$). Dla sesji po, odnotowano istotnie wyższe ($p < 0.05$) wartości dla dwóch elektrod położonych w obszarze kory czuciowo-ruchowej ipsilateralnej półkuli mózgu (CP4 i CP6) w stosunku do elektrod położonych w analogicznych miejscach nad kontralateralną półkulą mózgu (Rycina 11).

Rycina 11. Wizualizacja wyników porównania wartości średnich amplitud MRCP podczas wykonywania sięgania prawą kończyną górną pomiędzy elektrodami zlokalizowanymi nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do położonych symetrycznie nad kontralateralną półkulą mózgu (\leftrightarrow) oraz pomiędzy elektrodami położonymi w obszarze przedruchowej kory mózgu w stosunku do elektrod położonych nad czuciowo-ruchową korą mózgu tej samej półkuli mózgu (\updownarrow) przed i po treningu mentalnym. \circ - wartość istotnie wyższa



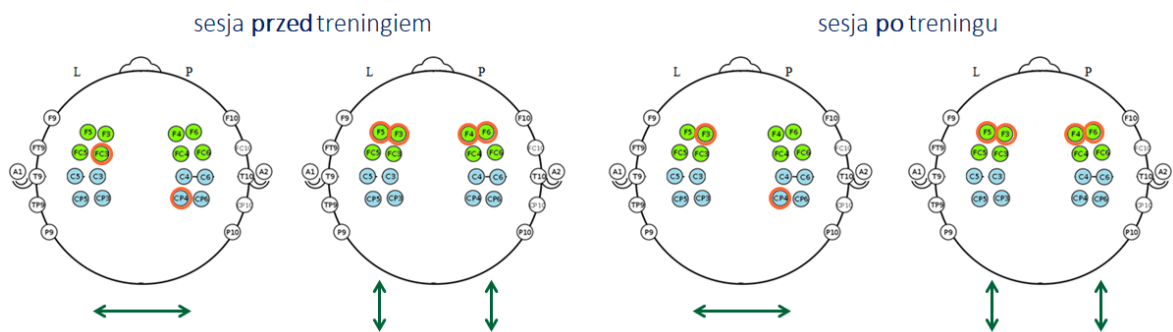
V 2.8. Wartość amplitudy MRCP związanej z wykonywaniem chwytu prawą ręką w różnych obszarach korowych

Wartości średnie amplitud MRCP związanych z wykonywaniem chwytu prawą ręką były istotnie wyższe ($p < 0.05$) dla elektrod zlokalizowanych nad korą przedruchową w stosunku do elektrod zlokalizowanych nad korą czuciowo-ruchową, zarówno ipsilateralnej, jak i kontralateralnej półkuli mózgu w sesji przed oraz po (Rycina 12).

Dodatkowo, w sesji pomiarowej przed, odnotowano istotnie wyższą ($p < 0.05$) średnią wartość dla elektrody FC3 położonej nad kontralateralną półkulą mózgu

w stosunku do symetrycznie położonej elektrody FC4 nad ipsilateralną półkulą mózgu i istotnie wyższą ($p < 0.05$) średnią wartość dla elektrody CP4 nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do CP3 nad kontralateralną półkulą mózgu. Dla sesji po, istotnie wyższą wartość odnotowano także dla elektrody CP4 nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do wartości średniej dla elektrody CP3 oraz istotnie wyższą ($p < 0.05$) wartość dla elektrody F3 położonej nad kontralateralną półkulą mózgu w stosunku do wartości średniej dla elektrody F4 (Rycina 12).

Rycina 12. Wizualizacja wyników porównania wartości średnich amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu prawą ręką pomiędzy elektrodami zlokalizowanymi nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do położonych symetrycznie nad kontralateralną półkulą mózgu (\leftrightarrow) oraz pomiędzy elektrodami położonymi w obszarze przedruchowej kory mózgu w stosunku do elektrod położonych nad czuciowo-ruchową korą mózgu tej samej półkuli mózgu (\updownarrow) przed i po treningu mentalnym. \bigcirc - wartość istotnie wyższa



VI WNIOSKI

Analiza i interpretacja uzyskanych wyników umożliwiły wyciągnięcie następujących wniosków:

1. Pod wpływem zastosowanego czterotygodniowego treningu kinestetycznego doszło do wzrostu subiektywnej oceny ogólnej zdolności do kinestetycznego i wzrokowego wyobrażania zadań ruchowych.
2. Trening mentalny kinestetycznego wyobrażania ruchu spowodował wzrost subiektywnej oceny jaskrawości kinestetycznego wyobrażania sięgania i chwytu kończyną dominującą, a pomiędzy stopniem jaskrawości wyobrażanych zadań nie odnotowano różnic.
3. Czterotygodniowy kinestetyczny trening mentalny, wykonywany trzy razy w tygodniu nie miał wpływu na wielkość amplitudy sygnału EEG podczas wyobrażania i wykonywania sięgania oraz chwytu dominującą kończyną górną.
4. Amplitudy sygnału EEG podczas wykonywania chwytu dominującą ręką były wyższe od amplitud sygnału EEG związanych z wykonywaniem sięgania dominującą kończyną górną przed i po zastosowanym treningu mentalnym oraz wykazano większe zróżnicowanie amplitudy sygnału EEG pomiędzy badanymi obszarami mózgu dla wykonywania chwytu.
5. Amplitudy sygnału EEG podczas wyobrażania sięgania i chwytu były zbliżone przed zastosowanym treningiem, natomiast wyższą amplitudę sygnału EEG odnotowano dla obszarów kory przedruchowej podczas wyobrażania sięgania w stosunku do wyobrażania chwytu po treningu.
6. Amplitudy sygnału EEG związane z wyobrażaniem sięgania i chwytu dominującą kończyną górną nie różnią się od tych związanych z wykonywaniem sięgania i chwytu dominującą kończyną górną przed i po treningu, a dla obu sposobów realizacji zadań odnotowano wyższą amplitudę sygnału EEG dla obszarów przedruchowych w stosunku do czuciowo-ruchowych.

VII PIŚMIENICTWO

1. Avanzino L, Giannini A, Tacchino A, Pelosin E, Ruggeri P, Bove M. Motor imagery influences the execution of repetitive finger opposition movements. *Neurosci Lett* 2009, 466, 11-15.
2. Bonassi G, Bisio A, Lagravinese G, Ruggeri P, Bove M, Avanzino L. Selective sensorimotor modulation operates during cognitive representation of movement. *Neuroscience* 2019, 409, 16-25.
3. Cabral-Sequeira AS, Teixeira LA. Motor imagery training promotes motor learning in adolescents with cerebral palsy: comparison between left and right hemiparesis. *Exp Brain Res* 2016, 234(6): 1515-1524.
4. Di Rienzo F, Collet C, Hoyek N, Guillot A. Impact of neurologic deficits on motor imagery: a systematic review of clinical evaluations. *Neuropsychol Rev* 2014, 24: 116-147.
5. Driskell JE, Copper C, Moran A. Does mental practice enhance performance? *J Sport Psychol* 1994, 79: 481–492.
6. Enoka RM. Neural control of movement. W: *Neuromechanics of human movement*. Human Kinetics, USA, 2015, pp. 255-319.
7. Gentili RJ, Papaxanthis C. Laterality effects in motor learning by mental practice in right-handers. *Neuroscience* 2015, 297: 231-242.
8. Gerardin E, Sirigu A, Lehericy S, Poline JB, Gaymard B, Marsault C, Agid Y, Le Bihan D. Partially overlapping neural networks for real and imagined hand movements. *Cerebral Cortex* 2000, 10: 1093–1104.
9. Glover S, Wall MB, Smith AT. Distinct cortical networks support the planning and online control of reaching-to-grasp in human. *Eur J Neurosci* 2012, 35(6): 909-915.
10. Guillot A, Debarnot U. Benefits of motor imagery for human space flight: a brief review of current knowledge and future applications. *Front Physiol*. 2019, 10: 396.

11. Gregg M, Hall C, Butler A. The MIQ-RS: A suitable option for examining movement imagery ability. Published online 2007 doi: 10.1093/ecam/nem170 eCAM 2010, 7(2): 249-257.
12. Hanakawa T. Organizing motor imageries. *Neurosci Res* 2016, 104: 56-63.
13. Harris JE, Hebert A. Utilization of motor imagery in upper limb rehabilitation: a systematic scoping review. *Clin Rehabil* 2015, 29(11): 1092-1107.
14. Héту S, Grégoire M, Saimpont A, Coll MP, Eugène F, Michon PE, Jackson PL. The neural network of motor imagery: an ALE meta-analysis. *Neurosci Biobehav Rev* 2013, 37(5): 930-949.
15. Holmes PS, Collins DJ. The PETTLEP approach to motor imagery: A functional equivalence model for sport psychologist. *J Appl Sport Psychol Ther* 2001, 13(1): 60-83.
16. Jeannerod M. Mental imagery in the motor context. *Neuropsych* 1995, 33: 1419-1432.
17. Kandel ER, Schwartz JH, Jessel TM. *Movement. W: Principles of neural science.* McGraw-Hill, International edition, 2000, pp. 756-782.
18. Kho AY, Liu KPY, Chung RCK. Meta-analysis on the effect of mental imagery on motor recovery of the hemiplegic upper extremity function. *Australian Occupational Therapy Journal* 2014, 61(2): 38-48.
19. Kornhuber HH, Deecke L. Changes in the Brain Potential in Voluntary Movements and Passive Movements in Man: Readiness Potential and Reafferent Potentials. *Pflügers Arch Ges Physiol* 1964, 281:252.
20. Kisiel-Sajewicz K. Korowe i mięśniowe sygnały bioelektryczne podczas aktywacji i deaktywacji mięśnia czworogłowego uda w zależności od gradient narastania siły i relaksacji. *Studia i monografie AWF Wrocław* 2012, ss. 26-32.
21. Koessler L, Maillard L, Benhadid A, Vignal JP, Felbinger J, Vespignani H, Braun M. Automated cortical projection of EEG sensors: Anatomical correlation via the international 10-10 system. *Neuroimage* 2009, 5, 46(1): 64-72.
22. Kosslyn SM, Thomson WL, Ganis G. *The case for mental imagery.* 2006, New York: Oxford University Press.

23. Kurzyński M, Jaskólska A, Marusiak J, Wołczowski A, Bierut P, Szumowski L, Witkowski J, Kisiel-Sajewicz K. Computer-aided training sensorimotor cortex functions in humans before the upper limb transplantation using virtual reality and sensory feedback. *Comput Biol Med.* 2017, 1, 87: 311-321.
24. Lebon F, Collet C, Guillot A. Benefits of motor imagery training on muscle strength. *J Strength Cond Res* 2010, 24 (6), 1680-1687.
25. Lotze M, Halsband U. Motor Imagery. *J Physiol Paris* 2006, 99 (4-6): 386-395.
26. Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh Inventory. *Neuropsych* 1971, 9: 97-113.
27. Oostenveld R, Praamstra P. The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements. *Clin. Neurophysiol* 2001, 112(4): 713-719.
28. Ranganathan VK, Siemionow V, Liu JZ, Sahgal V, Yue GH. From mental power to muscle power-gaining strength by using the mind. *Neuropsych* 2004, 42(7): 944-956.
29. Schuster C, Hilfiker R, Amft O, Scheidhauer A, Andrews B, Butler J, Kischka U, Ettlin T. Best practice for motor imagery: a systematic literature review on motor imagery training elements in five different disciplines. *BMC Med* 2011, 17(9): 75-111.
30. Siemionow V, Yue GH, Ranganathan VK, Liu JZ, Sahgal V. Relationship between motor activity-related cortical potential and voluntary muscle activation. *Experimental Brain Research* 2000, 133, 303–311.
31. Slimani M, Tod D, Chaabene H, Miarka B, Chamari K. Effects of mental imagery on muscular strength in healthy and patient participants: a systematic review. *J Sports Sci Med* 2016, 15(3): 434-450.
32. Sobierajewicz J, Przekoracka-Krawczyk A, Jaśkowski W, Verwey W, van der Lubbe R. The influence of motor imagery on the learning of a fine hand motor skill. *Exp Brain Res* 2017, 235(1): 305-320.
33. Solodkin A, Hlustik P, Chen EE, Small SL. Fine modulation in network activation during motor execution and motor imagery. *Cerebral Cortex* 2004, 14: 1246–1255.

34. Yao WX, Ranganathan VK, Allexandre D, Siemionow V, Yue GH. Kinesthetic imagery training of forceful muscle contractions increases brain signal and muscle strength. *Front Hum Neurosci* 2013, 7: 561.