

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
WE WROCŁAWIU
WYDZIAŁ FIZJOTERAPII

Joanna Mencil

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

Rozprawa doktorska wykonana w Katedrze Kinezylogii
Wydziału Fizjoterapii Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu

Promotor:

Dr hab. Katarzyna Kisiel-Sajewicz, prof.
AWF Wrocław

WROCŁAW 2020

WYKAZ SKRÓTÓW UŻYWANYCH W TEKŚCIE	5
I WSTĘP	7
I 1. Definicja treningu mentalnego i wyobrażania ruchu	7
I 2. Charakterystyka wyobrażania ruchu	7
I 3. Neurofizjologiczne podstawy treningu mentalnego wyobrażania ruchu	9
I 4. Wykorzystanie treningu mentalnego wyobrażania czynności ruchowych w sporcie i fizjoterapii	12
I 5. Metody oceny wyobrażania ruchu	14
I 6. Neurofizjologiczny podział zachowań ruchowych człowieka	16
I 7. Elektroencefalografia jako obiektywna metoda oceny programowania ruchów dowolnych człowieka	18
II CEL PRACY	20
III HIPOTEZY BADAWCZE	20
IV MATERIAŁ I METODY BADAWCZE	21
IV 1. Osoby badane	21
IV 2. Protokół badań.....	22
IV 3. Trening mentalny kinestetycznego wyobrażania ruchu sięgania po książkę.....	27
IV 4. Rejestracja sygnału EEG.....	30
IV 1. Analiza sygnału EEG.....	32
IV 2. Rejestracja i analiza sygnału EMG.....	34
IV 3. Metody statystyczne	35
V WYNIKI	37
V 1. Wyniki subiektywnych ocen wyobrażania ruchu (testów psychometrycznych) ...	37
V 2. Wyniki analizy sygnału EEG	38
V 2.1. Amplituda ERP wyobrażanych zadań i amplituda MRCP wykonywanych zadań dominującą kończyną górną.....	38

V 2.2. Porównanie wartości amplitud ERP podczas dwóch zadań mentalnych	38
V 2.3. Porównanie wartości amplitud MRCP podczas wykonywania dwóch zadań	43
V 2.4. Porównanie wartości amplitud ERP i MRCP badanych zadań w różnych obszarach korowych	47
V 2.5. Wartość amplitudy ERP związanej z wyobrażaniem sięgania prawą kończyną górną w różnych obszarach korowych	48
V 2.6. Wartość amplitudy ERP związanej z wyobrażaniem chwytu prawą ręką w różnych obszarach korowych	50
V 2.7. Wartość amplitudy MRCP związanej z wykonywaniem sięgania prawą kończyną górną w różnych obszarach korowych	52
V 2.8. Wartość amplitudy MRCP związanej z wykonywaniem chwytu prawą ręką w różnych obszarach korowych	54
V 3. Wyniki przeprowadzonej analizy korelacji	56
V 3.1. Korelacja wartości amplitud ERP z wyobrażania sięgania z wartościami amplitud MRCP z wykonywania sięgania kończyną dominującą	56
V 3.2. Korelacja wartości amplitud ERP z wyobrażania chwytu prawą ręką z wartościami amplitud MRCP z wykonania chwytu prawą ręką	60
V 3.3. Korelacja wyników subiektywnej oceny jaskrawości wyobrażenia sięgania prawą kończyną górną z amplitudą ERP związaną z wyobrażaniem sięgania	62
V 3.4. Korelacja wyników subiektywnej oceny jaskrawości kinestetycznego wyobrażenia chwytu prawą ręką z amplitudą ERP związaną z wyobrażaniem chwytu prawą ręką	64
VI DYSKUSJA	66
VI 1. Wpływ treningu mentalnego na subiektywną ocenę zdolności do wyobrażania zadań ruchowych	67
VI 2. Brak istotnego wpływu przeprowadzonego treningu mentalnego na amplitudę sygnału EEG podczas wyobrażania i wykonywania sięgania oraz chwytu dominującą kończyną górną	72

VI 3. Różnice w czynności bioelektrycznej kory mózgu pomiędzy zadaniem sięgania i chwytu dominującą kończyną górną	75
VI 3. 1. Czynność bioelektryczna kory mózgu podczas wykonywania sięgania i chwytu przed oraz po treningu mentalnym.....	75
VI 3. 2. Czynność bioelektryczna kory mózgu podczas wyobrażania sięgania i chwytu przed i po treningu mentalnym	80
VI 4. Zróżnicowana czynność bioelektryczna różnych obszarów kory mózgu w badanych zadaniach.....	85
VI 5. Brak istotnych różnic w czynności bioelektrycznej kory mózgu między wyobrażaniem a wykonywaniem badanych zadań	89
VI 6. Ograniczenia przeprowadzonych badań i wskazówki do przyszłych badań	91
VII WNIOSKI.....	94
VIII PIŚMIENNICTWO	95
STRESZCZENIE	103
ABSTRACT.....	106
SPIS RYCIN	109
SPIS TABEL.....	110

WYKAZ SKRÓTÓW UŻYWANYCH W TEKŚCIE

EEG	- elektroencefalografia
EMG	- elektromiografia
ERD	- parametr sygnału EEG o nazwie desynchronizacja związana ze zdarzeniem (z ang. <i>event-related desynchronization</i>)
ERP	- parametr charakteryzujący amplitudę sygnału EEG potencjału pochodzenia endogennego o nazwie potencjału związanego ze zdarzeniem (z ang. <i>event-related potential</i>), który wykorzystano do scharakteryzowania sygnału EEG w związku z wyobrażaniem sięgania i chwytu dominującą kończyną górną
fMRI	- funkcjonalne obrazowanie mózgu metodą rezonansu magnetycznego (z ang. <i>functional magnetic resonance imaging</i>)
OUN	- Ośrodkowy Układ Nerwowy
MER	- (fizyczne) wykonywanie sięgania (z ang. <i>motor execution of reaching</i>)
MEG	- (fizyczne) wykonywanie chwytu (z ang. <i>motor execution of grasping</i>)
MEP	- ruchowy potencjał wywołany (z ang. <i>motor-evoked potential</i>) na skutek przezczaszkowej stymulacji magnetycznej
MIR	- wyobrażanie sięgania (z ang. <i>motor imagery of reaching</i>)
MIG	- wyobrażanie chwytu (z ang. <i>motor imagery of grasping</i>)
MIQ-RS	- nazwa użytego Kwestionariusza Wyobrażania Ruchu (jego drugiej zmodyfikowanej wersji; z ang. <i>Movement Imagery Questionnaire – Revised second version</i>)
MRCP	- parametr pozwalający scharakteryzować amplitudę sygnału EEG potencjału pochodzenia endogennego o nazwie korowego potencjału związanego ze zdarzeniem ruchowym (z ang. <i>motor-related cortical potential</i>), którego wykorzystano do scharakteryzowania sygnału EEG w związku z wykonywaniem sięgania i chwytu
MVIC	- maksymalny izometryczny skurcz dowolny (z ang. <i>maximal voluntary isometric contraction</i>)

- NS - składowa potencjału MRCP o nazwie nachylenie ujemne (z ang. *negative slope*)
- ns - różnica nieistotna statystycznie (z ang. *non-significant*)
- PET - pozytronowa tomografia emisyjna (z ang. *positron emission tomography*)
- PETTLEP - nazwa rekomendowanego schematu dotyczącego metodycznych aspektów treningu mentalnego wyobrażania ruchu, która pochodzi od pierwszych liter anglojęzycznych słów, które kolejno oznaczają aspekt fizyczny, otoczenie, zadanie, parametry czasowe, uczenie się, emocje oraz perspektywę (z ang. *Physical, Environment, Timing, Task, Learning, Emotion, Perspective*)
- PM - kora przedruchowa (z ang. *premotor cortex*)
- PMv - część grzbietowa przedruchowej kory mózgu (z ang. *ventral premotor cortex*)
- PMd - część brzuszna przedruchowej kory mózgu (z ang. *dorsal premotor cortex*)
- pre-SMA - przed-dodatkowa kora ruchowa (z ang. *pre-supplementary motor area*)
- PPC - tylna część kory ciemieniowej (z ang. *posterior parietal cortex*)
- RMS - parametr charakteryzujący amplitudę elektromiogramu, pochodzący od pierwszych liter anglojęzycznych słów, które oznaczają działania matematyczne wykorzystywane do jego obliczenia (z ang. *root mean square*)
- RP - składowa potencjału MRCP o nazwie potencjału gotowości (z ang. *readiness potential*)
- SMA - dodatkowa kora ruchowa (z ang. *supplementary motor cortex*)
- TMS - przezczaszkowa stymulacja magnetyczna (z ang. *transcranial magnetic stimulation*)
- VAS - wizualna skala analogowa (z ang. *visual analogous scale*)

I WSTĘP

I 1. Definicja treningu mentalnego i wyobrażania ruchu

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). Cumming i Williams (2014) definiują trening mentalny, jako użycie zmysłów do odtworzenia lub utworzenia określonego doświadczenia w umyśle. Wyróżnia się pięć głównych typów treningu mentalnego, to jest: wzrokowy, słuchowy, węchowy, somatosensoryczny oraz wyobrażanie ruchu (Kosslyn i wsp., 2006). Według definicji zaproponowanej przez Decety i Jeannerod (1996), trening mentalny wyobrażania ruchu stanowi proces, podczas którego reprezentacja danej czynności motorycznej jest wewnętrznie generowana poprzez pamięć operacyjną przy jednoczesnym braku fizycznego wykonywania tego ruchu. Inna definicja wyobrażania ruchu odnosi się do neurofizjologicznych podstaw kontroli ruchowych czynności dowolnych człowieka, w których wyróżnia się fazę planowania lub programowania ruchu oraz fazę jego bieżącej kontroli (Glover i wsp., 2012). Według Jeannerod'a (1995) wyobrażanie ruchu stanowi świadome uaktywnianie procesów związanych z zamiarem wykonania ruchu, które zwykle przebiegają nieświadomie podczas fazy planowania jego wykonania.

I 2. Charakterystyka wyobrażania ruchu

Istnieje wiele podziałów wyobrażania ruchu. Obecnie przyjmuje się podział wyobrażania ruchu na dwa typy: kinestetyczne i wizualne (Solodkin i wsp., 2004). Wyobrażanie kinestetyczne, które nazywane jest także wyobrażaniem z perspektywy pierwszej osoby lub wewnętrznym, bazuje na kinestezji, czyli czuciu głębokim, a zatem dotyczy wyobrażania odczuć z własnego ciała, jakie towarzyszyłyby wykonywaniu danej czynności. Do odczuć tych należy: odczuwanie zmiany długości mięśni szkieletowych (rozciągania mięśni), odczuwanie zmiany ułożenia części ciała w przestrzeni oraz oddziaływanie siły grawitacji. Wśród wizualnego wyobrażania rozróżnia się dwa typy to jest: wizualne wyobrażanie ruchu z perspektywy pierwszej osoby (swojego ciała)

i wizualne wyobrażanie ruchu z perspektywy trzeciej osoby (innej osoby, na przykład fizjoterapeuty czy trenera). W najnowszych artykułach przeglądowych (Cuenca-Martínez i wsp., 2020; López i wsp. 2019) dotyczących wyobrażania ruchu zwraca się uwagę na fakt, że istnieją dwa praktyczne podejścia do tego zagadnienia, które mimo wielu różnic, w tym neurofizjologicznych, określane są wspólnym mianem wyobrażania ruchu lub ruchu mentalnego. López i wsp. (2019) podkreślili, że autorzy prac w tym zakresie powinni definiować czy badają i opisują podejście *explicite* (z łac. wprost, jawnie, intencjonalnie, jednoznacznie) czy podejście *implicite* (z łac. pośredni, domniemany, wywołany). Podejście *explicite* charakteryzowane jest jako świadome, dobrowolne lub intencjonalne wyobrażanie poszczególnych składowych danego ruchu bez jego wykonywania. Podejście *implicite* zakłada głównie bierną obserwację danego ruchu, bez świadomego udziału badanego w tym procesie. Zatem wyobrażanie kinestetyczne możliwe jest jedynie poprzez podejście *explicite*, natomiast wizualne wyobrażanie ruchu poprzez podejście *implicite* lub *explicite*, zależnie od przyjętej perspektywy.

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).

Hanakawa (2016) w swoim artykule przeglądowym dotyczącym metodycznych aspektów „organizowania” wyobrażania ruchu zwrócił uwagę na cztery grupy czynników, które mają dominujący wpływ na przebieg i efekty zastosowanego wyobrażania ruchu. Pierwsza grupa związana jest z obszarem kontroli ruchu i autor ten zaliczył do niej trzy składowe, które wymagają określenia, to jest: etap, efekторы oraz wzorce i parametry wyobrażanego zadania. Składowa dotycząca etapu nawiązuje do badań nad fizycznie wykonywanym ruchem, w którym analizie poddana jest faza programowania lub wykonania w zależności od protokołu badania. W kontekście badań nad wyobrażaniem ruchu autor zwraca uwagę na fakt, że w zależności od grupy badanej możliwa jest analiza fazy programowania lub programowania i wykonania ruchu, jeśli nie uwzględni się kontroli wykonania danego ruchu poprzez elektromiografię (EMG) lub jest to niemożliwe. Przykładem tego ostatniego mogą być badania, w których wyobrażanie ruchu ręki przeprowadzane jest u osób po amputacji kończyny górnej. Wówczas oczywisty brak

kontroli sygnału EMG z mięśni szkieletowych ręki sprawia, że nie można wykluczyć składowej wykonania ruchu w tym badaniu. Należy pokreślić, że w kontekście badań prowadzonych na osobach zdrowych, które dotyczą aspektu programowania ruchu w kontekście treningu mentalnego wyobrażania ruchu, zaleca się kontrolę czynności bioelektrycznej mięśni szkieletowych, odpowiadających za wykonanie wyobrażanej czynności ruchowej (efektorów danego ruchu) za pomocą EMG (Gerardin i wsp., 2000; Hanakawa, 2016). W pierwszej grupie czynników należy także wskazać wspomniane efekторы oraz określić poszczególne parametry wyobrażanego zadania, podobnie jak ma to miejsce w sytuacji wykonywania danego zadania, czyli określić między innymi ilość powtórzeń, sposób wykonania czy poziom generowanej siły. Drugi czynnik dotyczy sposobu wywoływania określonych efektów poprzez wyobrażanie i odnosi się do opisanego wcześniej podejścia *explicite* (intencjonalne) lub *implicite* (wywołane). Natomiast takie czynniki jak: wzrokowe, kinestetyczne, słuchowe oraz mieszane wraz z przedsiódkowymi tworzą trzecią grupę noszącą nazwę modalności sensorycznej. Ostatni aspekt odnosi się do perspektywy (pierwszej lub trzeciej osoby). Wspomniany autor rekomenduje perspektywę pierwszej osoby i wyobrażanie ruchu oparte na modalności kinestetycznej argumentując, że te składowe są efektywniejsze i skuteczniej reorganizują neuronalne sieci czuciowo-ruchowe.

I 3. Neurofizjologiczne podstawy treningu mentalnego wyobrażania ruchu

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., 2006). Obecnie coraz więcej dowodów przemawia za hipotezą, że wewnętrzne modele przewidujące, zwane również „do przodu” (z ang. *internal forward models*) stanowią podstawę takiego oddziaływania treningu mentalnego wyobrażania ruchu na proces nauczania danej czynności ruchowej (Avanzino i wsp., 2015; Gatti i wsp., 2013; Gentili i Papaxanthis, 2015; Gueugneau i wsp., 2013). Wewnętrzne modele do przodu imitują przyczynowy przepływ procesu fizycznego, rozumianego jako oddziaływanie na siebie poszczególnych struktur ośrodkowego układu nerwowego (OUN) włączonych w ten proces, przewidując przyszły stan sensomotoryczny.

Wiele badań wskazuje, że modele wewnętrzne sterowania do przodu generują przewidywania sensomotoryczne (dotyczące na przykład pozycji i prędkości) wykorzystując informacje dotyczące aktualnego stanu układu ruchu, głównie za pośrednictwem propriocepcji i kopii eferentnej (z ang. *efferent copy*) komendy ruchu (Gueugneau i wsp.; 2013). Dlatego niegdyś obowiązująca teoretyczna koncepcja mechanizmów oddziaływania treningu mentalnego wyobrażania ruchu zwana peryferyjną, została wyparta przez koncepcję ośrodkową nawiązującą do wspomnianego modelu wewnętrznego (Mulder, 2007). Wspomniany autor podkreśla także, że trening mentalny wyobrażania ruchu nie powinien dotyczyć nowego ruchu, ponieważ bazuje na reprezentacji ruchu (zakłada konieczność posiadania reprezentacji tego ruchu). Koncepcja ośrodkowa współgra z teorią programowania ruchu, która między innymi zakłada, że jedną z fundamentalnych składowych efektywnych ruchów człowieka, jest zdolność do generowania mentalnej reprezentacji tego ruchu, a reprezentacja ta służy jako model wewnętrzny ułatwiający proces programowania ruchu. Dodatkowo, istnieją badania, które sugerują, że to głównie lewa półkula mózgu odpowiada za organizację i selekcję ruchów, a także tworzenie reprezentacji ruchu, proces nauczania czynności ruchowych i określanie aktualnego stanu układu ruchu, wskazując tym samym na jej udział w procesach związanych ze sterowaniem w modelu do przodu (Mutha i wsp., 2011; Saintburg, 2005). Prawej półkuli mózgowej przypisuje się główny udział w procesach związanych z kontrolą ruchów z informacją zwrotną (z ang. *feedback control*), co wspólnie z wymienionymi wcześniej funkcjami lewej półkuli mózgu nosi nazwę hipotezy dynamicznej dominacji (z ang. *dynamic-dominant hypothesis*). Przytoczona hipoteza wraz z założeniami treningu kończyny dominującej zależnie od doświadczenia (z ang. *experience-dependent arm-dominance training*), które dotyczą lepszego przewidywania sensomotorycznego dla kończyny dominującej, skłoniły badaczy do porównania efektów nauczania czynności ruchowej poprzez trening mentalny ruchu sięgania w paradygmacie kompromisu pomiędzy prędkością a dokładnością ruchu (z ang. *speed/accuracy trade off*) dominującej kończyny górnej w stosunku do niedominującej (Gentili i Papaxanti, 2015). Badacze wykazali, że trening mentalny wyobrażania ruchu sięgania kończyną dominującą skutkowało większą poprawą prędkości i dokładności wykonywanego ruchu w stosunku do niedominującej kończyny górnej.

Natomiast badania z wykorzystaniem funkcjonalnego obrazowania mózgu metodą rezonansu magnetycznego (z ang. *functional magnetic resonance imaging*, fMRI) wykazały, że wyobrażanie ruchu aktywuje wiele tych samych obszarów mózgu co jego wykonywanie (Decety i Grèzes, 2006). Do najczęściej wymienianych obszarów mózgu, aktywnych zarówno podczas wyobrażania, jak i wykonywania danego ruchu należą: kora przedruchowa, dodatkowa kora ruchową, przednia część zakrętu obręczy, płaty ciemieniowe oraz mózdzek. Warto zwrócić uwagę, że na czynność wymienionych powyżej struktur ma wpływ między innymi: rodzaj wyobrażania (kinestetyczny czy wizualny), segment ciała, którego ruch jest wyobrażany (Guillot i wsp., 2009) oraz instrukcja dawana badanemu (Hétu i wsp., 2013). Aktywność kontralateralnej kory ruchowej w stosunku do wyobrażanego ruchu daną częścią ciała jest nadal kwestią otwartą. Istnieją badania z użyciem fMRI, które wykazują aktywność w tym obszarze (Gerardin i wsp., 2000) i takie, które wskazują na jej brak (Stephan i wsp., 1995). Obecna wiedza z zakresu plastyczności układu nerwowego człowieka w odpowiedzi na bodźce (w tym treningowe) oraz liczba doniesień naukowych dotyczących wykorzystania treningu mentalnego wyobrażania ruchów w różnych grupach badanych (i z różnymi efektami) skłoniły naukowców do opracowania wytycznych dotyczących metodycznych aspektów przeprowadzania treningu mentalnego wyobrażania ruchu. Poza wcześniej wymienionymi czynnikami, które mają wpływ na uzyskiwane efekty (Hanakawa, 2016), wielu autorów rekomenduje podejście *explicite* i modalność kinestetyczną (Driskell i wsp., 1994; Slimani i wsp., 2016). Zaleca się także definiowanie określonych składowych treningu w podejściu określanym skrótem PETTLEP (od pierwszych liter anglojęzycznych słów: *physical, environment, timing, task, learning, emotion, perspective*, określających kolejno: aspekt fizyczny, otoczenie, zadanie, parametry czasowe, uczenie się, emocje oraz perspektywę; Holmes i Collins, 2001). W nawiązaniu do podejścia PETTLEP, Schuster i wsp. (2011) wskazali czynniki, które występowały w artykułach, opisujących badania, w których wystąpiły korzystne, istotne statystycznie efekty treningu mentalnego wyobrażania ruchu. Należą do nich: pozycja specyficzna w stosunku do zadania, czynność skierowana na aktywność ruchową, zastosowanie wyobrażania ruchu po jego wykonaniu, dźwiękowa instrukcja dawana badanemu przez instruktora, sprawowanie nadzoru nad przebiegiem treningu, brak sesji zaznajamiającej badanego z treningiem mentalnym, sesje

indywidualne, zamknięcie oczu w trakcie wyobrażania ruchu, pierwsza perspektywa i kinestetyczna modalność. Autorzy wykazali także, że opisywany trening jest najefektywniejszy w grupie osób w wieku 20-29 lat. Wielu autorów wskazuje także, że skuteczny trening mentalny wyobrażania ruchu powinien odbywać się od trzech do pięciu razy tygodniowo, przez okres 4-6 tygodni (López i wsp., 2019).

I 4. Wykorzystanie treningu mentalnego wyobrażania czynności ruchowych w sporcie i fizjoterapii

Trening mentalny wyobrażania ruchu stosowany jest zarówno w treningu sportowców, jak i w fizjoterapii.

Lotze i Halsband (2006) wskazali, że trening mentalny kinestetycznego wyobrażania czynności ruchowych może być wykorzystywany w treningu sportowców. Autorzy podkreślili, że uzyskiwanie poprawy wykonywania zadań ruchowych poprzez taki trening (w grupie piłkarzy nożnych i siatkarzy) jest wynikiem cyklicznego (mentalnego) aktywowania sieci neuronowych charakterystycznych dla danych sekwencji ruchowych, które prowadzi do wzmocnienia transmisji synaptycznej w neuronach tej sieci, podobnie jak podczas tradycyjnego treningu fizycznego. Martin i wsp. (1999) zwrócili uwagę, że wśród sportowców, których charakteryzuje wysoki poziom umiejętności w obrębie danego zadania, nazywanego eksperckim, wykorzystuje się trening wyobrażania ruchu dla uzyskania dalszej poprawy wykonania tego zadania, bazując na oddziaływaniu na etap programowania ruchu poprzez trening mentalny. Według przytoczonych autorów, dalszy trening danego ruchu poprzez jego wykonywanie, nie przynosi już takich efektów.

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 neurorehabiliacji, 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*).

I 5. Metody oceny wyobrażania ruchu

Istnieją trzy główne metody pozwalające ocenić wyobrażanie ruchu u osób zdrowych. Wyróżnia się testy psychometryczne, testy behawioralne z użyciem mentalnej chronometrii oraz pomiary neurofizjologiczne czynności ośrodkowego i/lub obwodowego układu nerwowego (Di Rienzo i wsp., 2014). Do metod psychometrycznych należą: sprawozdania ustne, standaryzowane kwestionariusze wyobrażania ruchu, testy zgodności oraz oceny dokonywane na skalach Likert'a. Według Guillot i Collet'a (2005) sprawozdania ustne, kwestionariusze oraz samooceny (z ang. *self-report ratings*) wyobrażania ruchu dokonywane na skalach stanowią rzetelne metody psychometryczne, które pozwalają ocenić jakość wyobrażania ruchu u osób zdrowych. Często stosowanymi testami z wymienionej grupy są standaryzowane kwestionariusze oceniające „jaskrawość” (z ang. *vividness*) lub łatwość wyobrażania ruchu. Zalicza się do nich Kwestionariusz Jaskrawości Wizualnego Wyobrażania (wzrokowego; z ang. *the Vividness of Visual Imagery Questionnaire*, VVIQ; Marks 1973), Kwestionariusz Jaskrawości Wyobrażania Ruchu (z ang. *the Vividness Movement Imagery Questionnaire*, VMIQ; Isaac i wsp., 1986) i jego zmodyfikowane wersje, między innymi VMIQ-2 (Roberts i wsp., 2008). Kwestionariusze jaskrawości wyobrażania ruchu przytoczone powyżej, wymagają od badanych wykonania serii standaryzowanych zadań ruchowych wyłącznie w sposób mentalny lub fizycznie i następnie mentalnie. W kolejnym kroku badani oceniają jaskrawość wykonania zadania na pięcio- lub siedmiostopniowej skali Likert'a, od braku wyobrażenia/niejasnej percepcji do odczucia identycznego jak podczas wykonywania zadania. Kwestionariusze łatwości wyobrażania wykorzystują skale od „bardzo łatwe” do „bardzo trudne” do wyobrażania, a przykładem takiego kwestionariusza jest druga zmodyfikowana wersja Kwestionariusza Wyobrażania Ruchu (z ang. *Movement Imagery Questionnaire – Revised second version*, MIQ-RS; Gregg i wsp., 2010). Przytoczony kwestionariusz MIQ-RS zawiera 7 zadań ruchowych (między innymi skłon tułowia w przód, otwarcie drzwi, chwycenie szklanki stojącej na stole), które należy wykonać fizycznie a następnie mentalnie i ocenić trudność/latwość wyobrażania na siedmiostopniowej skali. Kwestionariusz ten pozwala ocenić dwie modalności wyobrażania, to jest wizualną i kinestetyczną, dlatego każde zadanie pojawia się w kwestionariuszu dwukrotnie. Rodgers i wsp. (1991) wykazali, że ogólna zdolność do

wyobrażania zadań ruchowych osób zdrowych poprawia się pod wpływem treningu mentalnego. Wyniki badań przytoczonych autorów wskazują także, że zdolność do wizualnego wyobrażenia ruchu sportowców jest większa w stosunku do kinestetycznego wyobrażenia, co według badaczy, może wynikać z częstego stosowania pokazu podczas nauczania czynności ruchowych i obserwacji (innych zawodników, trenera prezentującego dany ruch) podczas treningów. Według Butler i wsp. (2012) kwestionariusz MIQ-RS stanowi rzetelną technikę oceny łatwości wyobrażenia zadań ruchowych także w grupach klinicznych. Badania wielu autorów wskazują, że łatwość i jaskrawość wyobrażenia ruchowego może być oceniana i poddawana analizie poprzez odnotowywanie wartości samooceny wyobrażenia na skalach typu Linkert lub wizualnych skalach analogowych (z ang. *visual analogous scales* – VAS; Gustin i wsp., 2010; Moseley, 2007).

Podstawową techniką w ramach metod behawioralnych jest mentalna chronometria, która umożliwia badanie przebiegu czasowego przetwarzania informacji przez OUN (Posner, 1978). Ponieważ wyobrażanie ruchu oznacza brak jego fizycznego wykonania, metoda ta odnosi się do rejestracji czasu wyobrażenia określonego zadania (Collet i wsp., 2011). Zdolność do osiągnięcia zbieżności pomiędzy czasem wyobrażenia a czasem wykonania takiego samego zadania stanowi marker dokładności wyobrażenia (Guillot i wsp., 2012).

Do metod neurofizjologicznych oceny wyobrażenia 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. Metody neurofizjologiczne stanowią obiektywne narzędzia pomiarowe. Według Di Rienzo i wsp. (2014) istnieje pewna trudność w zestawieniu wyników uzyskanych za pośrednictwem obiektywnych metod w stosunku z uzyskiwanymi wskaźnikami psychometrycznymi i chronometrią, dlatego autorzy zalecają dalsze badania w tym kierunku. Podkreślają także, że metody neurofizjologiczne umożliwiają bezpośrednie badanie równowagi funkcjonalnej pomiędzy wyobrażaniem

a wykonywaniem określonego zadania ruchowego w kontekście struktur korowych zaangażowanych w oba podejścia (wyobrażanie i wykonywanie).

I 6. Neurofizjologiczny podział zachowań ruchowych człowieka

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. W przeciwieństwie do ruchów bazujących na odruchach rdzeniowych czy zachowań automatycznych, ruchy dowolne podlegają świadomej kontroli sprawowanej przez najwyższe struktury OUN. Przykładem ruchu dowolnego jest sięganie po przedmiot. W celu skutecznego wykonania tego zadania niezbędny jest szereg informacji aferentnych, dlatego badania nad procesem programowania tej czynności często dotyczą informacji czuciowych i ich transformacji na komendę ruchową, która aktywuje mięśnie szkieletowe, których czynność związana jest z wykonaniem danego zadania (Enoka, 2015). Przekształcenie informacji czuciowych w komendę ruchową jest związane z czynnością wielu sieci neuronowych, zwanych, przytoczonym już wcześniej, modelem wewnętrznym (z ang. *internal model*). Ponieważ zakłada się, że model ten zawiera przewidywania dotyczące świata zewnętrznego, wskazuje się na jego zdolność do generowania komend ruchowych w odpowiedzi na wiele informacji czuciowych. Wyróżnia się dwa główne rodzaje modelu wewnętrznego, to jest model do przodu (z ang. *forward model*) oraz model odwrotny (z ang. *inverse model*). W modelu do przodu, jak wspomniano wcześniej w kontekście treningu mentalnego wyobrażania ruchu, informacje dotyczące bieżącego stanu ciała są wykorzystywane w celu oszacowania czuciowych informacji zwrotnych, które powinny być generowane przez komendę ruchu, jeśli wykonywanie danego ruchu będzie przebiegało tak jak założono. Działanie tego modelu związane jest z przewodzeniem kopii zstępującej komendy ruchu do sieci neuronowych tego modelu (modelu do przodu), który wówczas może przewidzieć czuciowe konsekwencje danego zadania ruchowego oraz porównywać przewidywane informacje czuciowe z rzeczywistymi czuciowymi informacjami zwrotnymi towarzyszącymi wykonywaniu danego ruchu. Natomiast model odwrotny wykorzystuje informacje czuciowe dotyczące bieżącego stanu ciała w celu określenia komendy ruchu

wymaganej do osiągnięcia oczekiwanej czynności ruchowej (Enoka, 2015). Przekształcenie informacji czuciowej w komendę ruchu stanowi istotę fazy programowania ruchu dowolnego i angażuje wiele struktur ośrodkowego układu nerwowego. Do obszarów tych należy: dodatkowa kora ruchowa, kora przedruchowa, kora ciemieniowa i kora przedczołowa, a także jądra podkorowe i boczne części półkul mózdzku (Cheney, 1984). Najnowsze badania wskazują, że programowanie celowego ruchu sięgania może przebiegać w dwóch etapach (Karabanov i wsp., 2012). Podczas pierwszego etapu bieżąca charakterystyka biomechaniczna (pozycja i stan czynnościowy) kończyny, lokalizacja obiektu docelowego i zewnętrzne czynniki środowiskowe mogą być uwzględniane do określenia kinematycznego planu zamierzonego ruchu. Podczas drugiego etapu programowania może dochodzić już do przekształcania programu w komendę ruchu. Inne badania, dotyczące dwuetapowo przebiegającego procesu programowania ruchu sięgania skierowanego na cel wskazują, że w pierwszym etapie dochodzi do zdeterminowania współrzędnych zewnętrznych określających lokalizację ciała (kończyny górnej) i obiektu (celu), które w drugiej fazie przekształcane są na wewnętrzne, dynamicznie powiązane ze sobą zmienne (Sarlegna i Sainburg, 2009). W odniesieniu do informacji czuciowych, które są niezbędne w przedstawionych etapach programowania, wiele badań wskazuje, że w pierwszym etapie kluczową rolę odgrywają informacje wzrokowe dotyczące lokalizacji ręki względem celu (według Sainburga i wsp., 2003 w przybliżeniu 80%), w drugim – informacje proprioceptywne (według tych samych autorów około 70%). Wyniki badań dotyczących udziału informacji proprioceptywnych w programowaniu ruchów dowolnych prowadzone na osobach z uszkodzeniami w obrębie dróg wstępujących potwierdziły kluczową rolę tych informacji w przekształcaniu kinematycznego programu ruchu w dynamiczną strategię aktywacji mięśni szkieletowych, zapewniających skoordynowaną czynność wielostawowego układu ruchu (badani nie osiągnęli zamierzonego celu w ruchach kompleksowych; Sainburg i wsp., 1995).

Przedstawione powyżej etapy programowania ruchu sięgania po przedmiot uzupełniają obowiązującą koncepcję dotyczącą programowania tego ruchu w naukach o ruchu człowieka. Zgodnie z nią, w celowym ruchu sięgania wyróżnia się dwie składowe, to jest: sięganie i chwyt, których programowanie przebiega równoległe i niezależnie (Enoka, 2015). Według badań Glover'a i wsp. (2012) te dwie składowe są kontrolowane

przez inne struktury układu nerwowego, co jest spójne z założeniami przedstawionymi przez Kandel i wsp. (2000). Według tego ostatniego, różnicą w programowaniu tych dwóch składowych ruchu sięgania po przedmiot, mogą być różnice we wzrokowo-ruchowym przekształceniu informacji czuciowych na komendę ruchową, która w składowej sięgania dotyczy informacji związanych z lokalizacją danego przedmiotu (odległością i orientacją w stosunku do ciała) w celu utworzenia komendy dotyczącej kierunku ruchu sięgania, natomiast składowa chwytu dotyczy cech danego przedmiotu, takich jak jego kształt i wielkość, w celu utworzenia komendy do efektywnego chwytu.

I 7. Elektroencefalografia jako obiektywna metoda oceny programowania ruchów dowolnych człowieka

Jedną z obiektywnych metod pozwalających ocenić ośrodkowe mechanizmy programowania ruchów dowolnych człowieka jest elektroencefalografia (EEG). EEG charakteryzuje się wysoką rozdzielczością czasową wyrażaną w milisekundach, co jest szczególnie ważne w badaniach nad dynamicznymi procesami toczącymi się w mózgu (Osugwu i Vuckovic, 2014). Analiza sygnału EEG w dziedzinie czasu pozwala scharakteryzować amplitudę potencjału wywołanego pochodzenia egzogenego (z ang. *evoked potential*; EP), którego przykładem jest słuchowy potencjał wywołany (z ang. *auditory evoked potential*) uzyskiwany z uśrednionego sygnału zarejestrowanego przez elektrody położone w obrębie płatów skroniowych lub potencjału związanego ze zdarzeniem (z ang. *event-related potential*; ERP) pochodzenia endogenego. 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. Wysoka rozdzielczość czasowa sygnału parametrów EEG została wykorzystana w badaniach Thomas'a i wsp. (2013), nad mechanizmami tak zwanej mentalnej rotacji w sytuacji wyobrażania przedmiotów z trzech różnych kategorii oraz w trzech różnych ułożeniach w przestrzeni. Wyniki uzyskanych danych wskazały na różnice w czasie występowania wysokiej koherencji potencjałów związanych ze zdarzeniami w paśmie częstotliwości alfa dla wybranych par elektrod zlokalizowanych nad

płatem czołowym i ciemieniowym prawej oraz lewej półkuli mózgu. 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, 1965). 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). Natomiast Yao i wsp. (2013) wykazali, 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 statycznie wzrost amplitudy MRCP dla elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną korą czuciowo-ruchową i dodatkową korą ruchową (odpowiednio dla elektrod C3 i Cz).

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.

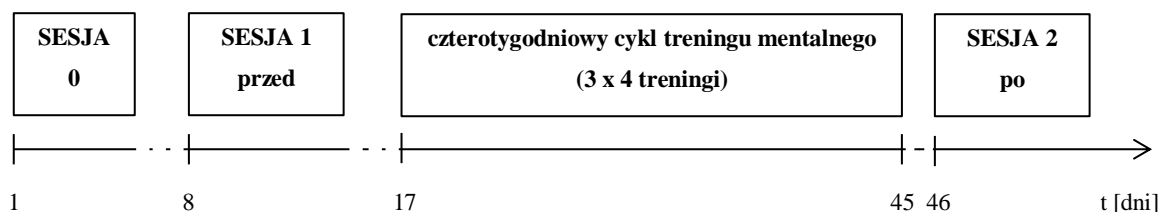
Tabela 1. Antropometryczna charakterystyka osób badanych

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 instruktażową (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 instruktażowa (sesja 0) polegała na zaznajomieniu badanego z przebiegiem pomiarów (prowadzonych w ramach sesji pomiarowych) oraz treningów. W trakcie sesji instruktażowej 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).

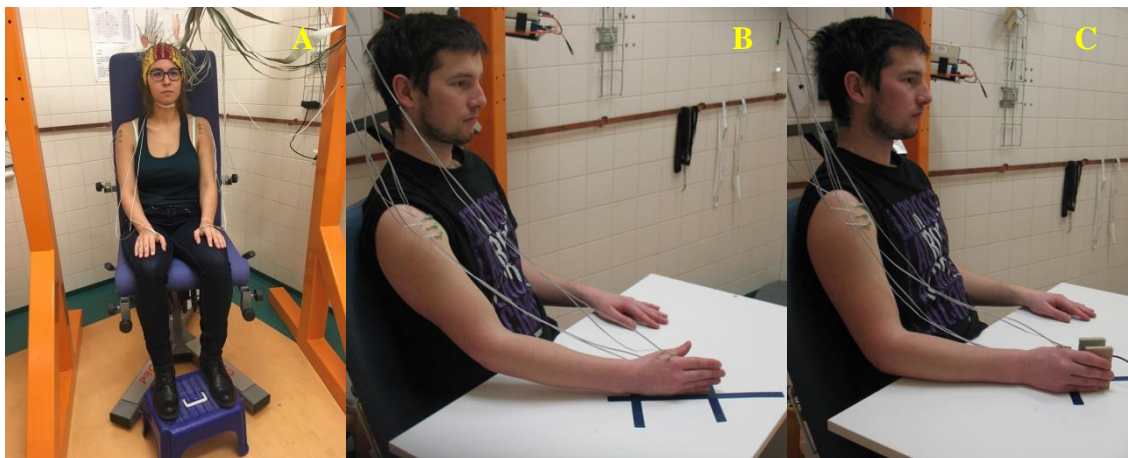
Obie sesje pomiarowe przebiegały w ten sam sposób, a z uwagi na czas ich trwania, każda z nich została podzielona na dwie części (zostały przeprowadzone w godzinach popołudniowych, w ciągu dwóch kolejnych dni). Dni sesji pomiarowych dla badanych kobiet zostały tak zaplanowane, by przebiegały w tej samej,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

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

- Oceny zdolności do wyobrażenia 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 (wyobrażenia sięgania dominującą kończyną górną i wyobrażenia 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 (w sumie cztery razy).

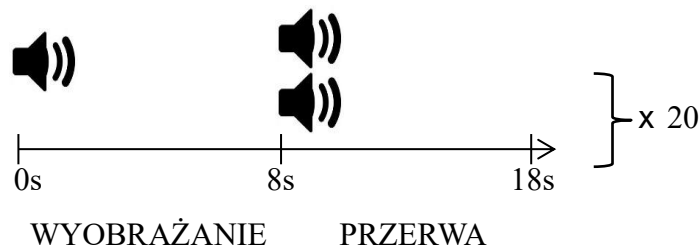
Wymienione powyżej zadania mentalne zostały przeprowadzone w wygodnej pozycji siedzącej, z kończynami górnymi ułożonymi na udach w nawróceniu, z oczami otwartymi (Rycina 2, A).



Rycina 2. Pozycja osoby badanej podczas pierwszego dnia sesji pomiarowych (A) oraz podczas wykonywania sięgania (B) i wykonywania chwytu (C) drugiego dnia sesji pomiarowych. Przedstawione na rycinie osoby wyraziły pisemną zgodę na wykorzystanie ich wizerunku

Sygnalem 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 3). 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 wyobrażania sięgania (po książkę; oddaloną na taką samą odległość jak w treningu), rolą badanego było kinestetyczne wyobrażanie tej czynności na pojedynczy sygnał emitowany przez komputer i przerwanie tego wyobrażania 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 wyobrażania tego zadania). W zadaniu wyobrażania chwytu (czterema palcami i kontrastującym kciukiem; chwyt po książkę ustawioną pionowo na stole), rolą badanego było kinestetyczne wyobrażanie tej czynności (z siłą chwytu umożliwiającą podniesienie książki) na pojedynczy sygnał emitowany przez komputer i przerwa (odpoczynek) na podwójny sygnał.



Rycina 3. Protokół badania EEG podczas zadań mentalnych: wyobrażania sięgania i wyobrażania chwytu. Badani rozpoczynali wyobrażenie na pojedynczy sygnał emitowany przez komputer. Podwójny sygnał oznaczał 10-sekundową przerwę pomiędzy próbami. Czas wyobrażania sięgania był indywidualny i wynosił maksymalnie 8s, natomiast czas wyobrażania 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 (Rycina 2, B i C). 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

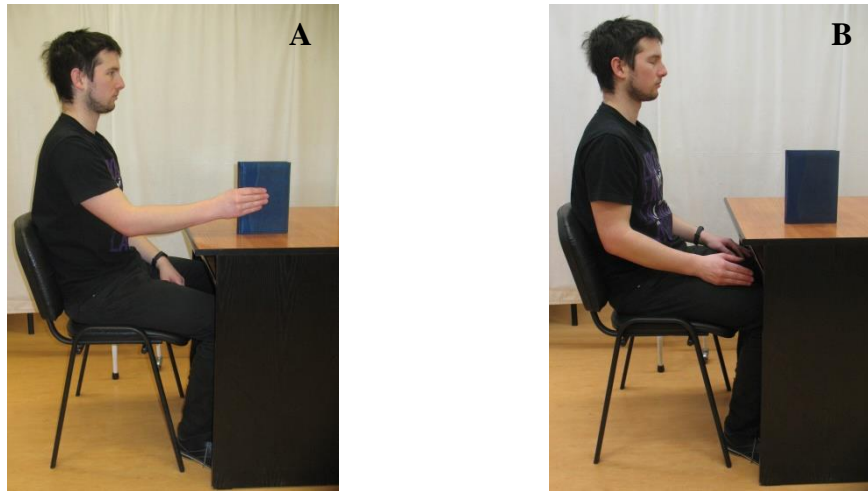
wysokość odpowiadała wielkości generowanej przez osobę badaną siły. Podczas prób na poziomie submaksymalnym, na monitorze po lewej stronie pojawiała się kolumna, której wysokość odpowiadała 20% z indywidualnej wartości MVIC a zadaniem badanego w tej części protokołu było generowanie siły o tym poziomie (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 wstępie 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 4) 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 między 52 a 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.



Rycina 4. Pozycja badanego podczas treningu mentalnego kinestetycznego wyobrażania celowego ruchu sięgania (B). Badany przed rozpoczęciem prób mentalnych trzykrotnie wykonywał celowy ruch sięgania do chwytu książki (A) zwracając uwagę na wrażenia kinestetyczne, które temu ruchowi towarzyszą

Tabela 2. Zestawienie określonych aspektów metodycznych zastosowanego treningu mentalnego wyobrażania sięgania po książkę zgodnie z podejściem „PETTLEP”, które odnosi się do poszczególnych składowych treningu, takich jak: aspekt fizyczny, otoczenie, zadanie, parametry czasowe, uczenie się, emocje, perspektywa

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	(T) parametry czasowe

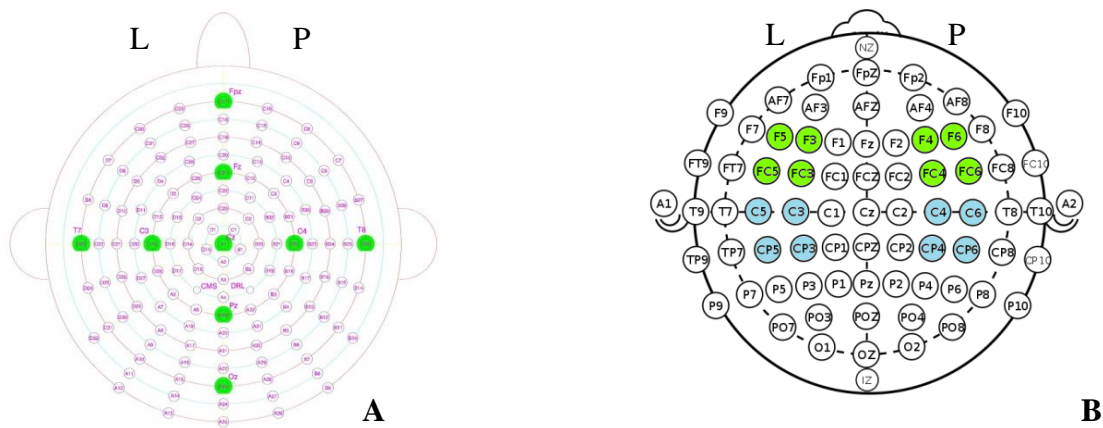
	zadania.	
Integracja (względem fizycznego wykonania)	Zadania wyobrażania ruchu sięgania po książkę odbywały się niezależnie w stosunku do fizycznych prób wykonania tego ruchu.	
Sposób przekazania instrukcji	Instrukcja była dostarczana słownie (akustycznie).	(L)
Tryb instrukcji	Za każdym razem ta sama instrukcja była dostarczana słownie przez badacza (w trybie „na żywo”).	uczenie się
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).	
Wcześniejsze 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

Sygnal 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 Ω . 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 (X75.000), 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 kończyną 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%.



Rycina 5. Lokalizacja i nazwy elektrod w 128-kanałowym EEG (BioSemi Inc., Holandia) wraz z elektrodami CMS i DRL (A; źródło: www.biosemi.com/headcap; po lewej stronie) oraz lokalizacja i nazwy 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 (B)

IV 1. Analiza sygnału EEG

Sygnal 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 w podrozdziale IV 2.) 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 2).

IV 2. Rejestracja i analiza sygnału EMG

Czynność elektromiograficzna (EMG) mięśni: odwodziciela 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 wstępnie 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 wyobrażenia 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. W celu określenia siły związku dla obliczonych korelacji przyjęto klasyfikację Guilford'a.

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 skali VAS 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>
wyobrażanie sięgania	3,85	2,45-6,37	2,75	1,6-3,85	<0.05
wyobrażanie chwytu	4,15	2,3-6,3	2,25	0,85-3,25	<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

Wartości średnie z odchyleniem standardowym amplitudy ERP związanej z wyobrażaniem sięgania (z ang. *motor imagery of reaching*, MIR) oraz z wyobrażaniem

chwytu (z ang. *motor imagery of grasping*, MIG) dominującą kończyną górną dla szesnastu wybranych elektrod zostały przedstawione w tabelach (odpowiednio Tabela 5 i Tabela 6). 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”, Tabela 7). Analiza statystyczna nie wykazała innych istotnych różnic w wartościach pozostałych 15-stu elektrod pomiędzy zadaniem MIR i MIG dla sesji pomiarowej przed (Tabela 7).

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 ($p > 0.05$, Tabela 8).

Tabela 5. Wartość średnia z odchyleniem standardowym amplitudy ERP związanej z wyobrażaniem sięgania (MIR) 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 i po czterotygodniowym treningu mentalnym

**Amplituda ERP [μ V] związana z wyobrażaniem sięgania prawą kończyną górną
(MIR)**

elektroda	przed		po	
	<i>M</i>	SD	<i>M</i>	SD
F5	-8,42	2,20	-9,04	3,05
F3	-7,97	1,77	-9,24	2,44
FC5	-6,82	2,58	-6,62	1,84
FC3	-5,80	1,46	-6,82	2,11
C5	-5,14	1,31	-5,38	1,75
C3	-4,04	1,47	-4,39	1,66
CP5	-3,29	1,56	-3,64	0,92
CP3	-2,98	1,07	-3,05	1,03
F6	-7,55	2,42	-9,00	3,42
F4	-7,82	2,21	-8,13	3,05
FC6	-6,73	3,61	-7,27	3,03
FC4	-6,30	2,72	-5,89	3,01
C6	-5,43	1,92	-4,85	1,88
C4	-4,57	2,16	-4,35	1,24
CP6	-4,66	2,04	-3,97	1,57
CP4	-3,66	1,67	-3,67	1,10

Tabela 6. Wartość średnia z odchyleniem standardowym amplitudy ERP związanej z wyobrażaniem chwytu (MIG) prawą ręką 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 i po czterotygodniowym treningu mentalnym

Amplituda ERP [μV] związana z wyobrażaniem chwytu prawą ręką (MIG)				
elektroda	przed		po	
	<i>M</i>	SD	<i>M</i>	SD
F5	-7,48	2,46	-7,94	2,98
F3	-7,00	2,29	-8,45	4,15
FC5	-5,78	1,97	-6,50	2,44
FC3	-4,91	2,10	-5,51	1,32
C5	-4,78	1,37	-4,75	1,87
C3	-3,48	0,97	-4,14	1,67
CP5	-3,22	1,27	-3,69	1,30
CP3	-2,67	1,01	-2,85	1,43
F6	-7,28	2,49	-7,12	2,72
F4	-7,73	2,83	-6,90	2,77
FC6	-6,19	2,18	-4,76	1,59
FC4	-5,75	1,90	-4,81	1,82
C6	-5,21	1,80	-5,26	2,53
C4	-4,38	1,60	-3,93	1,31
CP6	-4,27	1,82	-3,95	1,49
CP4	-3,59	1,68	-3,79	1,54

Tabela 7. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem (ERP) podczas wyobrażania sięgania (MIR) prawą kończyną górną z wartościami średnimi amplitud ERP podczas wyobrażania chwytu (MIG) prawą ręką przed zastosowaniem czterotygodniowego treningu mentalnego dla szesnastu wybranych elektrod. Elektrody od F5 do CP3 zlokalizowane są nad kontralateralną półkulą mózgu, a elektrody od F6 do CP4 nad ipsilateralną półkulą mózgu

Amplituda ERP związana z wyobrażaniem dwóch zadań przed treningiem

MIR	F5	F3	FC5	FC3	C5	C3	CP5	CP3	F6	F4	FC6	FC4	C6	C4	CP6	CP4
MIG																
F5	ns															
F3		*														
FC5			ns													
FC3				ns												
C5					ns											
C3						ns										
CP5							ns									
CP3								ns								
F6									ns							
F4										ns						
FC6											ns					
FC4												ns				
C6													ns			
C4														ns		
CP6															ns	
CP4																ns

* - $p < 0.05$, ns – różnica nieistotna statystycznie

Tabela 8. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem (ERP) podczas wyobrażania sięgania (MIR) prawą kończyną górną a amplitudy ERP podczas wyobrażania chwytu (MIG) prawą ręką po czterotygodniowym treningu mentalnym. Elektrody od F5 do CP3 zlokalizowane są nad kontralateralną półkulą mózgu, a elektrody od F6 do CP4 nad ipsilateralną półkulą mózgu

Amplituda ERP związana z wyobrażaniem dwóch zadań po treningu

	F5	F3	FC5	FC3	C5	C3	CP5	CP3	F6	F4	FC6	FC4	C6	C4	CP6	CP4
MIR																
MIG																
F5	ns															
F3		ns														
FC5			ns													
FC3				*												
C5					ns											
C3						ns										
CP5							ns									
CP3								ns								
F6									*							
F4										*						
FC6											*					
FC4												*				
C6													ns			
C4														ns		
CP6															ns	
CP4																ns

* - $p < 0.05$, ns – różnica nieistotna statystycznie

V 2.3. Porównanie wartości amplitud MRCP podczas wykonywania dwóch zadań

Wartości średnie z odchyleniem standardowym amplitudy MRCP podczas wykonywania sięgania (z ang. *motor execution of reaching*, MER) i wykonywania chwytu (z ang. *motor execution of grasping*, MEG) zostały przedstawione w tabelach (odpowiednio Tabela 9 i Tabela 10). 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 (Tabela 11).

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 (Tabela 12).

Tabela 9. Wartość średnia z odchyleniem standardowym amplitudy korowego potencjału związanego ze zdarzeniem (MRCP) związanej z wykonywaniem sięgania (MER) 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 i po czterotygodniowym treningu mentalnym

Amplituda MRCP [μ V] związana z wykonywaniem sięgania prawą kończyną górną (MER)

elektroda	przed		po	
	M	SD	M	SD
F5	-6,85	4,40	-6,49	2,83
F3	-6,11	2,94	-6,39	2,84
FC5	-4,97	2,17	-5,44	2,61
FC3	-4,91	2,10	-5,03	1,95
C5	-4,54	2,32	-4,19	2,00
C3	-3,42	1,56	-3,68	1,34
CP5	-3,07	1,59	-2,75	1,68
CP3	-2,18	1,45	-2,50	1,14
F6	-6,37	4,08	-5,93	2,10
F4	-6,19	3,21	-6,84	3,50
FC6	-4,25	2,54	-4,81	1,70
FC4	-4,19	2,65	-5,17	1,55
C6	-4,04	2,40	-5,00	2,36
C4	-3,02	1,93	-3,97	1,64
CP6	-3,13	2,01	-4,12	1,72
CP4	-2,54	1,74	-3,21	0,97

Tabela 10. Wartość średnia z odchyleniem standardowym amplitudy korowego potencjału związanego ze zdarzeniem (MRCP) związanej z wykonywaniem chwytu (MEG) prawą ręką 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 i po czterotygodniowym treningu mentalnym

Amplituda MRCP [μV] związana z wykonywaniem chwytu prawą ręką (MEG)				
elektroda	przed		po	
	<i>M</i>	SD	<i>M</i>	SD
F5	-10,25	4,03	-10,68	3,66
F3	-9,83	3,79	-10,90	4,21
FC5	-9,09	3,32	-8,77	3,30
FC3	-7,80	2,32	-7,49	2,70
C5	-7,20	2,61	-7,72	3,74
C3	-5,41	1,76	-5,47	2,11
CP5	-4,16	1,41	-4,49	2,08
CP3	-3,59	1,55	-4,05	1,72
F6	-9,87	4,83	-8,71	5,25
F4	-9,19	3,91	-8,81	4,27
FC6	-7,94	3,55	-7,87	3,19
FC4	-6,84	2,06	-7,00	2,93
C6	-6,83	2,90	-6,85	2,65
C4	-4,99	1,48	-5,86	1,81
CP6	-4,87	1,26	-4,88	2,24
CP4	-4,57	1,96	-4,86	1,98

Tabela 11. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem ruchowym (MRCP) podczas wykonywania sięgania (MER) prawą kończyną górną a amplitudy MRCP podczas wykonywania chwytu (MEG) prawą ręką przed zastosowaniem czterotygodniowego treningu mentalnego

Amplituda MRCP związana z wykonywaniem dwóch zadań przed treningiem																
MER	F5	F3	FC5	FC3	C5	C3	CP5	CP3	F6	F4	FC6	FC4	C6	C4	CP6	CP4
MEG																
F5	*															
F3		*														
FC5			*													
FC3				*												
C5					*											
C3						*										
CP5							*									
CP3								*								
F6									*							
F4										*						
FC6											*					
FC4												*				
C6													*			
C4														*		
CP6															*	
CP4																*

* - $p < 0.05$, ns – różnica nieistotna statystycznie

Tabela 12. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem ruchowym (MRCP) podczas wykonywania sięgania (MER) prawą kończyną górną a amplitudy MRCP podczas wykonywania chwytu (MEG) prawą ręką po czterotygodniowym treningu mentalnym

Amplituda MRCP związana z wykonywaniem dwóch zadań po treningu																
MER	F5	F3	FC5	FC3	C5	C3	CP5	CP3	F6	F4	FC6	FC4	C6	C4	CP6	CP4
MEG																
F5	*															
F3		*														
FC5			*													
FC3				*												
C5					*											
C3						*										
CP5							*									
CP3								*								
F6									*							
F4										*						
FC6											*					
FC4												*				
C6													*			
C4														*		
CP6															ns	
CP4																*

* - $p < 0.05$, 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 (Tabela 13 i Tabela 14). Porównanie wartości średnich amplitud ERP związanych z MIR pomiędzy symetrycznie położonymi elektrodami nad ipsi- 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 (Tabela 13).

Tabela 13. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem (ERP) podczas wyobrażania sięgania (MIR) prawą kończyną górną pomiędzy elektrodami położonymi nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do tych położonych symetrycznie nad kontralateralną półkulą mózgu (od F5-F6 do CP3-CP4) oraz pomiędzy elektrodami położonymi w obszarze przedruchowej kory mózgu w stosunku do elektrod położonych nad czuciowo-ruchową korą mózgu tej samej półkuli (ostatnie cztery pary, zacieniony obszar) przed zastosowaniem czterotygodniowego treningu mentalnego

Amplituda ERP związana z wyobrażaniem sięgania prawą kończyną górną przed treningiem

MIR	F5	F3	FC5	FC3	C5	C3	CP5	CP3	F6	F4	F5	F3
F6	ns											
F4		ns										
FC6			ns									
FC4				ns								
C6					ns							
C4						ns						
CP6							*					
CP4								ns				
C6									*			
C4										*		
C5											*	
C3												*

*- $p < 0.05$, ns – różnica nieistotna statystycznie

Tabela 14. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem (ERP) podczas wyobrażania sięgania (MIR) prawą kończyną górną pomiędzy elektrodami położonymi nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do tych położonych symetrycznie nad kontralateralną półkulą mózgu (od F5-F6 do CP3-CP4) oraz pomiędzy elektrodami położonymi w obszarze przedruchowej kory mózgu w stosunku do elektrod położonych nad czuciowo-ruchową korą mózgu tej samej półkuli (ostatnie cztery pary, zacieniony obszar) po czterotygodniowym treningu mentalnym

Amplituda ERP związana z wyobrażaniem sięgania prawą kończyną górną po treningu

MIR	F5	F3	FC5	FC3	C5	C3	CP5	CP3	F6	F4	F5	F3
F6	ns											
F4		ns										
FC6			ns									
FC4				ns								
C6					ns							
C4						ns						
CP6							ns					
CP4								ns				
C6									*			
C4										*		
C5											*	
C3												*

*- $p < 0.05$, ns – różnica nieistotna statystycznie

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 (Tabela 15 i Tabela 16). 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 (Tabela 16).

Tabela 15. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem (ERP) podczas wyobrażania chwytu (MIG) prawą ręką pomiędzy elektrodami położonymi nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do tych położonych symetrycznie nad kontralateralną półkulą mózgu (od F5-F6 do CP3-CP4) oraz pomiędzy elektrodami położonymi w obszarze przedruchowej kory mózgu w stosunku do elektrod położonych nad czuciowo-ruchową korą mózgu tej samej półkuli (ostatnie cztery pary) przed zastosowaniem czterotygodniowego treningu mentalnego

Amplituda ERP związana z wyobrażaniem chwytu prawą ręką przed treningiem

MIG	F5	F3	FC5	FC3	C5	C3	CP5	CP3	F6	F4	F5	F3
F6	ns											
F4		ns										
FC6			ns									
FC4				ns								
C6					ns							
C4						*						
CP6							*					
CP4								*				
C6									*			
C4										*		
C5											*	
C3												*

* - $p < 0.05$, ns – różnica nieistotna statystycznie

Tabela 16. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem (ERP) podczas wyobrażania chwytu (MIG) prawą ręką pomiędzy elektrodami położonymi nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do tych położonych symetrycznie nad kontralateralną półkulą mózgu (od F5-F6 do CP3-CP4) oraz pomiędzy elektrodami położonymi w obszarze przedruchowej kory mózgu w stosunku do czuciowo-ruchowej kory mózgu tej samej półkuli (ostatnie cztery pary) po czterotygodniowym treningu mentalnym

Amplituda ERP związana z wyobrażaniem chwytu prawą ręką po treningu

MIG	F5	F3	FC5	FC3	C5	C3	CP5	CP3	F6	F4	F5	F3
F6	ns											
F4		*										
FC6			*									
FC4				ns								
C6					ns							
C4						*						
CP6							*					
CP4								*				
C6									*			
C4										*		
C5											*	
C3												*

* - $p < 0.05$, ns – różnica nieistotna statystycznie

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 (przed i po; odpowiednio Tabela 17, Tabela 18). 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 (Tabela 18).

Tabela 17. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem ruchowym (MRCP) podczas wykonywania sięgania (MER) prawą kończyną górną pomiędzy elektrodami położonymi nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do tych położonych symetrycznie nad kontralateralną półkulą mózgu (od F5-F6 do CP3-CP4) oraz pomiędzy elektrodami położonymi w obszarze przedruchowej kory mózgu w stosunku do elektrod położonych nad czuciowo-ruchową korą mózgu tej samej półkuli (ostatnie cztery pary, zacieniony obszar) przed zastosowaniem czterotygodniowego treningu mentalnego

Amplituda MRCP związana z wykonywaniem sięgania prawą kończyną górną przed treningiem

MER	F5	F3	FC5	FC3	C5	C3	CP5	CP3	F6	F4	F5	F3
F6	ns											
F4		ns										
FC6			ns									
FC4				ns								
C6					ns							
C4						ns						
CP6							ns					
CP4								ns				
C6									*			
C4										*		
C5											*	
C3												*

* - $p < 0.05$, ns – różnica nieistotna statystycznie

Tabela 18. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem ruchowym (MRCP) podczas wykonywania sięgania (MER) prawą kończyną górną pomiędzy elektrodami położonymi nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do tych położonych symetrycznie nad kontralateralną półkulą mózgu (od F5-F6 do CP3-CP4) oraz pomiędzy elektrodami położonymi w obszarze przedruchowej kory mózgu w stosunku do elektrod położonych nad czuciowo-ruchową korą mózgu tej samej półkuli (ostatnie cztery pary, zacieniony obszar) po czterotygodniowym treningu mentalnym

Amplituda MRCP związana z wykonywaniem sięgania prawą kończyną górną po treningu

MER	F5	F3	FC5	FC3	C5	C3	CP5	CP3	F6	F4	F5	F3
F6	ns											
F4		ns										
FC6			ns									
FC4				ns								
C6					ns							
C4						ns						
CP6							*					
CP4								*				
C6									*			
C4										*		
C5											*	
C3												*

* - $p < 0.05$, ns – różnica nieistotna statystycznie

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 (odpowiednio Tabela 19 i Tabela 20).

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 (Tabela 19). 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 (Tabela 20).

Tabela 19. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem ruchowym (MRCP) podczas wykonywania chwytu (MEG) prawą ręką pomiędzy elektrodami położonymi nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do tych położonych symetrycznie nad kontralateralną półkulą mózgu (od F5-F6 do CP3-CP4) oraz pomiędzy elektrodami położonymi w obszarze przedruchowej kory mózgu w stosunku do elektrod położonych nad czuciowo-ruchową korą mózgu tej samej półkuli (ostatnie cztery pary, zacieniony obszar) przed zastosowaniem czterotygodniowego treningu mentalnego

Amplituda MRCP związana z wykonywaniem chwytu prawą ręką przed treningiem

MEG	F5	F3	FC5	FC3	C5	C3	CP5	CP3	F6	F4	F5	F3
F6	ns											
F4		ns										
FC6			ns									
FC4				*								
C6					ns							
C4						ns						
CP6							ns					
CP4								*				
C6									*			
C4										*		
C5											*	
C3												*

* - $p < 0.05$, ns – różnica nieistotna statystycznie

Tabela 20. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem ruchowym (MRCP) podczas wykonywania chwytu (MEG) prawą ręką pomiędzy elektrodami położonymi nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do tych położonych symetrycznie nad kontralateralną półkulą mózgu (od F5-F6 do CP3-CP4) oraz pomiędzy elektrodami położonymi w obszarze przedruchowej kory mózgu w stosunku do elektrod położonych nad czuciowo-ruchową korą mózgu tej samej półkuli (ostatnie cztery pary) po czterotygodniowym treningu mentalnym

Amplituda MRCP związana z wykonywaniem chwytu prawą ręką po treningu

MEG	F5	F3	FC5	FC3	C5	C3	CP5	CP3	F6	F4	F5	F3
F6	ns											
F4		*										
FC6			ns									
FC4				ns								
C6					ns							
C4						ns						
CP6							ns					
CP4								*				
C6									*			
C4										*		
C5											*	
C3												*

* - $p < 0.05$, ns – różnica nieistotna statystycznie

V 3. Wyniki przeprowadzonej analizy korelacji

V 3.1. Korelacja wartości amplitud ERP z wyobrażenia sięgania z wartościami amplitud MRCP z wykonywania sięgania kończyną dominującą

Przeprowadzona wieloczynnikowa analiza wariancji dla pomiarów powtarzanych nie wykazała istotnego wpływu sposobu wykonania (wyobrażanie w stosunku do wykonywanie) na wartość amplitudy sygnału EEG, jak wspomniano wcześniej. Z tego powodu, określono w jakim stopniu, zmienne te (amplituda ERP i amplitudą MRCP badanych zadań) są współzależne.

Przeprowadzona analiza wykazała, że istnieje dodatnia, wysoka korelacja ($p < 0.05$) pomiędzy wartościami średnimi amplitudy ERP z wyobrażania sięgania prawą kończyną górną a wartościami średnimi amplitudy MRCP z wykonywania sięgania prawą kończyną górną dla dwóch elektrod położonych w obszarze kontralateralnej kory przedruchowej dla sesji pomiarowej przed treningiem (Tabela 21). Dla sesji pomiarowej po, wykazano istotne ($p < 0.05$), dodatnie korelacje dla sześciu elektrod, w tym pięciu (o przeciętnej sile) zlokalizowanych w obszarach przedruchowych (trzy nad ipsilateralną półkulą mózgu) i jednej, o wysokiej sile, położonej w obszarze kory czuciowo-ruchowej ipsilateralnej półkuli mózgu (Tabela 22).

Tabela 21. Wartość lub współczynnik korelacji pomiędzy wartościami amplitud ERP z wyobrażenia sięgania (MIR) prawą kończyną górną a wartościami amplitud MRCP z wykonywania sięgania (MER) prawą kończyną górną przed treningiem

Korelacja wartości amplitud ERP z wyobrażenia sięgania (MIR) prawą kończyną górną z wartościami amplitud MRCP z wykonywania sięgania (MER) prawą kończyną górną przed treningiem

Elektroda	wartość lub współczynnik korelacji*	<i>P</i>
F5	0,247#	ns
F3	0,377#	ns
FC5	0,559	<0.01
FC3	0,520	<0.01
C5	0,244	ns
C3	0,338	ns
CP5	0,328	ns
CP3	0,056	ns
F6	-0,053	ns
F4	-0,201	ns
FC6	0,098#	ns
FC4	0,016	ns
C6	0,037#	ns
C4	-0,137#	ns
CP6	0,131#	ns
CP4	0,187	ns

ns – wartość statystycznie nieistotna ; *- wartość korelacji Pearsona lub współczynnika korelacji Spearmana w zależności od rozkładu zmiennej; #wartość współczynnika korelacji Spearmana

Tabela 22. Wartość lub współczynnik korelacji pomiędzy wartościami amplitud ERP z wyobrażenia sięgania (MIR) prawą kończyną górną a wartościami amplitud MRCP z wykonywania sięgania (MER) prawą kończyną górną po czterotygodniowym treningu mentalnym

Korelacja wartości amplitud ERP z wyobrażenia sięgania (MIR) prawą kończyną górną z wartościami amplitud MRCP z wykonywania sięgania (MER) prawą kończyną górną po treningu

Elektroda	wartość lub współczynnik korelacji*	<i>P</i>
F5	0,417	<0.05
F3	0,217#	ns
FC5	0,564#	<0.01
FC3	0,342	ns
C5	0,226#	ns
C3	0,332	ns
CP5	0,162	ns
CP3	0,250	ns
F6	0,496	<0.05
F4	0,439#	<0.05
FC6	0,471	<0.05
FC4	0,396	ns
C6	0,600	<0.01
C4	0,312	ns
CP6	0,260	ns
CP4	0,130	ns

ns – wartość statystycznie nieistotna; *- wartość korelacji Pearsona lub współczynnika korelacji Spearmana w zależności od rozkładu zmiennej; # wartość współczynnika korelacji Spearmana

V 3.2. Korelacja wartości amplitud ERP z wyobrażenia chwytu prawą ręką z wartościami amplitud MRCP z wykonania chwytu prawą ręką

Dla sesji pomiarowej przed wykazano dwie, istotne ($p < 0.05$), dodatnie korelacje o przeciętnej sile, pomiędzy wartością średnią amplitudy ERP związanej z wyobrażaniem chwytu a wartością średnią amplitudy MRCP z wykonywania chwytu prawą ręką (elektrody C3 nad korą czuciowo-ruchową kontralateralnej półkuli mózgu i FC4 położonej nad korą przedruchową ipsilateralnej półkuli mózgu; Tabela 23). Dla sesji pomiarowej po, stwierdzono dwie istotne ($p < 0.05$), dodatnie, przeciętne korelacje dla elektrod położonych nad ipsilateralną półkulą mózgu (Tabela 24).

Tabela 23. Wartość korelacji Pearsona lub wartość współczynnika korelacji Spearmana pomiędzy wartościami amplitud ERP z wyobrażenia chwytu (MIG) prawą ręką a wartościami amplitud MRCP z wykonywania chwytu (MEG) prawą ręką przed czterotygodniowym treningu mentalnym

Korelacja wartości amplitud ERP z wyobrażenia chwytu (MIG) prawą ręką z wartościami amplitud MRCP z wykonywania chwytu (MEG) prawą ręką przed treningiem

elektroda	wartość lub współczynnik korelacji*	<i>P</i>
F5	0,367#	ns
F3	0,205	ns
FC5	0,309#	ns
FC3	0,372	ns
C5	0,192#	ns
C3	0,491	<0.05
CP5	0,322	ns
CP3	0,173	ns
F6	0,148	ns
F4	0,377#	ns
FC6	0,130	ns
FC4	0,494	<0.05

C6	-0,043	ns
C4	0,343	ns
CP6	-0,031	ns
CP4	-0,042	ns

ns – wartość statystycznie nieistotna; *- wartość korelacji Pearsona lub współczynnika korelacji Spearmana w zależności od rozkładu zmiennej; # wartość współczynnika korelacji Spearmana

Tabela 24. Wartość korelacji Pearsona lub wartość współczynnika korelacji Spearmana pomiędzy wartościami amplitud ERP z wyobrażenia chwytu (MIG) prawą ręką a wartościami amplitud MRCP z wykonywania chwytu (MEG) prawą ręką po czterotygodniowym treningu mentalnym

Korelacja wartości amplitud ERP z wyobrażenia chwytu (MIG) prawą ręką z wartościami amplitud MRCP z wykonywania chwytu (MEG) prawą ręką po treningu

Elektroda	wartość korelacji Pearsona	<i>P</i>
F5	0,031	ns
F3	0,186	ns
FC5	0,162	ns
FC3	0,385	ns
C5	-0,079	ns
C3	0,128	ns
CP5	0,038	ns
CP3	-0,298	ns
F6	0,458	<0.05
F4	0,179	ns
FC6	-0,110	ns
FC4	0,272	ns
C6	0,179	ns
C4	0,034	ns
CP6	0,415	<0.05
CP4	0,332	ns

ns – wartość statystycznie nieistotna

V 3.3. Korelacja wyników subiektywnej oceny jaskrawości wyobrażenia sięgania prawą kończyną górną z amplitudą ERP związaną z wyobrażaniem sięgania

Dla sesji pomiarowej przed, nie stwierdzono istotnych współzależności pomiędzy subiektywną oceną jaskrawości wyobrażenia sięgania prawą kończyną górną a wartościami amplitud ERP z wyobrażenia sięgania prawą kończyną górną ($p > 0.05$, Tabela 25). Natomiast dla sesji pomiarowej po, istotną ($p < 0.05$) dodatnią korelację o przeciętnej sile, stwierdzono dla elektrody F3 położonej nad korą przedruchową kontralateralnej półkuli mózgu (Tabela 26).

Tabela 25. Wartość współczynnika korelacji Spearmana pomiędzy wynikami subiektywnej oceny jaskrawości wyobrażenia sięgania z wartościami amplitud ERP z wyobrażenia sięgania prawą kończyną górną przed czterotygodniowym treningu mentalnym

Korelacja wyników subiektywnej oceny jaskrawości wyobrażenia sięgania z wartościami amplitud ERP z wyobrażenia sięgania (MIR) prawą kończyną górną przed treningiem

Elektroda	wartość współczynnika korelacji	<i>P</i>
F5	-0,284	ns
F3	-0,273	ns
FC5	-0,259	ns
FC3	-0,121	ns
C5	-0,313	ns
C3	-0,035	ns
CP5	0,098	ns
CP3	-0,030	ns
F6	-0,237	ns
F4	-0,247	ns
FC6	-0,247	ns
FC4	-0,318	ns

C6	0,265	ns
C4	-0,072	ns
CP6	0,147	ns
CP4	0,172	ns

ns – wartość statystycznie nieistotna

Tabela 26. Wartość współczynnika korelacji Spearmana pomiędzy wynikami subiektywnej oceny jaskrawości wyobrażenia sięgania z wartościami amplitud ERP z wyobrażenia sięgania prawą kończyną górną po czterotygodniowym treningu mentalnym

Korelacja wyników subiektywnej oceny jaskrawości wyobrażenia sięgania z wartościami amplitud ERP z wyobrażenia sięgania (MIR) prawą kończyną górną po treningu

Elektroda	wartość współczynnika korelacji	<i>P</i>
F5	-0,056	ns
F3	0,489	<0.05
FC5	-0,019	ns
FC3	0,108	ns
C5	-0,104	ns
C3	0,186	ns
CP5	-0,444	ns
CP3	-0,187	ns
F6	0,254	ns
F4	0,219	ns
FC6	0,115	ns
FC4	0,295	ns
C6	-0,044	ns
C4	0,206	ns
CP6	-0,122	ns
CP4	-0,053	ns

ns – wartość statystycznie nieistotna

V 3.4. Korelacja wyników subiektywnej oceny jaskrawości kinestetycznego wyobrażenia chwytu prawą ręką z amplitudą ERP związaną z wyobrażeniem chwytu prawą ręką

Dla sesji pomiarowej przed, nie stwierdzono istotnych współzależności pomiędzy subiektywną oceną jaskrawości wyobrażenia chwytu prawą ręką a wartościami amplitud ERP z wyobrażenia chwytu prawą ręką ($p > 0.05$; Tabela 27). Istotną ($p < 0.05$), ujemną korelację o wysokiej sile dla badanych parametrów stwierdzono dla elektrody CP5 po przeprowadzonym treningu mentalnym wyobrażenia celowego ruchu sięgania (Tabela 28).

Tabela 27. Wartość współczynnika korelacji Spearmana pomiędzy wynikami subiektywnej oceny jaskrawości wyobrażenia chwytu z wartościami amplitud ERP z wyobrażenia chwytu prawą ręką przed czterotygodniowym treningu mentalnym

Korelacja wyników subiektywnej oceny jaskrawości wyobrażenia chwytu z wartościami amplitud ERP z wyobrażenia chwytu (MIG) prawą ręką przed treningiem

Elektroda	współczynnik korelacji	<i>P</i>
F5	-0,120	ns
F3	-0,006	ns
FC5	-0,123	ns
FC3	-0,211	ns
C5	0,008	ns
C3	0,004	ns
CP5	-0,067	ns
CP3	0,022	ns
F6	-0,189	ns
F4	-0,050	ns
FC6	-0,234	ns
FC4	-0,066	ns
C6	-0,037	ns

C4	0,096	ns
CP6	0,142	ns
CP4	0,233	ns

ns – wartość statystycznie nieistotna

Tabela 28. Wartość współczynnika korelacji Spearmana pomiędzy wynikami subiektywnej oceny jaskrawości wyobrażenia chwytu z wartościami amplitud ERP z wyobrażenia chwytu prawą ręką po czterotygodniowym treningu mentalnym

**Korelacja wyników subiektywnej oceny jaskrawości wyobrażenia
chwytu z wartościami amplitud ERP z wyobrażenia chwytu (MIG) prawą ręką
po treningu**

Elektroda	współczynnik korelacji	<i>P</i>
F5	0,105	ns
F3	0,087	ns
FC5	-0,197	ns
FC3	0,244	ns
C5	-0,192	ns
C3	-0,041	ns
CP5	-0,513	<0.05
CP3	-0,133	ns
F6	0,055	ns
F4	0,134	ns
FC6	0,095	ns
FC4	0,144	ns
C6	0,093	ns
C4	-0,011	ns
CP6	0,149	ns
CP4	0,140	ns

ns – wartość statystycznie nieistotna

VI DYSKUSJA

Celem niniejszej pracy była ocena wpływu czterotygodniowego treningu mentalnego polegającego na kinestetycznym wyobrażaniu ruchu na czynność bioelektryczną kory mózgu podczas wyobrażania i fizycznego wykonywania sięgania oraz chwytu dominującą kończyną górną. Ponadto celem badań była weryfikacja hipotezy dotyczącej wpływu przeprowadzonego treningu mentalnego na subiektywną ocenę ogólnej zdolności do kinestetycznego i wzrokowego wyobrażania zadań ruchowych oraz ukierunkowanej (specjalistycznej) zdolności do wyobrażania (trenowanych) zadań ruchowych u zdrowych, młodych osób.

Przeprowadzona analiza uzyskanych wyników wskazała, że czterotygodniowy trening mentalny celowego ruchu sięgania nie spowodował istotnych zmian w wartości amplitudy sygnału EEG towarzyszących wyobrażaniu i fizycznemu wykonywaniu zadań sięgania i chwytu. Odnotowano, że amplituda sygnału EEG związana z wyobrażaniem sięgania i chwytu dominującą kończyną górną nie różni się od tej związanej z wykonywaniem sięgania i chwytu dominującą kończyną górną. Jednakże wykazano, że wartość amplitudy sygnału EEG zależy od zadania (sięganie vs chwyt). Amplituda czynności bioelektrycznej kory mózgu związana z wykonywaniem chwytu dominującą ręką była wyższa od czynności tej związanej z wykonywaniem sięgania dominującą kończyną górną przed i po zastosowanym treningu mentalnym, co może być związane z różnicami w programowaniu komendy ruchowej obu zadań o zróżnicowanej charakterystyce biomechanicznej oraz korowej dysproporcji wielkości efektorów obu zadań. Czynność bioelektryczna kory mózgu podczas kinestetycznego wyobrażania sięgania i chwytu była zbliżona przed zastosowanym treningiem, co może wynikać z podobnego udziału struktur OUN w wyobrażaniu obu zadań oraz odzwierciedlać zbliżony poziom mentalnie generowanej siły podczas wyobrażania sięgania i chwytu. Wyższa amplituda sygnału EEG obszarów przedruchowych podczas wyobrażania sięgania w stosunku do wyobrażania chwytu po treningu może wskazywać na proces uczenia się tego zadania oraz udział struktur tych obszarów w programowaniu trajektorii tego ruchu.

Czynność bioelektryczna przedruchowych i czuciowo-ruchowych obszarów korowych obu półkul mózgowych związanych z wyobrażaniem i wykonywaniem sięgania i chwytu dominującą kończyną górną przed oraz po treningu mentalnym była

zróżnicowana. W czynności tej można wskazać podobieństwa w obrębie wyobrażania i wykonywania sięgania oraz wyobrażania i wykonywania chwytu, które jednak mogą odzwierciedlać różne mechanizmy. Wyższe wartości amplitudy sygnału EEG dla obszarów przedruchowych w stosunku do czuciowo-ruchowych obu półkul mózgowych podczas wyobrażania i wykonywania obu zadań (sięgania i chwytu) mogą być związane z dynamicznymi funkcjami tych obszarów i odzwierciedlać inne procesy dla wyobrażania (programowanie i hamowanie wykonania ruchu) i wykonywania (programowanie i kontrola wykonania) badanych zadań. Czynność bioelektryczna różnych obszarów kory mózgu dla wyobrażania i wykonania sięgania była zbliżona, a różnice odnotowano dla elektrod położonych nad ipsilateralną korą czuciowo-ruchową, co może być związane ze zwiększonym przetwarzaniem informacji ze sprzężenia zwrotnego z propriocepcji. Czynność bioelektryczna różnych obszarów kory mózgu podczas wyobrażania i wykonywania chwytu była bardziej zróżnicowana od tej określonej dla zadania sięgania. Wyższe amplitudy sygnału EEG dla ipsilateralnej kory przedruchowej (w odniesieniu do kontralateralnej kory przedruchowej) mogą odzwierciedlać udział tego obszaru w selekcji chwytu, natomiast wyższe wartości amplitud dla obszarów ipsilateralnej kory czuciowo-ruchowej mogą być związane z innymi procesami podczas wyobrażania chwytu (zwiększona modulacja czynności tego obszaru na skutek przeprowadzonego treningu i/lub mechanizmy wewnątrzkorowego hamowania wykonania chwytu) i jego wykonywania (zwiększony udział informacji z proprioceptorów na skutek przeprowadzonego treningu).

Analiza wyników przeprowadzonych testów psychometrycznych pozwoliła stwierdzić, że subiektywna ocena ogólnej zdolności do wyobrażania zadań ruchowych badanych osób poprawiła się pod wpływem przeprowadzonego treningu. Po czterotygodniowym treningu mentalnym doszło także do zwiększenia jaskrawości kinestetycznego wyobrażania badanych zadań, to jest zarówno sięgania, jak i chwytu.

VI 1. Wpływ treningu mentalnego na subiektywną ocenę zdolności do wyobrażania zadań ruchowych

Jak wspomniano wcześniej, analiza wyników wykonanych testów psychometrycznych wykazała, że pod wpływem zastosowanego, ukierunkowanego na ruch

sięgania po przedmiot treningu mentalnego, doszło do zwiększenia ogólnej zdolności do wyobrażania zadań ruchowych, co może wskazywać na poprawę funkcji wewnętrznego modelu sterowania do przodu na skutek zastosowanej modalności kinestetycznej. Zastosowany trening kinestetycznego wyobrażania ruchu sięgania (do chwytu) książki spowodował także poprawę ukierunkowanej zdolności kinestetycznego wyobrażania trenowanych zadań (sięgania i chwytu kończyną dominującą), co może być skutkiem uczenia się wyobrażania tych zadań. Pomiędzy stopniem jaskrawości wyobrażania sięgania a chwytu nie odnotowano różnic, co może być związane ze zbliżonym efektem uczenia się obu zadań oraz podobnym poziomem wyobrażania poprzez modalność kinestetyczną niezależnym od zadania.

Subiektywna ocena wyobrażania zadań ruchowych była weryfikowana w dwojaki sposób, to jest za pośrednictwem kwestionariusza pozwalającego ocenić ogólną zdolność do wyobrażania różnych zadań ruchowych, a także za pośrednictwem skali VAS, która umożliwiła określenie specyficznej jaskrawości kinestetycznego wyobrażania badanych zadań. Zastosowany kwestionariusz ogólnej oceny zdolności do wyobrażania zadań ruchowych - MIQ-RS (Gregg i wsp., 2010), umożliwia ocenienie zarówno zdolności do wyobrażania wzrokowego, jak i wyobrażania kinestetycznego różnych, wielostawowych zadań ruchowych. Badani, każde z siedmiu zadań ruchowych tego kwestionariusza oceniali dwukrotnie (raz kinestetycznie, raz wzrokowo) na skali Likerta, gdzie 0 oznaczało bardzo trudne do poczucia lub zobaczenia a 7 oznaczało bardzo łatwe do poczucia lub zobaczenia, uzyskując ostatecznie od 0-49 punktów dla każdej z dwóch podskal. Niniejszej oceny dokonano przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym, a analiza uzyskanych wyników wskazała, że doszło do poprawy wyników subiektywnej oceny zdolności do wyobrażania zadań ruchowych pod wpływem treningu (uzyskane wartości istotnie wzrosły), zarówno w obszarze modalności kinestetycznej, jak i wzrokowej. Może to wskazywać na efekt uczenia wyobrażania ruchu na skutek przeprowadzonego czterotygodniowego treningu mentalnego oraz jego oddziaływanie na wewnętrzny model sterowania do przodu. Należy zaznaczyć, że wielu badaczy wskazuje, że zdolność do wyobrażania zadań ruchowych, determinuje efektywność treningu mentalnego (Gregg i wsp., 2010; Martin i wsp., 1999; Stefanello i wsp., 2010). Dodatkowo, Rodgers i wsp. (1991), wykazali istnienie pewnego zwrotnego oddziaływania zdolności do wyobrażania

ruchu i częstości stosowania treningu mentalnego. Według autorów, sportowcy posiadający wyższą zdolność do wyobrażania zadań ruchowych, używają treningu mentalnego częściej w stosunku do osób nieposiadających wysokiej zdolności do wyobrażania zadań ruchowych, a wynikiem częstszego stosowania wspomnianego treningu mentalnego, jest poprawa zdolności do wyobrażania, którą uzyskano także w niniejszej pracy. Minimalny poziom ogólnej zdolności do wyobrażenia badanych osób przed zastosowaniem treningiem mentalnym w niniejszej pracy nie został co prawda określony (wysoka zdolność do wyobrażania zadań ruchowych nie stanowiła kryterium włączenia do udziału w badaniach), ale bazując na wynikach prac Sirigu i wsp. (1996) oraz Johnson (2000), które wskazują grupy osób, które z uwagi na procesy chorobowe w różnych strukturach układu nerwowego nie posiadają możliwości do wyobrażania ruchu, założono, że badani będą taką zdolność posiadali. W niniejszej pracy osoby badane uzyskały odpowiednio około 63 i 71% z możliwych do zdobycia punktów w dwóch podskalach kwestionariusza MIQ-RS (odpowiednio kinestetycznej i wzrokowej) przed zastosowaniem treningiem mentalnym. Natomiast po czterotygodniowym treningu mentalnym, uzyskane wartości środkowe badanych osób, istotnie wzrosły (odpowiednio do poziomu około 79 i 84%) uzyskując poziom niemalże taki sam, jaki charakteryzował badanych sportowców w eksperymencie Gregg i wsp. (2010). Badacze wskazali wartość średnią dla pojedynczego zadania w obu podskalach wykazując wartości 5,8 i 5,55 (odpowiednio dla oceny zdolności wzrokowej i kinestetycznej), co oznacza, że w sumie badani zdobyli średnio 40,6 i 38,85 punktów (w niniejszej pracy, po zastosowanym treningu odpowiednio 41 i 39). Choć inni autorzy nie poddali tego szerszej dyskusji, to zastanawiający wydaje się fakt, że zastosowanie konkretnego, specyficznego treningu mentalnego (w niniejszej pracy kinestetycznego wyobrażania sięgania po książkę) przyczyniło się do wzrostu ogólnej zdolności do wyobrażania różnych zadań ruchowych, co może wynikać z ogólnej poprawy funkcji wewnętrznego modelu sterowania do przodu, jako konsekwencji skupiania uwagi na propriocepcji podczas dwunastu przeprowadzonych treningów mentalnych.

Dodatkowo, wyniki prezentowane w niniejszej pracy wskazują, że ogólna zdolność do wyobrażania wzrokowego była istotnie wyższa w stosunku do ogólnej zdolności do wyobrażania kinestetycznego zadań ruchowych, co może wynikać z większej

predyspozycji do wyobrażania wzrokowego opartej na doświadczeniu oraz udziału informacji wzrokowej w programowaniu ruchów dowolnych. Wyniki te są spójne z tymi uzyskanymi przez Gregg i wsp. (2010). Wskazani autorzy uzasadnili, że różnica jaką uzyskali pomiędzy wzrokową a kinestetyczną modalnością może wynikać z częstszej ekspozycji badanych sportowców na wizualizację ruchów, poprzez analizę filmów z zawodów sportowych (meczów), oglądanie ruchów zawodników z drużyny (wśród 320-tu osób badanych, niemalże połowę stanowili zawodnicy sportów zespołowych) lub trenera prezentującego dany ruch. Podobne wyniki uzyskali Stefanello i wsp. (2010), którzy analizowali zdolność do wyobrażania zadań ruchowych poprzez Kwestionariusz Wyobrażania w Sporcie (z ang. *the Sports Imagery Questionnaire*) przed i po zastosowaniu czterotygodniowego treningu wyobrażania i wykonywania gry w dart (rzucanie lotkami do tarczy). Zastosowany kwestionariusz pozwala ocenić cztery modalności wyobrażania zadań ruchowych, w tym kinestetyczną i wizualną (oraz dodatkowo słuchową i animiczną, związaną z ze stanem emocjonalnym, motywacją i nastrojem). Autorzy wykazali, że zdolność do wyobrażania wzrokowego (i animicznego) była istotnie wyższa w stosunku do zdolności do wyobrażania kinestetycznego (i słuchowego), co według autorów może wskazywać na indywidualne różnice w zdolności do wyobrażania różnymi modalnościami, a nawet wskazywać pewne osobnicze preferencje, co do określonej modalności, wykazując tę dominującą. Uwzględniając przedstawione powyżej wyniki badań innych autorów i biorąc pod uwagę fakt, że w niniejszej pracy także odnotowano wyższą zdolność do wyobrażania wzrokowego w stosunku do wyobrażania kinestetycznego zadań ruchowych i to nie tylko przed, ale także po zastosowaniu czterotygodniowego kinestetycznego treningu mentalnego (choć różnica pomiędzy modalnościami zmniejszyła się po treningu około dwa razy), można zasugerować, że zdolność do wzrokowego wyobrażania ruchu dominuje u młodych osób zdrowych. Wyższa zdolność do wzrokowego wyobrażania ruchu może wynikać z częstej ekspozycji na oglądanie ruchów innych osób każdego dnia (w stosunku do ograniczonego, świadomego korzystania z propriocepcji), ale także z udziału informacji wzrokowej w programowaniu ruchów dowolnych (Kandel i wsp., 2000). Ostatnia kwestia może częściowo wyjaśniać, dlaczego zdolność ta poprawiła się u osób w następstwie kinestetycznego treningu mentalnego celowego ruchu sięgania w niniejszych badaniach.

Z całą pewnością można stwierdzić, że inna dominująca modalność będzie charakteryzowała osoby niewidome, które prawdopodobnie posiadają wyższą zdolność do kinestetycznego wyobrażania ruchu w stosunku do osób zdrowych, jednakże według wiedzy autorki niniejszej rozprawy, badań takich nie przeprowadzono.

Drugim sposobem oceny zdolności do wyobrażania zadania ruchowego w niniejszej pracy było zastosowanie 10-centrymetrowej skali VAS (od bardzo łatwe do bardzo trudne), za pomocą której badani dokonywali samooceny jaskrawości kinestetycznego wyobrażania sięgania i chwytu dominującą kończyną górną przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym. Analiza uzyskanych wyników wskazała na wzrost jaskrawości kinestetycznego wyobrażania pod wpływem treningu, przy jednoczesnym braku różnicy w jaskrawości wyobrażania pomiędzy dwoma zadaniami (sięganiem i chwytem), zarówno przed, jak i po zastosowanym treningu, co może być związane z podobnym poziomem możliwości wyobrażania poprzez modalność kinestetyczną dla obu zadań oraz ze zbliżonym efektem uczenia się obu zadań w odniesieniu do sesji pomiarowej po. Dodatkowo, poprawa subiektywnie ocenianej zdolności do wyobrażania badanych zadań uzyskana w niniejszych badaniach może stanowić pośrednie potwierdzenie tego, że zastosowane zadania były wysoko wytrenowane u badanych osób, z uwagi na częste wykonywanie w życiu codziennym ruchu sięgania po przedmiot dominującą kończyną górną. Według Stefanello i wsp. (2010) posiadanie doświadczenia w danym zadaniu ruchowym jest głównym czynnikiem determinującym zdolność do wyobrażania tego zadania. Autorzy wskazują, że zdolność do wyobrażania zadania ruchowego stanowi złożony proces multisensoryczny, angażujący wiele aspektów czuciowych danego ruchu, który zależy od wewnętrznych reprezentacji ruchowych. W związku z tym, jeśli wyobrażany ruch jest relatywnie nowy, wewnętrzne reprezentacje ruchowe mogą nie być wystarczająco skonsolidowane by wywołać multisensoryczne wyobrażenie. Sytuacja taka skutkuje brakiem poprawy zdolności do wyobrażania danego, nowego zadania pod wpływem treningu, co wykazali wskazani autorzy w swojej pracy. Autorzy podkreślili, że kinestetyczny sposób wyobrażania zadania ruchowego wymaga od badanych niezbędnej wiedzy dotyczącej kluczowych etapów danego zadania, co w zestawieniu z brakiem różnicy między kinestetyczną jaskrawością sięgania i chwytu w niniejszych badaniach wskazuje na podobną znajomość obu faz ruchu sięgania po

przedmiot w badanej grupie osób. Podobny argument dotyczący stopnia wytrenowania badanych zadań, można wysnuć dzięki wielu pracom, w których porównuje się zdolność do wyobrażania danego zadania w grupie osób wyspecjalizowanych w danym ruchu (w grupie sportowców) w stosunku do osób z grupy kontrolnej (dla których analizowany ruch jest relatywnie nowy), wskazując na większą zdolność do wyobrażania wytrenowanego zadania ruchowego w tej pierwszej grupie (Cumming i Hall, 2002; Issac i Marks, 1994; Rodgers i wsp., 1991).

VI 2. Brak istotnego wpływu przeprowadzonego treningu mentalnego na amplitudę sygnału EEG podczas wyobrażania i wykonywania sięgania oraz chwytu dominującą kończyną górną

Analiza uzyskanych wyników wskazała, że przeprowadzony kinestetyczny trening mentalny sięgania po przedmiot nie spowodował zmiany wartości amplitudy sygnału EEG związanej z wyobrażaniem i wykonywaniem sięgania oraz chwytu dominującą kończyną górną. Zastosowany trening dotyczył wysoko wytrenowanej czynności ruchowej (co potwierdziły także wyniki testów psychometrycznych), często powtarzanej każdego dnia w grupie młodych, zdrowych osób. Dobór takiego zadania ruchowego jest zgodny z zasadą stosowania treningu mentalnego w sporcie (Martin i wsp., 1999) oraz ogólną definicją wyobrażania ruchu, które bazuje na reprezentacji danego ruchu (Decety i Jeannerod, 1996). Dodatkowo, zastosowano trening mentalny kinestetycznego wyobrażania ruchu sięgania przeprowadzono trzy razy w tygodniu przez okres czterech tygodni, według obowiązujących rekomendacji (Hanakawa, 2016; Schuster, 2011; Slimani i wsp., 2016). Trzeba zaznaczyć, że stosowanie treningu mentalnego wśród sportowców wskazuje, że jest on wykorzystywany w kontekście treningu zadania wysoko wyspecjalizowanego, wytrenowanego, gdzie trudno już o poprawę wykonania wykonywanego zadania poprzez trening fizyczny, a efektem treningu mentalnego (programowania ruchu) jest wykonanie zadania z większą siłą, dokładniej lub szybciej, co przekłada się na lepszy wynik sportowy. W kontekście przeprowadzonego eksperymentu należy zwrócić uwagę, że obserwacja takiego efektu treningu nie była zakładana, a wykonana analiza dotyczyła oceny czynności

bioelektrycznej kory mózgu, przy ściśle zdefiniowanych parametrach wykonawczych zadań. Wydaje się, że w kontekście wykonywania sięgania, w związku ze specyfiką zadania (ta sama trajektoria ruchu w sesji przed i po treningu, zdefiniowany, ten sam przedział czasowy na wykonanie tego zadania), statystycznie niezmienna czynność bioelektryczna kory mózgu mogła w inny sposób wpływać na aktywację agonistów i antagonistów tego ruchu, czy skutkować skróceniem czasu reakcji. W kontekście wykonywania chwytu, istnieje możliwość, że pod wpływem treningu wzrost siły chwytu do pożądanego, submaksymalnego poziomu nastąpił szybciej (z większym gradientem). Dodatkowo, ewentualna poprawa dokładności wykonania tego zadania mogłaby dotyczyć (redukcji) zmienności wielkości generowanej siły podczas jej utrzymania na zadanym poziomie submaksymalnym. Opisane, ewentualne zmiany byłyby uzasadnione wskazanymi różnicami w amplitudach sygnału EEG dla sesji przed w stosunku do sesji po (mimo braku statystycznych różnic między nimi). Dodatkowo, choć przeprowadzona analiza wariancji nie wskazała istotnych różnic dla tych amplitud pomiędzy sesjami, to należy zaznaczyć, że dla wybranych obszarów tendencje do wzrostu są widoczne i przekraczają wskazane 5% zmienności amplitudy sygnału EEG (Ranganathan i wsp., 2004). Dla elektrody C4 zlokalizowanej w obszarze ipsilateralnej kory czuciowo-ruchowej wzrost dla wykonania sięgania wyniósł około 31,5% a dla wykonania chwytu około 17,5% co może być związane z poprawą dokładności wykonywanych zadań na skutek zwiększonego udziału propriocepcji. Należy w tym miejscu także zwrócić uwagę na mechanizmy plastyczności układu nerwowego, dzięki którym dochodzi do poprawy wykonania trenowanych mentalnie i/lub fizycznie zadań ruchowych (Debarnot i wsp., 2014). Odkryto, że jednorazowy trening fizyczny powoduje zmiany pobudliwości kory ruchowej w obszarze korowej reprezentacji mięśni szkieletowych zaangażowanych w trenowany ruch, które mogą zapoczątkowywać plastyczną reorganizację kory ruchowej mózgu (Liepert i wsp., 1999; Muellbacher i wsp., 2001). W badaniach Muellbacher i wsp. (2001) analizie podlegała wartość amplitudy ruchowych potencjałów wywołanych (z ang. *motor-evoked potential*) z zapisu EMG, które powstają na skutek przezczaszkowej stymulacji magnetycznej (TMS) korowej reprezentacji tych mięśni (tak zwanego gorącego punktu (z ang. *hot spot*) dla mięśnia docelowego, z którego uzyskuje się wspomnianą wartość MEP). We wspomnianych badaniach, po pierwszym treningu odnotowano wzrost

wielkości generowanej siły oraz prędkości wykonywanego zadania (chwytu pensetowego), którym towarzyszyła wyższa wartość MEP z trenowanych mięśni (mięśnia zginacza krótkiego kciuka) przy niezmienionej wartości MEP dla mięśni niezwiązanych z prowadzonym treningiem (mięśnia odwodziciela palca małego). Według przytoczonych badań 30 dni po pierwszej sesji treningowej, amplitudy MEP powróciły do wartości wyjściowych, a nowa umiejętność pozostała (zadanie było wykonywane dalej z większą siłą i prędkością), co może wskazywać, że ewentualna poprawa wykonywania trenowanych zadań w niniejszej pracy, mimo braku istotnych różnic w wartości amplitudy MRCP sygnału EEG po czterotygodniowym treningu, pozostaje otwarta. W odniesieniu do mechanizmów plastyczności układu nerwowego, które warunkują poprawę wykonania zadania ruchowego na skutek mentalnego treningu wyobrażania ruchu należy zaznaczyć, że są one mniej znane, aniżeli te, wywołane treningiem fizycznym. Dayan i Cohen (2011) podkreślili, że badania nad plastycznością układu nerwowego potwierdzają, że nabywanie tych umiejętności jest podporządkowane licznym mechanizmom, powodującym zarówno strukturalne, jak i funkcjonalne zmiany w układzie nerwowym, które działają w różnych skalach czasowych. Możliwe zatem, że sesja pomiarowa przeprowadzona po czterech tygodniach treningów wyobrażania ruchu, nie pozwoliła uchwycić ewentualnych zmian amplitudy sygnału EEG. Wyjaśnieniem braku zmiany w wartości amplitudy sygnału EEG po zastosowanym treningu, jaki odnotowano w niniejszej pracy, może być także to, że w badaniach tych zastosowano analizę w dziedzinie czasu amplitudy sygnału EEG. Mechanizmy czynności, jak i organizacji potencjałów korowych są złożone oraz bardzo dynamiczne i można dokonywać ich oceny poprzez zastosowaną analizę w dziedzinie czasu, ale także poprzez analizę w dziedzinie częstotliwości, szczególnie w odniesieniu do współdziałania sieci neuronów różnych obszarów korowych w czasie. Możliwe zatem, że efekt treningu nie został zaobserwowany w wyniku zastosowanej oceny czynności korowej za pomocą analizy amplitudy sygnału EEG, na co pośrednio mogą wskazywać także wyniki przeprowadzonej analizy korelacji pomiędzy subiektywną oceną jaskrawości kinestetycznej wyobrażanych zadań (która wzrosła pod wpływem treningu), a wartością amplitudy sygnału EEG związaną z wyobrażaniem sięgania i chwytu (istotnych korelacji nie stwierdzono dla większości analizowanych danych).

VI 3. Różnice w czynności bioelektrycznej kory mózgu pomiędzy zadaniem sięgania i chwytu dominującą kończyną górną

Analiza przeprowadzonych badań wskazała, że istnieją różnice pomiędzy czynnością bioelektryczną kory mózgu dla zadania sięgania, a zadaniem chwytu dominującą kończyną górną, co poszerza dotychczasową wiedzę z zakresu neurofizjologicznych mechanizmów kontroli ruchu oraz funkcji różnych obszarów kory mózgu związanych z kontrolą ruchów dowolnych. Dodatkowo, przedstawione wyniki niniejszej pracy wskazują na wspomniane różnice, zarówno dla wykonywania, jak i wyobrażania tych zadań (sięgania i chwytu) przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym, dlatego dla przejrzystości ich interpretacji zostały zaprezentowane w dwóch podrozdziałach dyskusji (z czego 3.1. dotyczy fizycznego wykonywania tych zadań ruchowych, a 3.2 dotyczy ich wyobrażania).

VI 3.1. Czynność bioelektryczna kory mózgu podczas wykonywania sięgania i chwytu przed oraz po treningu mentalnym

Eksperyment przedstawiony w niniejszej rozprawie pozwolił określić czynność bioelektryczną kory mózgu w dziedzinie czasu odrębnie dla sięgania i chwytu dominującą kończyną górną poprzez określenie wielkości amplitudy MRCP dla obu zadań podczas ich fizycznego wykonywania. Przed zastosowaniem treningiem mentalnym dla wszystkich, 16-tu analizowanych elektrod wykazano wyższą amplitudę MRCP dla wykonywania chwytu prawą ręką, w stosunku do wykonywania sięgania prawą kończyną górną, natomiast po czterotygodniowym treningu mentalnym, wyższą wartość amplitudy MRCP związanej z chwytem wykazano dla 15 elektrod, wykazując brak różnicy dla elektrody CP6 położonej w obszarze czuciowo-ruchowym ipsilateralnej półkuli mózgu. Większe wartości amplitudy sygnału EEG związane z wykonywaniem chwytu w stosunku do wykonywania sięgania z jednej strony mogą być związane z różnicą wielkości korowej reprezentacji efektorów tych zadań. Z drugiej strony, większa amplituda sygnału EEG podczas wykonywania chwytu może wynikać z różnic w biomechanicznej (wyższy poziom wielkości generowanej siły i gradientu narastania siły w zadaniu wykonywania chwytu) i kinematycznej (chwyt wykonywany w warunkach statycznych, sięganie wykonywane w warunkach dynamicznych) specyfice wykonywania obu zadań.

Dotychczasowa wiedza z zakresu nerwowej kontroli sięgania i chwytu w dużym stopniu związana jest ze znajomością struktur OUN, zaangażowanych w programowanie obu składowych celowego ruchu sięgania. Istniejące informacje dotyczące programowania ruchu sięgania po przedmiot wskazują na występowanie dychotomii pomiędzy transformacją czuciowo-ruchową sięgania, a transformacją czuciowo-ruchową chwytu (Enoka, 2000). Programowanie sięgania skierowanego na cel wymaga informacji wzrokowej o lokalizacji przedmiotu (celu) oraz informacji dotyczących pozycji kończyny górnej (na bazie informacji wzrokowej i propriocepcji) w celu określenia kluczowych cech związanych z ruchem kończyny górnej w określonym kierunku. Transformacja czuciowo-ruchowa tej składowej związana jest czynnością neuronów tak zwanego górnego strumienia grzbietowego. Droga nerwowa ta łączy pierwszorzędową reprezentację wzrokową z częścią grzbietową kory przedruchowej (z ang. *dorsal premotor cortex*; dPM) poprzez pozaprążkowiowy obszar ciemieniowo-potyliczny (z ang. *parieto occipital extratle area*, PO) bezpośrednio lub przy udziale neuronów bruzdy śródcieniowej (z ang. *intraparietal sulcus*) i środkowo-grzbietowej części obszaru ciemieniowego (z ang. *medial dorsal parietal area*, MIP). Transformacja czuciowo-ruchowa, której konsekwencją jest utworzenie komendy ruchowej do efektywnego chwytu, zdeterminowana jest cechami przedmiotu (celu), takimi jak jego kształt i wielkość oraz związana jest z aktywnością neuronów strumienia grzbietowego dolnego. Droga ta przebiega od pierwszorzędowej reprezentacji wzrokowej, poprzez część grzbietową kory pozaprążkowej (z ang. *dorsal extriate cortex*; ES) i część przednią obszaru śródcieniowego (z ang. *anterior intraparietal area*; AIP) do części brzusznej kory przedruchowej (z ang. *ventral premotor cortex*; vPM; Kandel i wsp., 2000). Istotne wyniki w zakresie wspomnianej dychotomii, dotyczącej nerwowej kontroli poszczególnych składowych ruchu sięgania po przedmiot przedstawił Glover (2012), który wykorzystując fMRI wskazał obszary mózgu związane z programowaniem i wykonywaniem ruchu sięgania i chwytu, wskazując, że w te procesy zaangażowane są inne struktury OUN, włączając w to inne części płata czołowego i ciemieniowego. Badani w opisanym eksperymencie mieli za zadanie: biernie obserwować cel, planować chwyt bez jego wykonywania, planować chwyt a następnie go wykonać oraz natychmiast po sygnale wykonać chwyt dominującą, prawą kończyną górną. Przeprowadzona analiza kontrastów

wykazała, że w planowanie ruchu sięgania do chwytu zaangażowane są: kora przedruchowa kontralateralnej półkuli mózgu aż do części grzbietowo-bocznej, wyspa obustronnie, przed-dodatkowa kora ruchowa (pre-SMA), część górna zakrętu skroniowego ipsilateralnej półkuli mózgu, obszar bruzdy śródcieniowej kontralateralnej półkuli mózgu, mniejszy obszar w obrębie środkowej części śródcieniowej ipsilateralnej półkuli mózgu, a także niewielki obszar górnej części kory ciemieniowo-potylicznej. Kontrola wykonania badanych zadań związana była z czynnością takich struktur jak: kora czuciowa-ruchowa obustronnie (większa aktywność w obszarze kontralateralnym do zadania), mózdzek, wzgórze, SMA, płat potyliczny obustronnie, kontralateralny zakręt nadbrzeżny kory ciemieniowej oraz część górna płata ciemieniowego. W zależności od zastosowanych kontrastów, wyniki nieco różniły się. Wyniki otrzymane w niniejszej pracy dotyczące wyższej amplitudy sygnału EEG podczas wykonywania chwytu w stosunku do wykonywania sięgania, nie pozwalają wprost wnioskować o strukturach zaangażowanych w te zadania. Jednakże Nunez (1981) wskazał, że MRCP uzyskane z sygnału EEG rejestrowanego poprzez elektrody przymocowane do skóry głowy, odzwierciedla synchroniczną i asynchroniczną częstotliwość wyładowań zarówno bliskich, jak i oddalonych (od elektrody) sieci neuronów korowych. Natomiast Siemionow i wsp. (2000) wskazali, że wartość MRCP zależy od liczby aktywnych neuronów, synchronizacji ich czynności (stopnia spójności między wzorcami wyładowań/pobudzeń aktywnych neuronów w czasie) i ich częstotliwości pobudzeń w ramach analizowanego okna czasowego. Dodatkowo, w związku z czasem występowania amplitudy MRCP w stosunku do czynności bioelektrycznej efektorów danego zadania, uważa się, że amplituda ta odzwierciedla programowanie i wykonanie ruchu dowolnego (Yao i wsp., 2013). Można zatem sądzić, że różnice w uzyskanych wartościach MRCP dla dwóch analizowanych zadań otrzymane w niniejszej pracy, mogą być związane z korową dysproporcją w wielkości nerwowej reprezentacji korowo-czuciowej dla ręki w stosunku do ramienia i przedramienia (Penfield i Rasmussen, 1950). Zgodnie z homunkulusem czuciowym i ruchowym, korowe reprezentacje ręki (związane z chwytem) są znacznie większe od korowych reprezentacji ramienia i przedramienia (związane z sięganiem), co skutkuje większą liczbą aktywnych neuronów w związku z chwytem w stosunku do sięgania dominującą kończyną górną i może zatem być odzwierciedlone poprzez wyższą amplitudę

MRCP związaną z chwytem (w stosunku do amplitudy MRCP związanej z sięganiem) jak uzyskano w niniejszej pracy, szczególnie dla elektrod położonych w obszarach czuciowo-ruchowych. Podobne, istotne różnice (wyższą aktywność dla wykonania chwytu w stosunku do wykonania sięgania), uzyskano dla elektrod położonych w obszarach przedruchowych. W obszarze kory przedruchowej oraz dodatkowej kory ruchowej, także można wskazać występowanie organizacji somatotopowej (Buccino i wsp., 2001), które jednak, w przeciwieństwie do reprezentacji występujących w ramach pierwszorzędowej reprezentacji ruchowej i pierwszorzędowej reprezentacji czuciowej, nie są tak szczegółowe. Badania wykazały, że elektryczna stymulacja neuronów kory przedruchowej aktywuje grupy jednostek mięśniowych kilku stawów maziowych, odpowiadając tym samym za ruchy bardziej kompleksowe (Kandel i wsp., 2000). Można zatem przypuszczać, że wyższa amplituda sygnału EEG podczas wykonania chwytu (w stosunku do wykonania sięgania) z elektrod położonych nad korą przedruchową uzyskana w niniejszej pracy była związana z większą liczbą neuronów i potencjalnie, wyższą częstotliwością ich pobudzeń, z uwagi na to, że dynamiczna aktywność neuronów z tego obszaru bierze udział w programowaniu ruchu, a także aksony tych neuronów (obszaru SMA, dPM oraz vPM) wchodzi w skład dróg korowo-rdzeniowych oraz przewodzą impulsację do kory czuciowo-ruchowej (ze wspomnianą dysproporcją wielkości dla mięśni ręki i ramienia).

Dodatkowo, uzyskane różnice w wartościach amplitudy MRCP mogą wynikać z różnic w biomechanicznej charakterystyce wykonywania obu zadań, co sugerują wyniki przedstawionych poniżej badań innych autorów. Siemionow i wsp. (2000) wykazali zależność między wielkością MRCP a wielkością generowanej siły oraz gradientem narastania siły. Badacze przeprowadzili eksperyment na ośmiu zdrowych osobach w przedziale wiekowym między 23 a 54 lata, składający się z dwóch sesji pomiarowych. Podczas pierwszej sesji pomiarowej badani generowali od 2 do 3 izometrycznych MVC zginaczy stawu łokciowego, a następnie po 40 analogicznych skurczów izometrycznych na czterech submaksymalnych poziomach siły, wynoszących odpowiednio 10, 35, 60 i 85% z MVC (ze stałą prędkością narastania siły dla badanych poziomów siły wynoszącą około 200N/s). Podczas drugiej sesji pomiarowej badani wykonywali od 2 do 3 skurczów MVC w tym samym zadaniu, a następnie od 30 do 40 skurczów na poziomie 35% z MVC podczas każdego z trzech zadań, które różnicowała prędkość narastania siły (określona

jako wolna, umiarkowana i szybka, wynoszące odpowiednio około 49 N/s, 133 N/s i 403 N/s. Podczas sesji pomiarowych rejestrowano czynność EEG z elektrod umiejscowionych w standardowych punktach C3 i Cz, czynność EMG z wybranych mięśni szkieletowych oraz wartość rejestrowanej siły. Badacze na podstawie pierwszej sesji pomiarowej wykazali, że generowanie siły o wyższych wartościach związane jest z wyższą wartością MRCP nad dodatkową korą ruchową oraz kontralateralną korą czuciowo-ruchową. Wyniki uzyskane na podstawie drugiej sesji pomiarowej wykazały podobną zależność dla gradientu narastania siły, czyli wyższe wartości MRCP uzyskano dla zadań wykonywanych z większym gradientem narastania siły. Uzyskane wartości pozwoliły wskazanym autorom stwierdzić, że MRCP reprezentuje korową komendę ruchową, której wielkość odzwierciedla poziom aktywacji mięśnia szkieletowego, którego dotyczy. Zestawiając uzyskane przez badaczy wyniki z wynikami uzyskanymi w niniejszej pracy można wnioskować także, że wyższe wartości amplitudy MRCP związanej z wykonywaniem chwytu w stosunku do wykonywania sięgania mogą wynikać z wyższego gradientu narastania siły w tym zadaniu. Badani na widok kolumny (wzrokowego wzorca zadania), której wysokość odpowiadała 20% z MVC, mieli natychmiast wygenerować siłę chwytu izometrycznego odpowiadającą wzorcowi (na monitorze pojawiała się kolumna obok wzorcowej, której wysokość odpowiadała wielkości generowanej przez badanego siły). Wartość średnia amplitudy MRCP dla elektrody C3 w tym zadaniu wyniosła odpowiednio $5,41 \pm 1,76$ i $5,47 \pm 2,11 \mu\text{V}$ (podczas sesji przed i po), czyli była zbliżona do wartości uzyskanej przed wspomnianych badaczy związanej z generowaniem submaksymalnej siły na poziomie 35% z MVC, z najwyższym gradientem narastania ($5,86 \pm 1,9 \mu\text{V}$). Natomiast w zadaniu wykonywania sięgania na sygnał dźwiękowy emitowany przez komputer, badani przesuwali przedramię po blacie stołu wzdłuż określonej i zaznaczonej na stole trajektorii, bez instrukcji dotyczącej prędkości wykonywania ruchu. Jedynym ograniczeniem czasu wykonania tego ruchu był podwójny sygnał dźwiękowy pojawiający się 8s po pierwszym, który sygnalizował badanym konieczność powrotu do pozycji wyjściowej i odpoczynek (rozluźnienie kończyny górnej, przy zachowaniu jej w określonej pozycji). Dodatkowy aspekt, który może wyjaśniać wyższą wartość MRCP dla wykonania chwytu w stosunku do wykonania sięgania odnosi się do wielkości generowanej siły w związku z przytoczoną wcześniej

relacją pomiędzy tymi parametrami. Wielkość generowanej siły chwytu w skurczu izometrycznym wynosiła 20% z MVC, natomiast wielkość generowanej siły w zadaniu sięgania nie została określona. Amplituda MRCP dla zadania MER była związana z wykonywaniem dynamicznego sięgania, realizowanego poprzez skurcz koncentryczny mięśnia naramiennego (części przedniej), mięśnia dwugłowego ramienia oraz mięśnia piersiowego większego, co skutkowało przesuwaniem przedramienia po stole jak wspomniano wcześniej. Biorąc pod uwagę fakt, że zależność wielkości rozwijanej przez mięsień szkieletowy siły w funkcji prędkości jego skracania (krzywa Hill'a) wskazuje, że wielkość generowanej siły jest najwyższa dla czynności izotonicznej, dynamicznej – w skurczach ekscentrycznych, mniejsza w czynności statycznej – skurczach izometrycznych a najmniejsza w czynności izotonicznej, dynamicznej – skurczach koncentrycznych oraz biorąc pod uwagę fakt, że ruch sięgania przebiegał w pewnym „odciążeniu” (po blacie stołu), można założyć także, że wielkość generowanej siły w zadaniu sięgania była niższa, co także przyczyniło się do niższej wartości MRCP w stosunku do wartości tej dla zadania wykonania chwytu. Tezę tę popierają wyniki badań Pope i wsp. (2007), którzy wykazali niższą wartość MRCP dla elektrod położonych nad korą czuciowo-ruchową dla czynności izotonicznej w stosunku do izometrycznej zginaczy i prostowników nadgarstka.

VI 3. 2. Czynność bioelektryczna kory mózgu podczas wyobrażania sięgania i chwytu przed i po treningu mentalnym

W niniejszej pracy, czynność bioelektryczna wybranych obszarów kory mózgu podczas wyobrażania sięgania i chwytu została określona za pomocą wartości amplitudy ERP, która odzwierciedla programowanie ruchu oraz integrację czuciowo-ruchową (Falkenstein i wsp., 1999; Romero i wsp., 2000; Staines i wsp., 2002) oraz jest ściśle związana z procesami motorycznymi (Kranczoch i wsp., 2010). Do tej pory, analiza amplitudy ERP związanej z wyobrażaniem sięgania i wyobrażaniem chwytu dominującą kończyną górną w aspekcie kinestetycznego treningu wyobrażania ruchu celowego ruchu sięgania nie stanowiła przedmiotu badań innych autorów. Wyniki pracy własnej wskazały, że wartości średnie amplitudy ERP związanej z kinestetycznym wyobrażaniem sięgania prawą kończyną górną dla 15-tu (z 16-tu) wybranych elektrod nie różniły się istotnie od analogicznej amplitudy związanej z kinestetycznym wyobrażaniem chwytu prawą ręką

w sesji pomiarowej przed treningiem (co koresponduje z brakiem różnicy w subiektywnej ocenie jaskrawości kinestetycznego wyobrażania pomiędzy tymi dwoma zadaniami), co może być związane z aktywacją podobnych struktur kory mózgu podczas wyobrażania obu zadań oraz ze zbliżonym poziomem mentalnie rozwijanej siły w obu zadaniach. Na zbliżoną sieć aktywnych neuronów podczas obu badanych zadań wskazują wyniki badań Hétu i wsp. (2013). Autorzy poddali metaanalizie 75 artykułów naukowych przedstawiających aktywację mózgu określoną poprzez fMRI podczas wyobrażania różnych zadań ruchowych i wykazali, że wyobrażanie ruchu, niezależnie od wyobrażanej części ciała, zwykle angażuje wiele tych samych struktur, głównie płata czołowego (obustronnie w obszarze przedniego zakrętu czołowego, w obszarze zakrętu przedśrodkowego, środkowego zakrętu czołowego, oraz dodatkową korę ruchową). Natomiast Wang i wsp. (2017), wykazali, że wartość ERD (z ang. *event-related desynchronization*, ERD), która oznacza spadek synchronizacji czynności puli neuronów badanego obszaru na skutek wzrostu jego aktywności, związana z mentalnym wyobrażaniem chwytu o wyższej sile (mentalne wyobrażanie ściskania dynamometru wynoszące odpowiednio 30 lub 10% z MVC, co zostało poprzedzone treningiem fizycznym z informacją zwrotną o procentowej wielkości generowanej siły) dla elektrody C3 jest istotnie wyższa niż dla mentalnego chwytu o mniejszej sile. Wyniki te wskazują, że brak różnic w amplitudach ERP pomiędzy zadaniami (wyobrażaniem sięgania i wyobrażaniem chwytu) w niniejszej pracy w obszarach czuciowo-ruchowych (zarówno przed, jak i po treningu mentalnym) mogą wynikać ze zbliżonej wartości mentalnie generowanej siły dla dwóch badanych zadań (naturalnego sięgania w stosunku do chwytu o sile, która miałaby umożliwić subtelne podniesienie książki o masie około 0,5 kg). Wang i wsp. (2017) wykonali analizę sygnału EEG w dziedzinie częstotliwości, którą trudno porównać do tej przeprowadzonej w niniejszej pracy (w dziedzinie czasu), nie mniej jednak dla wszystkich elektrod położonych w obszarze kontralateralnej kory czuciowo-ruchowej podczas sesji przed, uzyskano zbliżone wartości ERP dla MIR i MIG (dla elektrody C3 odpowiednio $4,04 \pm 1,47$ i $3,48 \pm 0,97$ w sesji przed oraz $4,39 \pm 1,66$ i $4,14 \pm 1,67$ w sesji po dla MIR i MIG), co może uzasadniać podobną wielkość generowanej mentalnie siły w obu zadaniach.

Natomiast dla sesji pomiarowej po treningu, istotnie różne wartości ERP (pomiędzy wyobrażaniem sięgania a wyobrażaniem chwytu) odnotowano dla elektrod położonych w obszarze ipsilateralnej kory przedruchowej oraz jednej elektrody położonej w obszarze kontralateralnej kory przedruchowej, co pośrednio może wskazywać, że pod wpływem treningu doszło do większego rozróżnienia w czynności bioelektrycznej kory mózgu pomiędzy dwoma wyobrażanymi zadaniami (przy zachowaniu braku istotnych różnic w subiektywnej ocenie jasności kinestetycznego wyobrażenia pomiędzy analizowanymi zadaniami).

Koresponduje to z wynikami uzyskanymi przez Pilgramm i wsp. (2016), którzy w swojej pracy postanowili określić czy wyobrażanie różnych ruchów ręki związane jest z aktywowaniem ogólnej reprezentacji ruchu (niezależne od efektorów ruchu, z ang. *effector-independent*), czy jest specyficzne w zależności od efektorów w danym zadaniu (z ang. *effector-specific*) za pośrednictwem fMRI i analizy MVPA (z ang. *multivoxel pattern analysis*). W ich badaniach wzięło udział 20 praworęcznych, zdrowych osób w wieku $26,3 \pm 4,4$ lat, którzy w pseudo-randomizowanej kolejności wyobrażali sobie chwyt (ściskanie czujnika), sięganie do wskazania palcem wskazującym (jednego z pięciu punktów mieszczących się na czujniku) oraz zginanie i wyprost palców prawej ręki z oczami zamkniętymi. Analiza uzyskanych wyników w metodzie fMRI wymagała warunków kontrolnych, które polegały na zamknięciu oczu i odpoczywaniu na sygnał dźwiękowy. Autorzy wskazali, że odkodowanie kontekstu wyobrażenia (rozróżnienie pomiędzy badanymi zadaniami) dzięki zastosowanej analizie, jest możliwe zarówno w różnych obszarach kory czołowej, jak i ciemieniowej, wskazując szczególną w tym rolę części brzusznej kory przedruchowej płata czołowego kontralateralnej półkuli mózgu. Choć autorzy zwrócili uwagę na istotną funkcję płata czołowego, to analiza, którą wykonali pozwoliła dokładnie stwierdzić o strukturze zaangażowanej w różne czynności ruchowe, które dotyczą ręki i została zdefiniowana do vPM kontralateralnej półkuli mózgu. Jest to w pełni zgodne z wynikami uzyskanymi w niniejszej pracy, ale należy pamiętać, że porównywanie wyników uzyskanych w oparciu o EEG, z tymi uzyskanymi poprzez fMRI jest trudne, z uwagi na inne rozdzielczości czasowe i przestrzenne wymienionych metod pomiarowych.

Wyższe wartości amplitud ERP sygnału EEG dla elektrod w obszarach przedruchowych podczas wyobrażania sięgania w stosunku do wyobrażania chwytu po czterotygodniowym treningu mentalnym odnotowane w niniejszej pracy, mogą odzwierciedlać proces uczenia się tego zadania, a także być związane z zaangażowaniem struktur OUN tych obszarów w programowanie trajektorii ruchu sięgania. Binkofski i wsp. (2001), wykazali, że aktywność w różnych obszarach kory czołowej (centralnej, a także w obszarze wieczka czołowego) związana jest w wyobrażaniu ruchu w kontekście jego trajektorii. Autorzy Ci wskazali, że prawa półkula mózgu wskazanych obszarów dominuje w kontekście charakterystyki ruchu w przestrzeni, co może wyjaśniać wyższe wartości ERP z wyobrażania sięgania w stosunku do wyobrażania chwytu po czterotygodniowym treningu mentalnym w niniejszej pracy. Zróznicowana wartość amplitudy ERP podczas wyobrażania sięgania i chwytu prawą kończyną górną w obszarach przedruchowych po czterotygodniowym treningu mentalnym, może pośrednio być związana także z procesem nauki wyobrażanych zadań, co jest spójne z uzyskanymi wynikami testów psychometrycznych w niniejszej pracy. Debarnot i wsp. (2014) w swoim artykule przeglądowym przytoczyli wyniki badań, zgodnie z którymi wzorce aktywacji kory mózgu u osób początkujących w danym zadaniu ruchowym różnią się od tych aktywnych u osób wyspecjalizowanych w tym zadaniu. Według autorów, trening mentalny wyobrażania ruchu może zmieniać obszary aktywacji kory mózgu wraz z nauką danej czynności i wyobrażania, w stronę struktur, aktywnych u osób wysoko wyspecjalizowanych w danym zadaniu. Autorzy wskazali, że w grupie ekspertów wskazuje się na wyższą aktywność w obszarze kory przedruchowej, dodatkowej kory ruchowej i mózdzku w stosunku do tych wzorców dla osób niewyspecjalizowanych w danym zadaniu. Podsumowując wyniki przedstawione powyżej z wyższą wartością ERP dla obszarów przedruchowych podczas wyobrażania sięgania w stosunku do wyobrażania chwytu, można sądzić, że aktywność ta w tym obszarze odzwierciedla proces nauki tego zadania badanych. Przemawia za tym także fakt, że wartość amplitudy ERP wzrasta w raz z nauką danej czynności, jak w swoich badaniach wykazała Sobierajewicz i wsp. (2017). Analizowana przez badaczy wartość ERP dotyczyły wyobrażania ruchów sekwencyjnych palców ręki pod wpływem nauki tej czynności (w sposób fizyczny lub mentalny). Autorzy wykazali, że skrócenie czasu reakcji w użytym zmodyfikowanym paradygmacie Go/No-Go i poprawa dokładności wykonania

badanego zadania wynikały ze wzrostu amplitudy ERP dla elektrod położonych nad korą płata czołowego i korą czuciowo-ruchową obu półkul mózgowych. Choć w niniejszych badaniach nie wykazano istotnego wzrostu wartości analizowanych amplitud pod wpływem zastosowanego treningu mentalnego, to tendencje do wzrostu tej wartości dla wybranych elektrod obserwowano. Dla elektrod w obszarze ipsilateralnej kory przedruchowej procentowy wzrost wartości amplitudy ERP wyniósł między (około) 12 a 16%, czyli więcej niż zakłada zmienność sygnału określona przez Ranganathan i wsp. (2004) wynosząca do 5%, a za „poprawą” wyobrażenia badanych zadań przemawiają też wyniki testów psychometrycznych. Dodatkowo, przebieg treningu mentalnego, podczas którego badani byli instruowani o wyobrażaniu odczuć związanych z wyobrażaniem ruchu sięgania po przedmiot (ze zwróceniem uwagi na odczucia związane z rozciąganiem mięśni kończyny górnej, ze zmieniającymi się ustawieniami w stawach tej kończyny, ze zmieniającym się odczuciem obciążenia kończyny wraz z postępem ruchu i odczuciami związanymi z chwytem książki, którego siła mogłaby umożliwić jej podniesienie) mógł w większym stopniu dotyczyć propriocepcji związanej z fazą sięgania aniżeli z chwytem, co przyczyniło się do uzyskanych wartości ERP podczas wyobrażenia tych dwóch zadań. Pozostaje to także w związku ze zwiększeniem liczby istotnych, dodatnich korelacji pomiędzy amplitudą sygnału EEG związaną z wyobrażaniem sięgania w stosunku do wartości amplitudy EEG związanej z wykonywaniem sięgania po zastosowanym treningu (w stosunku do sesji pomiarowej przed treningiem)). Wyniki te korespondują z wiedzą o większym udziale propriocepcji w fazie sięgania, aniżeli w fazie chwytu, która czuciowo zdeterminowana jest głównie impulsacją z mechanoreceptorów (Enoka, 2000).

Podsumowując powyższe dwa podrozdziały można wskazać, że z różnicy w aktywności kory mózgu podczas wykonywania i wyobrażenia opisanych dwóch zadań (sięgania i chwytu) może wynikać praktyczny aspekt fizjoterapeutyczny dotyczący terapii ruchu sięgania i chwytu, który wydaje się być także uzasadniony wynikami przeprowadzonej wieloczynnikowej analizy wariancji, która wskazała istotny wpływ interakcji między sposobem wykonania zadania (wyobrażanie vs. fizyczne wykonywanie) a zadaniem (sięganie vs. chwyt; a także między sposobem wykonania, zadaniem i położeniem elektrod) na wartość amplitudy sygnału EEG. Wydaje się zasadne, jak proponuje wiele autorów zgodnie z zasadą uczenia motorycznego od zadań prostych do

trudniejszych (Shumway-Cook i Woollacott, 2017), wprowadzanie stopniowej, odrębnej reedukacji sięgania i chwytu. Wydaje się, że pod względem poziomu aktywacji określonych obszarów kory mózgu, jak przedstawiono powyżej, kolejność taka mogłaby przedstawiać się następująco: trening mentalnego chwytu, trening mentalnego sięgania, trening sięgania, trening chwytu, trening sięgania do chwytu, trening sięgania do chwytu wraz z treningiem mentalnym.

VI 4. Zróżnicowana czynność bioelektryczna różnych obszarów kory mózgu w badanych zadaniach

W niniejszej pracy wykazano, że dla wszystkich badanych zadań (wyobrażania i wykonywania sięgania oraz chwytu dominującą kończyną górną) amplituda sygnału EEG była wyższa w obszarach przedruchowych ipsilateralnej i kontralateralnej półkuli mózgu w stosunku do amplitudy dla elektrod zlokalizowanych nad korą czuciowo-ruchową obu półkul mózgu, zarówno w trakcie sesji przed, jak i po zastosowanym treningu, co pozostaje w związku z wieloma, dynamicznymi funkcjami tej części kory mózgu. W obrębie analizowanych elektrod położonych nad korą przedruchową można wskazać oddziaływanie kilku ważnych w kontroli ruchów obszarów, do których zalicza się właśnie korę przedruchową (z ang. *premotor cortex*, PMC), a także nie można wykluczyć udziału położonej przyśrodkowo dodatkowej kory ruchowej (z ang. *supplementary motor area*, SMA; Yao i wsp., 2013) oraz brzuszo-bocznej kory przedczołowej (z ang. *dorsolateral prefrontal cortex*, DLPFC; Pierrot-Deseilligny i wsp., 2003). Zarówno SMA, jak i PMC oddziałują na pierwszorzędowną reprezentację ruchową, jak i na neurony rdzenia kręgowego. Każda z tych struktur kontroluje inne aspekty planowania ruchu i nauki czynności ruchowej, przy czym przyjmuje się, że ruchy generowane dowolnie są pod kontrolą SMA, natomiast ruchy kierowane bodźcem zewnętrznym – poprzez boczną PMC (zarówno brzuszną – z ang. *dorsal*, dPMC, jak i grzbietową część – z ang. *ventral*, vPMC). Badania prowadzone w oparciu o EEG pokazują, że SMA stanowi źródło potencjału gotowości (RP), składowej potencjału MRCP, przed zamierzonym ruchem dowolnym (elektrody położone nad tym obszarem rejestrują go jako pierwsze). Dodatkowo, obie struktury włączone są w pętle związane ze sterowaniem ruchami dowolnymi, przy czym SMA otrzymuje impulsacje z jąder podkorowych za pośrednictwem skorupy, natomiast

PMC z mózdzku. W dwóch obszarach kory przedruchowej kończą się także, wspomniane wcześniej, drogi strumienia grzbietowego i brzuszno, dotyczące transformacji czuciowo-ruchowej w programowaniu sięgania i chwytu. Jak pokazały badania Sirigu i wsp. (1996), przestrzenne trajektorie ruchów mogą być przekształcane na programy ruchów i przechowywane w PMC, w obszarze którym (głównie w części dPM) dochodzi także do zdeterminowania rodzaju ruchu, który będzie wykonany (Hoshi i Tanji, 2007). Podobnie jak w niniejszej pracy, wyższe wartości amplitudy ERP (składowej N2) dla elektrod położonych nad płatem czołowym (FC1 i FC2) w stosunku do tych w obszarze kory czuciowo-ruchowej (C1 i C2) odnotowali w swoich badaniach Allami i wsp. (2014) zarówno w związku z wykonywaniem sięgania do chwytu, jak i wyobrażania tego zadania dominująca, prawą kończyną górną. Należy zwrócić uwagę, że wyższe amplitudy sygnału EEG z obszarów przedruchowych uzyskane w niniejszej pracy w stosunku do czuciowo-ruchowych, w badanych zadaniach, mogą być związana z aktywacją odmiennych struktur tej kory mózgu i realizacją odmiennych funkcji (podczas wyobrażania w stosunku do wykonywania), czego za pośrednictwem EEG nie można stwierdzić w sposób jednoznaczny. Według Rao i wsp. (1997) połączenie części tylnej mózdzku z SMA i PMC zapewnia impulsację związaną z koordynacją ruchu w trakcie jego wykonywania. Natomiast wielu autorów (Roland i wsp., 1980; Stephan i wsp., 1995) podkreśla, że to aktywność SMA i PMC dominuje podczas wyobrażania ruchu (bez jego wykonywania). Wymienieni autorzy zwracają uwagę, że neurony SMA mają także swój udział w przygotowaniu ruchów, dlatego czynność SMA w trakcie wyobrażenia ruchu może dotyczyć tej funkcji. Nie mniej jednak Stephan i wsp. (1995) wykazali, że wyobrażanie ruchu aktywuje inne obszary SMA niż jego wykonanie, tj. neurony zlokalizowane w tylnorostralnej części SMA, podczas gdy wykonanie ruchu część ogonowo-brzuszną. Inne badania potwierdziły aktywację części tylnej podczas wyobrażania ruchu, a dodatkowo wykazały aktywację części pre-SMA (Gerardin i wsp., 2000). Część pre-SMA jest związana z wyborem ruchu (Deiber i wsp., 1992) i jego programowaniem (Humberstone i wsp., 1997), natomiast części tylne są aktywne podczas rozpoczęcia ruchu (Passingham, 1997) oraz w trakcie jego wykonywania (Deiber i wsp., 1992; Stephan i wsp., 1995). Dodatkowo według Tabu i wsp. (2012) obszary kory pre-SMA i SMA mogą pełnić inne funkcje, co jest spójne z przytoczonymi wcześniej badaniami (Glover, 2012). Pre-SMA

czynna podczas planowania ruchu sięgania do chwytu może pełnić funkcję hamowania wykonania ruchu, podczas gdy czynność SMA obecna w trakcie wykonywania ruchu, może być związana ze stopniowym uwalnianiem od wpływów hamujących (i w ten sposób ułatwiać wykonanie ruchu). Przytoczone powyżej wyniki badań podkreślają, że mimo wyższych amplitud w obszarach przedruchowych w stosunku do czuciowo-ruchowych, te uzyskane w ramach wykonywania analizowanych zadań mogą być związane z programowaniem ruchu i jego kontrolą, natomiast te uzyskane podczas wyobrażania badanych zadań, z programowaniem tych zadań i hamowaniem ich wykonania. Najnowsze badania dotyczące hamowania wykonania ruchu podczas jego kinestetycznego wyobrażania wykazały, że wyobrażaniu danego ruchu towarzyszy zahamowanie abstrakcyjnej reprezentacji wyobrażanego ruchu (a nie tylko komendy ruchowej jak wykazywały wcześniejsze badania) poprzez rekrutację rozległej hamującej sieci neuronalnej mózgu (Scheil i wsp., 2019), a badania neurofizjologiczne innych autorów zwracają uwagę, że parametr ERP może odzwierciedlać także hamowanie czynności motorycznej (Falkenstein i wsp., 1999; Staines i wsp., 2002). Dodatkowo dla zadania wyobrażania sięgania w niniejszej pracy, odnotowano wyższą wartość analizowanej amplitudy dla elektrody CP6 nad ipsilateralną korą czuciowo-ruchową w sesji przed w stosunku do CP5, natomiast dla wykonywania sięgania dodatkowo wyższe wartości uzyskano dla dwóch elektrod położonych nad korą czuciowo-ruchową ipsilateralnej półkuli mózgu w stosunku do symetrycznie położonych elektrod nad kontralateralną półkulą mózgu po zastosowanym treningu. Uzyskane wyniki mogą być związane ze zwiększonym przetwarzaniem informacji ze sprzężenia zwrotnego z proprioceptorów (Rumnani, 2006) w obszarze kory czuciowo-ruchowej, pod wpływem zastosowanego kinestetycznego treningu mentalnego. Dla pozostałych analizowanych par elektrod nie wskazano istotnych różnic, czyli aktywność związana z sięganiem (i wyobrażaniem, i wykonywaniem) związana była z symetryczną aktywnością półkul mózgowych.

Analizowana czynność bioelektryczna kory mózgu związana z chwytem (zarówno wyobrażanie, jak i wykonywanie prawą ręką) wykazała bardziej selektywną w stosunku do wyobrażania i wykonywania sięgania czynność różnych obszarów mózgu związanych z jego nerwową kontrolą (bardziej zróżnicowana czynność analizowanych obszarów w stosunku do sięgania). Zarówno wyobrażanie, jak i wykonywanie chwytu prawą ręką

związane było z wyższą aktywnością w obszarze kory przedruchowej kontralateralnej półkuli mózgu (odpowiednio dla elektrod F3 i FC5) w stosunku do tego obszaru ipsilateralnej półkuli mózgu, co koresponduje z wynikami badań dotyczących selekcji chwytu i czynności neuronów lustrzanych w związku z chwytem (zarówno podczas jego wykonywania, jak i obserwacji wykonywania chwytu wykonywanego przez eksperymentatora; Pistohl i wsp., 2012). Dodatkowo stwierdzono wyższe wartości dla elektrod położonych w obszarze ipsilateralnej kory czuciowo-ruchowej (elektrody C4, CP4 i CP6 dla wyobrażania oraz CP4 dla wykonywania). Wydaje się, że w przypadku wykonywania chwytu prawą ręką, zwiększona aktywność w obszarze ipsilateralnej kory czuciowo-ruchowej może odzwierciedlać zwiększony udział informacji z proprioceptorów, na skutek przeprowadzonego treningu i odzwierciedlać wyniki badań Rao i wsp. (1993) nad udziałem ipsilateralnej kory czuciowo-ruchowej podczas trudniejszych zadań (wymagających większej dokładności). Możliwe, że pod wpływem przeprowadzonego treningu, doszło do zwiększenia dokładności wykonania zadania (szybkiego generowania i utrzymania siły na określonym poziomie submaksymalnym, wynoszącym 20% z MVC), co jednak nie zostało określone. Tymczasem większa amplituda ERP w obszarze ipsilateralnej kory czuciowo-ruchowej podczas wyobrażania chwytu może wynikać ze zmian pobudliwości kory czuciowo-ruchowej na skutek wyobrażania ruchu, jak wskazuje najnowsze wyniki badań z użyciem TMS (Bonassi i wsp., 2019). Według Guillot i wsp. (2012) podobnie jak podczas wykonywania ruchów, zmiany w pobudliwości kory ruchowej podczas wyobrażania ruchu, dotyczą mechanizmów wewnątrzkorowego hamowania (z ang. *intracortical inhibition*). Mechanizm ten został opisany przez Hubers i wsp. (2008) i polega na hamującym oddziaływaniu kontralateralnej pierwszorzędowej kory ruchowej na ipsilateralną pierwszorzędową korę ruchową by zapobiec powstawaniu lustrzanych ruchów. Natomiast Bonassi i wsp. (2019) za pomocą TMS wykazali, że kinestetycznemu wyobrażaniu ruchu zginania i prostowania drugiego lub piątego palca prawej ręki w stawie śródrečno-paliczkowym, towarzyszy selektywna (dotycząca tylko efektorów w tym zadaniu) modulacja pobudliwości kory czuciowo-ruchowej, podobnie, jak ma to miejsce w związku z wykonywaniem tego ruchu na skutek docierających w czasie rzeczywistym czuciowych informacji zwrotnych. Autorzy wykazali, że somatosensoryczne informacje czuciowe są

wykorzystywane w procesie wyobrażania ruchu oraz że modulacja czuciowo-ruchowa działa z selektywnym odhamowaniem korowej reprezentacji efektorów danego zadania. Według autorów, wspomniana modulacja wykazana pomiędzy sygnałem ostrzegawczym o zbliżającym się starcie wyobrażania zastosowanym w eksperymencie a jego rozpoczęciem, oznacza udział peryferyjnych informacji czuciowych w wyborze odpowiedniej komendy ruchowej, a także odzwierciedla aktywną supresję przewidywanych czuciowych konsekwencji danego ruchu, w celu zwiększenia wrażliwości (pobudliwości) kory tego obszaru na wypadek pojawienia się nieoczekiwanych informacji czuciowych. Wydaje się więc prawdopodobne w obliczu przedstawionych wyników badań, że wyższa amplituda ERP podczas wyobrażania chwytu dla elektrod położonych nad ipsilateralną korą ruchową w stosunku do tej kontralateralnej w niniejszej pracy odzwierciedla zwiększoną modulację tej kory na skutek treningu lub pozostaje w związku z przedstawionym (nasilonym pod wpływem treningu) mechanizmem hamowania wykonania chwytu.

VI 5. Brak istotnych różnic w czynności bioelektrycznej kory mózgu między wyobrażaniem a wykonywaniem badanych zadań

Przeprowadzona analiza wariancji nie wykazała istotnego wpływu sposobu realizacji określonego zadania (mentalnie czy fizycznie) na wartość amplitudy sygnału EEG. Dodatkowo, przeprowadzona analiza korelacji wartości amplitud sygnału EEG związanych z wyobrażaniem sięgania i chwytu w stosunku do wartości amplitud sygnału EEG związanych z wykonywaniem badanych zadań (sięgania i chwytu) pozwoliła wskazać istotne, dodatnie korelacje dla wybranych par elektrod w poszczególnych zadaniach. Interesujący wydaje się wzrost liczby istotnych, dodatnich korelacji wartości amplitud sygnału EEG pomiędzy wyobrażaniem a wykonywaniem sięgania obserwowany po przeprowadzonym treningu mentalnym, który może wskazywać na zbliżenie korowych wzorców aktywacji dla tego zadania (podczas wyobrażania i wykonywania sięgania) na skutek treningu.

Podsumowując powyższe dwa podrozdziały można wskazać, że zarówno pomiędzy wyobrażaniem sięganiem a wyobrażaniem chwytem, jak i wykonywanym sięganiem a wykonywanym chwytem prawą kończyną górną stwierdza się pewne różnice, które

zostały przytoczone wcześniej. Dodatkowo, istnieje pewna zbieżność pod względem poziomu aktywacji (wyrażonej wartością amplitudy sygnału EEG) określonych obszarów kory mózgu dla wyobrażania i wykonywania sięgania oraz wyobrażania i wykonywania chwytu kończyną dominującą. Przedstawione wyniki mogą stanowić kolejny argument przemawiający za wykorzystaniem treningu mentalnego wyobrażania celowego ruchu sięgania w fizjoterapii, co wskazywało wcześniej wielu autorów (Cabral-Sequiera i wsp., 2016; Hanakawa, 2016; Kho i wsp., 2014), a po raz pierwszy zostało zobrazowane poprzez analizę w dziedzinie czasu czynności bioelektrycznej kory mózgu podczas dwóch składowych ruchu sięgania, które były zarówno wyobrażane, jak i wykonywane. Mimo, że wyobrażanie ruchu zawiera w sobie składową dotyczącą hamowania wykonania tego ruchu, to badania Sobierajewicz i wsp. (2017) wykazały, poprzez analizę ERP oraz lateralizacji związanej ze zdarzeniem (z ang. *event-related lateralization*, ERL) podczas wyobrażania, wykonywania i zahamowania ruchów sekwencyjnych palców ręki dominującej, zbieżności dotyczące amplitud i czasów ich wystąpienia dla dwóch pierwszych i różnice dla zadania zahamowania badanego ruchu. Jednocześnie wielu autorów wskazuje, że zarówno wyobrażanie, jak i wykonywanie danego zadania aktywuje zbliżone sieci neuronalne, co pośrednio zostało także wykazane w niniejszej pracy. Badania przytoczonych wcześniej autorów (Sobierajewicz i wsp., 2017) wykazały, że podobnie jak trening fizyczny określonej sekwencji ruchów palców, tak wyobrażanie tych sekwencji może przyczynić się do nauki czynności tego zadania, nieco jednak w mniejszym stopniu, aniżeli trening fizyczny, co jest spójne z wynikami badań wielu innych autorów (Debarnot i wsp., 2014; Schuster i wsp., 2011). Do podobnych wniosków doszli Ranganathan i wsp. (2004), którzy wykonali badania na 4 grupach młodych osób zdrowych. Pierwsza grupa uczestniczyła w (12-tygodniowym) treningu mentalnego maksymalnego skurczu mięśnia odwodziciela palca małego, druga grupa w mentalnym skurczu maksymalnym mięśnia dwugłowego ramienia (także przez okres 12-tu tygodni), trzecia grupa w tradycyjnym treningu siłowym i czwarta stanowiła grupę kontrolną uczestnicząc w sesjach pomiarowych (i nie uczestnicząc w żadnym treningu). W trakcie sesji pomiarowych (przed i po zastosowanych treningach) dokonano pomiarów EEG (z elektrody C3 i Cz), EMG efektorów, zapisów sił maksymalnych odwodziciela palca małego i zginaczy stawu łokciowego (w skurczach izometrycznych) oraz zapisów ciśnienia

krwi i częstości skurczów serca. Wyniki przedstawionych badań wskazały, że w pierwszej grupie doszło do istotnego wzrostu generowanej siły o 35% (w stosunku do wartości tej siły w sesji pomiarowej przed), w drugiej grupie – do istotnego wzrostu siły o 13,5%, w grupie z fizycznym treningiem istotny wzrost wyniósł 53% (dla mięśnia odwodziciela palca małego) w stosunku do wartości podczas sesji pomiarowej przed zastosowanymi treningami. W grupie kontrolnej nie zaobserwowano istotnych różnic w wielkościach generowanej siły. Każdorazowo, wzrost wielkości generowanej siły dla przytoczonych powyżej grup, związany był także ze wzrostem amplitudy MRCP dla analizowanych elektrod. Autorzy pracy podsumowali, że przyczyny obserwowanego wzrostu siły na skutek treningu mentalnego są pochodzenia korowego, a zwiększona wartość amplitudy MRCP odpowiada „zwiększonej” komendzie ruchu, która aktywuje wcześniej nieaktywne alfa-motoneurony badanych mięśni szkieletowych lub powoduje wyższą częstotliwość wyładowań alfa-motoneuronów tych mięśni, co skutkuje wyższą wartością generowanej siły. Wyniki niniejszej pracy wykazały zbliżone wzorce aktywacji wybranych obszarów kory mózgu podczas wyobrażania i wykonywania dwóch składowych ruchu sięgania po przedmiot, zarówno przed, jak i po czterotygodniowym treningu, dlatego wydaje się zasadne wprowadzanie treningu mentalnego kinestetycznego wyobrażania ruchu sięgania w proces terapeutyczny, szczególnie gdy trening fizyczny jest czasowo niemożliwy. Przedstawione w niniejszej pracy wyniki badań mogą także znaleźć zastosowanie w pracach nad interfejsami mózg-komputer oraz neuroproteżami.

VI 6. Ograniczenia przeprowadzonych badań i wskazówki do przyszłych badań

W przeprowadzonych badaniach można wskazać występowanie co najmniej kilku elementów, które mogą wydawać się dyskusyjne, bądź mogłyby w przyszłości zostać zweryfikowane. Jak wspomniano w dyskusji dotyczącej wyników z testów psychometrycznych, do czynników włączenia w badaniach nie należała wysoka zdolność do wyobrażania zadań ruchowych. Nie mniej jednak, jak wskazała analiza uzyskanych wyników, badani uzyskali wysoką liczbę punktów z kwestionariusza MIR-RS i ewentualne rozbieżności w tej zdolności nie pojawiły się, na co wskazuje też miara rozproszenia uzyskanych danych, co może wynikać z tego, że badania były prowadzone na dość

jednorodnej grupie badanej (grupę badaną stanowiły młode, zdrowe osoby, głównie studenci i absolwenci Wydziału Fizjoterapii AWF we Wrocławiu). Wydaje się zasadne, że prowadzenie dalszych badań podstawowych z udziałem osób zdrowych, wymaga określenia wyjściowego poziomu zdolności do wyobrażania zadań ruchowych, tak by badani posiadali zbliżoną zdolność do wyobrażania zadań ruchowych, najlepiej wysoką. Natomiast przeniesienie niniejszego tematu badań na obszar kliniczny wymaga określenia tej zdolności jako kryterium włączenia do badania i treningu mentalnego (Gregg i wsp., 2010; Martin i wsp., 1999). Z charakterystyki grupy badanej w niniejszej pracy wynika też fakt, że uzyskane wyniki nie mogą być generalizowane na całą populację osób zdrowych, a informacje dotyczące zmieniającej się efektywności treningu mentalnego wraz z wiekiem (Schuster i wsp., 2011) oraz wyniki badań Langrová i wsp. (2012) dotyczące zmian charakterystyki sygnału EEG wraz z wiekiem, podkreślają tylko ten fakt.

Przeprowadzone badania dotyczą ważnych aspektów badań podstawowych i powinny stanowić punkt wyjścia do badań tego obszaru na innych grupach osób badanych (klinicznych, osobach starszych) by rozszerzyć wynikające z nich aspekty praktyczne.

Jeśli chodzi o analizę przedstawionych danych, to eksperyment przedstawiony w niniejszej rozprawie daje znacznie szersze możliwości analizy zjawisk neurofizjologicznych związanych z kontrolą sięgania i chwytu (fizycznego, mentalnego oraz wpływu zastosowanego treningu), aniżeli to przedstawiono w niniejszej rozprawie. Można założyć, że siła współdziałania funkcjonalnego obszarów zaangażowanych w transformację czuciowo-ruchową może wzrastać pod wpływem zastosowanego treningu, co będzie można ocenić za pomocą analizy koherencji zarejestrowanej czynności pomiędzy różnymi elektrodami nad kluczowymi obszarami kory mózgu. Obecnie coraz więcej badań opisuje istotny udział tylnej części kory ciemieniowej (z ang. *posterior parietal cortex*, PPC) w wyobrażaniu zadań ruchowych, nie tylko w kontekście wyobrażania wzrokowego, ale także w kontekście transformacji czuciowo-ruchowej podczas kinestetycznego wyobrażania zadań. Jak dotąd nie przeprowadzono analizy sygnału EEG w dziedzinie czasu dla elektrod położonych nad PPC i analiza ta mogłaby uzupełniać informacje przedstawione w niniejszej pracy, także pod kątem ewentualnych różnic w czynności tej dla sięgania i chwytu, których można spodziewać się w tym

obszarze. Analiza ta zostanie uzupełniona podczas opracowywania danych pod kątem publikacji artykułu naukowego. Dodatkowo, co zostało podkreślone we wcześniejszym podrozdziale dyskusji, należy pamiętać, że sygnał EEG charakteryzuje niższa rozdzielczość przestrzenna w stosunku do technik neuroobrazowania czynności mózgu, takich jak fMRI czy PET, dlatego uzyskane wyniki nie pozwalają dokładnie stwierdzić o źródłach (strukturach) uzyskanych wartości. Nie mniej jednak, sygnał EEG charakteryzuje wysoka rozdzielczość czasowa, dlatego jest odpowiednim do analizy dynamicznych procesów toczących się w obrębie kory mózgu, a ta właściwość zostanie lepiej wykorzystana podczas przygotowywania publikacji z tego zakresu.

VII 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.

VIII PIŚMIENICTWO

1. Allami N, Brovelli A, Hamzaoui el M, Reagraui F, Paulignan Y, Boussaoud D. Neurophysiological correlates of visuo-motor learning through mental and physical practice. *Neuropsychologia* 2014, 55: 6-14.
2. 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.
3. Avanzino L, Gueugneau N, Bisio A, Ruggeri P, Papaxanthis C, Bove M. Motor cortical plasticity induced by motor learning through mental practice. *Front Behav Neurosci* 2015, 9: 105.
4. Bakker M, de Lange FP, Stevens JA. Motor imagery of gait: a quantitative approach. *Exp Brain Res* 2007, 179: 497–504.
5. Binkofski F, Amunts K, Stephan KM, Posse S, Schormann T, Freund HJ, Zilles K, Seitz RJ. Broca's region subserves imagery of motion: A combined cytoarchitectonic and fMRI study. *Hum Brain Mapp* 2001, 11(4): 273-285.
6. 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.
7. Buciino G, Binkofski F, Fink GR, Fadiga L, Fogassi L, Gallese V, Seitz RJ, Zilles K, Rizzolatti G, Freund HJ. Action observation activates premotor and parietal areas in a somatotopic manner. *Eur J Neurosci* 2001, 13: 400-404.
8. Butler AJ, Cazeaux J, Fidler A, Jansen J, Lefkove N, Gregg M, Hall C, Easley KE, Shenvi N, Wolf SL. The movement imagery questionnaire-revised, second edition (MIQ-RS) is a reliable and valid tool for evaluating motor imagery in stroke populations. *Evid Based Complement Alternat Med* 2012, 497289.

9. 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.
10. Cuenca-Martínez F, Suso-Martí L, León-Hernández JV, La Touche R. The Role of Movement Representation Techniques in the Motor Learning Process: A Neurophysiological Hypothesis and a Narrative Review. *Brain Sci* 2020, 2, 10(1)E27.
11. Cumming J, Hall C. Deliberate imagery practice: the development of imagery skills in competitive athletes. *J Sports Sci* 2002, 20: 137-145.
12. Cumming J, Williams SE. Imagery. In: *Encyclopedia of sport and exercise physiology*. Ed: Eklund R.C., Tenenbaum G. 2014 Los Angeles: Sage. 369-373.
13. 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.
14. Debarnot U, Sperduti M, Di Rienzo F, Guillot A. Experts bodies, experts minds: How physical and mental training shape the brain. *Front Hum Neurosci* 2014, 8: 280.
15. Decety J, Jeannerod M, Germain M, Pastene J. Vegetative responses during imagined movement is proportional to mental effort. *Behav Brain Res* 1991, 42: 1–5.
16. Decety J, Jeannerod M. Mentally simulated movements in virtual reality: does Fitts' law hold in motor imagery? *Behav Brain Res* 1996, 72: 127–134.
17. Decety J, Grèzes J. The power of simulation: imagining one's own and other's behavior. *Brain Res* 2006, 24(1): 4-14.
18. Driskell JE, Copper C, Moran A. Does mental practice enhance performance? *J Sport Psychol* 1994, 79: 481–492.
19. Enoka RM. Neural control of movement. W: *Neuromechanics of human movement*. Human Kinetics, USA, 2015, pp. 255-319.

20. Falkenstein M, Hoormann J, Hohnsbein J. ERP components in Go/Nogo tasks and their relation to inhibition. *Acta Psychol (Amst)* 1999, 101(2-3): 267-291.
21. Gatti R, Tettamanti A, Gough PM, Riboldi E, Marinoni L, Buccino G. Action observation versus motor imagery in learning a complex motor task: a short review of literature and a kinematics study. *Neurosci Lett* 2013, 540: 37-42.
22. Gentili RJ, Papaxanthis C. Laterality effects in motor learning by mental practice in right-handers. *Neuroscience* 2015, 297: 231-242.
23. 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.
24. 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.
25. Gueugneau N, Bove M, Avanzino L, Jacquin A, Pozzo T, Papaxanthis C. Interhemispheric inhibition during mental actions of different complexity. *Plos One* 2013, 8(2), e56973.
26. Guilford JP. *Fundamental Statistics in Psychology and Education*. McGraw-Hill: New York, NY, 1965.
27. Guillot A, Collet C, Nguyen VA, Malouin F, Richards C, Doyon J. Brain activity during visual versus kinesthetic imagery: an fMRI study. *Hum Brain Mapp* 2009, 30: 2157-2172.
28. 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.
29. Guillot A, Di Rienzo F, Macintyre T, Moran A, Collet C. Imagining is not doing but involves specific motor commands: a review of experimental data related to motor inhibition. *Front Hum Neurosci* 2012, 6, 247.
30. 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.
31. Hanakawa T. Organizing motor imageries. *Neurosci Res* 2016, 104: 56-63.
32. Harris JE, Hebert A. Utilization of motor imagery in upper limb rehabilitation: a systematic scoping review. *Clin Rehabil* 2015, 29(11): 1092-1107.

33. 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.
34. Holmes PS, Collins DJ. The PETTLEP approach to motor imagery: A functional equivalence model for sport psychologist. *J Appl Sport Psychol Ther* 2003, 13(1): 60-83.
35. Hoshi E, Tanji J. Distinction between dorsal and ventral premotor areas *Curr Opin Neuroimage* 2007, 17: 234-242.
36. Isaac AR, Marks DF. Individual differences in mental imagery experience: developmental changes and specialization. *Br J Psychol* 1994, 85: 479-500.
37. Jeannerod M. Mental imagery in the motor context. *Neuropsych* 1995, 33: 1419-1432.
38. Johnson SH. Imagining the impossible: intact motor representations in hemiplegics. *Neuroreport* 2000, 11, 729-732.
39. Kandel ER, Schwartz JH, Jessel TM. *Movement. W: Principles of neural science.* McGraw-Hill, International edition, 2000, pp. 756-782.
40. Karabanov A, Jin SH, Joutsen A, Poston B, Aizen J, Ellenstein A, Hallett M. Timing-dependent modulation of the posterior parietal cortex–primary motor cortex pathway by sensorimotor training. *J Neurophysiol* 2012, 107: 3190-3199.
41. 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.
42. 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.
43. 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.
44. Kosslyn SM, Thomson WL, Ganis G. *The case for mental imagery.* 2006, New York: Oxford University Press.

45. 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.
46. Langrová J, Kremláček J, Kuba M, Kubová Z, Szanyi J. Gender impact on electrophysiological activity of the brain. *Psychol. Res.* 2012, 61 Suppl 2: S119-27.
47. Lebon F, Collet C, Guillot A. Benefits of motor imagery training on muscle strength. *J Strength Cond Res* 2010, 24 (6), 1680-1687.
48. Liepert J, Terborg C, Weiller C. Motor plasticity induced by synchronized thumb and foot movements. *Exp Brain Res* 1999, 125(4): 435-439.
49. Lotze M, Halsband U. Motor Imagery. *J Physiol Paris* 2006, 99 (4-6): 386-395.
50. López ND, Pereira EM, Centeno EJ, Page JCM. Motor imagery as a complementary technique for functional recovery after stroke: a systematic review. *Top Stroke Rehabil* 2019, 26(8): 576-587.
51. Martin K, Moritz S, Hall CR. Imagery use in sport: a literature review and applied model. *The Sport psychologist* 1999, 13: 245-268.
52. Miyai I, Tanabe HC, Sase I, et al. Cortical mapping of gait in humans: a near-infrared spectroscopic topography study. *Neuroimage* 2001, 14: 1186–1192.
53. Mizuguchi N, Sakamoto M, Muraoka T, Nakagawa K, Kanazawa S, Nakata H, Moriyama N, Kanosue K. The modulation of corticospinal excitability during motor imagery of actions with objects. *PLoS One* 2011, 6(10): e26006.
54. Muellbacher W, Ziemann U, Boroojerdi B, Cohen L, Hallett M. Role of the human motor cortex in rapid motor learning. *Exp Brain Res.* 2001, 136(4): 431-438.
55. Mulder T. Motor imagery and action observation: cognitive tools for rehabilitation. *J Neural Transm* 2007, 114: 1265-1278.
56. Mutha PK, Sainburg RL, Haaland KY. Left parietal regions are critical for adaptive visuomotor control. *J Neurosci* 2011, 11(19): 6972-6981.
57. Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh Inventory. *Neuropsych* 1971, 9: 97-113.
58. Oostenveld R, Praamstra P. The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements. *Clin. Neurophysiol* 2001, 112(4): 713-719.

59. Osuagwu BA, Vuckovic A. Similarities between explicit and implicit motor imagery in mental rotation of hands: an EEG study. *Neuropsych* 2014, 65: 197-210.
60. Penfield W, Rasmussen T. *The cerebral cortex of man: a clinical study of localization of function*. 1950, The Macmillan Company, New York, p. 248.
61. Pierrot-Deseilligny C, Müri RM, Ploner CJ, Gaymard B, Demeret S, Rivaud-Pechoux S. Decisional role of the dorsolateral prefrontal cortex in ocular motor behavior. *Brain* 2003, 126(6): 1460-1473.
62. Pilgramm S, Haas B, Helm F, Zentgraf K, Stark R, Munzert J, Krüger B. Motor imagery of hand actions: decoding the content of motor imagery from brain activity in frontal and parietal motor areas. *Hum Brain Mapp* 2016, 37 (1): 81-93.
63. Pistohl T, Schulze-Bonhage A, Aertsen A, Mehring C, Ball T. Decoding natural grasp types from human ECoG. *Neuroimage* 2012, 2,59(1): 248-60.
64. Pope PA, Holton A, Hassan A, Kourtis D, Praamstra P. Cortical control of muscle relaxation: A lateralized readiness potential (LRP) investigation. *Clin Neurophysiol* 2007, 118(5): 1044-1052.
65. 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.
66. Rao SM, Binder JR, Bandettini PA, Hammeke TA, Yetkin FZ, Jesmanowicz A, Lisk LM, Morris GL, Mueller WM, Estkowski LD, Wong EC, Haughton VM, Hyde JS. Functional magnetic resonance imaging of complex human movements. *Neurol* 1993, 43(11): 2311-2318.
67. Roberts R, Callow N, Hardy L, Markland D, Brinder L. Movement imagery ability: development and assessment of revised version of the vividness of movement imagery questionnaire. *J Sport Exerc Psychol* 2008, 30, 200-221.
68. Rogers W, Hall C, Buckolz E. The effect of an imagery training program on imagery ability, imagery use, and figure skating performance. *J Appl Sport Psychol* 1991, 3: 109-125.
69. Romero DH, Lacourse M, Lawrence KE, Schandler S, Cohen MJ. Event-related potentials as a function of movement parameter variations during motor imagery and isometric action. *Behavioural Brain Research* 2000, 117, 83-96.

70. Saintburg RL. Handedness: differential specializations for control of trajectory and position. *Exerc Sport Sci Rev* 2005, 33(4): 206-213.
71. Sarlegna FR, Sainburg RL. The roles of vision and proprioception in the planning of reaching movements. *Adv Exp Med Biol* 2009, 629: 317-335.
72. Scheil J, Kleinsorge T, Liefoghe B. Motor Imagery Entails Task-Set Inhibition. *Psychol Res* 2019, [Online ahead of print], DOI: 10.1007/s00426-019-01183-5.
73. Scherg M, Berg P. New concepts of brain source imaging and localization. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl* 1996, 46: 127-137.
74. Schuster C, Hilfiker R, Amft O, Scheidhauer A, Andrews B, Butler J, Kischka U, Ettl 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.
75. Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*. Fourth, North American Edition 2017
76. 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.
77. Sirigu A, Duhamel JR, Cohen L, Pillon B, Dubois B, Agid Y. The mental representation of hand movements after parietal cortex damage. *Science* 1996, 273, 1564-1568.
78. 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.
79. 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.
80. 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.
81. Staines WR, Padilla M, Knight RT. Frontal-parietal event-related potential changes associated with practicing a novel visuomotor task. *Brain Res Cogn Brain Res* 2002, 13(2): 195-202.

82. Stefanello JMF, Marques CP, Rodacki ALF. Assessment of motor imagery ability and training. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano* 2010, 12(6): 395-400.
83. Stephan KM, Fink GR, Passingham RE, Silbersweig D, Ceballos-Baumann AO, Frith CD, Frackowiak RSJ. Functional anatomy of the mental representation of upper extremity movements in healthy subjects. *J Neurophysiol* 1995, 73(1): 373-386.
84. Thomas M, Dalecki M, Abeln V. EEG coherence during mental rotation of letters, hands and scenes. *Int J Psychophysiol* 2013, 89(1): 128-135.
85. Wang K, Wang Z, Guo Y, He F, Qi H, Xu M, Ming D. A brain-computer interface driven by imagining different force loads on a single hand: an online feasibility study. *J Neuroeng Rehabil* 2017, 14(1), 93.
86. Yao WX, Ranganathan VK, Alexandre D, Siemionow V, Yue GH. Kinesthetic imagery training of forceful muscle contractions increases brain signal and muscle strength. *Front Hum Neurosci* 2013, 7: 561.

STRESZCZENIE

WPLYW CZTEROTYGODNIOWEGO TRENINGU MENTALNEGO WYOBRAŻANIA CELOWEGO RUCHU SIĘGANIA NA CZYNNOŚĆ BIOELEKTRYCZNĄ KORY MÓZGU

SŁOWA KLUCZOWE: wyobrażanie ruchu, sięganie po przedmiot, modalność kinestetyczna, EEG, MIQ-RS

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 kilka rodzajów treningu mentalnego, wśród których można wskazać wyobrażanie ruchu. Udowodniono, że zastosowanie powtarzanego wyobrażania danego ruchu, toruje proces uczenia się tej czynności ruchowej (Debarnot i wsp., 2014), a trening mentalny kinestetycznego wyobrażania ruchu stosowany jest zarówno w sporcie, jak i fizjoterapii. Badania wskazują na różną efektywność treningu wyobrażania ruchu, dlatego rekomendowane są dalsze badania nad jego nerwowymi mechanizmami.

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

Metody: Badaniem zostały objęte 23 zdrowe, praworęczne osoby (10 kobiet) w wieku 25 ± 3 lata. Osoby badane wzięły udział w sesji instruktażowej, czterotygodniowym treningu mentalnym (3 treningi tygodniowo) polegającym na kinestetycznym wyobrażaniu ruchu sięgania po książkę oraz dwóch sesjach pomiarowych (przed i po 12 treningach). W trakcie sesji pomiarowych wykonano testy psychometryczne dotyczące oceny zdolności do wyobrażania zadań ruchowych (oceniono ogólną zdolność do wyobrażania zadań ruchowych za pomocą kwestionariusza MIQ-RS i jaskrawość do kinestetycznego wyobrażania sięgania oraz chwytu) oraz rejestrację 128-kanałowego EEG podczas wyobrażania sięgania, wyobrażania chwytu, wykonywania sięgania i wyobrażania chwytu dominującą kończyną górną wraz z rejestracją EMG z wybranych mięśni szkieletowych. 16 elektrod położonych nad obszarami związanymi z programowaniem i kontrolą ruchów dowolnych zostało wybranych do dalszej analizy (nad przedruchową i czuciowo-ruchową korą ipsilateralnej i kontralateralnej do zadań półkuli mózgu, po 4 elektrody w każdym z obszarów). Przeprowadzono analizę sygnału EEG w dziedzinie czasu otrzymując wartość amplitudy sygnału EEG. Analiza statystyczna uzyskanych danych została wykonana w programie SPSS (IBM SPSS 21.0, USA). Porównanie wyników testów psychometrycznych 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 (amplitud) 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. Dla wszystkich wykonanych testów ustalono poziom istotności statystycznej $P \leq 0.05$.

Wyniki: Wartość środkowa ogólnej zdolności do wyobrażania kinestetycznego, jak i ogólnej zdolności do wyobrażania wzrokowego badanych istotnie wzrosła ($p < 0.01$) pod wpływem czterotygodniowego treningu mentalnego o odpowiednio około 26% i około 17%. Ocena jaskrawości kinestetycznego wyobrażania sięgania i chwytu poprawiła się ($p < 0.05$) po czterotygodniowym treningu mentalnym. 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. Przeprowadzona analiza nie wykazała statystycznie istotnego wpływu sposobu realizacji (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.

Wnioski:

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.

ABSTRACT**THE INFLUENCE OF A 4-WEEK MOTOR IMAGERY TRAINING OF REACHING-TO-GRASP TASK ON BIOELECTRIC ACTIVITY OF CEREBRAL CORTEX.****KEYWORDS:** motor imagery, kinesthetic approach, reaching-to-grasp, EEG, MIQ-RS

Introduction: Mental training is a mental process-based training implemented through mental imagination, which is defined as the subjective feeling or experiencing perception of a given action, despite the lack of the actual sensory stimulation that usually accompanies it (Kosslyn i wsp., 2006). There are several types of mental trainings, among which, motor imagery is one of them. Repeated motor imagery has been proven to facilitate the learning process of a given task (Debarnot et al., 2014). Mental training of kinesthetic motor imagery is used in sports and physiotherapy. Results of many studies evidence different effectiveness levels of such a training and indicate the need of further research of its nervous mechanisms.

The aim of the study was to assess the influence of a 4-week kinesthetic motor imagery training of reaching-to-grasp task on (i) bioelectric activity of cerebral cortex during motor imagery of reaching, motor imagery of grasping, motor execution of reaching, motor execution of grasping and (ii) subjective assessment of motor imagery ability in healthy and young subjects. Three hypotheses were proposed as follows:

1. The global ability to kinesthetic and visual imagery of motor tasks as well as the level of vividness of kinesthetic motor imagery of reaching and grasping by dominant upper limb will increase due to a 4-week kinesthetic mental training.
2. Bioelectric activity of cerebral cortex related to motor imagery and execution of reaching and grasping, will change after 4 weeks of mental training.
3. Bioelectric activity of cerebral cortex related to motor imagery and execution of reaching will be different than bioelectric activity of cerebral cortex related to motor imagery and execution of grasping and it will vary in different areas of cortex.

Methods: 23 healthy, right-handed subjects (10 women) in age of 25 ± 3 years old participated in the study. They took part in familiarization session, 4 weeks of kinesthetic reaching-to-grasp motor imagery training (3 times a week) and two measurement sessions. During measurement sessions: Motor Imagery Questionnaire – Revised Second version (MIQ-RS) and the vividness of kinesthetic reaching and grasping tasks of dominant arm (psychometric tests) were used. 128-EEG and EMG were recorded during motor imagery of reaching, motor imagery of grasping, motor execution of reaching and motor execution of grasping of the dominant arm. 16 electrodes located in areas related to motor programming and execution (above ipsilateral and contralateral to the tasks premotor and sensorimotor cortexes with 4 electrodes in each of the area) were chosen for the analysis. Statistical analysis was conducted in SPSS with a level of p value set on ≤ 0.05 . Friedman repeated measures analysis of variance by ranks was used to assess the results of psychometric tests and post-hoc tests were used for further analysis. Shapiro-Wilk test was used to calculate the normality of EEG data. Repeated measures MANOVA was used to assess the impact of motor imagery training on EEG data and post-hoc tests for further comparison. The partial eta squared was determined as a measure of an effect size for MANOVA.

Results: Median value of global ability to kinesthetic imagery of motor tasks as well as median value of visual imagery of motor tasks increased significantly ($p < 0.01$) by approximately 26 and 17% after 4 weeks of mental training. Assessment of vividness of kinesthetic motor imagery of reaching and grasping of dominant upper limb improved ($p < 0.05$) after the mental training. MANOVA has shown that task (reaching vs. grasping; $F(1,22) = 14.96$, $p < 0.01$, $\eta_p^2 = 0.405$) and electrodes' localization ($F(4,202, 92.441) = 99.230$, $p < 0.01$, $\eta_p^2 = 0.953$) factors had a significant impact on amplitude of EEG signal. Approach (imagery vs. execution; $F(1,22) = 1.844$, $p > 0.05$, $\eta_p^2 = 0.077$) and session (before vs. after mental training; $F(1,22) = 0.566$, $p > 0.05$, $\eta_p^2 = 0.025$) factors had no significant effect on the amplitude of EEG signal.

Conclusions:

1. Subjective assessment of global ability to kinesthetic and visual imagery of motor tasks increased due to a 4-week kinesthetic mental training.

2. Kinesthetic motor imagery training caused increase of vividness of kinesthetic motor imagery of reaching and grasping by dominant upper limb and there was no difference between assessment of vividness of these two tasks.
3. 4-week kinesthetic mental training performed 3 times a week had no effect on the value of EEG amplitude related to motor imagery and execution of reaching and grasping tasks by dominant upper limb.
4. The amplitudes of EEG signal related to motor execution of grasping were higher than amplitudes of EEG signal related to motor execution of reaching by dominant upper limb before and after mental training. Greater variation in the amplitude of the EEG signal between the examined brain regions for execution of grasping task was demonstrated.
5. Amplitudes of EEG signal related to motor imagery of reaching and grasping were similar, however amplitudes of EEG signal related to motor imagery of reaching, from electrodes located above premotor cortex, were higher than similar ones related to motor imagery of grasping.
6. Amplitudes of EEG signal related to motor imagery of reaching and grasping by dominant hand are not different than those related to motor execution of reaching and grasping by dominant hand before and after the training. Higher EEG signal amplitudes were noted for the premotor cortexes compared to the sensorimotor cortexes for both approaches.

SPIS RYCIN

Rycina 1. Schemat czasowy eksperymentu zawierający: sesję instruktażową (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.....	23
Rycina 2. Pozycja osoby badanej podczas pierwszego dnia sesji pomiarowych (A) oraz podczas wykonywania sięgania (B) i wykonywania chwytu (C) drugiego dnia sesji pomiarowych. Przedstawione na rycinie osoby wyraziły pisemną zgodę na wykorzystanie ich wizerunku.....	24
Rycina 3. Protokół badania EEG podczas zadań mentalnych: wyobrażania sięgania i wyobrażania chwytu. Badani rozpoczynali wyobrażenie na pojedynczy sygnał emitowany przez komputer. Podwójny sygnał oznaczał 10-sekundową przerwę pomiędzy próbami. Czas wyobrażania sięgania był indywidualny i wynosił maksymalnie 8s, natomiast czas wyobrażania chwytu wynosił 8s. Każde zadanie wyobrażano 20 razy.....	25
Rycina 4. Pozycja badanego podczas treningu mentalnego kinestetycznego wyobrażania celowego ruchu sięgania (B). Badany przed rozpoczęciem prób mentalnych trzykrotnie wykonywał celowy ruch sięgania do chwytu książki (A) zwracając uwagę na wrażenia kinestetyczne, które temu ruchowi towarzyszą	29
Rycina 5. Lokalizacja i nazwy elektrod w 128-kanałowym EEG (BioSemi Inc., Holandia) wraz z elektrodami CMS I DRL (A; źródło: www.biosemi.com/headcap ; po lewej stronie) oraz lokalizacja i nazwy 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 (B).....	32

SPIS TABEL

Tabela 1. Antropometryczna charakterystyka osób badanych	22
Tabela 2. Zestawienie określonych aspektów metodycznych zastosowanego treningu mentalnego wyobrażania sięgania po książkę zgodnie z podejściem „PETTLEP”, które odnosi się do poszczególnych składowych treningu, takich jak: aspekt fizyczny, otoczenie, zadanie, parametry czasowe, uczenie się, emocje, perspektywa	29
Tabela 3. Wartość środkowa wraz z 25-tym i 75-tym percentylem ogólnej oceny zdolności do wyobrażania zadań ruchowych z podziałem na zdolność do wyobrażania kinestetycznego i zdolność do wyobrażania wzrokowego badanych na podstawie kwestionariusza MIQ-RS przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym	37
Tabela 4. Wartość środkowa wraz z 25-tym i 75-tym percentylem jaskrawości kinestetycznego wyobrażania sięgania i chwytu prawą kończyną górną na podstawie skali VAS przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym	38
Tabela 5. Wartość średnia z odchyleniem standardowym amplitudy ERP związanej z wyobrażaniem sięgania (MIR) 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 i po czterotygodniowym treningu mentalnym	40
Tabela 6. Wartość średnia z odchyleniem standardowym amplitudy ERP związanej z wyobrażaniem chwytu (MIG) prawą ręką 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 i po czterotygodniowym treningu mentalnym	41
Tabela 7. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem (ERP) podczas wyobrażania sięgania (MIR) prawą kończyną górną z wartościami średnimi amplitud ERP podczas wyobrażania chwytu (MIG) prawą ręką przed zastosowaniem czterotygodniowego treningu mentalnego dla szesnastu wybranych elektrod. Elektrody od F5 do CP3 zlokalizowane są nad kontralateralną półkulą mózgu, a elektrody od F6 do CP4 nad ipsilateralną półkulą mózgu.....	42
Tabela 8. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem (ERP) podczas wyobrażania sięgania (MIR) prawą kończyną	

górną a amplitudy ERP podczas wyobrażania chwytu (MIG) prawą ręką po czterotygodniowym treningu mentalnym. Elektrody od F5 do CP3 zlokalizowane są nad kontralateralną półkulą mózgu, a elektrody od F6 do CP4 nad ipsilateralną półkulą mózgu	43
Tabela 9. Wartość średnia z odchyleniem standardowym amplitudy korowego potencjału związanego ze zdarzeniem (MRCP) związanej z wykonywaniem sięgania (MER) 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 i po czterotygodniowym treningu mentalnym	44
Tabela 10. Wartość średnia z odchyleniem standardowym amplitudy korowego potencjału związanego ze zdarzeniem (MRCP) związanej z wykonywaniem chwytu (MEG) prawą ręką 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 i po czterotygodniowym treningu mentalnym.....	45
Tabela 11. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem ruchowym (MRCP) podczas wykonywania sięgania (MER) prawą kończyną górną a amplitudy MRCP podczas wykonywania chwytu (MEG) prawą ręką przed zastosowaniem czterotygodniowego treningu mentalnego	46
Tabela 12. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem ruchowym (MRCP) podczas wykonywania sięgania (MER) prawą kończyną górną a amplitudy MRCP podczas wykonywania chwytu (MEG) prawą ręką po czterotygodniowym treningu mentalnym.....	47
Tabela 13. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem (ERP) podczas wyobrażania sięgania (MIR) prawą kończyną górną pomiędzy elektrodami położonymi nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do tych położonych symetrycznie nad kontralateralną półkulą mózgu (od F5-F6 do CP3-CP4) oraz pomiędzy elektrodami położonymi w obszarze przedruchowej kory mózgu w stosunku do elektrod położonych nad czuciowo-ruchową korą mózgu tej samej półkuli (ostatnie cztery pary, zacieniony obszar) przed zastosowaniem czterotygodniowego treningu mentalnego	49

- Tabela 14. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem (ERP) podczas wyobrażania sięgania (MIR) prawą kończyną górną pomiędzy elektrodami położonymi nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do tych położonych symetrycznie nad kontralateralną półkulą mózgu (od F5-F6 do CP3-CP4) oraz pomiędzy elektrodami położonymi w obszarze przedruchowej kory mózgu w stosunku do elektrod położonych nad czuciowo-ruchową korą mózgu tej samej półkuli (ostatnie cztery pary, zacieniony obszar) po czterotygodniowym treningu mentalnym 50
- Tabela 15. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem (ERP) podczas wyobrażania chwytu (MIG) prawą ręką pomiędzy elektrodami położonymi nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do tych położonych symetrycznie nad kontralateralną półkulą mózgu (od F5-F6 do CP3-CP4) oraz pomiędzy elektrodami położonymi w obszarze przedruchowej kory mózgu w stosunku do elektrod położonych nad czuciowo-ruchową korą mózgu tej samej półkuli (ostatnie cztery pary) przed zastosowaniem czterotygodniowego treningu mentalnego..... 51
- Tabela 16. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem (ERP) podczas wyobrażania chwytu (MIG) prawą ręką pomiędzy elektrodami położonymi nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do tych położonych symetrycznie nad kontralateralną półkulą mózgu (od F5-F6 do CP3-CP4) oraz pomiędzy elektrodami położonymi w obszarze przedruchowej kory mózgu w stosunku do czuciowo-ruchowej kory mózgu tej samej półkuli (ostatnie cztery pary) po czterotygodniowym treningu mentalnym..... 52
- Tabela 17. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem ruchowym (MRCP) podczas wykonywania sięgania (MER) prawą kończyną górną pomiędzy elektrodami położonymi nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do tych położonych symetrycznie nad kontralateralną półkulą mózgu (od F5-F6 do CP3-CP4) oraz pomiędzy elektrodami położonymi w obszarze przedruchowej kory mózgu w stosunku do elektrod położonych nad czuciowo-ruchową korą mózgu tej samej półkuli (ostatnie cztery pary, zacieniony obszar) przed zastosowaniem czterotygodniowego treningu mentalnego 53
- Tabela 18. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem ruchowym (MRCP) podczas wykonywania sięgania (MER)

prawą kończyną górną pomiędzy elektrodami położonymi nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do tych położonych symetrycznie nad kontralateralną półkulą mózgu (od F5-F6 do CP3-CP4) oraz pomiędzy elektrodami położonymi w obszarze przedruchowej kory mózgu w stosunku do elektrod położonych nad czuciowo-ruchową korą mózgu tej samej półkuli (ostatnie cztery pary, zacieniony obszar) po czterotygodniowym treningu mentalnym	54
Tabela 19. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem ruchowym (MRCP) podczas wykonywania chwytu (MEG) prawą ręką pomiędzy elektrodami położonymi nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do tych położonych symetrycznie nad kontralateralną półkulą mózgu (od F5-F6 do CP3-CP4) oraz pomiędzy elektrodami położonymi w obszarze przedruchowej kory mózgu w stosunku do elektrod położonych nad czuciowo-ruchową korą mózgu tej samej półkuli (ostatnie cztery pary, zacieniony obszar) przed zastosowaniem czterotygodniowego treningu mentalnego	55
Tabela 20. Wyniki porównania wartości średnich amplitud potencjału korowego związanego ze zdarzeniem ruchowym (MRCP) podczas wykonywania chwytu (MEG) prawą ręką pomiędzy elektrodami położonymi nad ipsilateralną półkulą mózgu w stosunku do tych położonych symetrycznie nad kontralateralną półkulą mózgu (od F5-F6 do CP3-CP4) oraz pomiędzy elektrodami położonymi w obszarze przedruchowej kory mózgu w stosunku do elektrod położonych nad czuciowo-ruchową korą mózgu tej samej półkuli (ostatnie cztery pary) po czterotygodniowym treningu mentalnym	56
Tabela 21. Wartość lub współczynnik korelacji pomiędzy wartościami amplitud ERP z wyobrażania sięgania (MIR) prawą kończyną górną a wartościami amplitud MRCP z wykonywania sięgania (MER) prawą kończyną górną przed treningiem	58
Tabela 22. Wartość lub współczynnik korelacji pomiędzy wartościami amplitud ERP z wyobrażania sięgania (MIR) prawą kończyną górną a wartościami amplitud MRCP z wykonywania sięgania (MER) prawą kończyną górną po czterotygodniowym treningu mentalnym	59
Tabela 23. Wartość korelacji Pearsona lub wartość współczynnika korelacji Spearmana pomiędzy wartościami amplitud ERP z wyobrażania chwytu (MIG) prawą ręką a	

wartościami amplitud MRCP z wykonywania chwytu (MEG) prawą ręką przed czterotygodniowym treningu mentalnym	60
Tabela 24. Wartość korelacji Pearsona lub wartość współczynnika korelacji Spearmana pomiędzy wartościami amplitud ERP z wyobrażania chwytu (MIG) prawą ręką a wartościami amplitud MRCP z wykonywania chwytu (MEG) prawą ręką po czterotygodniowym treningu mentalnym	61
Tabela 25. Wartość współczynnika korelacji Spearmana pomiędzy wynikami subiektywnej oceny jaskrawości wyobrażania sięgania z wartościami amplitud ERP z wyobrażania sięgania prawą kończyną górną przed czterotygodniowym treningu mentalnym	62
Tabela 26. Wartość współczynnika korelacji Spearmana pomiędzy wynikami subiektywnej oceny jaskrawości wyobrażania sięgania z wartościami amplitud ERP z wyobrażania sięgania prawą kończyną górną po czterotygodniowym treningu mentalnym	63
Tabela 27. Wartość współczynnika korelacji Spearmana pomiędzy wynikami subiektywnej oceny jaskrawości wyobrażania chwytu z wartościami amplitud ERP z wyobrażania chwytu prawą ręką przed czterotygodniowym treningu mentalnym	64
Tabela 28. Wartość współczynnika korelacji Spearmana pomiędzy wynikami subiektywnej oceny jaskrawości wyobrażania chwytu z wartościami amplitud ERP z wyobrażania chwytu prawą ręką po czterotygodniowym treningu mentalnym	65