

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
WE WROCŁAWIU
WYDZIAŁ FIZJOTERAPII

Kamiński Łukasz

WPŁYW TRENINGU MENTALNEGO NA POBUDLIWOŚĆ
I CZYNNOŚĆ KORY MÓZGU PODCZAS WYKONYWANIA
CHWYTU KOŃCZYNĄ DOMINUJĄCĄ I NIEDOMINUJĄCĄ

Rozprawa doktorska wykonana w Zakładzie Kinezyjologii Wydziału
Fizjoterapii Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu

Promotor:

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

WROCŁAW

SPIS TREŚCI

WYKAZ SKRÓTÓW UŻYWANYCH W TEKŚCIE	7
I WSTĘP	10
I 1. Wpływ treningu mentalnego zadań ruchowych na plastyczność ośrodkowego układu nerwowego.....	11
I 2. Rekomendowane praktyki w treningu bazującym na wyobrażeniu motorycznym.....	16
I 3. Lateralizacja kontroli motorycznej i jej wpływ na wykonanie zadań motorycznych	19
I 3. Przeczaszkowa stymulacja magnetyczna mózgu (TMS) jako obiektywna metoda badania pobudliwości korowej i korowo-rdzeniowej	23
I 4. Elektroencefalografia (EEG)	25
II CEL PRACY	30
III HIPOTEZY BADAWCZE	30
IV MATERIAŁ I METODY BADAWCZE	31
IV. 1. Koncepcja i organizacja badań	31
IV 2. Osoby badane	34
IV 3. Trening Mentalny	35
IV 4. Elektroencefalografia (EEG)	37
IV 4.1. Protokół pomiarów z wykorzystaniem EEG podczas wykonania chwytu kończyną dominującą i niedominującą	38
IV 4.2. Analiza sygnału EEG.....	39
IV 5. Przeczaszkowa Stymulacja Magnetyczna mózgu (TMS).....	42
IV 5. 1. Rezonans Magnetyczny (MRI).....	42
IV 5.2. Protokół badania TMS.....	43
IV 5.3. Protokół wyznaczania tak zwanych „hot spot”	45
IV 5.4. Protokół wyznaczania spoczynkowego progu motorycznego (RMT)	47
IV 5.5. Protokół wyznaczania krzywej zależności odpowiedzi EMG w stosunku do natężenia stymulacji (krzywa I/O).....	47
IV 5.6. Protokół wyznaczania maksymalnego procentowego progu motorycznego (max%RMT).....	48
IV 6. Analizowane parametry	49

IV 7. Metody statystyczne	53
V WYNIKI	55
V 1. Wyniki analiz parametrów uzyskanych z wykorzystaniem metody TMS.....	55
V 1. 1. Porównanie wyników spoczynkowego progu motorycznego (RMT) dla czterech sesji pomiarowych	56
V 1. 1. 1. Porównanie wyników spoczynkowego progu motorycznego (RMT) dla czterech sesji pomiarowych dla półkuli prawej mózgu	57
V 1. 1. 2. Porównanie wyników spoczynkowego progu motorycznego (RMT) dla czterech sesji pomiarowych dla półkuli lewej mózgu	58
V 1. 1. 3. Porównanie wyników spoczynkowego progu motorycznego (RMT) dla czterech sesji pomiarowych dla prawej i lewej półkuli mózgu	60
V 1. 2. Porównanie wyników krzywej zależności odpowiedzi MEP w stosunku do natężenia stymulacji.....	60
V 1. 2. 1. Porównanie wyników analizy krzywej zależności odpowiedzi MEP w stosunku do natężenia stymulacji dla prawej półkuli mózgu.....	61
V 1. 2. 2. Porównanie wyników krzywej zależności odpowiedzi EMG w stosunku do natężenia stymulacji dla lewej półkuli mózgu	63
V 1. 2. 3. Porównanie wyników krzywej zależności odpowiedzi EMG w stosunku do natężenia stymulacji dla prawej i lewej półkuli mózgu	65
V 1. 3. Porównanie wyników maksymalnego progu spoczynkowego (max%RMT).....	68
V 1. 3. 1. Porównanie wyników maksymalnego progu spoczynkowego (max%RMT) dla prawej półkuli mózgu	68
V 1. 3. 2. Porównanie wyników maksymalnego progu spoczynkowego (max%RMT) dla lewej półkuli mózgu.....	69
V 2. 3. 3. Porównanie wyników maksymalnego progu spoczynkowego (max%RMT) dla prawej i lewej półkuli mózgu.....	71
V 2. Wyniki analizy sygnału EEG amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem (MRCP) chwytu	71
V 2. 1. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem (MRCP) chwytu przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu sięgania po książkę	72

V 2. 1. 1. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu sięgania po książkę kończyną dominującą (prawą), elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (lewą), w strefie elektrod linii centralnej oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (prawą).....	73
V 2. 1. 2. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu sięgania po książkę kończyną niedominującą (lewą), elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (prawą), w strefie elektrod linii centralnej oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (lewą).....	74
V 2. 2. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP), dla kończyny dominującej i niedominującej.....	74
V 2. 2. 1. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) pomiędzy kończyną dominującą (prawą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (lewą), w strefie elektrod linii centralnej oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (prawą) i niedominującą (lewą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (prawą), w strefie elektrod linii centralnej oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (lewą) w sesji przed treningiem.....	75
V 2. 2. 2. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) pomiędzy kończyną dominującą (prawą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (lewą), w strefie elektrod linii centralnej oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (prawą) i niedominującą (lewą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (prawą), w strefie elektrod linii centralnej oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (lewą) w sesji po treningu.....	76
V 2. 3. Porównanie wartości amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu w różnych obszarach korowych.....	76
V 2. 3. 1. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) przed czterotygodniowym treningiem mentalnym ruchu sięgania do chwytu kończyną dominującą (prawą) pomiędzy elektrodami zlokalizowanymi nad kontralateralną a ipsilateralną półkulą mózgu.....	77
V 2. 3. 2. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) po czterotygodniowym treningiem mentalnym ruchu sięgania do chwytu kończyną dominującą (prawą) pomiędzy elektrodami zlokalizowanymi nad kontralateralną a ipsilateralną półkulą mózgu.....	78

V 2. 3. 3. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) przed czterotygodniowym treningiem mentalnym ruchu sięgania do chwytu kończyną niedominującą (lewą) pomiędzy elektrodami zlokalizowanymi nad kontralateralną a ipsilateralną półkulą mózgu	80
V 2. 3. 4. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) po czterotygodniowym treningiem mentalnym ruchu sięgania do chwytu kończyną niedominującą (lewą) pomiędzy elektrodami zlokalizowanymi nad kontralateralną [F2, F4, FC2, FC4, C2, C4, C6, CP2, CP4] a ipsilateralną [F1, F3, FC1, FC3, C1, C3, C5, CP1, CP3] półkulą mózgu.....	81
V 2. 3. 5. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) pomiędzy kończyną dominującą (prawą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (lewą), w strefie elektrod linii centralnej oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (prawą) i niedominującą (lewą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (prawą), w strefie elektrod linii centralnej oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (lewą) w sesji przed treningiem	83
V 2. 3. 6. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) pomiędzy kończyną dominującą (prawą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (lewą), w strefie elektrod linii centralnej oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (prawą) i niedominującą (lewą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (prawą), w strefie elektrod linii centralnej oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (lewą) w sesji Po4	85
VI DYSKUSJA.....	87
VI 1. Wpływ treningu mentalnego ruchu sięgania i chwytu na pobudliwość korowo-rdzeniową oraz kory pierwszorzędowej ocenianą z zastosowaniem TMS	89
VI 1. 1. Wpływ jednorazowej sesji treningu mentalnego ruchu sięgania i chwytu na pobudliwość korowo-rdzeniową oraz kory pierwszorzędowej.....	89
VI 1. 2. Wpływ tygodnia oraz czterech tygodni treningu mentalnego ruchu sięgania i chwytu na pobudliwość korowo-rdzeniową badaną metodą TMS.....	96
VI 2. Wpływ czterotygodniowego treningu mentalnego na amplitudę sygnału EEG podczas wykonywania chwytu dominującą oraz niedominującą kończyną górną.....	101
VI 3. Ograniczenia przeprowadzonych badań oraz cele na przyszłość	107
VII WNIOSKI.....	112
VIII PIŚMIENNICTWO.....	113
STRESZCZENIE.....	125
ABSTRACT.....	128

SPIS RYCIN	131
SPIS TABEL.....	135
ZAŁĄCZNIKI	137

WYKAZ SKRÓTÓW UŻYWANYCH W TEKŚCIE

BMI	<i>ang. body mass index</i> , wskaźnik masy ciała
CRB	<i>ang. ipsilateral part of the cerebellum</i> , ipsilateralna część mózdzku
CMA	<i>ang. cingulate cortex</i> , zakręt obręczy
CMS	<i>ang. common mode sense</i> , czynna elektroda funkcyjna elektroencefalografii
DTI	<i>ang. diffusion tensor imaging</i> , obrazowanie tensorem dyfuzji
DRL	<i>ang. driven right leg</i> , pasywna elektroda funkcyjna elektroencefalografii
EEG	Elektroencefalografia
EHI	<i>ang. edinburgh handedness inventory</i> , edynburska skala ręczności
EMG	Elektromiografia
EP	<i>ang. evoked potentials</i> , potencjały wywołane
ERD	<i>ang. event-related desynchronization</i> , parametr sygnału elektroencefalografii o nazwie desynchronizacji związanej ze zdarzeniem
ERLs	<i>ang. event-related lateralizations</i> , parametr sygnału elektroencefalografii o nazwie lateralizacji związanej ze zdarzeniem
ERP	<i>ang. event-related potential</i> , parametr charakteryzujący amplitudę sygnału elektroencefalografii o nazwie potencjału związanego ze zdarzeniem
ERS	<i>ang. event-related synchronization</i> , parametr sygnału elektroencefalografii o nazwie synchronizacji związanej ze zdarzeniami
fMRI	<i>ang. functional magnetic resonance imaging</i> , funkcjonalne obrazowanie mózgu metodą rezonansu magnetycznego
GLM	<i>ang. general linear model</i> , ogólny model liniowy
Hot Spot	gorący punkt
ICA	<i>ang. independent component analysis</i> , analiza składowych niezależnych
ICI	<i>ang. intracortical inhibition</i> , hamowanie wewnątrzkorowe
KD	kończyna dominująca
KND	kończyna niedominująca

Krzywa I/O	<i>ang. input output curve</i> , krzywa zależności odpowiedzi ruchowego potencjału wywołanego (I) w stosunku do natężenia stymulacji (O)
LDT	<i>ang. long-term depression</i> , długotrwałe osłabienie synaptyczne
LTP	<i>ang. long-term potentiation</i> , długotrwałe wzmocnienie synaptyczne
M	<i>ang. mean</i> , średnia
max%RMT	osiągnięty maksymalny procentowy spoczynkowy próg motoryczny
Me	<i>ang. median</i> , mediana
MEP	<i>ang. motor-evoked potential</i> , ruchowy potencjał wywołany
MI	<i>ang. motor imagery</i> , wyobrażenie mentalne ruchu
MIQ-RS	<i>ang. movement imagery questionnaire – revised second version</i> , nazwa użytego kwestionariusza wyobrażania ruchu
MRCP	<i>ang. motor-related cortical potential</i> , parametr pozwalający scharakteryzować amplitudę sygnału elektroencefalografii o nazwie korowego potencjału związanego ze zdarzeniem ruchowym
MRI	<i>ang. magnetic resonance imaging</i> , rezonans magnetyczny
MVC	maximal voluntary contraction, maksymalny skurcz dowolny
NS	<i>ang. negative slope</i> , składowa potencjału korowego związanego ze zdarzeniem ruchowym o nazwie nachylenie ujemne
Ośrodek M1	pierwszorzędowa kora ruchowa
OUN	ośrodkowy układ nerwowy
PA	pomiary antropometryczne
PET	<i>ang. positron emission tomography</i> , pozytronowa tomografia emisyjna
PETTLEP	<i>Physical, Environment, Timing, Task, Learning, Emotion, Perspective</i> , nazwa rekomendowanego schematu dotyczącego metodycznych aspektów treningu mentalnego wyobrażania ruchu, która pochodzi od pierwszych liter anglojęzycznych słów, które kolejno oznaczają aspekt fizyczny, otoczenie, parametry czasowe, zadanie, uczenie się, emocje oraz perspektywę
PI	półkula ipsilateralna

PK	półkula kontralateralna
PMC	<i>ang. premotor cortex</i> , przedruchowa kora ruchowa
Po0	sesja pomiarowa po jednorazowym kinestetycznym treningu mentalnym ruchu sięgania do chwytu
Po1	sesja pomiarowa po tygodniu kinestetycznym treningu mentalnym ruchu sięgania do chwytu
Po4	sesja pomiarowa po czterech tygodniach kinestetycznego treningu mentalnego ruchu sięgania do chwytu
Przed	sesja pomiarowa przed kinestetycznym treningiem mentalnym ruchu sięgania do chwytu
R²	współczynnik determinacji
RMT	<i>ang. resting motor threshold</i> , spoczynkowy próg motoryczny
RMS	<i>ang. root mean square</i> , parametr charakteryzujący amplitudę elektromiogramu, pochodzący od pierwszych liter anglojęzycznych słów, które oznaczają działania matematyczne wykorzystywane do jego obliczenia
RP	<i>ang. readiness potential</i> , potencjał gotowości
rTMS	<i>ang. repetitive TMS</i> , przezczaszkowa stymulacja magnetyczna, system wykorzystujący powtarzany impuls magnetyczny z nadaną częstotliwością
S1	<i>ang. primary somatosensory cortex</i> , pierwszorzędowa kora czuciowa
SD	<i>ang. standard deviation</i> , odchylenie standardowe
SI	sesja instruktażowa
SMA	<i>ang. supplementary motor area</i> , dodatkowa kora ruchowa
TM	trening mentalny wyobrażania ruchu
TMS	<i>transcranial magnetic stimulation</i> , przezczaszkowa stymulacja magnetyczna
25th	25-ty percentyl
75th	75-ty percentyl
%RMT	wyliczona wartość procentowa spoczynkowego progu motorycznego wykorzystywana do wyznaczenia krzywej wejścia-wyjścia

I WSTĘP

W ostatnich latach zjawisko mentalnego wyobrażenia ruchu jest intensywnie badane przez naukowców za pomocą najróżniejszych metod, począwszy od subiektywnych kwestionariuszy oceny jasności kinestetycznego wyobrażenia zadań motorycznych, po zaawansowane metody neuroobrazowania mózgowia. Mimo wielu prac naukowych oceniających czynność układu nerwowego, która towarzyszy wyobrażeniu ruchu (Decety i Grèzes, 2006; Grosprêtre i wsp., 2016; Kosslyn i wsp., 2001; Ruffino i wsp., 2017; Schuster i wsp., 2011), wiele ważnych informacji dotyczących procesów korowych związanych z wyobrażeniem ruchu jest wciąż niejasnych. Pomóc w ich wyjaśnieniu może metoda elektroencefalografii (EEG), wykorzystywana szeroko do badania ośrodkowych mechanizmów programowania i wykonywania ruchów dowolnych, ze względu na swą wysoką rozdzielczość czasową oraz nieinwazyjność (Osugwu i Vuckovic, 2014). Połączenie metody EEG z metodą przezczaszkowej stymulacji magnetycznej (TMS), może pomóc ocenić wpływ treningu mentalnego wyobrażenia ruchu na pobudliwość kory ruchowej oraz aktywność wybranych rejonów mózgu związanych z kontrolą ruchu.

Obecnie nie dysponujemy wystarczającą wiedzą na temat wpływu kinestetycznego treningu mentalnego ruchu sięgania i chwytu na pobudliwość pierwszorzędowej kory ruchowej mózgu i korowo-rdzeniowego systemu oraz nie wiemy czy modulacja pobudliwości kory mózgu pod wpływem treningu mentalnego zmienia się w czasie trwania treningu. Brakuje również odpowiedzi na pytanie czy trening mentalny oparty na wyobrażeniu ruchu sięgania i chwytu trwający cztery tygodnie wpływa na aktywność obszarów kory mózgu odpowiedzialnych za programowanie i wykonanie chwytu kończyną dominującą oraz niedominującą.

I 1. Wpływ treningu mentalnego zadań ruchowych na plastyczność ośrodkowego układu nerwowego

Plastyczność ośrodkowego układu nerwowego (OUN) jest procesem ciągłym, występującym przez całe życie. Układ nerwowy kształtowany jest przez zmiany środowiskowe, doświadczenie oraz procesy fizjologiczne. Mechanizmy plastyczności układu nerwowego są podstawą rozwoju oraz uczenia się, pozostają w związku z informacjami aferentnymi oraz odpowiedziami na informacje pochodzące z różnych obszarów układu nerwowego. Ostatecznie procesy neuroplastyczności prowadzą do reorganizacji układu nerwowego. Manifestuje się to zmianami: procesów fizjologicznych na poziomie komórkowym, molekularnym, a nawet przebudową struktur tego układu oraz zachowania. Zatem powinniśmy myśleć o układzie nerwowym jako o ciągle zmieniającej się strukturze, której plastyczność jest integralną właściwością i konsekwencją działania każdego bodźca sensorycznego, czynności ruchowej, asocjacji lub planowana zadań motorycznych (Pascal-Leone et al., 2005). Jednym z elementów stymulujących procesy plastyczne układu nerwowego jest mentalne wyobrażenie oraz trening prowadzony na jego podstawie (Gentili i Papaxanthis, 2015; Pascual-Leone i wsp., 1995).

Mentalne wyobrażanie ruchu (MI) można zdefiniować jako subiektywne odczucie, w którym za pomocą umysłu możemy tworzyć obrazy pomimo braku właściwej stymulacji sensorycznej (Kosslyn i wsp., 2001). Obrazy mentalne są zwykle opisywane introspekcyjnie. Używając terminologii sensorycznej odnoszą się do formy, koloru (Kosslyn i wsp., 2001; Mast i wsp., 2012), ciężaru kończyny oraz umiejscowienia w przestrzeni (Solodkin i wsp., 2004). Jedną z odmian treningu mentalnego jest wyobrażenie ruchu, szeroko wykorzystywane w treningu sportowym do doskonalenia czynności ruchowych i przygotowania sportowca do zawodów (Ridderinkhof i Brass., 2015). Trening mentalny ruchu definiowany jest jako wewnętrzna, świadoma i samodzielna próba poruszania się, bez żadnego jawnego wykonania tego ruchu (Pilgramm i wsp., 2016). W obrębie wyobrażenia ruchowego wyróżnia się dwie jego odmiany (strategie wyobrażenia): kinestetyczną i wizualną (Solodkin i wsp., 2004). W strategii kinestetycznej osoba wyobraża sobie ruch z perspektywy

kinestetycznych odczuć jego wykonania, czyli tych związanych z czuciem głębokim, poczuciem własnego ciała, które towarzyszyłyby wykonaniu danej czynności ruchowej. W strategii tej badany wyobraża sobie między innymi: ciężar kończyny, zmiany napięcia mięśniowego, umiejscowienie segmentów ciała w przestrzeni podczas danego zadania ruchowego. W strategii wyobrażania wizualnego osoba tworzy wizualną reprezentację swojej osoby wykonującej ruch (Solodkin i wsp., 2004), a wyobrażeniu towarzyszy głównie obrazowanie wzrokowe czynności ruchowej. Autorzy prac naukowych (Harris i Hebert, 2015; Sacco i wsp., 2006; Schuster i wsp. 2011) na temat treningu mentalnego wykorzystującego wyobrażenie ruchu sugerują, że to strategia kinestetyczna jest bliższa faktycznemu wykonaniu ruchu niż strategia wizualizacyjna. Zatem trening z wykorzystaniem strategii kinestetycznej przynosi lepsze efekty niżeli strategia wizualizacyjna (Harris i Hebert, 2015; Sacco i wsp., 2006).

Trening mentalny, a w szczególności odmiana kinestetyczna, powoduje podobne krótkotrwałe zmiany plastyczne w układzie nerwowym jak te występujące w treningu fizycznym (Gentili i Papaxanthis, 2015; Pascual-Leone i wsp., 1995). Na przykład pod wpływem treningu fizycznego oraz mentalnego zwiększa się mapa korowej reprezentacji mięśnia agonistycznego (tzn. obszar reprezentacji mięśnia zlokalizowany w M1) (Cicinelli i wsp., 2006; Pascual-Leone i wsp., 1995). Badania obrazowania funkcjonalnego rezonansu magnetycznego (fMRI) wykazały, że aktywność regionów mózgu, które służą wykonywaniu zadania ruchowego są również aktywne podczas wyobrażania mentalnego (Lotze i wsp., 1999). Do najbardziej aktywnych rejonów mózgowia podczas wykonania zadania ruchowego i jego wyobrażania należą: dodatkowa kora ruchowa (SMA) oraz przedruchowa kora ruchowa (PMC) (Guillot i wsp., 2008; Lotze i wsp., 1999). Badania Guillot i wsp. (2008) oraz Lotze i wsp. (1999) wykazały, że podczas wyobrażania zadania ruchowego nie dochodzi do aktywacji pierwszorzędowej kory ruchowej (M1) oraz pierwszorzędowej kory czuciowej (S1) w tak dużym stopniu, jak w przypadku wykonania zadania ruchowego. Wpływ treningu mentalnego na aktywność SMA oraz PMC jest potwierdzany w wielu pracach (Decity i wsp., 1994; Guillot i wsp., 2008; Lotze i wsp., 1999), jednak wpływ na aktywność M1 jest kwestią sporną. Guillot i wsp. (2008, 2009) nie potwierdzili wzrostu aktywności M1

podczas wyobrażenia mentalnego. Blefari i wsp. (2015) donosi o wzroście aktywności ośrodka M1 podczas wyobrażenia mentalnego. Przyczyn rozbieżności w publikowanych wynikach badań, można doszukiwać się między innymi w zróżnicowanej zdolności osób do wyobrażania, różnic w protokołach badań, czasie trwania treningu, instrukcji przekazywanych osobom badanym oraz zastosowaniu odmiennych zadań wyobrażanych w treningach (Blefari i wsp., 2015). Jednym z mechanizmów przyczyniających się do wzrostu pobudliwości M1 wskutek treningu fizycznego wykonywania ruchu jest zmniejszenie aktywności wewnątrzkorowych interneuronów hamujących bezpośrednio przed i podczas fizycznego wykonania ruchu. Powoduje to selektywne zniesienie hamowania wewnątrzkorowego, które uważa się za przyczynę wzrostu pobudliwości M1. Hamowanie wewnątrzkorowe (z ang. *intracortical inhibition*, ICI) może być również odpowiedzialne za modulację pobudliwości M1 podczas wyobrażenia ruchu (Stinear i Byblow, 2004). Zniesienie hamowania wewnątrzkorowego w przypadku MI jest ograniczone ze względu na brak wykonania ruchu podczas MI oraz występowanie dodatkowych wpływów hamujących na M1, które nie występują podczas faktycznego wykonywania ruchu. Możliwym mechanizmem jest również tłumienie wzrostu aktywności M1 przez wpływy hamujące, mające na celu zablokowanie wykonywania zadania ruchowego podczas jego wyobrażenia (Guillot i wsp., 2012). Lotze i wsp. (1999) sugerują, że wiąże się to z wpływami hamującymi na M1, głównie przez tylną część mózdzku, która jest aktywowana podczas wyobrażenia ruchu czego nie zaobserwowano podczas rzeczywistego wykonania zadania ruchowego. Battaglia i wsp. (2006) potwierdzają rolę mózdzku w modulowaniu pobudliwości M1. Ponadto wykazali, że pacjenci z jednostronnym udarem mózdzku wykazują deficyty programowania ruchu oraz wyobrażenia motorycznego powiązane z uszkodzoną półkulą mózdzku. Gdy badany z uszkodzeniem półkuli lewej mózdzku wyobrażał sobie ruch kończyną prawą, nie był w stanie zahamować fizycznego wykonania tego ruchu, co nie występowało podczas wyobrażenia tego ruchu kończyną lewą. Najnowsze badania Bencivenga i wsp. (2021) wskazują na współpracę ośrodka SMA z grzbietową częścią kory przedruchowej w celu hamowania wykonania zadania ruchowego podczas jego wyobrażenia. Wyniki badań nad ośrodkami hamującymi wykonanie zadania ruchowego podczas jego wyobrażenia potwierdzają obserwacje kliniczne

(Benecivenga i wsp., 2021). Badania ludzi po deafferentacji oraz uszkodzeniu mózgu dowodzą, że w obszarze pierwotnej kory czuciowo-ruchowej dochodzi do osłabienia procesów hamujących podczas MI, co manifestuje się wykonywaniem zadania ruchowego podczas jego wyobrażenia (Guillot i wsp., 2012). Badania nad wyobrażeniem mentalnym ruchu przy użyciu przezczaszkowej stymulacji magnetycznej mózgu (TMS) potwierdzają wpływ MI na M1. Badania te dowodzą, że zwiększenie pobudliwości dróg korowo-rdzeniowych wyrażonej amplitudą ruchowych potencjałów wywołanych (MEP) następuje tuż przed (faza przygotowania) (Aono i wsp., 2013), w trakcie (Aono i wsp., 2013; Facchini i wsp., 2002; Yahagi i Kassai., 1998; Yahagi i Kassai, 1999) i natychmiast po wyobrażeniu ruchu (Ruffino i wsp., 2019). Wykazano także wzrost pobudliwości dróg korowo-rdzeniowych po jednorazowym (Battaglia i wsp. 2006; Cicinelli i wsp., 2006; Grosprêtre i wsp., 2016; Ruffino i wsp., 2019; Pascual-Leone i wsp., 1995; Yoxon i Welsh, 2019, 2020) i dłuższym treningu mentalnym ruchu (Blefari i wsp., 2015; Mokienco i wsp., 2013; Pascual-Leone i wsp., 1995; 2005). Natomiast Grospretre i wsp. (2016) wykazali obecność podprogowych potencjałów przebiegających wzdłuż drogi korowo-rdzeniowej podczas MI mimo wpływów hamujących na ośrodki kory zapobiegające wykonaniu zadania ruchowego. Informacja ta osiąga poziom rdzeniowy modulując pobudliwość interneuronów rdzeniowych bez aktywacji alfa-motoneuronów. Grospretre i wsp. (2019) badając plastyczność neuronów rdzeniowych za pomocą odruchu Hoffmanna stwierdzili, że powtarzane wyobrażanie ruchów zwiększa pobudliwość na połączeniu aferentnym Ia z neuronem ruchowym poprzez obniżenie podstawowego poziomu hamującego, co ostatecznie może powodować zwiększenie pobudliwości rdzenia kręgowego.

Trening mentalny ruchu wywołuje zmiany adaptacyjne w układzie nerwowym oparte na mechanizmach neuropatyczności na poziomie kory mózgu oraz rdzenia kręgowego. W związku z tymi procesami neurofizjologicznymi trening oparty na wyobrażeniu może prowadzić do zmian parametrów kinetycznych i kinematycznych ruchu. Trening bazujący na wyobrażeniu ruchu poprawia funkcje motoryczne (Harris i Hebert, 2015; Pascual-Leone i wsp. 1995), prędkość i dokładność wykonywanego ruchu (Gentili i Papaxanti, 2015). Pod jego wpływem Ranganathan i wsp (2004) zanotowali wzrost

generowanego momentu siły. Trening mentalny z powodzeniem wykorzystywany jest w rehabilitacji pacjentów po udarach mózgu (Guttman i wsp., 2012; Liu i wsp., 2004; Liu i wsp., 2009), chorych na chorobę Parkinsona (Caligiorea i wsp., 2017), po chirurgicznym zespoleniu ścięgien (Stenekes i wsp. 2009), u osób po amputacjach kończyn (Colmenero i wsp., 2018). Badania przeprowadzone przez Guttman i wsp. (2012) wykazały znaczącą poprawę średniej i maksymalnej prędkości sięgania u pacjentów po udarze mózgu w okresie przewlekłym (7-55 miesięcy po udarze) na skutek czterotygodniowego treningu mentalnego ruchu sięgania. Liu i wsp. (2004, 2009) wykazali, że trening wykorzystujący wyobrażanie ruchu może wspomagać reedukację czynności życia codziennego u osób po udarze mózgu.

Trening mentalny powoduje mniejsze zmiany adaptacyjne w obrębie układu nerwowego w stosunku do tych obserwowanych na skutek treningu fizycznego (Pascual-Leone i wsp., 1995). Trening fizyczny mając ciągle wpływy aferentne z receptorów, które są ważnym elementem procesów uczenia się nowych i doskonalenia już wyuczonych umiejętności motorycznych, silniej oddziałuje na mechanizmy plastyczności (Haith i Krakauer, 2013). Trening mentalny pozbawiony tych wpływów bazuje na indywidualnych zdolnościach wizualnego i kinestetycznego wyobrażania oraz zdobytych doświadczeniach podczas fizycznego wykonywania danego zadania ruchowego (Anvasino i wsp., 2015; Gentili i wsp., 2004). Przyjmuje się, że trening mentalny bazuje na procesach związanych z wykorzystaniem „sterowania do przodu” (z ang. internal forward models) (Anvasino i wsp., 2015; Haith i Krakauer, 2013). W myśl tego założenia, za pomocą zdobytego doświadczenia, modele wewnętrznego sterowania w przód tworzą imitację przepływu procesu fizycznego oddziałując na podobne struktury układu ośrodkowego jak podczas faktycznego wykonania zadania ruchowego, przewidując stan sensomotoryczny bez rzeczywistych informacji aferentnych (tzw. symulacja mentalna odczuć kinestetycznych) (Gentili i wsp., 2004). Właśnie ze względu na brak informacji zwrotnej z receptorów, trening mentalny powoduje mniejsze zmiany plastyczne w ośrodkowym układzie nerwowym niż trening fizyczny (Gentili i wsp., 2010; Gentili i Papaxanthis, 2015). Ponadto wspomniane wpływy hamujące, które mają na celu zahamowanie wykonania ruchu również

mogą powodować inny kierunek zachodzących zmian plastycznych układu nerwowego. Trening bazujący na MI posiada ważną przewagę nad treningiem fizycznym, można stosować go w sytuacjach, kiedy trening fizyczny jest niemożliwy do wykonania (Yoxon i Welsh, 2020).

I 2. Rekomendowane praktyki w treningu bazującym na wyobrażeniu motorycznym

Schuster i wsp. (2011) w pracy przeglądowej dokonali analizy czynników, które mogą korzystnie oraz negatywnie wpływać na osiągnięte efekty treningu mentalnego ruchu. Przedstawili również wytyczne dobrze zaprojektowanego, skutecznego treningu opartego na wyobrażaniu ruchu. W przeglądzie tym zwrócono uwagę, że największa liczba opublikowanych prac dotyczyła treningu mentalnego ruchu prowadzonego u osób w wieku 20-29 lat. Porównując wyniki skuteczności treningu mentalnego prowadzonego u osób w różnych przedziałach wiekowych (do 9 roku życia, 10-19, 20-29, 30-39, 40-49, 50-59, 60 i więcej) sugerują, że osoby młode w wieku 20-29 lat wykazały najlepsze efekty z wykorzystaniem treningu MI w porównaniu do innych grup wiekowych. Silny wpływ na efekty treningu MI mogą mieć również interwencje wykorzystujące złożone zadania ruchowe podczas wyobrażenia, zwłaszcza skoncentrowane na generowanej sile. Ponadto, zwrócono uwagę, że w badaniach, które potwierdzają korzystny wpływ treningu MI na procesy kształcenia motorycznego, przeważały następujące czynniki: pozycja badanego - jak najbardziej zbliżona do wyobrażanego zadania, wspomniana wcześniej odmiana kinestetyczna wyobrażenia, perspektywa pierwszoosobowa, obecność i kontrola instruktora, który informuje badanego o przebiegu treningu oraz monitoruje trening, treningi indywidualne oraz zamykanie oczu podczas wyobrażania. Schuster i wsp. (2011) odnieśli się również do metodyki treningu mentalnego w przeanalizowanych artykułach naukowych. Treningi, które przyniosły pozytywne efekty nie odbywały się częściej niż trzy razy w tygodniu, jednostka treningowa nie trwała dłużej niż 17 minut, w którym to wykonywano do 34 powtórzeń zadania mentalnego. Ilość powtórzeń w ciągu jednej minuty nie przekraczała dwóch, a pomiędzy powtórzeniami znajdowały się przerwy oraz stosowano przerwy pomiędzy seriami. López i wsp. (2019) podzielają wskazania Schuster i wsp. (2011) i zalecają, aby trening wyobrażenia ruchu odbywał

się od 3 do 5 razy w tygodniu. Wykazali także, że najlepszy efekt przynosi trening trwający cztery do sześciu tygodni. Liczba powtórzeń w czasie pojedynczego treningu również ma ważny wpływ na efektywność treningu mentalnego: zbyt duża może prowadzić do zmęczenia ośrodkowego i obniżenia efektywności treningu (Ruffino i wsp., 2017). Gentili i wsp. (2010) wykazali, że koncentracja badanych spada po 60-ciu powtórzeniach wyobrażenia ruchu. Rozand i wsp. (2016) wykazali, że przedłużająca się sesja wyobrażeń ruchu zmniejsza dokładność ich przywoływania. Autorzy zaobserwowali, że czas wyobrażania zadania ulega wydłużeniu o stu powtórzeniach, co można tłumaczyć pojawieniem się zmęczenia ośrodkowego. Warto nadmienić, że podczas wykorzystania strategii kinestetycznej zaleca się wykonanie sesji próbnej, która polega na fizycznym wykonaniu wyobrazonego zadania ruchowego, aby wzmocnić symulację odczuć sensorycznych (Holmes i Collins, 2003). Według Stefanello i wsp. (2010), aby osiągnąć jak najlepszy efekt treningu wykorzystując wyobrażenie ruchu należy wykorzystać znane zadania motoryczne. Gwarantuje to wykorzystanie niezbędnej wiedzy dotyczącej kluczowych etapów danego zadania, co pomaga wywołać multisensoryczne wyobrażenie zadania ruchowego. Stefanello i wsp. (2010) uważają, że nie byłoby to możliwe przy wykorzystaniu nowych zadań ruchowych, ponieważ nie posiadając wystarczającej ilości informacji sensorycznej tych zadań nie możliwym jest stworzenie odpowiedniej symulacji sensorycznej.

Schuster i wsp. (2011) zaznaczyli, że do osiągnięcia najlepszego efektu z wykorzystaniem treningu MI zaleca się stosowanie podejścia PETTLEP (skrót z ang. *Physical, Environment, Timing, Task, Learning, Emotion, Perspective*, które oznaczają aspekt fizyczny, otoczenie, parametry czasowe, zadanie, uczenie się, emocje oraz perspektywę), co potwierdzają zaproponowane przez autorów wytyczne. Aspekt fizyczny (P) należy rozumieć jako wybór pozycji wyjściowej (startowej), która powinna odzwierciedlać pozycję, w której fizycznie, w rzeczywistości wykonuje się zadanie motoryczne. Polega on na użyciu przedmiotu, którym osoba ma manipulować podczas wyobrażenia, tak aby stworzyć jak silniejszą symulację odczuć kinestetycznych, co pozwala wzmocnić ślad pamięciowy i jest ważnym elementem mechanizmów sterowania do przodu (Holmes i Collins, 2001; Jeannerod i Decety, 1995). Poza tym stan psychiczny badanego

przed i podczas treningu również jest istotnym elementem wpływającym na efekt treningu mentalnego. Otoczenie (E) odnosi się do fizycznego środowiska, w którym wykonywany jest trening mentalny ruchu (Wakefield i wsp., 2020). Wyobrażenie ruchu powinno być spersonalizowane poprzez pełne, wielozmysłowe zaangażowanie badanego w generowanie obrazu wyobrażenia ruchowego. Wspieranie indywidualnego wyobrażenia ruchu można zapewnić poprzez odpowiednie przygotowane otoczenie, które jest adekwatne do wyobrażonego zadania np. pokaz przedmiotu, którym badany ma manipulować podczas wyobrażenia, nagranych na wideo nagrań meczów w znanych środowiskach treningowych i zawodów. Takie działanie pozwala w stworzeniu imitacji oraz wykorzystaniu już znanych, podobnych doznań sensorycznych podczas wyobrażenia ruchu przez badanego (Holmes i Collins, 2001). Zadanie (T) odnosi się do dopasowania wyobrażenia ruchowego do jego fizycznego wykonania (Smith i wsp., 2007). Decety i wsp. (1994) wykazali, że w zależności od rodzaju zadania mentalnego różne części kory czuciowo-ruchowej są aktywowane. Zatem rodzaj zadania mentalnego podczas treningu powinien być raz wybrany i nie zmieniany do jego końca, podobnie jak perspektywa wyobrażenia mentalnego (Holmes i Collins, 2001). Parametry czasowe (T) odnoszą się do czasowego charakteru wyobrażenia ruchu. Jak wspomniano wcześniej wyobrażenie ruchu i jego faktyczne wykonanie aktywują podobne rejony mózgu związane z jego przygotowaniem oraz wykonaniem. Dlatego uzasadnione jest założenie, że charakterystyka czasowa tych procesów również powinna być zbliżona (Wakefield i wsp., 2020). Im bardziej złożone jest zadanie, tym więcej czasu potrzeba na jego wyobrażenie, co pokrywa się z dłuższym czasem wykonania bardziej złożonego zadania fizycznego (Bakker i wsp., 2007). Uczenie się (L), odnosi się do potrzeby ciągłego dostosowywania treści wyobrażenia ruchu, w celu zapewnienia stymulacji układu nerwowego w odpowiedzi na procesy adaptacyjne (Wakefield i wsp., 2020). W przypadku wyobrażania wybranych zadań ruchowych w treningu sportowców czy terapii, może to oznaczać konieczność ich zmiany w przebiegu procesu treningowego. Emocje (E) odnoszą się do stanu emocjonalnego badanego, które towarzyszą wyobrażeniu zadania ruchowego, jak również jego nastawienia do treningu. Lang i wsp. (1993) odnotowali, że podczas oglądania i wyobrażania obrazów przedstawiających nieprzyjemne lub zagrażające

życiu sytuacji przewodność skóry wzrasta, podobnie jak częstość skurczów serca i częstość oddechów. Duży wpływ emocji i zaangażowania na skuteczność treningu podkreślili również Ranganathan i wsp. (2004). Perspektywa (P) odnosi się do sposobu wyobrażenia. Wybór strategii wyobrażenia ruchowego ma kluczowe znaczenie w efektywności treningu mentalnego ruchu (Wakefield i wsp., 2020).

I 3. Lateralizacja kontroli motorycznej i jej wpływ na wykonanie zadań motorycznych

Według Welniarz i wsp. (2015) lateralizacja kontroli motorycznej odnosi się do zdolności wykonywania ruchów jednostronnych lub asymetrycznych. Jest ona wymagana w przypadku skoordynowanych działań, w tym wyuczonych zadań wymagających zaangażowania obu kończyn równocześnie lub podczas lokomocji (Welniarz i wsp., 2015). Wśród ludzi nawet 90% stanowią osoby, które do manipulowania przedmiotami wykorzystują prawą kończynę górną (Binkofski i wsp. 2000). Z uwagi na skrzyżowanie dróg piramidowych w dolnej części rdzenia przedłużonego, za wykonywanie zadań ruchowych kończyną prawą odpowiada głównie lewa półkula mózgu (Meng i wsp., 2008). Zatem nadzorowanie fazy wykonania zadań motorycznych kontrolowane jest przez kontrlateralną półkulę mózgu. Natomiast w programowaniu zadań motorycznych uczestniczą obie półkule mózgowe. Program zadania może częściowo powstawać w półkuli ipsilateralnej, w ośrodkach kory przedruchowej zdolnej do przeprogramowania aktywności motorycznej obu stron ciała (Sabaté i wsp., 2004). Biorąc pod uwagę preferencje ruchowe ludzi dla prawej strony ciała, wybór wzorców ruchowych jest ogólnie realizowany w lewej półkuli mózgu, w tak zwanym „mózgu dominującym” (z ang. *dominant-brain*) dla aktywności ruchowej. Z tego punktu widzenia lewa półkula mózgu odpowiedzialna jest za cele i strategie motoryczne, tak zwane programowanie skierowane na cel (z ang. *objective-programming*), wysyłając komendę motoryczną do kory czuciowo-ruchowej obu półkul mózgu. Po analizie, komenda ruchowa zostaje wysłana do mięśni szkieletowych kontrlateralnej strony ciała (z ang. *performance-programming*) (Sabaté i wsp., 2004).

Istnieją jednak dowody wskazujące na to, że strategia programowania ruchu skierowanego na cel jest bardziej skomplikowana ze względu na złożoność połączeń i zależności pomiędzy pierwotną korą ruchową i korą przedruchową w obu półkulach mózgu. W związku z tym niezależnie od poruszanej kończyny, dochodzi do zwiększenia aktywności pierwotnej kory ruchowej obu półkul mózgu, a aktywacja jednej kory ruchowej wpływa nie tylko na aktywację przeciwstronnych mięśni kończyn górnych, ale także, w pewnym stopniu, na aktywność mięśni ipsilateralnych (Sabaté i wsp., 2004). W badaniach Solodkin i wsp. (2001) nad scharakteryzowaniem regionów mózgu związanych z generowaniem różnego typu ruchów przez palce obu rąk u ludzi prawo- i leworęcznych za pomocą funkcjonalnego rezonansu magnetycznego (fMRI), autorzy zaobserwowali, że podczas tych ruchów, takie struktury jak: kontralateralna pierwszorzędowa kora ruchowa (M1), pierwszorzędowa kora czuciowa (S1) i ipsilateralna część mózdzku (CRB) są zawsze aktywne niezależnie od złożoności zadania. Obszary takie jak: dodatkowa kora ruchowa (SMA), zakręt obręczy (CMA) i kontralateralny obszar CRB są znacznie bardziej zaangażowane w ruchy sekwencyjne palców (złożone) niż proste ruchy palców, takie jak ruch opozycyjny (z ang. *finger opposition movement*). Ponadto, Solodkin i wsp. (2001) wykazali działanie obszarów kory takich jak: SMA, CMA i drugorzędowej kory ruchowej (z ang. *premotor cortex- PMC*) podczas wykonywania zadania ruchowego niezależnie od użytej kończyny. Autorzy powyższego artykułu doszli do wniosku, że osoby leworęczne podczas wykonywania ruchów palcami ręki charakteryzuje zwiększona aktywacja kory mózgu (M1, S1, SMA oraz PMC) niż osoby praworęczne i charakteryzują się bardziej obustronnymi aktywacjami różnych obszarów mózgu podczas wykonywania ruchów palcami ręki. Solodkin i wsp. (2001) zasugerowali, iż preferencje wykorzystywania lewej ręki u leworęcznych osób są słabsze niż użycie prawej ręki u osób praworęcznych. Podobne wyniki uzyskali Meng i wsp. (2008) wskazując, że lewa półkula mózgu charakteryzuje się wyższą aktywnością niż prawa półkula mózgu podczas prostych ruchów palcami prawej ręki u osób praworęcznych, o czym świadczą zarejestrowane wyższe amplitudy sygnału EEG dla półkuli lewej nad obszarami sensomotorycznymi (Meng i wsp., 2008). Lateralizacja kontroli motorycznej podczas procesów planowania, kontroli i wykonywania zadań motorycznych jest szeroko opisana w literaturze

(Binkofski i wsp. 2000; Meng i wsp., 2008; Sabaté i wsp., 2004; Welniarz i wsp., 2015). Lateralizacja procesów kontroli wyobrażenia zadania ruchowego nie jest do końca wyjaśniona. Opisany powyżej wpływ lateralizacji na mechanizmy korowe dotyczące fizycznego wykonania zadania ruchowego prawdopodobnie jest zbliżony do wyobrażenia zadania ruchowego. Stinear i wsp. (2006) w swojej pracy dotyczącej wpływu wyobrażenia zadania ruchowego na pobudliwość korową badaną za pomocą przezczaszkowej stymulacji magnetycznej mózgu (TMS) wykazali, że u osób praworęcznych podczas wyobrażenia ruchu zwiększa się pobudliwość dróg korowo-rdzeniowych lewej półkuli mózgu oraz że niezależnie od zadania (wyobrażenie ruchu jedną kończyną lub ruchu oburęcznego) dominująca kora ruchowa jest zaangażowana w równym stopniu. Do podobnych wniosków doszli Pilgramm i wsp. (2016) badając wpływ wyobrażenia ruchów (zginania i prostowania palców dłoni, chwytu przedmiotu oraz wskazywania drugim palcem) na aktywność kory mózgu u osób praworęcznych. Poza wcześniej wskazanymi aktywnymi regionami kory (M1, S1, SMA oraz PMC), autorzy zaobserwowali silną aktywację kory wzrokowej obu półkul. W tej samej pracy autorzy wykorzystując wyobrażenie chwytu przedmiotu, wskazywania przedmiotu oraz zaciskania ręki prawej wykazali, że aktywność korowa wykazuje specyficzny dla zadania wzór aktywności korowej, co pozwala rozróżnić jaki ruch wyobraża sobie w danej chwili osoba badana. Autorzy pracy wykazali silną aktywację pola M1 po stronie kontralateralnej do wykonywanego zadania mentalnego ruchu, co może świadczyć o równie silnej lateralizacji kontroli wyobrażenia ruchu, co jego fizyczne wykonanie.

Oprócz funkcjonalnych różnic pomiędzy półkulami mózgu, istnieją również te strukturalne, głównie dotyczące ilości połączeń pomiędzy danymi ośrodkami, a nawet półkulami mózgu (Propper i wsp., 2010). Ilość połączeń ma ważny wpływ na funkcje danych struktur mózgu. Propper i wsp. (2010) przy użyciu obrazowania tensora dyfuzji (DTI) wykazali różnice w ilości połączeń pomiędzy półkulami mózgu u osób zdrowych. Natomiast Jang i wsp. (2017) zaobserwowali, że zdrowi badani wykazują różnice w budowie morfologicznej mózgu zależnie od ręczności. U osób leworęcznych zaobserwowano zwiększoną objętość jąder podstawy w stosunku do osób praworęcznych. Jądra podstawy, a w szczególności skorupa i gałka biała, pełnią ważną rolę w kontroli motorycznej

(Chakravarthy i wsp., 2010). Ponieważ skorupa jest powiązana ze strukturami mózgu kontrolującymi ruchy ciała, uważa się, że jest ona zaangażowana w kontrolę amplitud ruchu i sekwencji ruchowych, co może mieć wpływ na ogólną sprawność motoryczną (Marchand i wsp., 2008). Jądra podstawy są zaangażowane także w ciągłą kontrolę zadań ruchowych, dzięki czemu możliwe jest na przykład równoczesne poruszanie się i rozmawianie (Stephenson-Jones i wsp., 2016).

Już wiele lat temu badacze dowiedli o dominacji lewej półkuli mózgu w aspekcie programowania zadań motorycznych, jako aspektu prawidłowego funkcjonowania mózgu osób praworęcznych (Beisteiner i wsp., 1995). Zakładając kontrlateralne unerwienie dystalnych części kończyn, jedną z implikacji dominacji motorycznej lewej półkuli jest to, że prawa kończyna górna powinna wykazywać większą zręczność niż lewa kończyna. Ponadto Halsband (1992) badając wpływ nauki pisania nowych ideogramów kończyną dominującą i przeniesienie tej umiejętności na wykonanie tego zadania kończyną niedominującą, zasugerował istotny transfer informacji o trajektorii wykonywania zadania ruchowego po treningu w kierunku niedominującej kończyny górnej, co przekładało się na poprawę wykonania zadania tą kończyną bez bezpośredniego treningu. Henningsen i wsp., (1995) badając zdolności dopasowania dobrowolnego skurczu izometrycznego w funkcji zgięcia palca ręki na dwóch poziomach siły: to jest niskim (50g) oraz wysokim (200g) kończyny dominującej oraz niedominującej (bez wizualnej informacji zwrotnej), wykazali asymetrię polegającą na osiąganiu większych wartości sił podczas skurczu izometrycznego palca wskazującego ręki dominującej. Gdy badanym zapewniono jednostronną wizualną informację zwrotną osiąganego poziomu siły generowanego przez dominującą kończynę górną, u badanych nie zaobserwowano opisanej asymetrii. Badani byli w stanie wykorzystać jednostronne wizualne sprzężenie zwrotne generowanej siły, aby skompensować asymetrię, ale tylko wtedy, gdy wizualne sprzężenie zwrotne reprezentowało wygenerowaną siłę skurczu izometrycznego w funkcji zgięcia palca wskazującego kończyny dominującej (nie zaobserwowano tego dla kończyny niedominującej). Przypuszcza się, że te zaobserwowane wyniki badań są efektem asymetrii anatomicznych (strukturalnych) i fizjologicznych układu nerwowo-mięśniowego między stroną dominującą a niedominującą. Przypuszczenia te potwierdzają badania przeprowadzone na zwierzętach.

Nudo i wsp. (1992) stosując metody mapowania korowego u małp wykazali, że ośrodek M1 w półkuli dominującej posiada większy obszar, większą złożoność przestrzenną i większą reprezentację dla dystalnych kończyn przednich niż ośrodek M1 znajdujący się w półkuli niedominującej. Takie asymetrie mogą wpływać na pobudliwość korowo-rdzeniową lewej i prawej kory ruchowej podczas stanów związanych z wyobrażeniem zadań motorycznych (Yahagi i Kassai, 1998).

I 3. Przecczaszkowa stymulacja magnetyczna mózgu (TMS) jako obiektywna metoda badania pobudliwości korowej i korowo-rdzeniowej

Przecczaszkowa stymulacja magnetyczna jest nieinwazyjną metodą wykorzystującą szybkozmienne pole elektromagnetyczne do pobudzenia neuronów kory mózgu. Pole to indukowane jest przez cewkę umieszczoną nad miejscem stymulacji (nad głową badanego). Kiedy cewka jest umieszczona nad pierwszorzędową korą ruchową, gwałtownie zmieniające się pole magnetyczne indukuje prąd elektryczny w leżącej poniżej tkance nerwowej, a pobudzony w ten sposób górny neuron ruchowy inicjuje skurcz mięśnia szkieletowego po przeciwnej stronie ciała. Aktywność tego mięśnia jest mierzona elektrodami powierzchniowymi za pomocą elektromiografii (EMG), w celu zapewnienia obiektywnej informacji o stanie pobudzenia dróg korowo-rdzeniowych na skutek stymulacji. Pobudzenie powstałe w ten sposób nazywane jest ruchowym potencjałem wywołanym (z ang. *motor evoked potential*; MEP), a wartość natężenia pola magnetycznego, która wywołuje MEP nazywamy spoczynkowym progiem motorycznym (z ang. *rest motor threshold*; RMT) (Grosprêtre i wsp., 2015). Amplituda MEP jest uważana za wskaźnik aktywności zarówno synaptycznej, jak i postsynaptycznej, podczas gdy RMT jest związany z pobudliwością włókien aksonalnych i ich zakończeń w korze ruchowej, a także neuronów korowo-rdzeniowych (Hallett i wsp. 1999, Ziemann i wsp. 1996). Parametrem badającym relacje pomiędzy natężeniem stymulacji magnetycznej a reakcją motoryczną na niego jest relacja wejścia/wyjścia (z ang. *input-output relations*, I/O). Relację wejście/wyjście (I/O) w ośrodkach korowo-rdzeniowych ocenia się wykreślając amplitudę MEP w funkcji

intensywności bodźca (Krzywa I/O) (Kemlin i wsp., 2019). Taka zależność może wskazywać na wrażliwość ośrodków korowo-rdzeniowych na wzrastające natężenie pola magnetycznego oraz wpływem na nią na przykład treningiem mentalnym ruchu, co objawia się zmianą odpowiedzi mięśnia (w postaci zmiany amplitudy MEP).

TMS jest narzędziem zapewniającym wysoką rozdzielczość czasową rejestrowanych potencjałów wywołanych, wykorzystywanym w badaniach podstawowych oraz klinicznych do badania poziomu pobudliwości korowo-rdzeniowej oraz wewnętrznej pobudliwości podczas MI oraz oceny plastyczności kory pierwszorzędowej mózgu wywołanej treningiem MI (Ruffino i wsp., 2017). TMS jest szeroko stosowany w neuronauce poznawczej do określania zaangażowania obszarów mózgu i specyfiki czasowej ich występowania (Grosprêtre i wsp., 2016). Metoda TMS niesie wiele możliwości badawczych. Na przykład technika pojedynczej stymulacji umożliwia badanie procesów plastycznych pod wpływem treningu fizycznego oraz mentalnego. To z jej wykorzystaniem dowiedziono, że pojedynczy trening mentalny powoduje zmiany w wielkości mapy reprezentacji korowej mięśni agonistycznych (z ang. *cortical output maps*) oraz określono dynamikę tych zmian pod wpływem zwiększającej się liczby jednostek treningowych (Pascual-Leone i wsp., 1996; Pascual-Leone i wsp., 2005).

Według wiedzy autora niniejszej rozprawy doktorskiej, dotychczas nie wykonano badań dotyczących oceny wpływu czterotygodniowego treningu wyobrażania sięgania i chwytu na pobudliwość korową i korowo-rdzeniową wyrażoną amplitudą MEP oraz RMT. Pobudliwość neuronów korowych M1 jest modulowana poprzez liczne połączenia z ośrodkami kory mózgu biorącymi udział w wyobrażaniu zadań ruchowych. Analiza RMT może ukazać bezpośredni wpływ modulacji pobudliwości M1 pod wpływem treningu mentalnego ruchu, której nie da się zaobserwować posługując się tylko oceną amplitudy MEP, która to jest wynikiem wpływów korowych oraz rdzeniowych pod wpływem stymulacji magnetycznej. Amplituda MEP rejestrowana na obwodzie (mięśniu) pozostaje pod wpływem kory mózgu, ośrodków podkorowych oraz rdzeniowych i jest parametrem ukazującym wpływy pobudzające i hamujące wzdłuż drogi korowo-rdzeniowej. Zestawienie ze sobą parametrów RMT oraz MEP może ukazać odmienny wpływ treningu MI na pobudliwość M1 oraz dróg

korowo-rdzeniowych. Ponadto, dotychczas nie określono czasu trwania zwiększonej aktywności sieci synaptycznej (tzw. szybkiej plastyczności) wywołanej treningiem mentalnym ruchu. Pascual-Leone i wsp. (1995) po 5-dniowym treningu mentalnym ruchu sekwencyjnego palców ręki zaobserwowali ciągły wzrost obszaru korowej reprezentacji mięśnia agonistycznego. Autorzy sugerowali, że koniec zmian szybkiej plastyczności synaptycznej, powinien manifestować się spadkiem amplitudy MEP, bądź jej powrotem do wartości uzyskanych w sesji przed treningiem. W tej samej pracy autorzy zasugerowali, że okres potrzebny do zaobserwowania zakończenia etapu szybkiej plastyczności synaptycznej pod wpływem treningu mentalnego ruchu, może wynosić jeden tydzień. Aktualnie nie ma prac dotyczących stanu pobudliwości M1 tuż po jednorazowym treningu mentalnym oraz pod wpływem systematycznego, czterotygodniowego treningu mentalnego.

Wyniki badań TMS dają częściowy obraz aktywowanej sieci połączeń układu nerwowego, ograniczający się do badania pobudliwości kory pierwszorzędowej oraz dróg korowo-rdzeniowych pod wpływem MI i treningu na jego bazie. Aby w pełni zrozumieć ogólną istotę MI, ważne jest powiązanie badań prowadzonych za pomocą metody TMS z innymi metodami badawczymi, takimi jak: fMRI, PET, magnetoencefalografia, okulometria czy elektroencefalografia (Ruffino i wsp., 2017).

I 4. Elektroencefalografia (EEG)

Elektroencefalografia jest nieinwazyjną metodą pozwalającą badać mechanizmy programowania i wykonania zadań ruchowych oraz procesów plastycznych towarzyszących zmianom tych mechanizmów pod wpływem treningu fizycznego oraz mentalnego (Beres, 2017; Machado i wsp., 2013; Siemionow i wsp., 2000; Zhang X i wsp., 2014). EEG polega na wykorzystaniu elektrod umieszczanych na skórze głowy osoby badanej w celu pomiaru oscylacji napięcia w prądzie jonowym podczas aktywności neuronów w danym czasie (Zhang X i wsp., 2014). Mierzony jest prąd zmienny, który waha się od dodatniego do ujemnego w zależności od wielu czynników, w tym zmian przepuszczalności błony komórkowej, które są indukowane przez pobudzające lub hamujące sygnały postsynaptyczne

z innych neuronów (Beres, 2017). Układ nerwowy podczas pracy generuje dwa typy sygnałów, tzw. potencjały endogenne oraz egzogenne. Potencjały endogenne, inaczej potencjały związane ze zdarzeniem (z ang. *event-related potentials*; ERPs) to sygnały bioelektryczne wytwarzane przez ośrodkowy układ nerwowy w wyniku zdarzenia wewnętrznego, czyli na przykład przygotowanie ruchu (Machado i wsp., 2013). Natomiast potencjały egzogenne, czyli potencjały wywołane (z ang. *evoked potentials*; EP) wyzwalane są przez bodźce zewnętrzne (Beres, 2017) np. dźwięk, obraz czy zapach. Do oceny ośrodkowych mechanizmów sterowania ruchami człowieka wykorzystywany jest potencjał endogenny zwany potencjałem korowym związanym ze zdarzeniem ruchowym (z ang. *motor related cortical potential*; MRCP).

Opierając się na charakterystyce zapisu MRCP można opisać dwie główne składowe tego sygnału. Powoli rosnący potencjał ujemny, znany jako potencjał gotowości (z ang. *readiness potential*, RP), który poprzedza gwałtowniej rosnący potencjał ujemny, który nosi nazwę nachylenia ujemnego (z ang. *negative slope*, NS). Potencjał korowy związany ze zdarzeniem ruchowym występuje przed rozpoczęciem ruchu dowolnego i wskazuje na udział ośrodków korowych leżących poniżej elektrod w przygotowaniu oraz wykonaniu zadania ruchowego (Kornhuber i Deecke, 1965; Shibasaki i Hallett, 2006). W zależności od zadania ruchowego potencjał ten rejestrowany jest od 1 do 2 sekund przed fizycznym rozpoczęciem zadania. MRCP uzyskuje najwyższą amplitudę na obszarze kory somatomotorycznej (Shibasaki i Hallett, 2006). Amplituda MRCP jest często interpretowana przez badaczy jako pośredni wskaźnik energii potrzebnej do zaplanowania i wykonania zadania ruchowego (Lang i wsp., 1992). Ze względu na słabą rozdzielczość przestrzenną metody EEG, potencjał MRCP rejestrowany jest na dużym obszarze (wielu sąsiadujących elektrodach) mózgu, zatem trudnym zadaniem jest zlokalizowanie jego źródła (dlatego rzadko jest do tego stosowany). Jednak EEG charakteryzuje, najwyższa ze znanych dzisiaj metod badania aktywności kory mózgu, rozdzielczość czasowa rejestrowanych sygnałów. Rozdzielczość ta wyrażana w milisekundach pozwala na badanie dynamicznych procesów toczących się w mózgu (Osuagwu i Vuckovic, 2014). Siemionow i wsp. (2000) w swej pracy wykazali silną, dodatnią korelację pomiędzy amplitudą MRCP a siłą generowaną podczas ruchu zgięcia

w stawie łokciowym. W tej samej pracy wykazano wysoką i dodatnią korelację pomiędzy amplitudą MRCP a amplitudą elektromiograficzną mięśni dwugłowego ramienia i ramiennie-promieniowego. EEG jest również wykorzystywane do badań nad wpływem treningu mentalnego na aktywność kory mózgu (Ranganathan i wsp., 2004). Ranganathan i wsp. (2004) badając wpływ 12-tygodniowego treningu mentalnego ruchu odwodzenia palca małego ręki oraz zgięcia stawu łokciowego zaobserwowali istotny wzrost amplitudy MRCP podczas maksymalnego skurczu dowolnego dla obu zadań. Wykazano również wyższą amplitudę MRCP podczas wykonania zadania ruchowego, niż z związku z jego wyobrażaniem. W przytoczonych badaniach Ranganathan i wsp. (2004) zanotowali istotny wzrost siły badanych mięśni po dwunastu tygodniach treningu. Warto nadmienić, iż największy przyrost siły zaobserwowali po czterech tygodniach treningu. Wzrost amplitudy MRCP na skutek treningu fizycznego (Siemionow i wsp., 2000) oraz mentalnego ruchu (Ranganathan i wsp. 2004) wskazuje na skuteczność wymienionych treningów na aktywność kory mózgu (Lang i wsp., 1992). Taylor (1978) badał aktywność kory mózgu rejestrowaną przez wybrane elektrody (Fz, Cz, C3 oraz C4) podczas procesu uczenia się zadania ruchowego polegającego na wykonywaniu serii 6 naciśnień na przyciski w określonym schemacie. Badani zostali poinstruowani, aby wykonywali serię co 20 sekund, tak szybko, jak to możliwe. W eksperymencie określono liczbę popełnionych błędów, czas wykonania zadania oraz amplitudę MRCP. Za etap nauczania się trenowanego zadania badacze uważali brak dalszej redukcji czasu wykonywania zadania oraz brak popełnianych błędów. Autor pracy porównał amplitudę MRCP wybranych elektrod przed, w trakcie oraz po nauczaniu się zadania ruchowego. Wyniki wykazały istotnie statystyczny wzrost amplitudy MRCP we wszystkich rejestrowanych elektrodach w początkowych seriach treningu. Natomiast amplituda MRCP w kolejnych seriach zmniejszała się lub pozostawała bez zmian w zależności od lokalizacji elektrody. Autor doszedł do wniosku, że amplituda i rozkład MRCP są powiązane z poziomem wyuczenia zadania motorycznego.

Ponieważ amplituda MRCP jest wskaźnikiem aktywności korowej mózgu towarzyszącej wykonaniu zadania ruchowego, a wyższa aktywność wiąże się z większym wydatkiem energetycznym aktywnych komórek nerwowych, to sugeruje się, że większy

wydatek energetyczny jest wymagany podczas uczenia się wykonywania oraz planowania zadania ruchowego niż wtedy, gdy dana osoba staje się biegła w wyuczonym zadaniu ruchowym i nabytej umiejętności ruchowej. Wyniki Taylor'a (1978) znajdują potwierdzenie w pracach z wykorzystaniem prostego ruchu (Lang i wsp., 1992) oraz z wykorzystaniem ruchu złożonego (Niemann i wsp., 1991). W pracach Lang i wsp. (1992) oraz Niemann i wsp. (1991) zaobserwowano wzrost amplitudy MRCP podczas nauczania zadania ruchowego, natomiast po jego nauczeniu doszło do spadku amplitudy MRCP. Zatem także pod wpływem treningu mentalnego ruchu można spodziewać się początkowego wzrostu amplitudy MRCP podczas fazy uczenia się, a następnie zmniejszenia amplitudy MRCP w obszarach M1, SMA oraz PMC wraz z nabywaniem doświadczenia na skutek powtarzania zadania.

Przedstawiony powyżej przegląd wyników badań na temat treningu mentalnego, którego podstawą jest wyobrażenie ruchu, wskazuje na różną jego efektywność w zależności od wieku osób badanych, różnic metodologicznych, czasu trwania oraz liczby sesji treningowych. W celu wyjaśnienia neurofizjologicznych podstaw rozbieżności co do skuteczności treningu i czasu jego trwania, uzasadnionym jest poszukiwanie odpowiedzi na pytania dotyczące aktywacji ośrodków korowych biorących w nim udział oraz określenie ich wpływu na mechanizmy kontroli wykonania tych zadań fizycznie. Różnice metodologiczne dotyczące treningu cytowanych prac, jak również nie do końca poznane mechanizmy plastyczności układu nerwowego, poprzez które obserwuje się oddziaływanie tego treningu, skłaniają do poszukiwania odpowiedzi dotyczącej zmian aktywności kory mózgu pod wpływem regularnego, czterotygodniowego treningu mentalnego ruchu skierowanego na cel obejmującego kończynę dominującą oraz niedominującą. Zatem w niniejszych badaniach, przezczaszkowa stymulacja magnetyczna mózgu wykorzystana była do oceny pobudliwości korowej i korowo-rdzeniowej (poprzez określenie: spoczynkowego progu motorycznego oraz amplitudy ruchowych potencjałów wywołanych) przed, po jednorazowym, tygodniu oraz po czterech tygodniach treningu mentalnego ruchu. Natomiast do oceny wpływu treningu mentalnego sięgania do chwytu na aktywność obszarów czuciowo-ruchowych, przedruchowych oraz w obrębie kory dodatkowej mózgu podczas wykonywania chwytu wykorzystano elektroencefalografię.

Wiedza z zakresu mechanizmów plastycznych ośrodkowego układu nerwowego wpływających na aktywność mózgu oraz pobudliwość korowo-rdzeniową pod wpływem treningu mentalnego ruchu może przyczynić się do pogłębienia wiedzy na temat jego przydatności oraz efektywności, co pozwoli na optymalne oraz skuteczne wykorzystanie treningu mentalnego w aspekcie rehabilitacyjnym.

II CEL PRACY

Celem pracy była ocena wpływu kinestetycznego treningu mentalnego ruchu sięgania i chwytu na pobudliwość pierwszorzędowej kory ruchowej mózgu oraz korowo-rdzeniową prawej i lewej półkuli mózgu oraz na czynność bioelektryczną kory mózgu podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą i niedominującą u młodych, zdrowych osób.

III HIPOTEZY BADAWCZE

1. Pod wpływem jednorazowej sesji treningowej (30 powtórzeń na każdą kończynę górną) dojdzie do zwiększenia pobudliwości korowej i korowo-rdzeniowej obu półkul mózgu, ocenianej za pomocą przezczaszkowej stymulacji magnetycznej mózgu.
2. Po jednym oraz czterech tygodniach kinestetycznego treningu mentalnego dojdzie do spadku pobudliwości korowo-rdzeniowej (w stosunku do sesji bezpośrednio po jednorazowym treningu mentalnym) obu półkul mózgu do poziomu przed treningiem, ocenionej za pomocą przezczaszkowej stymulacji mózgu.
3. Po czterotygodniowym kinestetycznym treningu mentalnym nastąpi zmiana czynności bioelektrycznej mózgu (oceniana z wykorzystaniem EEG) obu półkul mózgu, która będzie zależna od obszaru kory, zarówno podczas chwytu wykonywanego kończyną dominującą, jak i niedominującą.

IV MATERIAŁ I METODY BADAWCZE

IV. 1. Koncepcja i organizacja badań

Praca prezentuje wyniki badań prospektywnych, eksperymentalnych. Każda z osób badanych przed podpisaniem zgody na dobrowolny udział w badaniach została poinformowana o celu i procedurach badań wraz z dokładnym wyjaśnieniem dotyczącym działania stosowanych metod. Wszystkie zastosowane w eksperymencie metody należą do nieinwazyjnych. Niniejszy eksperyment z wykorzystaniem metod EEG oraz TMS przed i po 4 tygodniach treningu mentalnego otrzymał pozytywną opinię Senackiej Komisji ds. Etyki Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego (wydana dn. 21.12.2011) i jest częścią projektu „Wpływ mentalnego i komputerowo-wspomagane treningu sięgania i chwytania na procesy sterowania ruchem u osób z wrodzonym brakiem kończyn” finansowanego przez NCN, nr grantu DEC-2011/03/B/NZ7/00588, którego kierownikiem była dr hab. Katarzyna Kisiel-Sajewicz, a wykonawcom projektu był mgr Łukasz Kamiński. Badania były kontynuowane, a eksperyment rozbudowany o badania z wykorzystaniem TMS wykonywane bezpośrednio po treningu oraz tydzień po zastosowanym treningu mentalnego uzyskał pozytywną opinię Senackiej Komisji ds. Etyki Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego (Numer zgody: 14/2018 wydana dn. 13.04.2018). Badania zostały przeprowadzone zgodnie z Deklaracją Helsińską Światowego Stowarzyszenia Lekarzy na temat etycznych zasad prowadzenia badań medycznych z udziałem ludzi. Sesja instruktażowa, sesje pomiarowe: z wykorzystaniem EEG i TMS oraz trening mentalny odbywały się w laboratorium Zakładu Kinezylogii, w budynku P4 Wydziału Fizjoterapii Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, natomiast badanie z wykorzystaniem MRI w Uniwersyteckim Szpitalu Klinicznym Uniwersytetu Medycznego we Wrocławiu przy współpracy z Zakładem Radiologii Ogólnej, Zabiegowej i Neuroradiologii przy Uniwersytecie Medycznym we Wrocławiu.

Do kryteriów włączenia do badań należało: dobrowolna zgoda na udział w badaniach, wiek: 20-30, brak w historii chorób układu nerwowego i mięśniowego, brak zaburzeń na tle psychicznym, wynik Edynburskiej skali ręczności powyżej 40 pkt (co świadczyło

o praworęczności osoby), posiadanie powyżej 1/3 punktów z części kinestetycznej, kwestionariusza Movement Imagery Questionnaire-Revised (Second version), brak doświadczenia w zakresie stosowania treningów mentalnych. Ze względu na użycie w badaniach metody TMS, każdy badany był kwalifikowany do badań na podstawie oceny stanu zdrowia przez lekarza specjalistę neurologa, z uwzględnieniem oceny diagnostycznej obrazów MRI zgodnie z wytycznymi bezpieczeństwa stosowania metody TMS (Rossi i wsp., 2009).

Z 327 osób do badań zakwalifikowano pięćdziesięcioro, mających wziąć udział w badaniach metodą EEG w tym 38 osób mających wziąć udział w badaniach metodą TMS. Z 50 zakwalifikowanych osób 25 nie dokończyło badań. Dwie osoby nie spełniły kryterium włączenia dotyczącego praworęczności, ponieważ wg. wyniku Edynburskiej Skali Ręczności osiągnęły wynik wskazujący na oburęczność. Sześć osób ze względów zdrowotnych zrezygnowało z dalszego udziału w badaniach. Jedna z osób zakwalifikowanych do badań wykazywała brak odpowiedzi w rejestrowanym sygnale EMG na stosowane (zgodnie z protokołem) stymulacje z wykorzystaniem TMS, co nie pozwoliło na kontynuowanie badań z udziałem tej osoby. Jedna osoba wykazywała wysoką wrażliwość na pole magnetyczne stosowane w metodzie TMS, a dyskomfort stosowania tej metody nie pozwolił na udział tej osoby w badaniach. Sześć osób zrezygnowało z badań ze względów osobistych. Badania sześciu osób zostały przerwane ze względów epidemiologicznych oraz wprowadzenia na terenie Rzeczypospolitej Polskiej stanu epidemii związanej z pandemią Koronawirusa (badania zostały przerwane w trakcie prowadzenia treningu mentalnego, co uniemożliwiło kontynuację badań z udziałem tych osób). Ponadto, podczas obróbki sygnałów EEG, dane u dwóch osób nie spełniały kryteriów jakości zarejestrowanych sygnałów (zapisy posiadały znaczną ilość artefaktów, które uniemożliwiały ich prawidłową analizę), w związku z tym te dane nie zostały uwzględnione w analizach wyników prezentowanych w pracy.

Celem weryfikacji hipotez badawczych dotyczących oceny neuroplastycznych mechanizmów następujących na skutek treningu mentalnego zaplanowano badania z wykorzystaniem dwóch metod: EEG i TMS. Ze względu na charakter zmian plastycznych możliwych do obserwacji z wykorzystaniem obu metod, badania z wykorzystaniem EEG

obejmowały dwie sesje pomiarowe: przed (Przed) i po czterech tygodniach (Po4) treningu mentalnego ruchu sięgania do chwytu. Natomiast badania metodą TMS obejmowały 4 sesje pomiarowe: przed (Przed), po jednorazowym treningu (Po0), po tygodniu (Po1) oraz czterech (Po4) tygodniach treningu mentalnego ruchu sięgania do chwytu (Rycina 1).

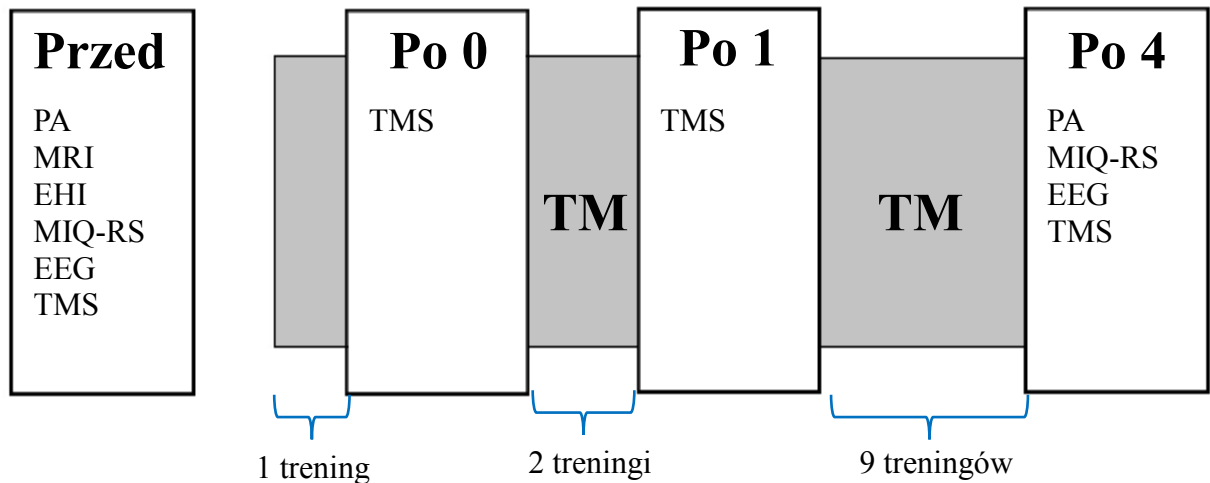
Sesja „Przed” trwała 4 dni. Pierwszego dnia przeprowadzono pomiary antropometryczne: została zmierzona wysokość ciała [m] i masa ciała [kg] za pomocą wagi firmy Seca (Niemcy). Wykonana została ocena zdolności do wyobrażania czynności ruchowych za pomocą kwestionariusza MIQ-RS (z ang. *Movement Imagery Questionnaire-Revised Second version*; Gregg i wsp., 2010). Do jednorazowej oceny ręczności została wykorzystana Edynburska skala ręczności (z ang. *The Edinburgh Handedness Inventory*; Oldfield, 1971). W drugim dniu przeprowadzono badanie EEG podczas wykonania ruchu chwytu kończyną prawą (dominującą) i lewą (niedominującą), które odbywało się zawsze w godzinach porannych, aby uniknąć niekorzystnego wpływu zmęczenia na aktywność kory mózgu. Badanie trwało nie dłużej niż 2 godziny. W dniu trzecim i czwartym przeprowadzono badania z wykorzystaniem TMS (dnia trzeciego protokoły stymulacji półkuli lewej, a czwartego półkuli prawej). Czas trwania badań z użyciem TMS nie przekraczał 2 godzin, zgodnie z wytycznymi bezpieczeństwa Safety of TMS Consensus Group (2009).

Sesja „Po0” obejmowała badanie z wykorzystaniem TMS i przeprowadzona była po jednorazowym treningu mentalnym. Sesja „Po0” obejmowała 2 dni pomiarów. W każdym dniu odbywało się badanie TMS: przed rozpoczęciem treningu mentalnego oraz bezpośrednio po jego zakończeniu (odpowiednio pierwszego dnia wykonano protokoły stymulacji dla półkuli lewej, a drugiego dla półkuli prawej).

Sesja „Po1” obejmowała badanie z wykorzystaniem TMS i przeprowadzona była po tygodniu (trzech sesjach treningowych) treningu mentalnego. Protokoły stymulacji były wykonywane tak jak w sesji „Po0”.

Sesja „Po4” obejmowała trzy dni pomiarowe. Pierwszego dnia wykonano pomiary antropometryczne, a następnie badanie z wykorzystaniem EEG podczas wykonania chwytu

kończyną prawą (dominującą) i lewą (niedominującą). Drugiego i trzeciego dnia przeprowadzono badania z wykorzystaniem TMS tak jak w sesji „Przed” (Rycina 1).



Rycina 1. Schemat przedstawiający schemat eksperymentu zawierający informację o prowadzonych pomiarach według kolejności ich wykonywania w kolejnych sesjach pomiarowych. Przed- sesja przed treningiem, Po 0- sesja bezpośrednio po pierwszym treningu, Po 1- sesja po tygodniu treningów, Po 4 - sesja po czterech tygodniach treningów, PA - pomiary antropometryczne, MRI - rezonans magnetyczny, EHI - Edynburska skala ręczności, MIQ-RS - ocena zdolności do wyobrażania czynności ruchowych, EEG – badania z wykorzystaniem elektroencefalografii, TMS – badania z wykorzystaniem przeczaszkowej stymulacji magnetycznej mózgu, TM- trening mentalny wyobrażenia sięgania do chwytu

IV 2. Osoby badane

W badaniach z wykorzystaniem metody EEG grupę badaną stanowiło 25 praworęcznych, zdrowych, młodych osób (13 kobiet i 12 mężczyzn). Tabela 1. przedstawia antropometryczną charakterystykę osób badanych w tej grupie.

Tabela 1 Dane antropometryczne osób badanych w grupie poddanej badaniu EEG (n=25)

Osoby badane	Wiek [lata]		Wysokość ciała [m]		Masa ciała [kg]		BMI [kg]/[m] ²	
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
kobiety	24	2	1,64	0,06	59	10	21,81	2,79
mężczyźni	26	4	1,8	0,05	82	7	25,07	1,99
razem	25	3	1,72	0,09	70	14	23,51	2,89

M- średnia, SD- odchylenie standardowe

W badaniach z wykorzystaniem metody TMS uczestniczyło 15 młodych, zdrowych osób (8 kobiet i 7 mężczyzn). Tabela 2 przedstawia antropometryczną charakterystykę osób badanych w grupie uczestniczącej w badaniach TMS.

Tabela 2 Dane antropometryczne osób badanych w grupie poddanej badaniu TMS (n=15)

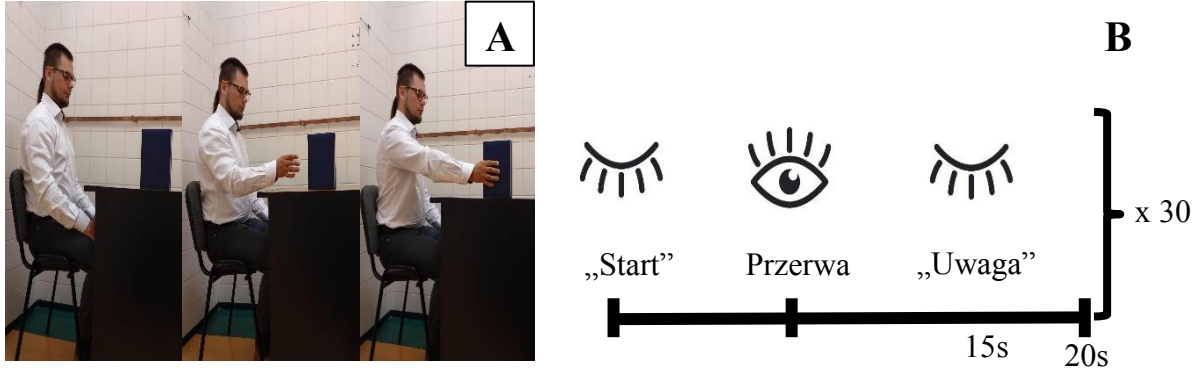
Osoby badane	Wiek [lata]		Wysokość ciała [m]		Masa ciała [kg]		BMI [kg]/[m] ²	
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
kobiety	24	2	1,65	0,06	61,9	10,4	22,54	2,64
mężczyźni	24	3	1,8	0,03	80,8	5,4	25,03	1,65
razem	24	2	1,72	0,09	70,7	12,7	23,7	2,51

M- średnia, SD- odchylenie standardowe

IV 3. Trening Mentalny

Trening mentalny został zaprojektowany według wytycznych Schuster i wsp., (2011) oraz wykorzystano podejście PETTLEP, które jest powszechnie używane podczas projektowania tego typu treningów (Holmes i Collins, 2001; Schuster i wsp., 2011; Smith i wsp., 2007; Wakefield i wsp., 2020). W każdym z czterech tygodni treningu odbyły

się po 3 treningi mentalnego sięgania po książkę, a każdy zawierał trzy serie wyobrażenia ruchu sięgania kończyną górną dominującą i 3 serie kończyną górną niedominującą. Każda seria składała się z 10 powtórzeń mentalnego wyobrażenia sięgania po książkę i jej chwyt. Czas przerwy pomiędzy kolejnymi powtórzeniami wyobrażenia wynosił 20 sekund, pomiędzy seriami 3 minuty, a pomiędzy kończynami (prawą i lewą) 15 minut. Czas wyobrażenia ze względu na osobniczą zmienność nie był ustalany ogólnie, aby nie zaburzać naturalnego procesu wyobrażenia. Każdy badany wyobrażał sobie ruch sięgania i chwytu w swoim indywidualnym tempie. Przed rozpoczęciem treningu, badany miał możliwość zapoznania się z książką, aby mógł poczuć jej ciężar (książka miała format A5, masa = 0,497 kg, zawsze ta sama, kolor granatowy). Badany podczas treningu wygodnie siedział na krześle, a przed rozpoczęciem treningu proszony był o rozluźnienie ciała i o uspokojenie umysłu. W tym czasie prowadzący trening udzielał informacji o protokole treningu, które zawsze były takie same. Na koniec instruktarzu badany wykonał fizycznie trzy powtórzenia ruchu sięgania po książkę zgodnie z wcześniejszą instrukcją. Badany podczas treningu siedział przed biurkiem, na którym stała książka oddalona od badanego na odległość 14 cm, co wymuszało zgięcie w stawie ramiennym do kąta 30° , przedramiona miały wygodnie ułożone na udach. Na sygnał „start” zamykał oczy i wyobrażał sobie ruch sięgania po książkę, natomiast otwarcie oczu było informacją o zakończeniu powtórzenia, po którym następowała przerwa (Bassolino i wsp., 2013). Po upływie 15 sekund badany był informowany, że pozostało mu 5 sekund przerwy, aby mógł się przygotować do kolejnego powtórzenia (w tym czasie zamykał ponownie oczy), a w 20’stej sekundzie przerwy, badany otrzymał sygnał do rozpoczęcia kolejnego powtórzenia (komenda „start”) i tak wykonywał kolejne powtórzenia do końca serii (Rycina 2). Czas trwania treningu nie przekraczał 56 minut.



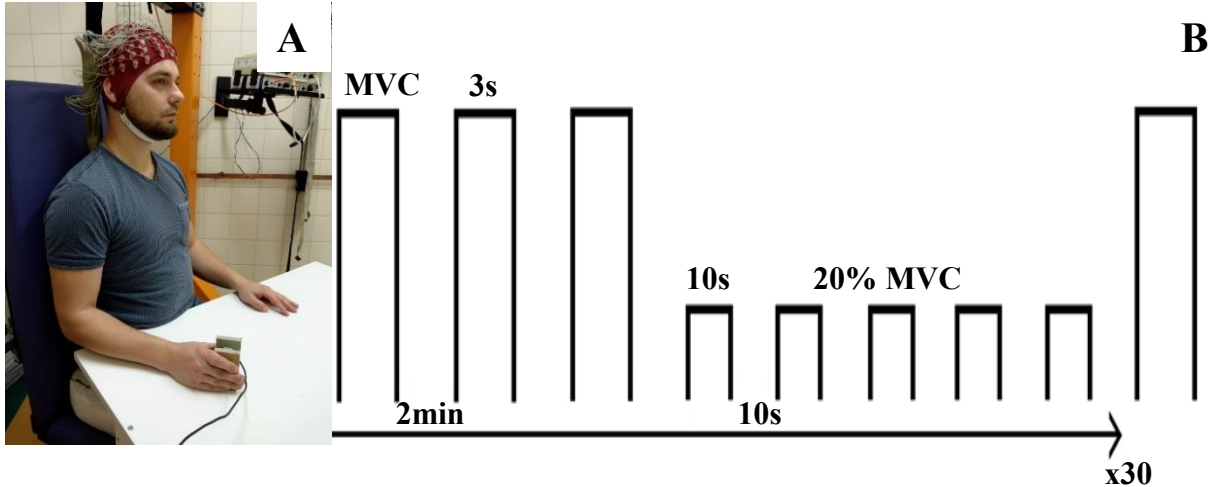
Rycina 2. Pozycja badanego podczas treningu mentalnego ruchu sięgania, (A) na rycinie osoba badana wykonuje pojedynczą próbę fizycznego wykonania zadania wyobrażanego, który jednocześnie pokazuje schematycznie jedną próbę zadania mentalnego sięgania po książkę (B).

IV 4. Elektroencefalografia (EEG)

Badanie EEG zawsze wykonywał ten sam zespół badawczy. Czynność bioelektryczna kory mózgu została rejestrowana przy użyciu 128-kanalowego systemu EEG (BioSemi Inc., Holandia). W skład urządzenia wchodzi 128 czynnych elektrod (Ag-AgCl) typu pin (z ang. *pin-type*) oraz dwie elektrody funkcyjne: czynna CMS (z ang. *common mode sense*) i pasywna DRL (z ang. *driven right leg*). Zestaw elektrod umieszczony został w otworach czepka, indywidualnie dobranego wielkością do obwodu głowy badanego. Aby obniżyć oporność pomiędzy elektrodą a skórą, do otworów w czepku wprowadzano żel przewodzący. Po umocowaniu elektrod, przed rozpoczęciem właściwych pomiarów EEG sprawdzona została impedancja, która nie przekraczała 5 k Ω . Sygnał EEG wzmocniono (X75.000), filtrowano (w zakresie pasma 0.01-100 Hz), a częstotliwość próbkowania sygnału wynosiła 2048 Hz. Warunki w laboratorium podczas rejestracji EEG były ściśle kontrolowane, wszelkie źródła rozproszenia uwagi, które mogły mieć wpływ na przebieg badań były minimalizowane. W trakcie badań w laboratorium wilgotność powietrza była stała i nie przekraczała 50%, a temperatura w pomieszczeniu wynosiła około 22°C (wartości te były monitorowane w trakcie przebiegu badania).

IV 4.1. Protokół pomiarów z wykorzystaniem EEG podczas wykonania chwytu kończyną dominującą i niedominującą

Pomiary z wykorzystaniem EEG podczas wykonania chwytu kończyną dominującą i niedominującą wykonywane były podczas sesji Przed i Po4 (Rycina 1). Osoba badana podczas pomiarów sygnału EEG zajmowała pozycję siedzącą na fotelu typu Accuro Summer, stopy oparte miała na podnóżku, a ręce oraz przedramiona swobodnie oparte były na stole pomiarowym, kąt w stawie łokciowym wynosił 90 stopni. W ręce pomiędzy kciukiem a palcami umiejscowiono urządzenie imitujące kształtem książkę, które rejestrowało siłę chwytu. Do tego pomiaru został wykorzystany czujnik Interface SML 200 force transducer (Interface company, USA) umieszczony w specjalnie zaprojektowanej obudowie, która wymusiła odpowiednią pozycję chwytu (Rycina nr 3 A). Protokół sesji pomiarowych obejmował wykonanie trzech dowolnych izometrycznych skurczów maksymalnych (z ang. *maximal voluntary isometric contraction*, MVC) chwytu, a następnie po wyliczeniu średniej arytmetycznej z trzech prób MVC ustalono poziom siły 20% z MVC następnie badany wykonał 30 powtórzeń na ustalonym poziomie siły submaksymalnej (Rycina 3) osobno dla dominującej i niedominującej kończyny górnej. Po ostatniej próbie submaksymalnej badany wykonywał jedno powtórzenie MVC, aby ocenić czy protokół badań nie spowodował zmęczenia układu mięśniowego. Czas próby MVC wynosił 3 s, przerwy pomiędzy kolejnymi próbami 2 min, natomiast czas próby submaksymalnej oraz przerwy pomiędzy kolejnymi powtórzeniami wynosił 10 s. Sygnałem do rozpoczęcia prób maksymalnych i submaksymalnych był sygnał wzrokowy wyświetlany na monitorze komputera umieszczonym przed badanym. Przed rozpoczęciem pomiarów badany został poinstruowany o procedurach pomiarowych i zadaniu, jakie ma wykonać oraz wykonał serię próbną zadania na którą składały się 3 powtórzenia.



Rycina 3. Protokół badania EEG wykonywany w trakcie sesji Przed oraz Po4. A- Pozycja badanego podczas pomiaru EEG, B- schemat protokołu wykonania chwytu podczas sesji z wykorzystaniem EEG dla kończyny dominującej oraz niedominującej, MVC-Maksymalny izometryczny skurcz dowolny

IV 4.2. Analiza sygnału EEG

Analizy sygnału EEG została przeprowadzona za pomocą programu BESA Research. (BESA 7.0, MEGIS Software GmbH, Gräfelfing, Niemcy).

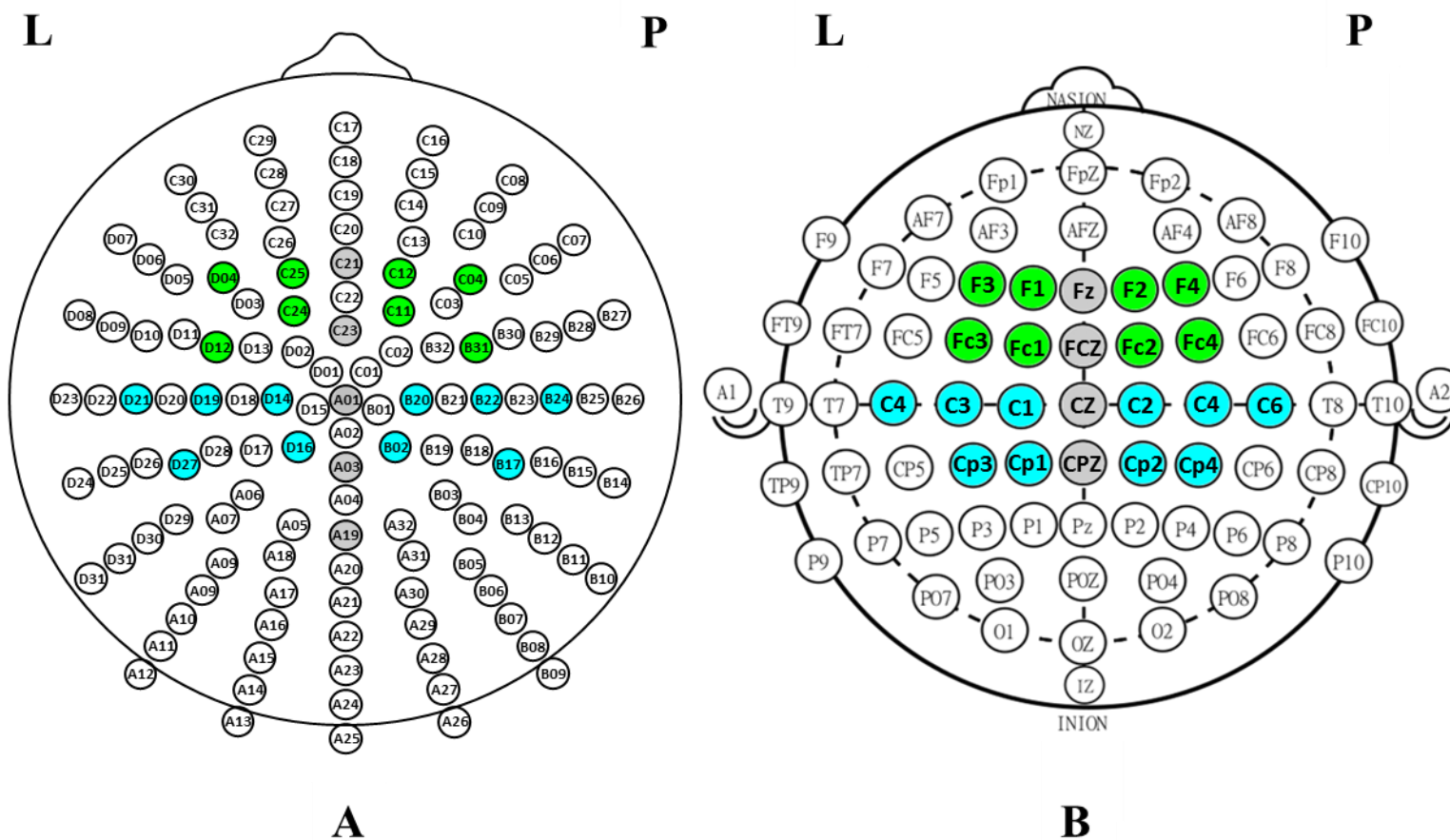
W pierwszej kolejności zmniejszono częstotliwość próbkowania plików z 2048 do 500 Hz. Wyższa częstotliwość próbkowania podczas rejestracji danych wymagana była ze względu na jednoczesną rejestrację sygnału elektromiograficznego (dane EMG nie były przedmiotem niniejszej dysertacji) i elektroencefalograficznego. Następnie, wstępna obróbka danych polegała na ocenie wzrokowej zarejestrowanych danych w celu zlokalizowania możliwych artefaktów, które mogły mieć wpływ na uzyskane dane. Kolejnym krokiem było usunięcie artefaktów związanych z ruchami ciała badanego podczas pomiaru. Próby zawierające powyższe artefakty zostały usunięte z analiz. Następnie zastosowano filtry, jako pierwszy został użyty filtr środkowoprzepustowy (z ang. *band-pass filter*) z dolną granicą wynoszącą 0,53 Hz, górną 50 Hz, kolejnym etapem była filtracja selektywna z użyciem filtra wycinającego (z ang. *notch filter*) 50 Hz, w celu zniwelowania wpływu artefaktów sieciowych na uzyskane dane, jego zadaniem jest usunięcie z zapisanych danych częstotliwości 50 Hz.

Ostatnim etapem wstępnej obróbki danych było automatyczne usunięcie artefaktów związanych z ruchami gałek ocznych, za pomocą narzędzia analizy składowych niezależnych (z ang. *independent component analysis*, ICA), które jest częścią programu Brain Electrical Source Analysis (BESA 7.0, MEGIS Software GmbH, Gräfelfing, Niemcy).

Dla badanej grupy (n=25) średnia liczba wolnych od artefaktów prób wykonania chwytu na poziomie 20% MVC do analizy sygnałów EEG wynosiła odpowiednio:

- dla kończyny dominującej: 19 ± 6 w sesji przed treningiem (Przed), 19 ± 4 czterotygodniowym treningu (Po4)
- dla kończyny niedominującej: 19 ± 4 w sesji przed treningiem, 18 ± 5 po czterotygodniowym treningu

Do analizy przetworzonych danych w celu wyznaczenia amplitudy MRCP zostało wyznaczone okno pomiarowe o długości 3000 milisekund. Znacznikiem czasowym (punkt „0”) wykorzystanym do analizy MRCP dla wykonania chwytu, był czas rozpoczęcia narastania siły rejestrowanej przez czujnik siły. Do obliczenia amplitudy MRCP [μV] wykorzystano okno -2000 do 1000 ms, natomiast do korekty sygnału, aby uwzględnić aktywność spoczynkową wykorzystano okno o długości 100 ms z przedziału czasowego od -2000 do -1900 ms. Następnie na podstawie przeglądu literatury oraz oceny wartości uzyskiwanych amplitud (w tzw. rejonie zainteresowania) wybrano 22 elektrody umiejscowione na obszarach kory mózgu biorące udział w planowaniu i wykonywaniu zadań ruchowych. Wartości amplitudy MRCP zostały określone dla pięciu obszarów kory mózgu: kora przedczołowa (prawa półkula mózgu: elektrody C12, C4, C11 i B31; lewa półkula mózgu: elektrody C25, D4, C24 i D12 wg. Biosemi; prawa półkula mózgu: F2, F4, FC2 i FC4; lewa półkula mózgu: F1, F3, FC1 i FC3 wg. międzynarodowego systemu 10-20), obszar kory czuciowo-ruchowej obu półkul mózgu (prawa: elektrody: B20, B22, B24 B2 i B17; lewa: elektrody D14, D19, D21, D16 i D27 wg. Biosemi; prawa: C2, C4, C6, CP2 i CP4; lewa: C1, C3, C5, CP1 i CP3 wg. międzynarodowego systemu 10-20) oraz elektrody linii centralnej kory mózgu (elektrody C21, C23, A1, A3 wg. Biosemi; FZ, FCz, CZ, CPz wg. międzynarodowego systemu 10-20) (Rycina nr 4).



Rycina 4. Lokalizacja oraz nazwy 128 elektrod systemu EEG, z oznaczeniem kolorami elektrod, z których prezentowane są wyniki badań. (A) System Biosemi 128 kanałów użyty do rejestracji eksperymentu. (B) Nazwy i lokalizacja elektrod wybranych do analizy, zgodnie z międzynarodowym systemem 10-20. L - lewa półkula mózgu, P- prawa półkula mózgu. Kolor zielony- elektrody zlokalizowane nad przedruchową korą mózgu (półkula lewa-Fc1, Fc3, F1, F3; półkula prawa-Fc2, Fc4, F2, F4) niebieski- kora czuciowo-ruchowa (półkula lewa-Cp1, Cp3, C1, C3, C5; półkula prawa- Cp2, Cp4, C2, C4, C6), szary- elektrody linii centralnej kory mózgu (elektrody- CPz, Cz, FCz, Fz)

IV 5. Przewodząca Stymulacja Magnetyczna mózgu (TMS)

Sesje obejmujące badanie metodą TMS odbywały się czterokrotnie, począwszy od sesji Przed, następnie Po0, Po1 oraz Po4 (Rycina 1). Wszystkie procedury związane z badaniem TMS wykonywane były dla prawej oraz lewej półkuli mózgu.

Do badania pobudliwości kory mózgowej użyto urządzenia Magstim 200 BiStim firmy Magstim (Wielka Brytania), przy użyciu cewki ósemkowej Double 70mm Remote Control Coil (Rycina 6). Miejsca stymulacji (kora pierwszorzędowa mózgu, M1) nawigowane były za pomocą neuronawigacji Brainsight TMS Navigation firmy Brainsight (Kanada) (Rycina nr 6). Aby zwiększyć dokładność nawigacji miejsca stymulacji wykorzystano modele mózgu tworzone na podstawie sekwencji T1 (anatomiczna) badania MRI, indywidualnie dla każdego badanego (Yoxon i Welsh, 2020). System TMS posiada dwu kanałowy moduł rejestracji sygnału EMG, który służy do rejestracji odpowiedzi mięśnia (MEP) na stymulacje pierwszorzędowej kory ruchowej mózgu za pomocą systemu TMS. Sygnał EMG rejestrowany z mięśnia pierwszego międzykostnego został filtrowany (w zakresie pasma 10-400 Hz) a próbkowanie sygnału wynosiło 3000 Hz (BrainsightTM, Rogue Research INC., Montreal, Kanada) (Yoxon i Welsh, 2020). Do analizy wyników użyto program systemu Brainsight bazujący na systemie iOS firmy Apple.

IV 5. 1. Rezonans Magnetyczny (MRI)

Jednorazowe badanie MRI (czas trwania badania 15 minut) zostało wykonane w sekwencji anatomicznej T1 i T2 w płaszczyźnie strzałkowej o grubości plastra 0,75 mm. Aparatem 3T Philips Ingenia. Gradienty 45mT Slew rate 200T/m/s cewka do obrazowania głowy dS Head coil 32 kanały odbiorcze. W celu użycia obrazu mózgowia do nawigacji miejsca stymulacji z zastosowaniem systemu TMS oraz oceny klinicznej mózgowia przez neurologa. Przed rozpoczęciem skanowania badany proszony był o wypełnienie ankiety, w której zawarte są kluczowe informacje o zagrożeniach i przeciwwskazaniach do badania przy użyciu rezonansu magnetycznego (załącznik nr 1). Natomiast po zakończeniu skanowania

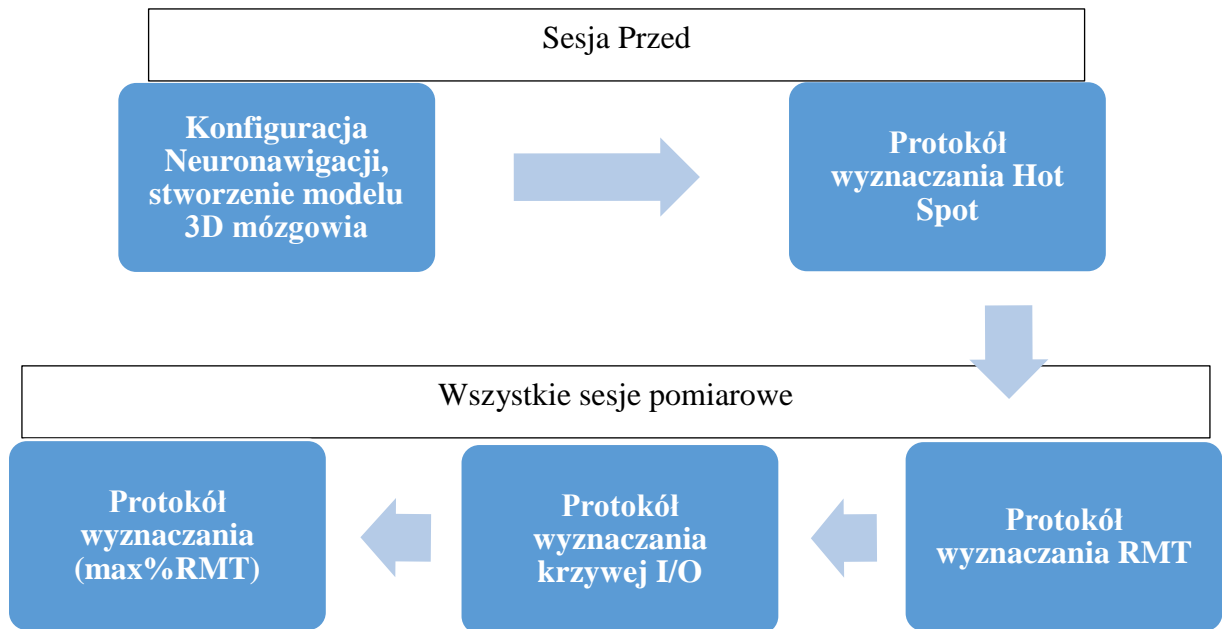
badany był proszony o wypełnienie ankiety, w której pytania dotyczą stanu samopoczucia w trakcie rezonansu magnetycznego i tuż po nim (załącznik nr 2).

IV 5.2. Protokół badania TMS

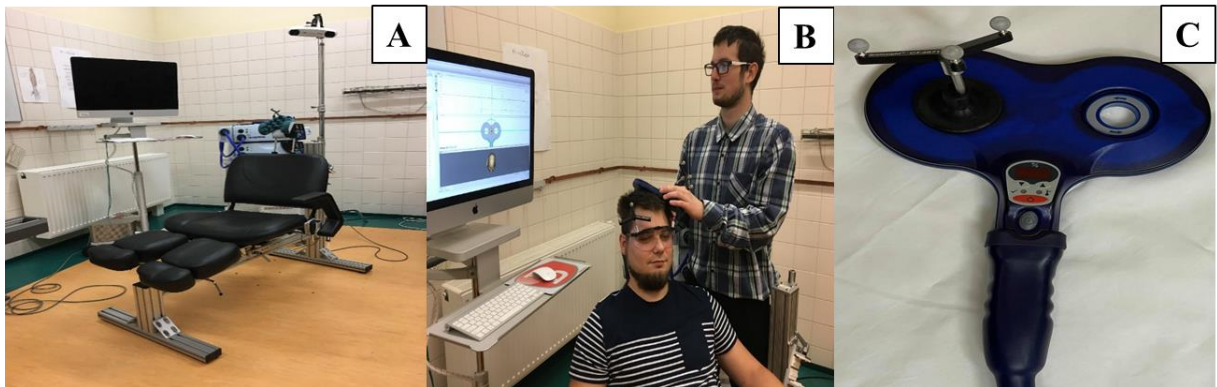
Na Rycine 5 przedstawiono schemat protokołu badania TMS. Zgodnie z wytycznymi każda sesja pomiarowa (Przed, Po0, Po1 oraz Po4) rozpoczynała się od wypełnienia ankiety (załącznik nr 3) przygotowanej na potrzeby niniejszych badań według wytycznych Safety of TMS Consensus Group (2009). Następnie po jej analizie przez prowadzącego badanie zgodnie z wytycznymi podejmowano decyzję o rozpoczęciu pomiarów danego dnia. Wszystkie osoby uczestniczące w badaniach z zastosowaniem TMS ukończyły wymagane szkolenie z zakresu wykonywania badań z użyciem TMS dodatkowo podczas pomiarów zawsze uczestniczyły dwie osoby z grupy badawczej. Badany podczas pomiaru zajmował pozycję siedzącą na specjalnie zaprojektowanym fotelu do stymulacji TMS (Magstim, Rycina 6A). Pozycja badanego, a w szczególności ułożenie kończyny górnej po kontrlateralnej do stymulowanej półkuli mózgu, gwarantowało warunki pomiarów w spoczynku (monitorowane sygnałem EMG) i było zbliżone do pozycji, którą badany przyjmował podczas treningu. Miało to pomóc w uniknięciu wpływu odmiennego ułożenia kończyny podczas stymulacji TMS na uzyskane wyniki badań (Grospretre i wsp., 2015). Na głowie badanego umieszczano specjalny znacznik, który wykorzystuje system neuronawigacji do śledzenia punktu w przestrzeni, a podobny znacznik umocowano do cewki TMS (Rycina nr 6). Po kalibracji głowy i cewki urządzenie nawigacyjne umożliwiało dokładną stymulację punktów pomiarowych zlokalizowanych w M1 w oparciu o obraz MRI (Rycina 7).

Protokół badania TMS obejmował: konfigurację programu neuronawigacji po przez stworzenie obrazu 3D mózgu na podstawie obrazu MRI na który nałożono siatkę okrągłą do punktów pomiarowych (Rycina 7). Następnie, przystępowano do wyznaczania Hot spot po przez losową stymulację punktów pomiarowych, kolejno wykonywano protokół wyznaczania RMT po przez stymulację wcześniej wyznaczonego Hot spot, protokół wyrysowywania krzywej zależności odpowiedzi MEP w stosunku do natężenia stymulacji

(krzywej I/O), kończąc na protokole wyznaczania maksymalnego osiągniętego procentowego progu motorycznego (max%RMT) w danej sesji pomiarowej (Rycina 5).



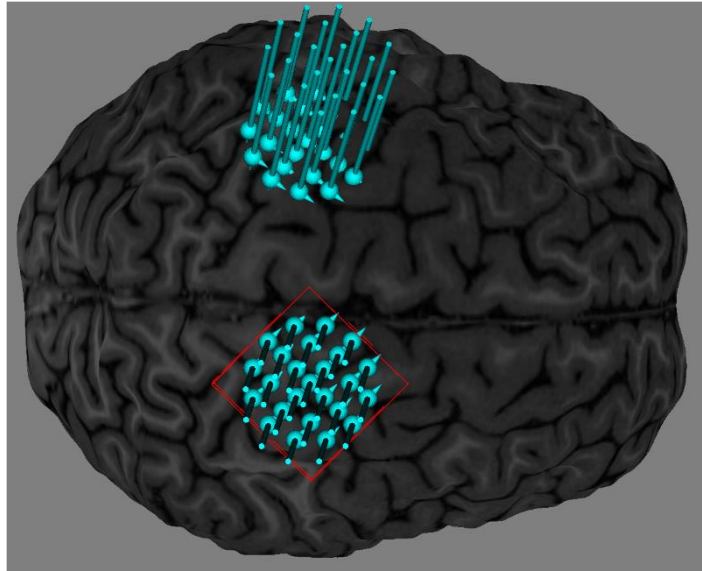
Rycina 5. Schemat protokołu wykorzystanego do pomiarów metodą TMS Hot Spot- tzw. „gorący punkt” lokalizacja obszaru kory pierwszorzędowej mózgu odpowiadająca za aktywację mięśnia pierwszego międzykostnego, RMT- spoczynkowy próg motoryczny, Krzywa I/O- krzywa zależności odpowiedzi MEP w stosunku do natężenia stymulacji, max%RMT- osiągnięty maksymalny procentowy próg motoryczny w danej sesji pomiarowej



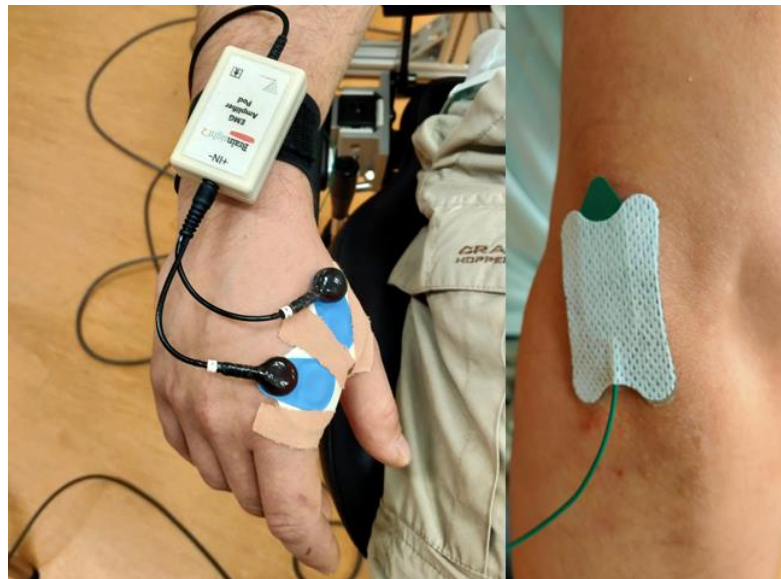
Rycina 6. Stanowisko pomiarowe wraz z urządzeniem do stymulacji TMS oraz neuronawigacją (A), pozycja osoby badanej oraz eksperymentatora podczas stymulacji kory mózgu (B), cewka ósemkowa (Double 70mm Remote Control Coil) wraz z umieszczonym na niej znaczniku wykorzystanym do neuronawigacji. Przedstawione na rycinie osoby wyraziły pisemną zgodę na wykorzystanie ich wizerunku

IV 5.3. Protokół wyznaczania tak zwanych „hot spot”

Przed badaniem na trójwymiarowy model mózgu w rejonie pierwszorzędowej reprezentacji ruchowej dla danej ręki, umieszczana była okrągła siatka z czterema pierścieniami o odległości 5 mm pomiędzy punktami (Rycina nr 7). Na skórę powyżej mięśnia pierwszego międzykostnego umieszczawiano elektrody EMG (Rycina nr 8). W trakcie badania każdy z punktów stymulowany był z mocą 60% maksymalnej mocy stymulatora (z ang. *maximal stimulator output*) w ilości 10 powtórzeń. Punkt, w którym 5 i więcej odpowiedzi mięśnia (MEP) przekroczyła wartość 50 μ V został zakwalifikowany do drugiego etapu wyboru tego punktu (Aono i wsp., 2013; Pascual-Leone i wsp., 1995). W drugim etapie, porównywano wartości amplitudy MEP, ten w którym zarejestrowana odpowiedź mięśnia była największa uznany został za „hot spot”. W sytuacji, gdy dwa i więcej punktów miały identyczną lub podobną wartość, tworzono wokół tych punktów dodatkową okrągłą siatkę o rozmiarze 3 pierścieni z 5 mm odstępami między nimi. Następnie przeprowadzano pomiary podobnie jak w etapie pierwszym.



Rycina 7. Trójwymiarowy model mózgu stworzony na podstawie rezonansu magnetycznego z naniesionymi punktami do stymulacji TMS



Rycina 8. Umieszczenie dwóch elektrod EMG nad powierzchnią mięśnia pierwszego międzykostnego podczas badania metodą TMS do pomiaru MEP, (A) pozycja elektrod czynnych nad mięśniem pierwszym międzykostnym, (B) pozycja elektrody uziemiającej umiejscowionej nad wyrostkiem łokciowej kości łokciowej

IV 5.4. Protokół wyznaczania spoczynkowego progu motorycznego (RMT)

Wyznaczenie hot spot przebiegało dwuetapowo. W pierwszym etapie wykorzystano program, który został specjalnie do tego stworzony (TMS_MTAT_2.0 freeware (<http://clinicalresearcher.org/software.htm>) (Toepp i wsp., 2019). Program ten wyznaczał losowo wartość natężenia stymulacji w zakresach od 1 do 100%. Natomiast osoba przeprowadzająca badania obserwując wartości amplitudy MEP zaznaczała w programie czy na zastosowane natężenie stymulacji nastąpiła wymagana odpowiedź mięśnia. Za graniczną (minimalną) wartość odpowiedzi uznawano wartość MEP powyżej 50 μV (Kallioniemi i Julkunen, 2016). Program zawężając wartość natężenia stymulacji wskazywał przybliżoną wartość RMT. Drugi etap wyznaczania RMT polegał na stymulacji „hot spot” wskazanych przez program natężeniem. Jeżeli uzyskano odpowiedź o amplitudzie MEP powyżej 50 μV w co najmniej 6 na 10 próbach, wartość wskazanego natężenia stymulatora została określona jako spoczynkowy próg motoryczny RMT (Aono i wsp., 2013; Pascual-Leone i wsp., 1995; Kallioniemi i Julkunen, 2016). W momencie, gdy na zadane przez program natężenie stymulatora nie osiągnęło się wymaganej liczby prób, podnoszono natężenie stymulatora o 1 % i ponownie wykonywano 10 stymulacji, do momentu osiągnięcia odpowiedniej liczby powtórzeń przekraczających 50 μV . W momencie, gdy na zadane przez program natężenie stymulatora osiągnęło więcej niż 5 prób przekraczających 50 μV lub/i uzyskany z tych prób amplituda MEP była znacznie wyższa niż 50 μV obniżano natężenie o 1% i ponownie wykonywano 10 stymulacji. Użycie dwuetapowego wyznaczania RMT pozwoliło, w krótkim czasie oraz bez zbędnych stymulacji wyznaczyć RMT z dokładnością do 1% natężenia stymulatora.

IV 5.5. Protokół wyznaczania krzywej zależności odpowiedzi EMG w stosunku do natężenia stymulacji (krzywa I/O)

Wyznaczanie krzywej polegało na stymulacji hot spot przy użyciu stymulatora o natężeniu od 90% do 150% spoczynkowego progu motorycznego (Cunningham i wsp. 2015; Daligadu i wsp. 2013; Devanne i wsp., 1997; Rosenkranz i wsp. 2007).

Stymulację rozpoczynano od 90% RMT, następne poziomy stymulacji wybierane były losowo, aby zminimalizować efekt torowania aktywności kory mózgu do bodźców zewnętrznych. Na każdym poziomie stymulacji zostało wykonanych 10 stymulacji. Ponadto do wyrysowania krzywej I/O wykorzystano wartości średnie uzyskanej znormalizowanej amplitudy MEP na poszczególnych wartościach %RMT.

Zarejestrowane dane amplitudy MEP zostały uśrednione dla każdego z poziomów stymulacji. Amplitudy MEP zostały znormalizowane (Wzór1) do odpowiedzi na poziomie progu spoczynkowego RMT wg. wzoru:

$$\frac{MEP_i}{MEP_{RMT}}$$

Wzór 1 Wzór na znormalizowanie odpowiedzi stymulacji TMS wykorzystany do wyznaczenia osi y na Krzywej I/O, „i” - odpowiedzi MEP [μ V]- ruchowy potencjał wywołany na danym poziomie stymulacji, „RMT” [μ V]- odpowiedź MEP na spoczynkowym poziomie stymulacji.

Znormalizowane odpowiedzi zostały naniesione na krzywą wejścia-wyjścia (I/O), z której zostało obliczone nachylenie krzywej (od 90% do 150% RMT) oraz współczynnik determinacji R^2 . Do obliczenia nachylenia krzywej wykorzystano wzór:

$$(y_2 - y_1)/(x_2 - x_1)$$

Wzór 2 Równanie wykorzystane do obliczenia nachylenia krzywej I/O, y- znormalizowana wartość amplitudy MEP, x- procent spoczynkowego progu motorycznego, y_1 - amplituda MEP na poziomie 90% RMT, y_2 - amplituda MEP na poziomie 150% RMT, x_1 - 90% RMT, x_2 - 150% RMT.

IV 5.6. Protokół wyznaczania maksymalnego procentowego progu motorycznego (max%RMT)

Wyznaczania maksymalnego procentowego progu motorycznego (max%RMT). polegało na stymulacji hot spot na różnych poziomach natężenia stymulatora, rozpoczynając

od 90% spoczynkowego progu motorycznego (RMT). Poziom zmieniano co 10% RMT w górę, aż do momentu uzyskania spadku lub utrzymania stabilnej amplitudy MEP mięśnia, pomimo coraz wyższej użytej mocy stymulatora (Cunningham i wsp. 2015; Daligadu i wsp. 2013; Devanne I wsp., 1997; Rosenkranz i wsp. 2007). Na każdym poziomie stymulacji wykonano 10 prób.

IV 6. Analizowane parametry

Do oceny pobudliwości korowej (pierzwszorzędowej kory ruchowej mózgu, M1) oraz pobudliwości korowo-rdzeniowych pod wpływem jednorazowego, tygodniowego oraz czterotygodniowego treningu mentalnego ruchu, wykorzystano parametr spoczynkowego progu motorycznego (RMT), amplitudy ruchowych potencjałów wywołanych (MEP) w postaci krzywej zależności odpowiedzi EMG w stosunku do natężenia stymulacji (krzywa I/O) oraz maksymalnego procentowego progu motorycznego (max%RMT) (Tabela 4).

Porównanie wyników Spoczynkowego Progu Motorycznego (RMT) pomiędzy sesjami Przed, Po0, Po1 oraz Po4.

- Porównanie wyników spoczynkowego progu motorycznego (RMT) dla półkuli prawej mózgu (kończyna niedominująca)
- Porównanie wyników spoczynkowego progu motorycznego (RMT) dla półkuli lewej mózgu (kończyna dominująca)
- Porównanie wyników spoczynkowego progu motorycznego (RMT) dla prawej i lewej półkuli mózgu

Porównanie wyników krzywej zależności odpowiedzi MEP (I/O) w stosunku do natężenia stymulacji pomiędzy sesjami Przed, Po0, Po1 oraz Po4.

- Porównanie wyników analizy krzywej zależności odpowiedzi MEP w stosunku do natężenia stymulacji dla półkuli prawej mózgu (kończyna niedominująca)
- Porównanie wyników analizy krzywej zależności odpowiedzi MEP w stosunku do natężenia stymulacji dla półkuli lewej mózgu (kończyna dominująca)

- Porównanie wyników krzywej zależności odpowiedzi EMG w stosunku do natężenia stymulacji dla prawej i lewej półkuli mózgu

Porównanie wyników maksymalnego progu spoczynkowego (max%RMT) pomiędzy sesjami Przed, Po0, Po1 oraz Po4.

- Porównanie wyników maksymalnego progu spoczynkowego (max%RMT) dla prawej (kończyna niedominująca) półkuli mózgu
- Porównanie wyników maksymalnego progu spoczynkowego (max%RMT) dla lewej (kończyna dominująca) półkuli mózgu
- Porównanie wyników maksymalnego progu spoczynkowego (max%RMT) dla prawej i lewej półkuli mózgu

W metodzie EEG do oceny aktywności wybranych rejonów kory mózgu wykorzystano amplitudę korowego potencjału związanego z wykonaniem (MRCP) chwytu kończyną dominującą oraz niedominującą, przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu sięgania do chwytu (Tabela 3).

Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem (MRCP) chwytu przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu sięgania po książkę:

- Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu sięgania po książkę kończyną dominującą (prawą), elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (lewą) [F1, F3, FC1, FC3, C1, C3, C5, CP1, CP3], w strefie elektrod linii centralnej [FZ, FCZ, CZ, CPZ] oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (prawą) [F2, F4, FC2, FC4, C2, C4, C6, CP2, CP4].
- Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu sięgania po książkę kończyną niedominującą (lewą), elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (prawą) [F2, F4, FC2, FC4, C2, C4, C6, CP2, CP4],

w strefie elektrod linii centralnej [FZ, FCZ, CZ, CPZ] oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (lewą) [F1, F3, FC1, FC3, C1, C3, C5, CP1, CP3].

Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP), dla kończyny dominującej i niedominującej:

- Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) pomiędzy kończyną dominującą (prawą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (lewą) [F1, F3, FC1, FC3, C1, C3, C5, CP1, CP3], w strefie elektrod linii centralnej [FZ, FCZ, CZ, CPZ] oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (prawą) [F2, F4, FC2, FC4, C2, C4, C6, CP2, CP4] i niedominującą (lewą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (prawą) [F2, F4, FC2, FC4, C2, C4, C6, CP2, CP4], w strefie elektrod linii centralnej [FZ, FCZ, CZ, CPZ] oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (lewą) [F1, F3, FC1, FC3, C1, C3, C5, CP1, CP3] w sesji przed treningiem.
- Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) pomiędzy kończyną dominującą (prawą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (lewą) [F1, F3, FC1, FC3, C1, C3, C5, CP1, CP3], w strefie elektrod linii centralnej [FZ, FCZ, CZ, CPZ] oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (prawą) [F2, F4, FC2, FC4, C2, C4, C6, CP2, CP4] i niedominującą (lewą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (prawą) [F2, F4, FC2, FC4, C2, C4, C6, CP2, CP4], w strefie elektrod linii centralnej [FZ, FCZ, CZ, CPZ] oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (lewą) [F1, F3, FC1, FC3, C1, C3, C5, CP1, CP3] w sesji po treningu.

Porównanie wartości amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu w różnych obszarach korowych

- Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) przed czterotygodniowym treningiem mentalnym ruchu sięgania do chwytu kończyną dominującą (prawą) pomiędzy elektrodami zlokalizowanymi

nad kontralateralną [F1, F3, FC1, FC3, C1, C3, C5, CP1, CP3] ipsilateralną [F2, F4, FC2, FC4, C2, C4, C6, CP2, CP4] półkulą mózgu.

- Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) po czterotygodniowym treningiem mentalnym ruchu sięgania do chwytu kończyną dominującą (prawą) pomiędzy elektrodami zlokalizowanymi nad kontralateralną [F1, F3, FC1, FC3, C1, C3, C5, CP1, CP3] ipsilateralną [F2, F4, FC2, FC4, C2, C4, C6, CP2, CP4] półkulą mózgu.
- Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) przed czterotygodniowym treningiem mentalnym ruchu sięgania do chwytu kończyną niedominującą (lewą) pomiędzy elektrodami zlokalizowanymi nad kontralateralną [F2, F4, FC2, FC4, C2, C4, C6, CP2, CP4] ipsilateralną [F1, F3, FC1, FC3, C1, C3, C5, CP1, CP3] półkulą mózgu.
- Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) po czterotygodniowym treningiem mentalnym ruchu sięgania do chwytu kończyną niedominującą (lewą) pomiędzy elektrodami zlokalizowanymi nad kontralateralną [F2, F4, FC2, FC4, C2, C4, C6, CP2, CP4] a ipsilateralną [F1, F3, FC1, FC3, C1, C3, C5, CP1, CP3] półkulą mózgu.
- Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) pomiędzy kończyną dominującą (prawą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (lewą) [F1, F3, FC1, FC3, C1, C3, C5, CP1, CP3], w strefie elektrod linii centralnej [FZ, FCZ, CZ, CPZ] oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (prawą) [F2, F4, FC2, FC4, C2, C4, C6, CP2, CP4] i niedominującą (lewą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (prawą) [F2, F4, FC2, FC4, C2, C4, C6, CP2, CP4], w strefie elektrod linii centralnej [FZ, FCZ, CZ, CPZ], oraz ipsilateralną półkulą mózgu (lewą) [F1, F3, FC1, FC3, C1, C3, C5, CP1, CP3] w sesji przed treningiem w sesji przed treningiem mentalnym.
- Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) pomiędzy kończyną dominującą (prawą) elektrod zlokalizowanych

nad kontralateralną półkulą mózgu (lewą) [F1, F3, FC1, FC3, C1, C3, C5, CP1, CP3], w strefie elektrod linii centralnej [FZ, FCZ, CZ, CPZ] oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (prawą) [F2, F4, FC2, FC4, C2, C4, C6, CP2, CP4] i niedominującą (lewą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (prawą) [F2, F4, FC2, FC4, C2, C4, C6, CP2, CP4], w strefie elektrod linii centralnej [FZ, FCZ, CZ, CPZ], oraz ipsilateralną półkulą mózgu (lewą) [F1, F3, FC1, FC3, C1, C3, C5, CP1, CP3] w sesji przed treningiem w sesji przed treningiem mentalnym.

IV 7. Metody statystyczne

Do sprawdzenia normalności rozkładu wszystkich parametrów (EEG i TMS) został wykorzystany test Shapiro-Wilk'a.

Dla wartości parametrów uzyskanych z EEG analiza statystyczna została wykonana przy użyciu wieloczynnikowej analizy wariancji, ogólnego modelu liniowego (z ang. *General linear model*, GLM) dla powtarzanych pomiarów wraz z poprawką Bonferroniego dla trzech czynników:

1. Czynniki „Sesja”, który obejmował 2 sesje: Przed vs. Po4;
2. Czynniki „Kończyna” który obejmował 2 kończyny górne: dominująca vs. niedominująca;
3. Czynniki „Lokalizacja elektrod” obejmował wybrane do analizy 22 lokalizacje elektrod.

W przypadku parametrów badanych metodą TMS, to jest: RMT oraz max%RMT, dla których test Shapiro-Wilk'a wykazał rozkład normalny, została wykorzystana wieloczynnikowa analiza wariancji GLM dla powtarzanych pomiarów wraz z poprawką Bonferroniego dla dwóch czynników:

1. Czynniki „Sesja”, który obejmował 4 sesje: Przed, Po0, Po1 oraz Po4,
2. Czynniki „Kończyna”, który obejmował porównanie M1 obu półkul mózgu: prawa vs lewa (prawa półkula mózgu kontralateralna do kończyny niedominującej i lewa kontralateralna do kończyny dominującej).

Wymienione powyżej analizy wieloczynnikowej wariacji poprzedzone były sprawdzeniem sferyczności testem Mauchly'ego. W sytuacji niespełnienia kryteriów sferyczności, dla danego parametru stosowano korektę Greenhouse–Geissera.

Miary siły analizowanych efektów zostały przedstawione za pomocą cząstkowej Ety kwadrat (η_p^2). Siłę efektu interpretowano za pomocą następujących kryteriów: $\geq 0,2$ słaby efekt, $\geq 0,5$ średni efekt, $\geq 0,8$ silny efekt (Sullivan i Feinn, 2012). Jako test post hoc wybrano Test t dla prób zależnych. Wartości badanych parametrów zostały wyrażone w postaci średniej oraz odchylenia standardowego ($M \pm SD$).

W przypadku parametrów uzyskanych z wykorzystaniem metody TMS, których rozkład odbiegał od normalnego, to jest nachylenie krzywej I/O, została wykorzystana analiza wariacji rang Friedmana dla powtarzalnych pomiarów z analizą post hoc z zastosowaniem testu Wilcoxon. Wartości tych parametrów zostały przedstawione w ramach statystyki opisowej dodatkowo w postaci mediany wraz z kwartylem górnym oraz dolnym dla grupy. Analizowane różnice zostały uznane za istotne statystycznie, gdy $p \leq 0,05$.

Analiza statystyczna przeprowadzona została przy użyciu programu statystycznego SPSS (IBM SPSS 21.0, USA).

V WYNIKI

V 1. Wyniki analiz parametrów uzyskanych z wykorzystaniem metody TMS

W tabeli, której przedstawiono wyniki modelu wieloczynnikowej analizy wariancji GLM dla pomiarów powtarzanych, analiza ta wykazała istotny wpływ jedynie dla czynnika Sesja. Test sferyczności Mauchly’ego wykazał sferyczność analizowanych danych dla czynnika Kończyna, natomiast dla czynnika sesja nie wykazano sferyczności analizowanych danych zatem do analizy statystycznej użyto poprawki Greenhouse–Geissera. Tak samo postąpiono do porównań krzyżowych z czynnikiem Sesja (Tabela 3).

Tabela 3 Wyniki modelu Wieloczynnikowej Analizy Wariancji GLM dla parametru spoczynkowego progu motorycznego (RMT)

Czynnik	F	P	η_p^2
Sesja	F(1,887;26,420)=3,895	,035*	,218
Kończyna	F(1,14)=2,785	,117	,166
Sesja vs Kończyna	F(1,722;24,107)=0,753	,463	,051

η_p^2 –częstkowa Eta kwadrat

Wyniki modelu Wieloczynnikowej analizy wariancji GLM dla pomiarów powtarzanych, parametru max%RMT, analiza ta wykazała istotny wpływ jedynie dla czynnika Sesja. Test sferyczności Mauchly’ego wykazał sferyczność analizowanych danych dla wszystkich czynników, to jest, Sesja, Kończyna oraz porównania krzyżowego Sesja vs Kończyna (Tabela 4)

Tabela 4 Wyniki modelu Wieloczynnikowej Analizy Wariancji GLM dla parametru maksymalnego procentowego spoczynkowego progu motorycznego (max%RMT)

Czynnik	F	P	η_p^2
Sesja	F(3,42)=15,808	,000*	,530
Kończyna	F(1,14)=3,911	,068	,218
Sesja vs Kończyna	F(3,42)=0,576	,634	,040

η_p^2 – cząstkowa Eta kwadrat,

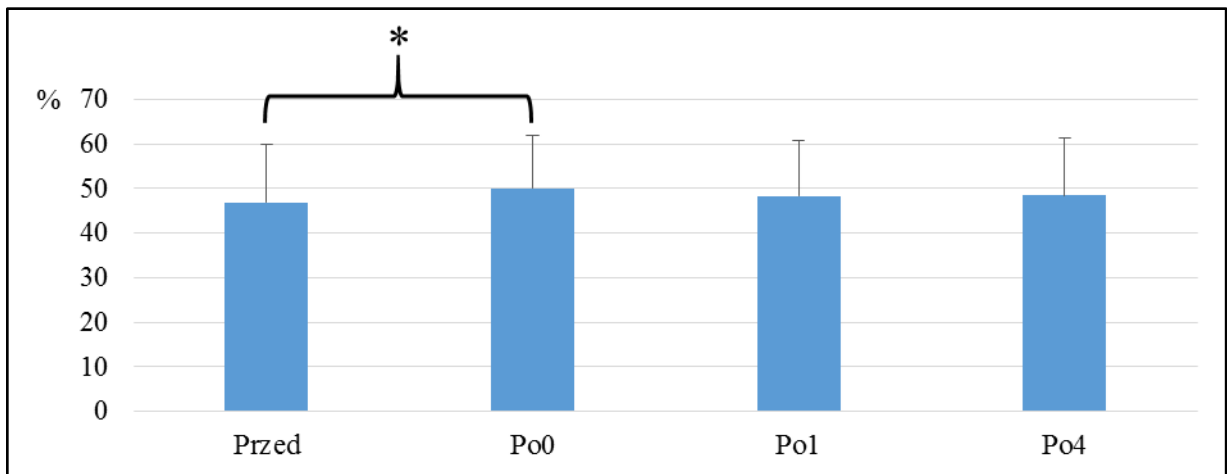
Analiza testem Shapiro-Wilka wykazała brak rozkładu normalnego dla wyników uzyskanych metodą przezczaszkowej stymulacji magnetycznej dla parametru nachylenia krzywej I/O, analiza statystyczna została wykonana za pomocą analizy wariancji (ANOVA) dla powtarzalnych pomiarów rang Friedmana z analizą post hoc testem Wilcoxon. Analiza statystyczna wykonana za pomocą analizy wariancji (ANOVA) dla powtarzalnych pomiarów rang Friedmana wykazała istotność statystyczną badanych powiązań ($p < ,016$). Wartości tych parametrów zostały wyrażone dodatkowo w postaci mediany oraz 25-ty percentyla i 75-ty percentyla. Analizowane różnice zostały uznane za istotne statystycznie, gdy $p \leq ,05$.

V 1. 1. Porównanie wyników spoczynkowego progu motorycznego (RMT) dla czterech sesji pomiarowych

Porównanie wyników RMT pomiędzy czterema sesjami: przed (Przed), po jednorazowym (Po0), tygodniu (Po1) oraz czterech tygodniach (Po4) treningu mentalnego, przeprowadzono za pomocą analizy wariancji GLM dla pomiarów powtarzanych, która to wykazała istotny wpływ treningu mentalnego na analizowany parametr ($p < ,05$). Analiza Wielkości Efektu wykazała średni efekt (Sullivan i Feinn, 2012) dla czynnika Sesja, efekt na poziomie $\eta_p^2 = ,218$. Natomiast, nie wykazano istotnie statystycznych różnic pomiędzy kończynami w żadnej z badanych sesji ($p > ,05$). Analiza Wielkości Efektu wykazała słaby efekt dla czynnika Kończyna, efekt (Sullivan i Feinn, 2012) na poziomie $\eta_p^2 = ,166$.

V 1. 1. 1. Porównanie wyników spoczynkowego progu motorycznego (RMT) dla czterech sesji pomiarowych dla półkuli prawej mózgu

Analiza post hoc testem t Studenta dla prób zależnych, wykazała istotny statystycznie wzrost RMT po jednorazowym treningu mentalnym (sesja Przed vs Po0) natomiast, nie zaobserwowano zmian w wartościach RMT dla pozostałych sesji pomiarowych ($p > ,05$), to jest Przed vs Po1, Przed vs Po4, Po0 vs Po1, Po0 vs Po4 oraz Po1 vs Po4 (Rycina 9) (Tabela 5).



Rycina 9. Wartości średnie wraz z odchyleniami standardowymi spoczynkowego progu motorycznego (RMT, wyrażone w % maksymalnej mocy stymulatora) dla prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych. Przed- sesja pomiarowa przed treningiem, Po0- sesja pomiarowa po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu. * $p < ,05$ (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych)

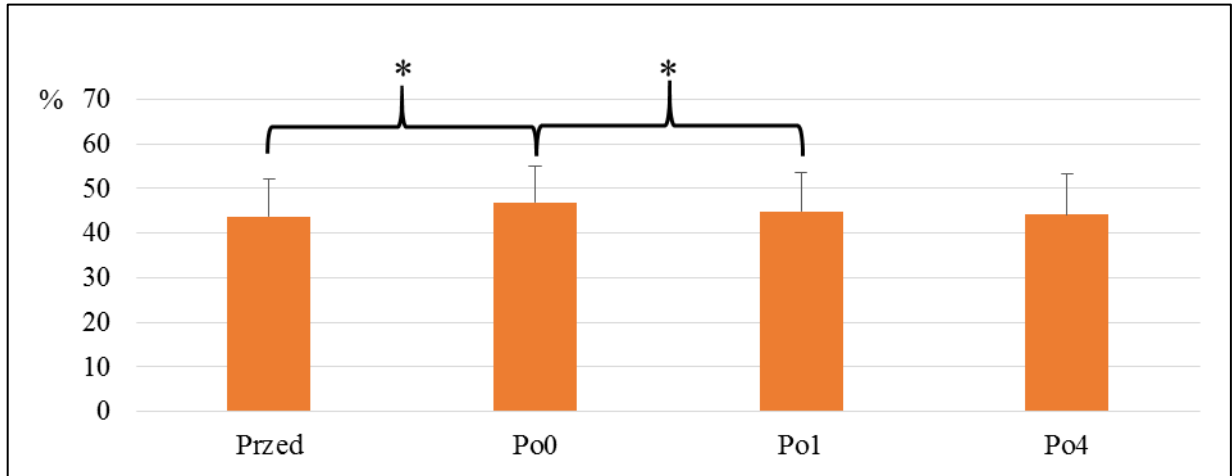
Tabela 5 Współczynniki istotności dla porównania wartości średnich RMT dla prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych: przed, po jednorazowym, tygodniu i czterech tygodniach treningu mentalnego.

	Po0	Po1	Po4	Po1	Po4	Po4
Przed	,009*					
Przed		,440				
Przed			,180			
Po0				,442		
Po0					,361	
Po1						,967

Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu. * $p < 0,05$ (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych)

V 1. 1. 2. Porównanie wyników spoczynkowego progu motorycznego (RMT) dla czterech sesji pomiarowych dla półkuli lewej mózgu

Analiza testem post hoc t Studenta, wykazała istotnie statystyczny wzrost RMT po jednorazowym treningu mentalnym (sesja Przed vs Po0) oraz spadek tej wartości po tygodniu treningu (sesja Po0 vs Po1), nie zaobserwowano zmian w wartościach RMT dla pozostałych sesji pomiarowych ($p > 0,05$), to jest Przed vs Po1, Przed vs Po4, Po0 vs Po4 oraz Po1 vs Po4 (Rycina 10)(Tabela 6).



Rycina 10. Wartości średnie wraz z odchyleniami standardowymi spoczynkowego progu motorycznego (RMT, wyrażone w % maksymalnej mocy stymulatora) dla lewej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych. Przed- sesja pomiarowa przed treningiem, Po0- sesja pomiarowa po jednorazowym treningu, Po- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu. * $p < ,05$ (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych)

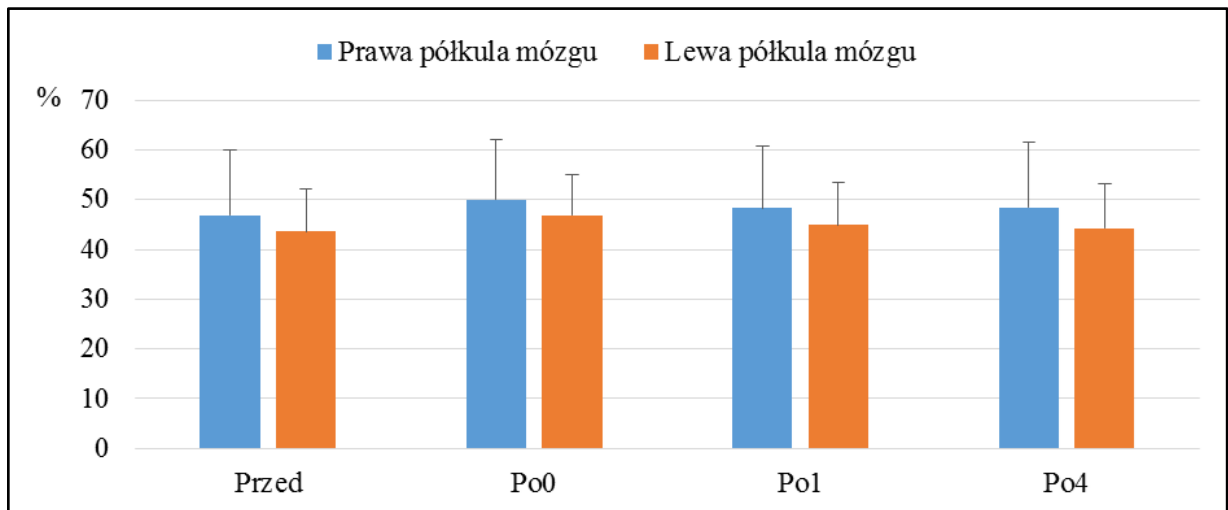
Tabela 6 Współczynniki istotności dla porównania wartości średnich RMT dla lewej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych: przed, po jednorazowym, tygodniu i czterech tygodniach treningu mentalnego.

	Po0	Po1	Po4	Po1	Po4	Po4
Przed	,004*					
Przed		,189				
Przed			,641			
Po0				,038*		
Po0					,087	
Po1						,603

Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu. * $p < ,05$ (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych)

V 1. 1. 3. Porównanie wyników spoczynkowego progu motorycznego (RMT) dla czterech sesji pomiarowych dla prawej i lewej półkuli mózgu

Analiza statystyczna Wieloczynnikowej analizy wariancji GLM, nie wykazała istotnie statystycznego wpływu czynnika Kończyna na wartość RMT pomiędzy półkulami mózgu w żadnej z czterech sesji pomiarowych ($p > ,05$). (Rycina 11)



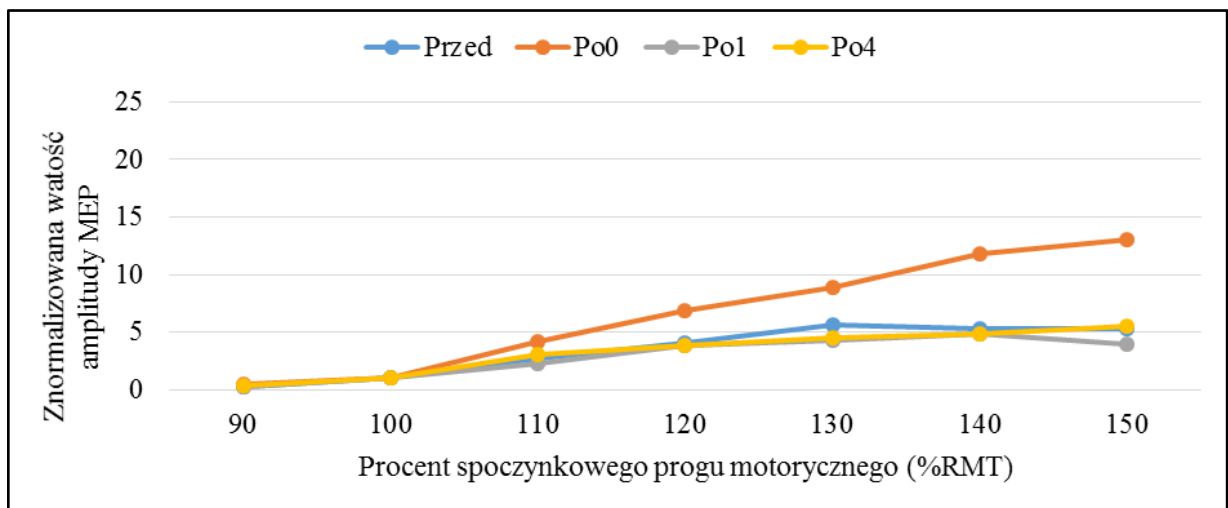
Rycina 11. Wyniki RMT dla czterech sesji pomiarowych dla prawej w stosunku do lewej półkuli mózgu. Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu

V 1. 2. Porównanie wyników krzywej zależności odpowiedzi MEP w stosunku do natężenia stymulacji

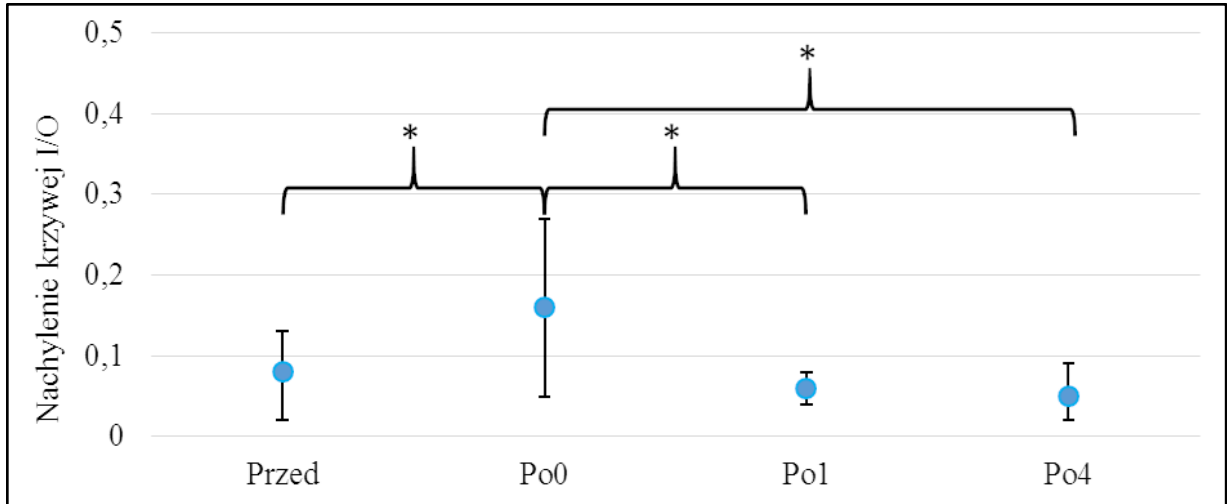
Porównanie wyników krzywej zależności odpowiedzi MEP w stosunku do natężenia stymulacji pomiędzy sesjami (Przed, Po0, Po1 i Po4) przeprowadzono za pomocą analizy wariancji powtarzanych pomiarów dla rang Friedmana która to wykazała istotny wpływ treningu mentalnego na analizowany parametr ($p < ,05$).

V 1. 2. 1. Porównanie wyników analizy krzywej zależności odpowiedzi MEP w stosunku do natężenia stymulacji dla prawej półkuli mózgu

Analiza testem post hoc Wilcoxon wykazała istotnie statystycznie wzrost nachylenia krzywej I/O bezpośrednio po jednorazowym treningu mentalnym (sesja Przed vs Po0). Następnie nastąpił istotnie statystyczny spadek wartości nachylenia krzywej I/O w stosunku do pozostałych sesji pomiarowych ($p < ,05$), to jest Po0 vs Po1, Po0 vs Po4. Dla porównania sesji Przed vs Po1, Przed vs Po4 oraz Po1 vs Po4 nie wykazano istotnych statystycznie różnic ($p > ,05$) w badanym parametrze nachylenia krzywej I/O (Rycina 13)(Tabela 7 oraz 8). Do wyrysowania Krzywej I/O wykorzystano średnie wartości znormalizowanej amplitudy MEP na każdym z poziomów stymulacji (Rycina 12).



Rycina 12. Krzywa zależności średnich odpowiedzi MEP w stosunku do natężenia stymulacji dla prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych (Krzywa I/O) . Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu



Rycina 13. Wartości mediany wraz z 25-tym i 75-tym percentylem nachylenia krzywej I/O dla prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych. Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu, * $p < ,05$ (porównania dokonano nieparametrycznym testem Wilcoxon)

Tabela 7 Wartości mediany wraz z 25-tym i 75-tym percentylem współczynnika R^2 kwadrat dla prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych.

	Przed		
	Me	25 th	75 th
R^2	,769	,427	,856
	Po0		
	Me	25 th	75 th
R^2	,837	,518	,928
	Po1		
	Me	25 th	75 th
R^2	,743	,454	,877
	Po4		
	Me	25 th	75 th
R^2	,821	,719	,910

Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu, R^2 - współczynnik R^2 , Me- Mediana, 25th – 25-ty percentyl, 75th – 75-ty percentyl.

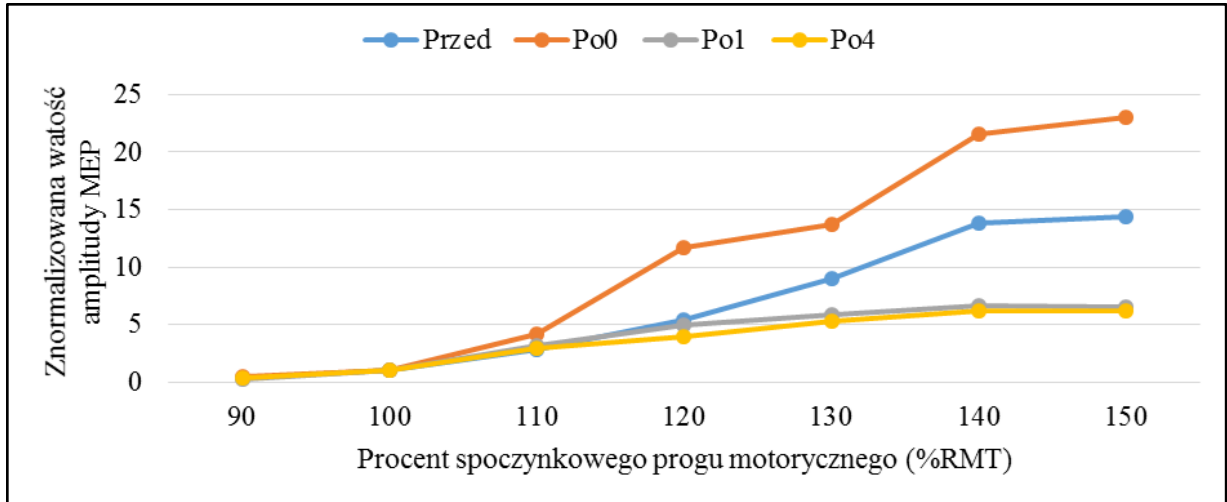
Tabela 8 Współczynniki istotności dla porównania wartości mediany nachylenia krzywej I/O dla prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych: przed, po jednorazowym, tygodniu i czterech tygodniach treningu mentalnego.

	Po0	Po1	Po4	Po1	Po4	Po4
Przed	,015*					
Przed		,394				
Przed			,955			
Po0				,011*		
Po0					,006*	
Po1						,925

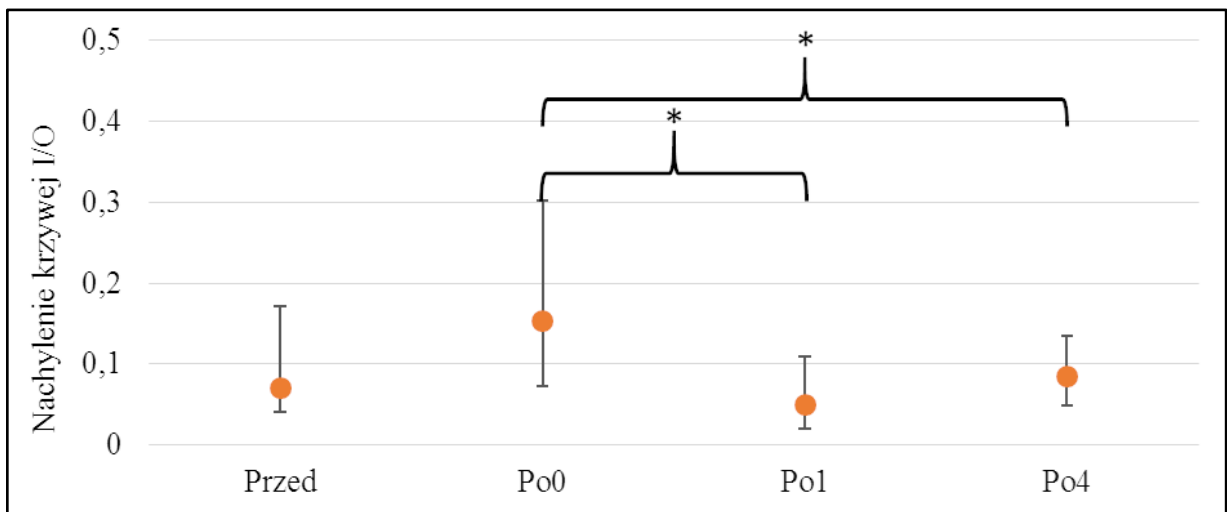
Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu. * $p < ,05$ (porównania dokonano nieparametrycznym testem Wilcoxon)

V 1. 2. 2. Porównanie wyników krzywej zależności odpowiedzi EMG w stosunku do natężenia stymulacji dla lewej półkuli mózgu

Analiza testem post hoc Wilcoxon nie wykazała istotnie statystycznego wzrostu nachylenia krzywej I/O bezpośrednio po jednorazowym treningu mentalnym (sesja Przed vs Po0; $p > ,05$). Wykazała jednak istotne statystycznie obniżenie wartości nachylenia krzywej I/O pomiędzy sesją Po0 sesjami pomiarowymi Po1 oraz Po4 ($p < ,05$). Dla porównania sesji Przed vs Po0, Przed vs Po1, Przed vs Po4 oraz Po1 vs Po4 nie wykazano istotnych statystycznie różnic ($p > ,05$) w badanym parametrze (Rycina 15) (Tabela 9 oraz 10). Do wyrysowania Krzywej I/O wykorzystano średnie wartości znormalizowanej amplitudy MEP w każdym z poziomów stymulacji (Rycina 14).



Rycina 14. Krzywa zależności odpowiedzi EMG w stosunku do natężenia stymulacji dla lewej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych. Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu



Rycina 15. Wartości mediany oraz 25-tym i 75-tym percentyla nachylenia krzywej I/O dla lewej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych. Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu, * $p < 0,05$ (porównania dokonano nieparametrycznym testem Wilcoxona)

Tabela 9 Wartości mediany wraz z 25-tym i 75-tym percentylem współczynnika R^2 kwadrat dla lewej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych.

	Przed		
	Me	25 th	75 th
R^2	,719	,516	,896
	Po0		
	Me	25 th	75 th
R^2	,745	,579	,893
	Po1		
	Me	25 th	75 th
R^2	,831	,417	,898
	Po4		
	Me	25 th	75 th
R^2	,753	,560	,894

Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu, R^2 - współczynnik R kwadrat, Me- Mediana, 25th – 25-ty percentyl, 75th – 75-ty percentyl.

Tabela 10 Współczynniki istotności dla porównania wartości mediany nachylenia krzywej I/O dla lewej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych: przed, po jednorazowym, tygodniu i czterech tygodniach treningu mentalnego.

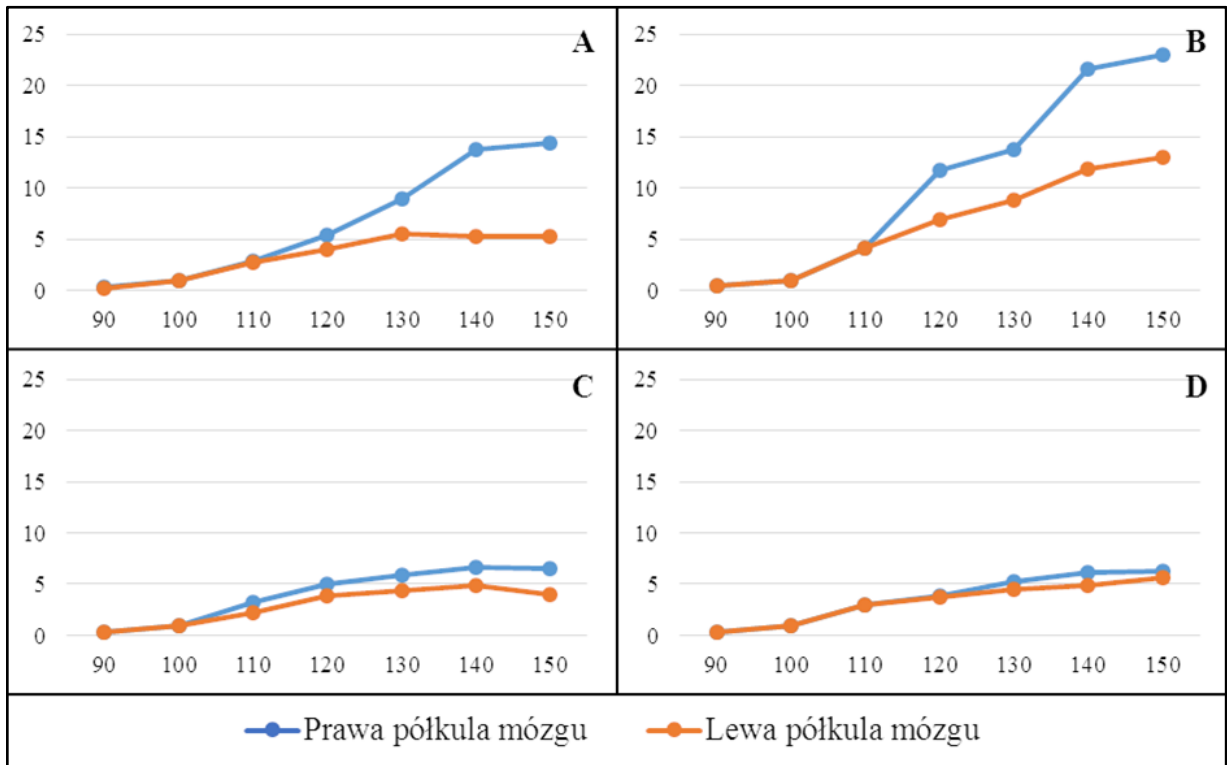
	Po0	Po1	Po4	Po1	Po4	Po4
Przed	,112					
Przed		,156				
Przed			,776			
Po0				,043*		
Po0					,017	
Po1						,650

Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu. * $p < ,05$ (porównania dokonano nieparametrycznym testem Wilcoxon)

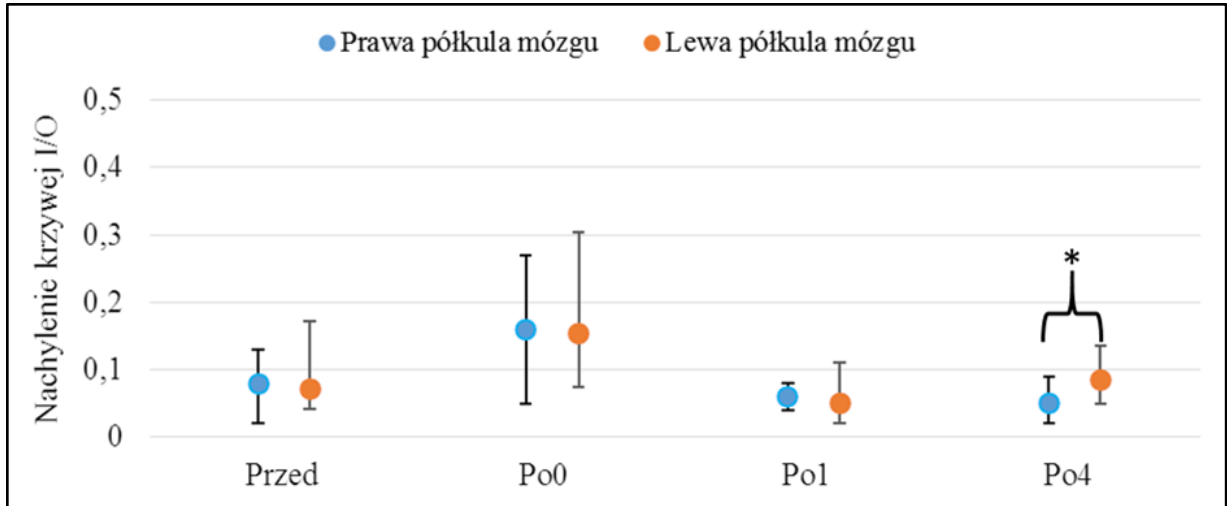
V 1. 2. 3. Porównanie wyników krzywej zależności odpowiedzi EMG w stosunku do natężenia stymulacji dla prawej i lewej półkuli mózgu

Analiza testem post hoc Wilcoxon wykazała istotne statystycznie różnice w wartościach nachylenia krzywej I/O pomiędzy prawą a lewą półkulą mózgu jedynie w sesji Po4 ($p < ,05$). W pozostałych sesjach pomiarowych wartości nachylenia krzywej I/O nie różniły

się istotnie pomiędzy półkulami mózgu (Rycina 17)(Tabela 11 i 12). Do wyrysowania Krzywej I/O wykorzystano średnie wartości znormalizowanej amplitudy MEP w każdym z poziomów stymulacji (Rycina 16).



Rycina 16. Krzywa zależności odpowiedzi EMG w stosunku do natężenia stymulacji dla lewej oraz prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych, (A) Przed - sesja przed treningiem, (B) Po0 - sesja po jednorazowym treningu, (C) Po1 - sesja po 1 tygodniu treningu, (D), Po4 - sesja po 4 tygodniach treningu



Rycina 17. Wyniki mediany wraz z 25-tym i 75-tym percentylem nachylenia krzywej I/O dla lewej oraz prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych. Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu, * $p < ,05$ (porównania dokonano nieparametrycznym testem Wilcoxon)

Tabela 11 Wartości mediany wraz z 25-tym i 75-tym percentylem współczynnika R^2 kwadrat dla lewej oraz prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych.

	R^2					
	LP			PP		
	Me	25 th	75 th	Me	25 th	75 th
Przed	,719	,516	,896	,769	,427	,856
Po0	,745	,579	,893	,837	,518	,928
Po1	,831	,417	,898	,743	,454	,877
Po4	,753	,560	,894	,821	,719	,910

Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu, R^2 - współczynnik R^2 , Me- Mediana, 25th – 25-ty percentyl, 75th – 75-ty percentyl.

Tabela 12 Porównanie wartości średnich nachylenia krzywej I/O dla lewej oraz prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych

Prawa półkula mózgu vs Lewa półkula mózgu	Przed	Po0	Po1	Po4
	,363	,281	,650	,020*

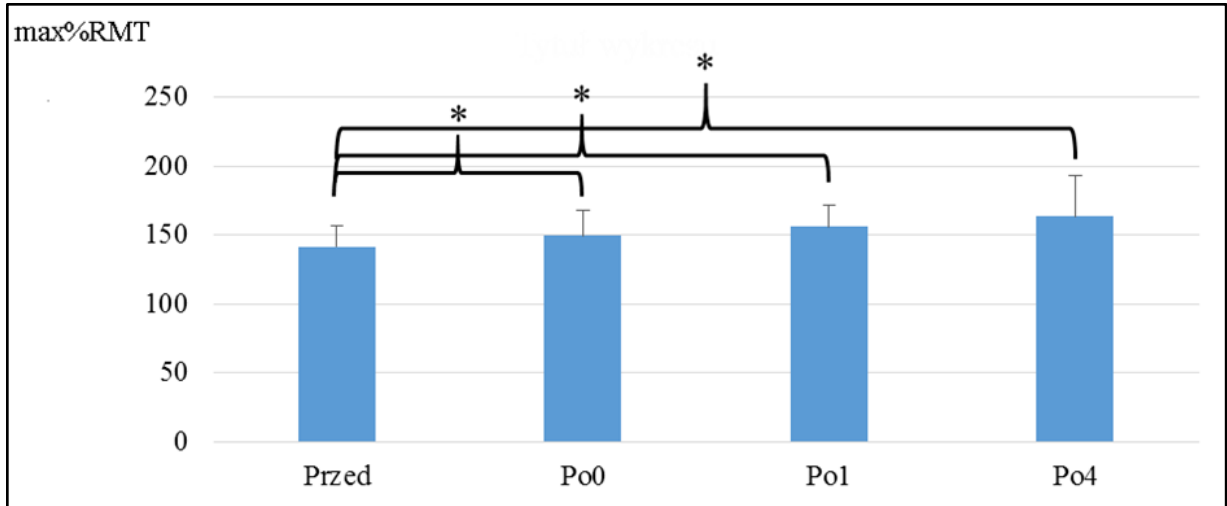
Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach trening, * $p < ,05$ (porównania dokonano nieparametrycznym testem Wilcoxon).

V 1. 3. Porównanie wyników maksymalnego progu spoczynkowego (max%RMT)

Porównanie wyników maksymalnego max%RMT pomiędzy sesjami (Przed, Po0, Po1 i Po4) przeprowadzono za pomocą analizy wariancji GLM dla pomiarów powtarzanych, która to wykazała istotny wpływ treningu mentalnego (sesji) na analizowany parametr ($p < ,05$). Analiza Wielkości Efektu wykazała średni (Sullivan i Feinn, 2012) poziom efektu dla czynnika Sesja, efekt na poziomie $\eta_p^2 = ,53$. Natomiast nie wykazała istotnie statystycznych różnic pomiędzy kończynami ($p > ,05$). Analiza Wielkości Efektu wykazała słaby (Sullivan i Feinn, 2012) poziom efektu kończyny (dominująca, niedominująca), efekt na poziomie $\eta_p^2 = ,218$.

V 1. 3. 1. Porównanie wyników maksymalnego progu spoczynkowego (max%RMT) dla prawej półkuli mózgu

Analiza testem post hoc t Studenta dla powtarzalnych pomiarów wykazała istotnie statystycznie wyższe wartości maksymalnego %RMT dla sesji przed (Przed) treningiem w stosunku do sesji bezpośrednio po pierwszym treningu (Po0), po tygodniu (Po1) jak i czterech tygodniach (Po4) treningu mentalnego ($p < ,05$). Wartości maksymalnego %RMT nie różniły się istotnie pomiędzy pozostałymi sesjami pomiarowymi, to jest Po0 vs Po1, Po0 vs Po4 oraz Po1 vs Po4 (Rycina 18)(Tabela 14).



Rycina 18. Wyniki Maksymalnego %RMT dla prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych, Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu. * $p < ,05$ (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych)

Tabela 13 Porównanie wartości średnich maksymalnego %RMT dla prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych.

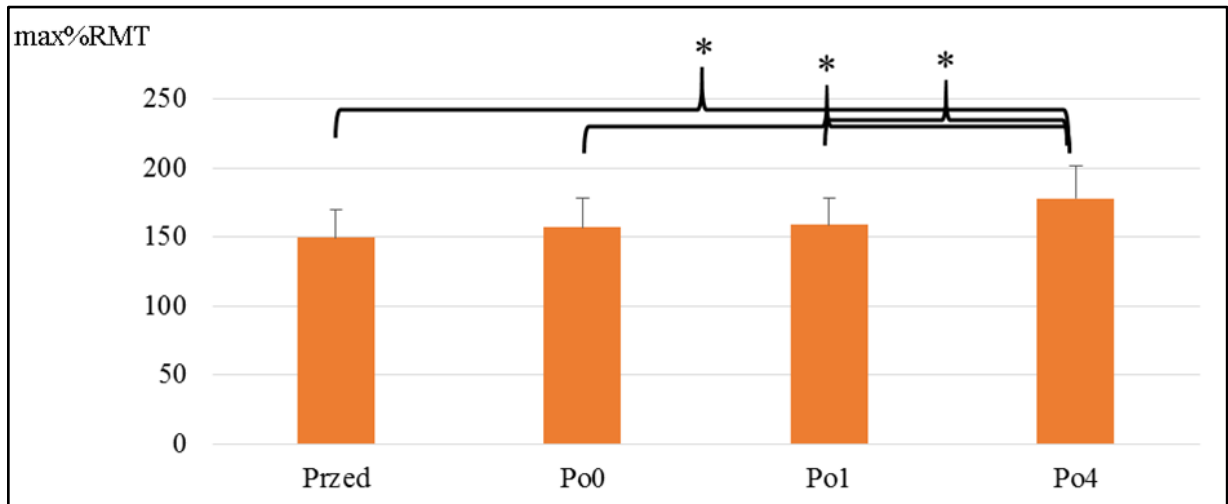
Przed	Po0	Po1	Po4	Po1	Po4	Po4
	,038*					
Przed		,012*				
Przed			,009*			
Po0				,094		
Po0					,098	
Po1						,340

Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu. * $p < ,05$ (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych).

V 1. 3. 2. Porównanie wyników maksymalnego progu spoczynkowego (max%RMT) dla lewej półkuli mózgu

Analiza testem post hoc t Studenta dla prób zależnych wykazała istotnie statystycznie wzrost maksymalnego %RMT po czterech tygodniach treningu mentalnego (Po4) w porównaniu do pozostałych sesji, Przed, Po0 oraz Po1 ($p < ,05$). Wartości maksymalnego

%RMT nie różniły się istotnie dla pozostałych sesji pomiarowych, to jest Przed vs Po0, Przed vs Po1, Po0 vs Po1. (Rycina 19)(Tabela 15).



Rycina 19. Wyniki maksymalnego %RMT dla lewej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych. Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu. * $p < ,05$ (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych)

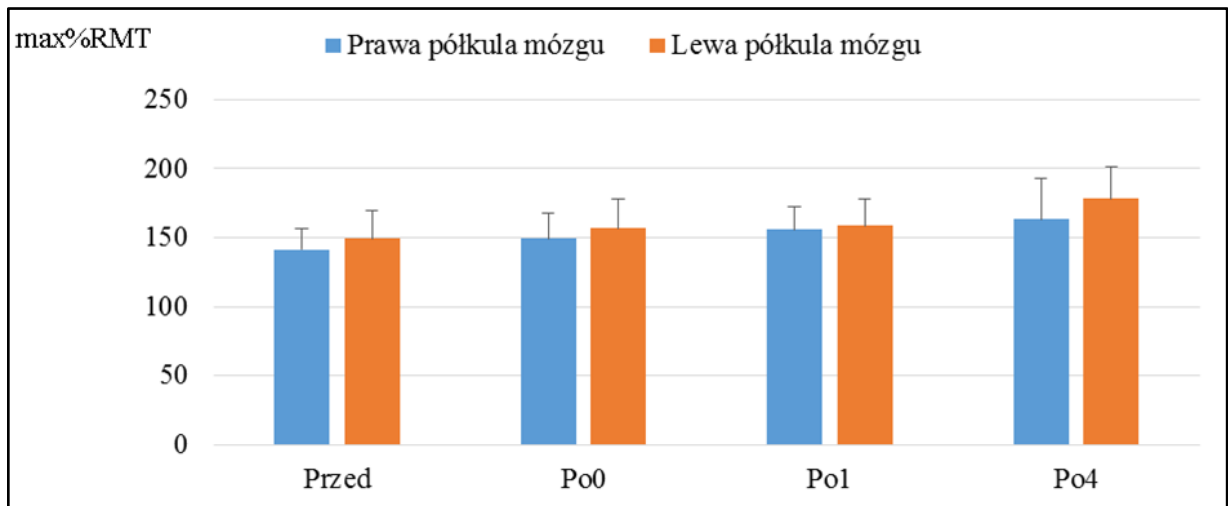
Tabela 14 Porównanie wartości średnich maksymalnego %RMT dla lewej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych.

	Po0	Po1	Po4	Po1	Po4	Po4
Przed	,136					
Przed		,154				
Przed			,006*			
Po0				,750		
Po0					,007*	
Po1						,012*

Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu. * $p < ,05$ (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych).

V 2. 3. 3. Porównanie wyników maksymalnego progu spoczynkowego (max%RMT) dla prawej i lewej półkuli mózgu

Analiza Wariancji GLM nie wykazała istotnie statystycznie różnic w maksymalnym %RMT pomiędzy prawą a lewą półkulą mózgu w żadnej z sesji pomiarowych ($p > .05$) (Rycina 20).



Rycina 20. Wyniki maksymalnego %RMT dla prawej i lewej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych. Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu

V 2. Wyniki analizy sygnału EEG amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem (MRCP) chwytu

W tabeli 15 przedstawiono wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji GLM dla pomiarów powtarzanych, analiza ta wykazała istotny wpływ jedynie lokalizacji elektrod. Test sferyczności Mauchly'ego wykazał sferyczność analizowanych danych dla czynników Sesja oraz Kończyna, natomiast dla czynnika Lokalizacja elektrod nie wykazano sferyczności analizowanych danych, zatem do analizy statystycznej użyto poprawki Greenhouse–Geissera, tak samo postąpiono do porównań krzyżowych z czynnikiem lokalizacja elektrod (Tabela 15).

Tabela 15 Wyniki modelu Wieloczynnikowej Analizy Wariancji GLM dla parametru amplitudy korowego potencjału związanego (MRCP) z wykonywaniem chwytu

Czynnik	F	P	η_p^2
Sesja	F(1,24)=2,115	,159	,081
Kończyna	F(1,24)=0,000	,991	,000
Lokalizacja elektrod	F(4,051;97,233)=15,169	,000*	,387
Sesja vs Kończyna	F(1,24)=0,000	,989	,000
Sesja vs Lokalizacja elektrod	F(5,794;139,044)=0,840	,538	,034
Kończyna vs Lokalizacja elektrod	F(5,669;136,067)=2,463	,030*	,093
Sesja vs Kończyna vs Lokalizacja elektrod	F(8,089;194,142)=0,610	,770	,025

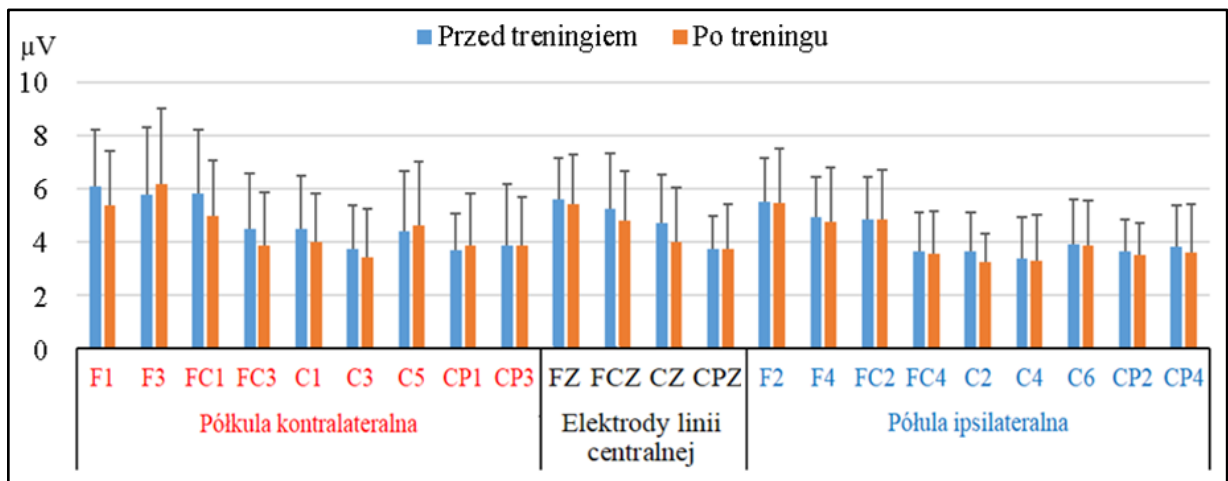
η_p^2 – cząstkowa Eta kwadrat,

V 2. 1. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem (MRCP) chwytu przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu sięgania po książkę

Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji GLM dla pomiarów powtarzanych, wykazały brak istotnego statystycznie wpływu treningu (sesji) na aktywność kory mózgu podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą oraz niedominującą $p > ,05$. Test sferyczności Mauchly's wykazał sferyczność analizowanych danych ($p < 1,00$). Analiza Wielkości Efektu (z ang. Effect size) wykazała wysoki (Sullivan i Feinn, 2012) efekt wpływu treningu mentalnego na wartość amplitudy EEG i wynosił $\eta_p^2 = ,81$.

V 2. 1. 1. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu sięgania po książkę kończyną dominującą (prawą), elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (lewą), w strefie elektrod linii centralnej oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (prawą)

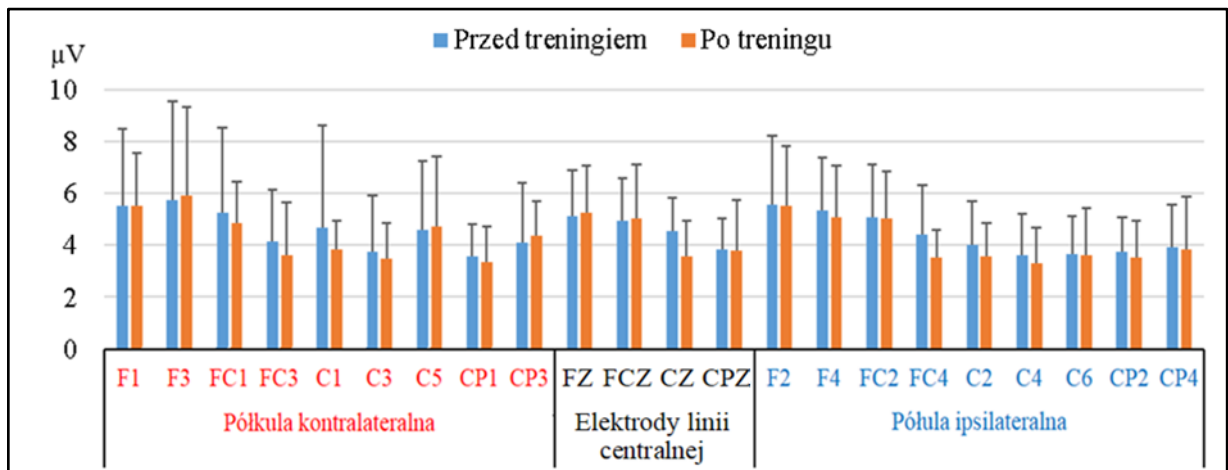
Średnie amplitudy MRCP [μV] z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu zostały przedstawione na rycinie poniżej (Rycina 21).



Rycina 21. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu **kończyną dominującą (prawą)** przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym dla wybranych elektrod zlokalizowanych na półkuli kontralateralnej w linii centralnej oraz półkuli ipsilateralnej. Elektrody zlokalizowane na półkuli ipsilateralnej zaznaczone kolorem niebieskim, elektrody linii centralnej zaznaczone kolorem czarnym oraz elektrody zlokalizowane na półkuli kontralateralnej zaznaczone kolorem czerwonym

V 2. 1. 2. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu sięgania po książkę kończyną niedominującą (lewą), elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (prawą), w strefie elektrod linii centralnej oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (lewą)

Średnie amplitudy MRCP [μV] z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu zostały przedstawione na rycinie poniżej (Rycina 22).



Rycina 22. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu **kończyną niedominującą (lewą)** przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym dla poszczególnych elektrod zlokalizowanych na półkuli kontralateralnej w linii centralnej oraz półkuli ipsilateralnej. Elektrody zlokalizowane na półkuli kontralateralna zaznaczone kolorem czerwonym, elektrody linii centralnej zaznaczone kolorem czarnym oraz elektrody zlokalizowane na półkuli ipsilateralna zaznaczone kolorem niebieskim (porównania dokonano testem t dla prób zależnych)

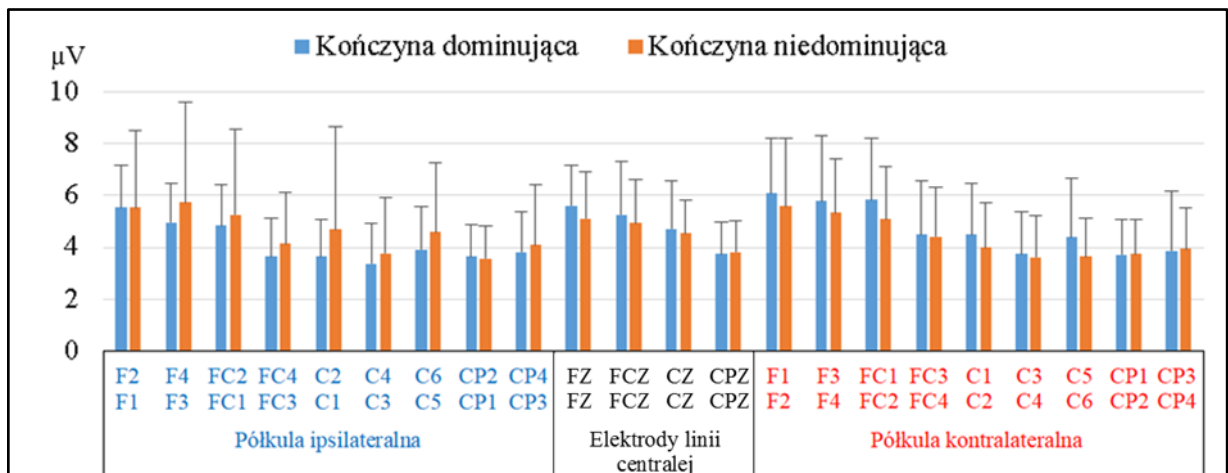
V 2. 2. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP), dla kończyny dominującej i niedominującej

Wyniki analizy statystycznej wykonanej z zastosowaniem wieloczynnikowej analizy wariancji GLM, wykazały brak istotnego statystycznie wpływu dominacji kończyny górnej na aktywność kory mózgu podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą oraz niedominującą ($p > .05$). Test sferyczności Mauchly's wykazał sferyczność analizowanych

danych. Analiza Wielkości Efektu (z ang. Effect size) wykazała słaby (Sullivan i Feinn, 2012) efekt wpływu kończyny (dominująca, niedominująca) na wartość amplitudy MRCP podczas wykonania chwytu $\eta_p^2 = ,000$.

V 2. 2. 1. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) pomiędzy kończyną dominującą (prawą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (lewą), w strefie elektrod linii centralnej oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (prawą) i niedominującą (lewą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (prawą), w strefie elektrod linii centralnej oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (lewą) w sesji przed treningiem

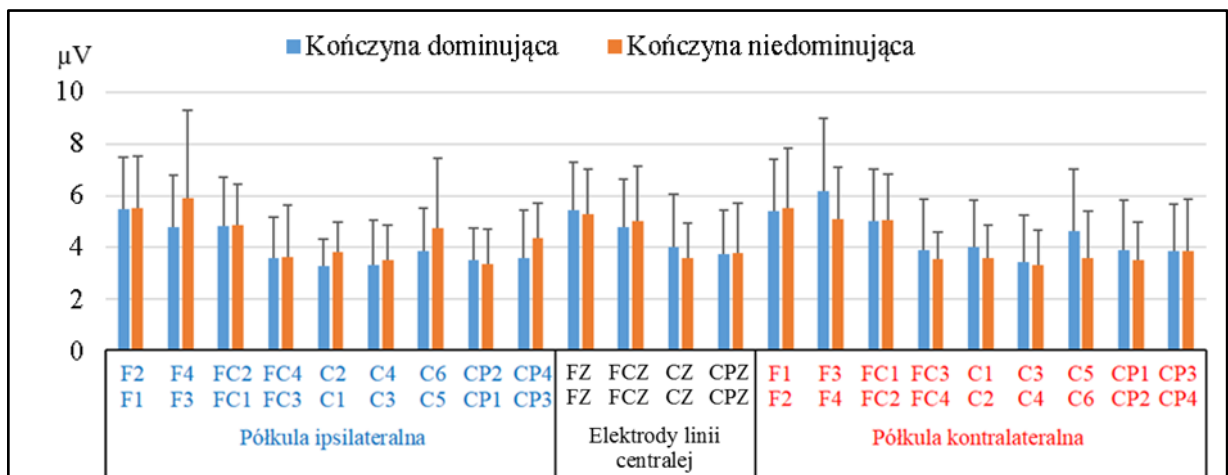
Średnie amplitudy MRCP [μV] z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu zostały przedstawione na rycinie poniżej (Rycina 23).



Rycina 23. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu **kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą)** przed czterotygodniowym treningu mentalnym. Półkula kontralateralna elektrody zaznaczone kolorem czerwonym, elektrody linii centralnej zaznaczone kolorem czarnym oraz półkula ipsilateralna zaznaczona kolorem niebieskim

V 2. 2. 2. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) pomiędzy kończyną dominującą (prawą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (lewą), w strefie elektrod linii centralnej oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (prawą) i niedominującą (lewą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (prawą), w strefie elektrod linii centralnej oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (lewą) w sesji po treningu

Średnie amplitudy MRCP [μV] z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu zostały przedstawione na rycinie poniżej (Rycina 24).



Rycina 24. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu **kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą)** po czterotygodniowym treningu mentalnym. Półkula prawa elektrody zaznaczone kolorem czerwonym, elektrody linii centralnej zaznaczone kolorem szarym oraz półkula lewa zaznaczona kolorem czarnym

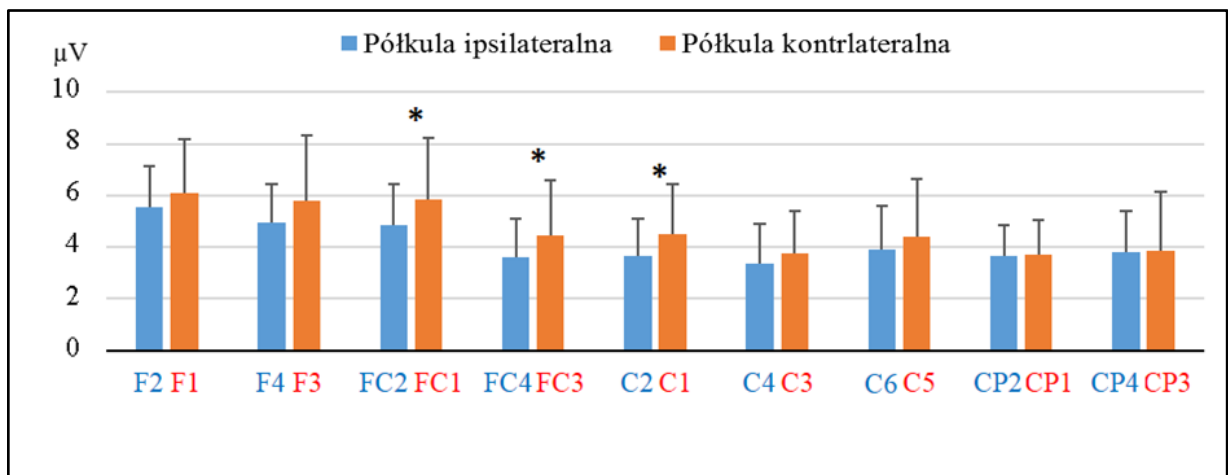
V 2. 3. Porównanie wartości amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu w różnych obszarach korowych

Wyniki analizy statystycznej przy pomocy Wieloczynnikowej analizy wariancji GLM, wykazały istotny statystycznie wpływ Lokalizacji elektrod ($p < .05$) oraz czynnika krzyżowego: Kończyna i Lokalizacja elektrod ($p < .05$) na aktywność kory mózgu wybranych obszarów podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą oraz niedominującą. Test sferyczności Mauchly's nie wykazał sferyczności analizowanych danych dla czynnika głównego i krzyżowego. Analiza Wielkości Efektu wykazała średni (Sullivan i Feinn, 2012) efekt

na poziomie $\eta_p^2 = ,387$ dla czynnika głównego oraz wysoki dla czynnika krzyżowego $\eta_p^2 = ,093$.

V 2. 3. 1. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) przed czterotygodniowym treningiem mentalnym ruchu sięgania do chwytu kończyną dominującą (prawą) pomiędzy elektrodami zlokalizowanymi nad kontralateralną a ipsilateralną półkulą mózgu

Średnie amplitudy MRCP [μV] z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu zostały przedstawione na rycinie poniżej (Rycina 25). Przeprowadzona analiza wykazała istotne statystycznie różnice ($p < ,05$) w wartościach amplitud MRCP dla 3 z 9 par elektrod dla sesji Przed, związanych z wykonywaniem chwytu kończyną dominującą (prawą) pomiędzy półkulą kontra i ipsilateralną. Wartości opisywanych amplitud różniły się istotnie ($p < ,05$) dla par elektrod FC1 vs FC2, FC3 vs FC4 oraz C1 vs C2 (Tabela 16).



Rycina 25. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą (prawą) pomiędzy półkulą ipsi i kontralateralną przed czterotygodniowym treningiem mentalnym ruchu. Półkula ipsilateralna elektrody zaznaczone kolorem niebieskim, półkula kontralateralna zaznaczona kolorem czerwonym. * $p < ,05$ (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych)

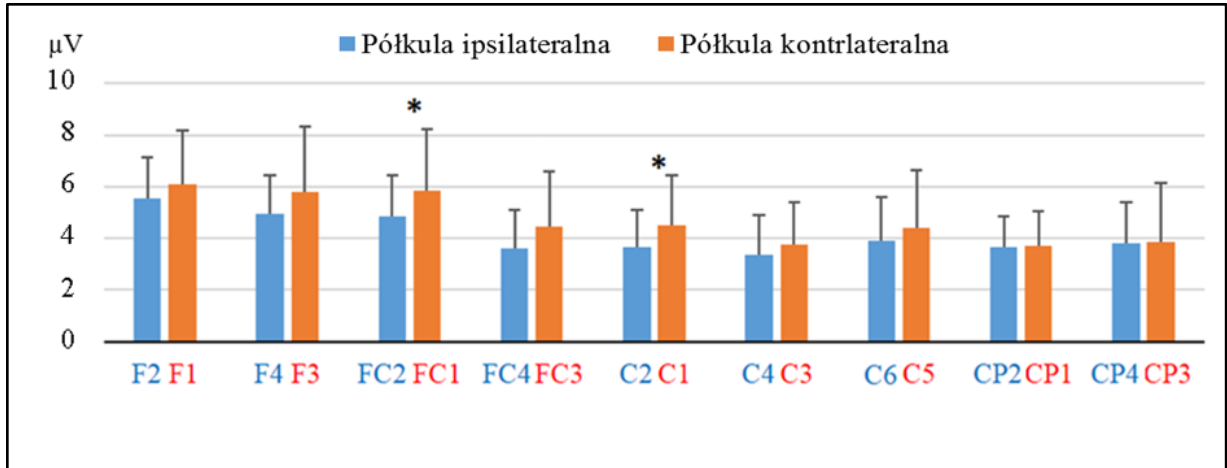
Tabela 16 Porównania wartości średnich amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą pomiędzy półkulą kontra i ipsilateralną przed treningiem mentalnym ruchu.

PI	F2	F4	FC2	FC4	C2	C4	C6	CP2	CP4
PK									
F1	,076								
F3		,068							
FC1			,003*						
FC3				,028*					
C1					,022*				
C3						,168			
C5							,179		
CP1								,754	
CP3									,909

PI- półkula ipsilateralna, PK- półkula kontralateralna, Półkula kontralateralna elektrody zaznaczone kolorem czarnym, półkula ipsilateralna zaznaczona kolorem czerwonym, * $p < ,05$ (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych).

V 2. 3. 2. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) po czterotygodniowym treningiem mentalnym ruchu sięgania do chwytu kończyną dominującą (prawą) pomiędzy elektrodami zlokalizowanymi nad kontralateralną a ipsilateralną półkulą mózgu

Średnie amplitudy MRCP [μV] z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu zostały przedstawione na rycinie poniżej (Rycina 26). Przeprowadzona analiza statystyczna wykazała istotne statystycznie różnice ($p < ,05$) w wartościach amplitud MRCP dla 2 z 9 par elektrod dla sesji Po4, związanych z wykonywaniem chwytu kończyną dominującą (prawą) pomiędzy półkulą ipsilateralną a kontralateralną. Wartości opisywanych amplitud różniły się istotnie ($p < ,05$) dla par elektrod F3vsF4, oraz C1vsC2) (Tabela 17).



Rycina 26. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą (prawą) pomiędzy półkulą ipsi i kontralateralną po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu. Półkula ipsilateralna elektrody zaznaczone kolorem czerwonym, półkula kontralateralna zaznaczona kolorem czarnym, * $p < ,05$ (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych)

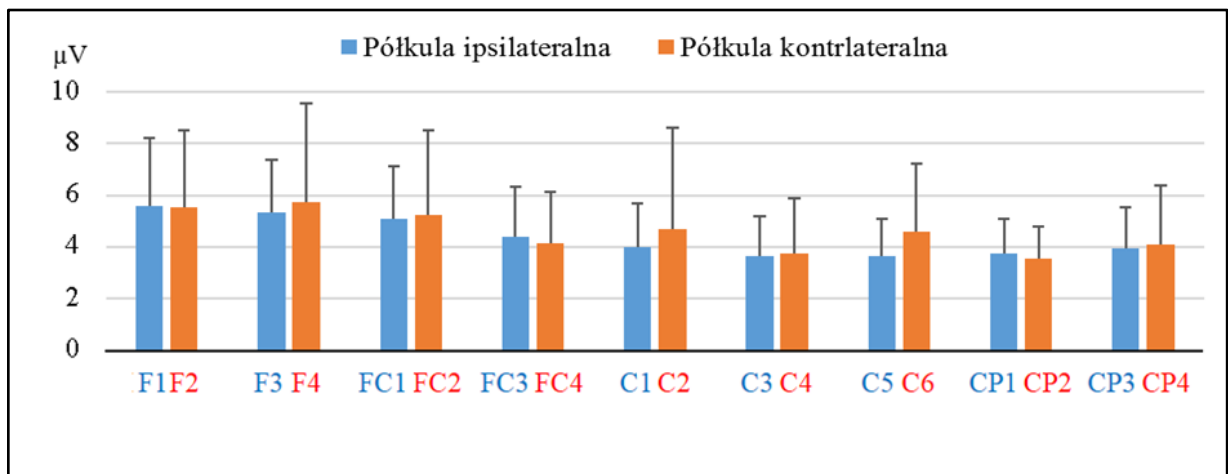
Tabela 17 Porównania wartości średnich amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą (prawą) pomiędzy półkulą kontra i ipsilateralną po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu.

PI	F2	F4	FC2	FC4	C2	C4	C6	CP2	CP4
PK									
F1	,753								
F3		,004*							
FC1			,531						
FC3				,383					
C1					,037*				
C3						,726			
C5							,263		
CP1								,175	
CP3									,384

PI- półkula ipsilateralna, PK- półkula kontralateralna, Półkula kontralateralna elektrody zaznaczone kolorem czarnym, półkula ipsilateralna zaznaczona kolorem czerwonym, * $p < ,05$ (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych).

V 2. 3. 3. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) przed czterotygodniowym treningiem mentalnym ruchu sięgania do chwytu kończyną niedominującą (lewą) pomiędzy elektrodami zlokalizowanymi nad kontralateralną a ipsilateralną półkulą mózgu

Średnie amplitudy MRCP [μV] z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu zostały przedstawione na rycinie poniżej (Rycina 27). Przeprowadzona analiza statystyczna nie wykazała istotnie statystycznie różnic ($p > ,05$) dla sesji Przed, związanych z wykonywaniem chwytu kończyną niedominującą (lewą) pomiędzy półkulą kontra- i ipsilateralną. (Tabela 18).



Rycina 27. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu kończyną niedominującą (lewą) pomiędzy półkulą ipsi i kontralateralną przed czterotygodniowym treningiem mentalnym ruchu. Półkula ipsilateralna elektrody zaznaczone kolorem czerwonym, półkula kontralateralna zaznaczona kolorem czarnym

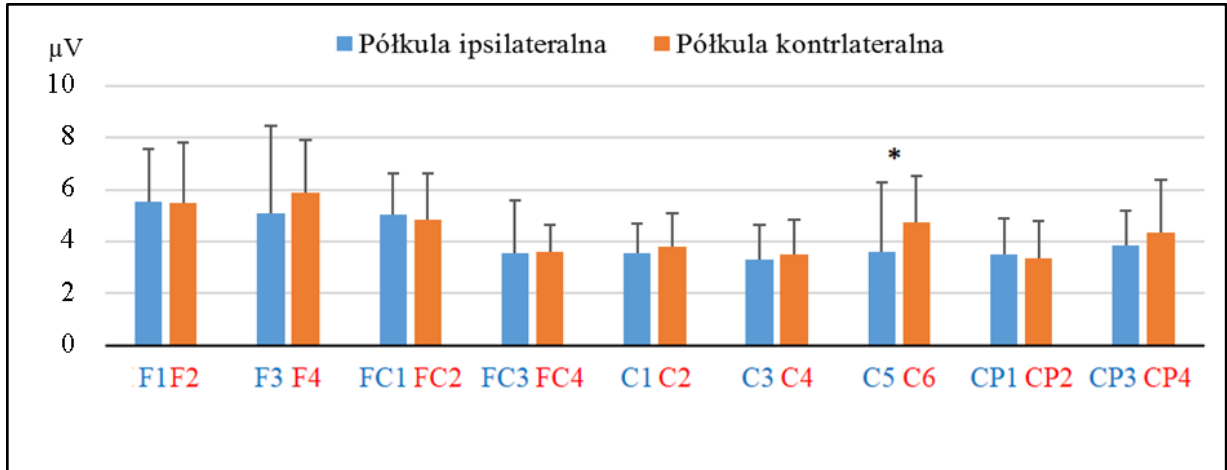
Tabela 18 Porównania wartości średnich amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu kończyną niedominującą (lewą) dla półkuli kontra i ipsilateralnej przed treningiem mentalnym ruchu.

PK	F2	F4	FC2	FC4	C2	C4	C6	CP2	CP4
PI									
F1	,870								
F3		,516							
FC1			,690						
FC3				,519					
C1					,449				
C3						,762			
C5							,099		
CP1								,450	
CP3									,740

PI- półkula ipsilateralna, PK- półkula kontralateralna, Półkula kontralateralna elektrody zaznaczone kolorem czarnym, półkula ipsilateralna zaznaczona kolorem czerwonym.

V 2. 3. 4. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) po czterotygodniowym treningiem mentalnym ruchu sięgania do chwytu kończyną niedominującą (lewą) pomiędzy elektrodami zlokalizowanymi nad kontralateralną [F2, F4, FC2, FC4, C2, C4, C6, CP2, CP4] a ipsilateralną [F1, F3, FC1, FC3, C1, C3, C5, CP1, CP3] półkulą mózgu

Średnie amplitudy MRCP [μV] z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu zostały przedstawione na rycinie poniżej (Rycina 28). Przeprowadzona analiza statystyczna wykazała istotne statystycznie różnice ($p < ,05$) w wartościach amplitud MRCP dla 1 z 9 par elektrod dla sesji Po4, związanych z wykonywaniem chwytu kończyną niedominującą (lewą) pomiędzy półkulą kontra- i ipsilateralną. Wartości opisywanych amplitud różniły się istotnie ($p < ,05$) dla pary elektrod C5vsC6) (Tabela 19).



Rycina 28. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu kończyną niedominującą (lewą) pomiędzy półkulą ipsi i kontrlateralną po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu. Półkula ipsilateralna elektrody zaznaczone kolorem czerwonym, półkula kontrlateralna zaznaczona kolorem czarnym, * $p < ,05$ (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych)

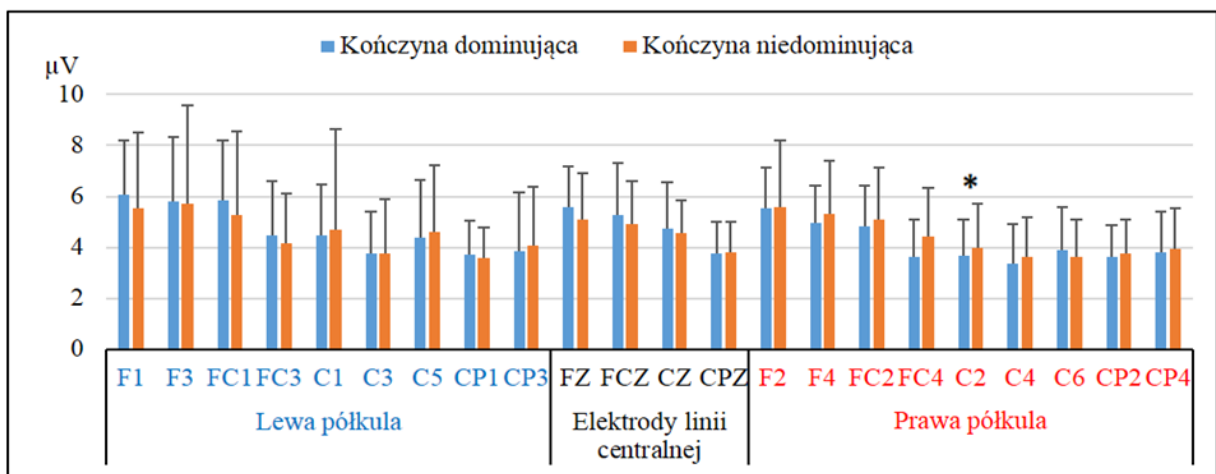
Tabela 19 Porównania wartości średnich amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu kończyną niedominującą (lewą) pomiędzy półkulą kontra- i ipsilateralną po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu.

PK	F2	F4	FC2	FC4	C2	C4	C6	CP2	CP4
PI									
F1	,948								
F3		,244							
FC1			,587						
FC3				,883					
C1					,356				
C3						,498			
C5							,027*		
CP1								,325	
CP3									,176

PI- półkula ipsilateralna, PK- półkula kontrlateralna, półkula kontrlateralna elektrody zaznaczone kolorem czerwonym, półkula ipsilateralna zaznaczona kolorem niebieskim, * $p < ,05$ (porównania dokonano testem t dla prób zależnych).

V 2. 3. 5. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) pomiędzy kończyną dominującą (prawą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (lewą), w strefie elektrod linii centralnej oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (prawą) i niedominującą (lewą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (prawą), w strefie elektrod linii centralnej oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (lewą) w sesji przed treningiem

Średnie amplitudy MRCP [μV] z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu zostały przedstawione na rycinie poniżej (Rycina 29). Przeprowadzona analiza statystyczna wykazała, że wartości amplitud MRCP związanych z wykonywaniem chwytu kończyną dominującą w stosunku do kończyny niedominującej były istotnie wyższe ($p < ,05$) dla 1 z 22 elektrod dla sesji Przed. Wartości opisywanych amplitud różniły się istotnie ($p < ,05$) dla elektrody FC4 (Tabela 20).



Rycina 29. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) przed czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu. Półkula prawa elektrody zaznaczone kolorem czerwonym, elektrody linii centralnej zaznaczone kolorem czarnym oraz półkula lewa zaznaczona kolorem niebieskim. * $p < ,05$ (porównania dokonano testem t dla prób zależnych)

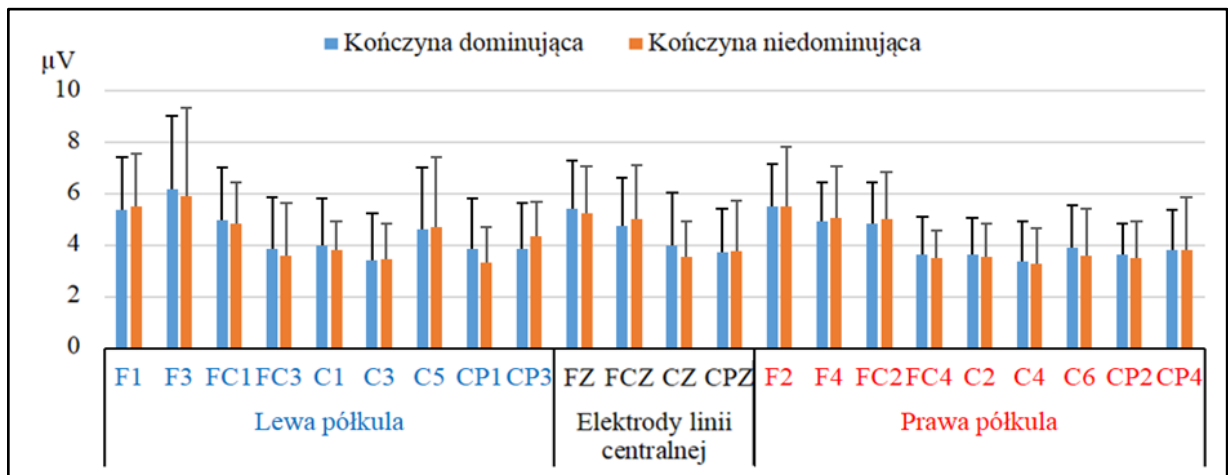
Tabela 20 Porównania wartości średnich amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą i niedominującą przed czterotygodniowym treningu (Przed).

KD	F1	F3	FC1	FC3	C1	C3	C5	CP1	CP3	FZ	FCZ	CZ	CPZ	F2	F4	FC2	FC4	C2	C4	C6	CP2	CP4	
KND																							
F1	,70																						
F3		,92																					
FC1			,10																				
FC3				,25																			
C1					,75																		
C3						,98																	
C5							,53																
CP1								,62															
CP3									,48														
FZ										,14													
FCZ											,27												
CZ												,58											
CPZ													,83										
F2														,89									
F4															,27								
FC2																,41							
FC4																	,04*						
C2																		,28					
C4																			,48				
C6																				,50			
CP2																					,70		
CP4																							,73

KD- Kończyna dominująca, KND- kończyna niedominująca, półkula prawa elektrody zaznaczone kolorem czerwonym, elektrody linii centralnej zaznaczone kolorem czarnym oraz półkula lewa zaznaczona kolorem niebieskim, * $p < ,05$ (porównania dokonano testem t dla prób zależnych).

V 2. 3. 6. Porównanie wyników amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem chwytu (MRCP) pomiędzy kończyną dominującą (prawą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (lewą), w strefie elektrod linii centralnej oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (prawą) i niedominującą (lewą) elektrod zlokalizowanych nad kontralateralną półkulą mózgu (prawą), w strefie elektrod linii centralnej oraz nad ipsilateralną półkulą mózgu (lewą) w sesji Po4

Średnie amplitudy MRCP [μV] z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu zostały przedstawione na rycinie poniżej (Rycina 30). Przeprowadzona analiza statystyczna nie wykazała istotnych statystycznie różnic w wartościach amplitud MRCP związanych z wykonywaniem chwytu kończyną dominującą w stosunku do kończyny niedominującej dla sesji Po ($p > .05$) (Tabela 21).



Rycina 30. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu **kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą)** po czterotygodniowym treningu mentalnym. Półkula prawa elektrody zaznaczone kolorem czerwonym, elektrody linii centralnej zaznaczone kolorem szarym oraz półkula lewa zaznaczona kolorem czarnym

Tabela 21 Porównania wartości średnich amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą i niedominującą po czterotygodniowym treningu (Po4).

KD	F1	F3	FC1	FC3	C1	C3	C5	CP1	CP3	FZ	FCZ	CZ	CPZ	F2	F4	FC2	FC4	C2	C4	C6	CP2	CP4	
KND																							
F1	,79																						
F3		,67																					
FC1			,64																				
FC3				,55																			
C1					,45																		
C3						,88																	
C5							,87																
CP1								,28															
CP3									,25														
FZ										,73													
FCZ											,53												
CZ												,35											
CPZ													,97										
F2														,89									
F4															,56								
FC2																,54							
FC4																	,92						
C2																		,31					
C4																			,99				
C6																				,99			
CP2																					,98		
CP4																						,98	,58

KD- Kończyna dominująca, KND- kończyna niedominująca, półkula prawa elektrody zaznaczone kolorem czerwonym, elektrody linii centralnej zaznaczone kolorem czarnym oraz półkula lewa zaznaczona kolorem niebieskim, * $p < ,05$ (porównania dokonano testem t dla prób zależnych). (porównania dokonano testem t dla prób zależnych).

VI DYSKUSJA

Celem dysertacji była ocena wpływu kinestetycznego treningu mentalnego wyobrażania ruchu sięgania i chwytu na pobudliwość kory ruchowej prawej i lewej półkuli mózgu oraz na czynność bioelektryczną kory mózgu podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą i niedominującą u osób zdrowych.

Do sprawdzenia postawionych hipotez wykorzystano dwie metody: elektroencefalografię (EEG) i przezczaszkową stymulację magnetyczną mózgu (TMS). W niniejszej pracy za pomocą TMS badano zmiany pobudliwości pierwszorzędowej kory ruchowej oraz wrażliwość ośrodków korowo-rdzeniowych na stymulację polem magnetycznym zachodzących pod wpływem pojedynczej sesji treningowej, tygodniowego oraz czterotygodniowego treningu mentalnego. Na jednorazowy trening składało się po 30 powtórzeń wyobrażenia ruchu sięgania i chwytu dla kończyny dominującej oraz niedominującej. Pomiary po tygodniu treningu obejmowały wyniki wpływu 3 sesji treningowych, w sumie 90 powtórzeń dla każdej kończyny (trzy sesje treningowe), a po czterech tygodniach treningu- 360 powtórzeń na każdą z kończyn (12 sesji treningowych). Metoda EEG została wykorzystana do zbadania wpływu czterotygodniowego treningu mentalnego na czynność kory mózgu wybranych ośrodków podczas wykonywania zadania chwytu kończyną dominującą oraz niedominującą.

Analiza uzyskanych wyników pobudliwości M1 oraz wrażliwości ośrodków korowo-rdzeniowych na stymulację polem magnetycznym przy użyciu metody TMS wykazała, że właściwości te zmieniają się pod wpływem treningu mentalnego. Jednorazowa sesja treningowa wpłynęła podobnie na pobudliwość kory pierwszorzędowej podczas stymulacji polem magnetycznym prawej, jak i lewej półkuli mózgu. Natomiast odmiennie na wrażliwość korowo-rdzeniową (nastąpił wzrost wrażliwości tylko dla półkuli prawej). Kontynuacja treningu (pomiar przeprowadzone po tygodniu oraz czterech tygodniach treningu mentalnego) nie spowodowała dalszego obniżania pobudliwości M1, a jej wartość wróciła do wartości uzyskanych przed treningiem mentalnym. Podobne zachowanie zanotowano dla wartości nachylenia krzywej I/O, co znaczy, że wrażliwość ośrodków korowo-rdzeniowych

na zastosowane natężenie pola magnetycznego również spadła. Uzyskane wyniki wiązać się mogą z kilkoma mechanizmami plastyczności układu nerwowego na skutek powtarzanych zadań wyobrażenia ruchu. Jednym z procesów poznawczych, który jest kluczowy w mechanizmach uczenia się jest uwaga. Podczas uczenia się nowych zadań motorycznych większą uwagę przykładają się trudniejszych aspektów wykonywanego zadania. Nieco inaczej zachowywał się dodatkowy parametr max%RMT, który może ukazywać wrażliwość ośrodków korowo-rdzeniowych, głównie procesów hamujących, na wzrastającą wartość natężenia stymulatora. Analiza tego parametru wskazała, że wrażliwość procesów hamujących na natężenie pola magnetycznego pod wpływem treningu mentalnego maleje. Dla półkuli prawej zaobserwowano wzrost już po jednorazowej sesji treningu, natomiast dla półkuli lewej dopiero po czterech tygodniach treningu mentalnego. Otrzymane wyniki niniejszego eksperymentu z wykorzystaniem TMS wskazują na indukowanie procesów neuroplastycznych treningiem mentalnym ruchu sięgania i chwytu. Odmienne wpływy treningu mentalnego na zachowanie wrażliwości ośrodków korowo-rdzeniowych na zadane natężenie (krzywa I/O) oraz na rosnące natężenie (max%RMT) może mieć różnica w doświadczeniu w wykonywaniu zadań pomiędzy kończynami i intensywniejszy proces uczenia się dla kończyny niedominującej.

Przeprowadzona analiza uzyskanych danych wykazała, że czterotygodniowy trening mentalny ruchu sięgania i chwytu nie spowodował istotnych zmian w wartości amplitudy EEG podczas fizycznego wykonywania chwytu kończyną dominującą oraz niedominującą. Nie zaobserwowano również różnic w aktywności kory mózgu pomiędzy wykonaniem chwytu kończyną dominującą a niedominującą. Natomiast zaobserwowano różnicę w aktywacji półkuli kontra do ipsilateralnej podczas wykonywania chwytu przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym. Różnica ta dotyczyła wyższej aktywności korowej półkuli kontralateralnej w stosunku do ipsilateralnej w rejonie M1 podczas wykonania chwytu kończyną niedominującą po treningu mentalnym. Wyższa amplituda sygnału EEG obszarów M1 po kontralateralnej stronie podczas wykonania chwytu po czterotygodniowym treningu może wskazywać na proces uczenia się tego zadania oraz większy udział tych obszarów w wykonaniu tego ruchu.

VI 1. Wpływ treningu mentalnego ruchu sięgania i chwytu na pobudliwość korowo-rdzeniową oraz kory pierwszorzędowej ocenianą z zastosowaniem TMS

W świetle wyników uzyskanych dzięki metodzie TMS, jednorazowy trening mentalny spowodował inne/odmienne efekty w stosunku do tego tygodniowego i czterotygodniowego. Dlatego fragment dyskusji im poświęcony został podzielony na dwie części dla przejrzystości interpretacji wyników (z czego 1.1. dotyczy wpływu jednorazowego treningu, a 1.2. dotyczy wpływu tygodniowego oraz czterotygodniowego treningu mentalnego).

VI 1. 1. Wpływ jednorazowej sesji treningu mentalnego ruchu sięgania i chwytu na pobudliwość korowo-rdzeniową oraz kory pierwszorzędowej

Często stosowanym wskaźnikiem pobudliwości korowo-rdzeniowej jest amplituda MEP (Li, 2007; Ruffino i wsp., 2017). W niniejszej pracy wykorzystano znormalizowaną wartość amplitudy zarejestrowaną na różnych poziomach %RMT do wyrysowania Krzywej I/O oraz obliczenia jej nachylenia (Daligadu i wsp., 2013). Analiza statystyczna dla półkuli prawej (kończyna niedominująca) wykazała wzrost nachylenia krzywej I/O pod wpływem jednorazowego treningu mentalnego ruchu sięgania i chwytu. Może to świadczyć o wzroście wrażliwości ośrodków korowo-rdzeniowych na stymulację polem magnetycznym pola M1 po wykonaniu treningu. Jednocześnie analiza wykazała, istotny statystycznie wzrost spoczynkowego progu motorycznego (RMT), co świadczy o spadku pobudliwości M1 na stymulację polem magnetycznym (dla badanego mięśnia pierwszego międzykostnego) pod wpływem jednorazowego treningu mentalnego. Dla półkuli lewej mózgu wykazano istotnie statystyczny wzrost RMT, ale nie zanotowano istotnej statystycznie zmiany nachylenia krzywej I/O. Porównanie wartości analizowanych parametrów pomiędzy półkulami mózgu nie wykazało istotnych statystycznie różnic, zarówno zarejestrowanych wartości RMT, jak i nachylenia krzywej I/O.

Zarejestrowany spadek pobudliwości M1 obu półkul mózgu pod wpływem jednorazowej sesji treningowej może być wynikiem wciąż utrzymujących się wpływów

hamujących, mających na celu zahamowanie fizycznego wykonania wyobrażanego zadania, powstałych w trakcie wyobrażenia mentalnego ruchu (Ruffino i wsp., 2019). W niniejszych badaniach w treningu mentalnym wyobrażanym zadaniem był ruch celowy, sięgania i chwytu (po książkę). Choć wybrane zadanie motoryczne było dobrze znane badanym to jego wyobrażenie było zadaniem nowym. Osoby badane nie miały doświadczenia z wykonywaniu treningu mentalnego (co było kryterium włączenia do udziału w badaniach). Wykonywany trening mentalny wymagał od osób badanych dużego zaangażowania, koncentracji oraz uwagi. Zatem, na otrzymane wyniki pobudliwości M1 mogą mieć wpływ mechanizmy uwagi. W początkowej fazie treningu mentalnego więcej uwagi poświęca się wykonaniu wyobrażenia zadania. Osoby badane oprócz wyobrażania ruchu sięgania po książkę, skupiały swoją uwagę na zahamowaniu wykonania tego zadania, co mogło dodatkowo wzmocnić wpływy hamujące na M1 na tyle, że utrzymywały się jeszcze po zakończonej sesji treningowej. Neige i wsp., (2020) w swej pracy wykazali, że MI wymaga hamowania poleceń motorycznych przez aktywne procesy działające na poziomie korowym. Innym mechanizmem, który może wyjaśniać spadek pobudliwości M1, może być wzbudzenie procesów długotrwałej depresji synaptycznej (LTD), które zachodzą podczas uczenia się zadań motorycznych oraz biorą udział w ich zapamiętywaniu (Martin i Morris 2002, Martin i wsp 2000, Yuzaki, 2013). Proces długotrwałej depresji (LTD), którego zadaniem jest zmniejszenie skuteczności transmisji synaptycznej ma wpływ na procesy zapamiętywania nabytych umiejętności poprzez zmniejszenie aktywności nadaktywnych ośrodków, w celu uniknięcia zmęczenia przeciążonego układu nerwowego (Talukdar i wsp., 2019). Badania dowodzą, że procesy LTD związane z plastycznością synaptyczną występują również podczas wyobrażania ruchu (Avanzino i wsp., 2015; Ruffino i wsp., 2019). Jak wspomniano wcześniej, osoby badane nie miały doświadczenia w zakresie treningu mentalnego. Zatem, środowisko i sposób wykonania wyobrażanych zadań był dla nich czymś nowym. Jednorazowy trening mentalny mógł zintensyfikować procesy zapamiętywania nowych zadań. Nie jest wykluczone, że obydwa opisane powyżej procesy hamujące występują w tym samym czasie, a niniejsze badanie ukazało ich wspólny wpływ na M1.

Dotychczas badacze skupiali się na wpływie treningu mentalnego, na pobudliwość M1 w trakcie wyobrażenia zadania ruchowego (Aono i wsp., 2013; Facchini i wsp., 2002; Yahagi i Kassai., 1998; Yahagi i Kassai, 1999), w niniejszej pracy badana była pobudliwość korowo-rdzeniowa oraz kory pierwszorzędowej tuż po jednorazowej sesji treningu mentalnego. Jak dotąd wyniki badań dotyczące pobudliwości M1 podczas wyobrażenia są rozbieżne. Li (2007) badając praworęcznych mężczyzn, podczas wyobrażenia zginania palca wskazującego z maksymalną siłą, zaobserwował spadek pobudliwości M1 w stosunku do pomiarów spoczynkowych (różnica wynosiła 11%). Istnieją również badania, które prezentują wzrost pobudliwości M1 dla półkuli lewej podczas wyobrażenia ruchu dominującą kończyną górną, natomiast dla półkuli prawej (kończyna niedominująca) nie zaobserwowano zmian poziomu RMT (Karabanov i wsp., 2015). Zaobserwowany w pracy Karabanov i wsp. (2015) wzrost pobudliwości M1 podczas wyobrażania zadania ruchowego potwierdza istnienie wpływów pobudzających na M1. Niniejsze wyniki badań wnoszą oryginalną wiedzę dotyczącą oceny pobudliwości M1 po jednorazowym treningu mentalnym wskazując na jej spadek, po zaprzestaniu wpływów pobudzających na M1 opisanych w literaturze podczas wyobrażenia. W niniejszym eksperymencie zanotowano również wzrost nachylenia krzywej I/O dla półkuli prawej (kończyna niedominująca) pod wpływem jednorazowej sesji treningu mentalnego. Może to świadczyć o wzroście wrażliwości ośrodków korowo-rdzeniowych, a w szczególności ośrodków rdzenia kręgowego, w tym motoneuronów, na stymulację polem magnetycznym kory ruchowej. Za zanotowany wzrost wrażliwości ośrodków korowo-rdzeniowych na skutek jednorazowej sesji treningowej może odpowiadać proces długotrwałego wzmocnienia synaptycznego (LTP), którego zadaniem jest trwałe wzmocnienie transmisji synaptycznej (Avanzino i wsp., 2015; Timothy i Cooke, 2011; Ruffino i wsp., 2019). Zwiększenie pobudliwości korowo-rdzeniowej przejawiającej się wzrostem amplitudy MEP mięśnia agonistycznego podczas lub po treningu mentalnym, przypisuje się procesowi LTP (Avanzino i wsp., 2015). Kolejnym z możliwych mechanizmów wyjaśniającym wzrost nachylenia krzywej I/O jest selektywne zniesienie hamowania wewnątrzkorowego (ICI), które uważa się za przyczynę wzrostu pobudliwości korowo-rdzeniowej (Stinear i Byblow, 2004). Za zniesienie ICI mogą być odpowiedzialne

neurony GABAergiczne, które znosząc hamowanie komórek pierwszorzędowej kory ruchowej (M1) umożliwiają wzrost pobudzenia (Kisiel-Sajewicz, 2020a). Te same interneurony umożliwiają aktywację procesów LTP (Siucińska, 2005). Zniesienie hamowania wewnątrzkorowego w przypadku MI jest ograniczone ze względu na brak wykonania ruchu podczas MI oraz występowanie dodatkowych wpływów hamujących na M1, które nie występują podczas faktycznego wykonywania ruchu (hamowanie wykonania wyobrażanego zadania). Wpływy hamujące na M1 są na tyle silne, że nie dochodzi do wykonania zadania wyobrażanego, ale działające w tym samym czasie procesy odhamowujące M1 umożliwiają zmianę progów pobudliwości motoneuronów rdzenia kręgowego (Grosprêtre i wsp., 2016). Zmiana wrażliwości motoneuronów rdzenia kręgowego mięśnia agonistycznego pod wpływem jednorazowego treningu mentalnego zwiększa odpowiedź mięśnia na stymulację M1 przy pomocy TMS. Badania nad wpływem MI na pobudliwość rdzenia kręgowego dowodzą, że hamujące wpływy na ośrodek M1 są na tyle silne, że nie dochodzi do wykonania ruchu podczas wyobrażenia jak wskazano wcześniej, ale jednocześnie komenda do wykonania ruchu nie jest całkowicie zatrzymana na poziomie kory ruchowej, co przejawia się obecnością podprogowej impulsacji przebiegającej wzdłuż drogi korowo-rdzeniowej podczas MI (Grosprêtre i wsp., 2019). Impulsacja ta nie prowadzi do pobudzenia alfa-motoneuronów, ale moduluje (uwrażliwia) pobudliwość rdzeniowych, niskoprogowych interneuronów presynaptycznych kontrolowanych przez dane projekcje korowe (Grosprêtre i wsp., 2016), co w efekcie skutkuje większą odpowiedzią mięśnia w postaci MEP o wyższej amplitudzie po wyobrażeniu mentalnym ruchu. Przypuszcza się, że efekt ten trwa do 30 minut po jednorazowym treningu wyobrażenia ruchowego (Ruffino i wsp., 2019). Również i w tym przypadku mechanizm uwagi mógł mieć wpływ na wrażliwość ośrodków korowo-rdzeniowych. Wykonanie wyobrażenia kończyną niedominującą jako tą rzadziej wykorzystywaną wymaga więcej uwagi, tym samym mogło dojść do zwiększania wrażliwości ośrodków korowo-rdzeniowych w większym stopniu niż podczas wyobrażania kończyną dominującą, co manifestowało się wzrostem nachylenia krzywej I/O pod wpływem jednorazowego treningu mentalnego dla półkuli prawej (kończyna niedominująca). Zjawisko zwiększonej uwagi mogło nie występować tak intensywnie podczas

wyobrażenia ruchu sięgania i chwytu kończyną dominującą, ze względu na posiadanie dużego doświadczenia w wykonywaniu tych zadań. Właśnie dlatego prawdopodobnie nie zaobserwowano zwiększonej wrażliwości ośrodków korowo-rdzeniowych pod postacią zmiany nachylenia krzywej I/O dla półkuli lewej (kończyna dominująca). Dla półkuli lewej (kończyna dominująca) nie zanotowano istotnych statystycznie zmian wrażliwości ośrodków korowo-rdzeniowych po jednorazowym treningu mentalnym. Zatem, jednorazowy trening mentalny wyobrażenia ruchu sięgania po przedmiot kończyną dominującą nie doprowadził do zwiększenia wrażliwości korowo-rdzeniowej, jak miało to miejsce w półkuli prawej (odpowiedzialnej za komendę ruchową dla kończyny niedominującej).

Przegląd literatury dotyczącej badania procesów biorących udział w indukowanej plastyczności układu nerwowego pod wpływem treningu mentalnego ruchu wskazuje, że procesy hamujące, takie jak LDP oraz ICI, ale również procesy pobudzające, takie jak LTP pod wpływem treningu mogą być modulowane (Abbruzzese i wsp. 1999; Avanzino i wsp., 2015; Stinear i Byblow, 2003; Reynolds i Ashby 1999). W niniejszej pracy dodatkowo do oceny modulacji procesów hamujących wykorzystano metodę pojedynczego impulsu TMS zastosowaniem parametru maksymalnego procentowego progu motorycznego (max%RMT). Pod wpływem stymulacji magnetycznej o stopniowym zwiększającym się natężeniu pola magnetycznego, początkowo dochodzi do wzrostu amplitudy MEP. Następnie po osiągnięciu danej wartości natężenia, następuje stabilizacja lub spadek rejestrowanej amplitudy MEP, niezależnie od wzrostu natężenia pola magnetycznego (Kemlin i wsp., 2019). Wykorzystując tę zależność można badać modulacje wrażliwości wspomnianych procesów hamujących na rosnącą stymulację polem magnetycznym pod wpływem treningu mentalnego. Wyniki maksymalnego procentowego spoczynkowego progu motorycznego (max%RMT) (wartość wyznaczona za pomocą stymulacji kory ruchowej dla mięśnia pierwszego międzykostnego kolejnymi, rosnącymi natężeniami %RMT, aż do momentu, gdy odpowiedź – amplituda MEP mięśnia pierwszego międzykostnego stabilizuje się bądź zaczyna spadać), wykazały, że pod wpływem jednorazowej sesji treningowej doszło do wzrostu parametru max%RMT prawej półkuli mózgu. Oznaczać może, że po jednorazowym treningu mentalnym ruchu sięgania i chwytu procesy hamujące,

nadmiernie pobudzonego M1 pod wpływem TMS, zostały uruchomione przy wyższym natężeniu pola magnetycznego niżeli przed zastosowaniem treningu. Znacząco to, że wrażliwość procesów hamujących wywołanych stymulacją polem magnetycznym spadła po zastosowaniu jednorazowego treningu mentalnego. Opisane zjawisko występowało tylko podczas stymulacji prawej półkuli mózgu. Dla półkuli lewej nie zanotowano istotnych statystycznie zmian w opisywanym parametrze. Zastosowany w niniejszym eksperymencie trening dotyczył wysoko wytrenowanej czynności ruchowej, często powtarzanej każdego dnia w grupie młodych, praworęcznych, zdrowych osób. Trening wyobraźniowy ruchu, a zwłaszcza jego kinestetyczna odmiana, bazuje na doświadczeniu danego ruchu (Decety i Jeannerod, 1996). Ośrodki związane z programowaniem i kontrolą wykonania zadania ruchowego półkuli lewej mózgu, posiadają większe doświadczenie w wykonywaniu ruchu sięgania i chwytu oraz doskonalszą komendę tego zadania niżeli te same ośrodki znajdujące się w półkuli prawej mózgu (Binkofski i wsp. 2000). Możliwe zatem, że jednorazowy trening mentalny nie spowodował modulacji procesów hamujących mających na celu zahamowanie wyobrażonego zadania ruchowego jak i pobudzających zwiększających wrażliwość ośrodków korowo-rdzeniową półkuli lewej mózgu ze względu na charakter dobrze wyuczonego zadania ruchowego. Natomiast półkula prawa, jako ta rzadziej wykorzystywana, wykazuje modulację opisywanych procesów już po jednorazowym treningu mentalnym ruchu. Może to wskazywać intensywniejszy proces uczenia się tego zadania motorycznego dla kończyny niedominującej niżeli kończyny dominującej. Doniesienia naukowe traktujące o wpływie jednorazowego treningu mentalnego ruchu na pobudliwość korowo-rdzeniową wyrażoną amplitudą MEP dowodzą o jego wzroście dla półkuli lewej (dominującej) (Battaglia i wsp., 2006; Cicinelli i wsp., 2006; Grosprêtre i wsp., 2016; Ruffino i wsp., 2019; Pascual-Leone i wsp., 1995; Yoxon i Welsh, 2019, 2020) oraz dla półkuli prawej (niedominującej) (Battaglia i wsp., 2006). W pracy Battaglia i wsp. (2006) nad wpływem treningu mentalnego ruchu sekwencyjnego palców ręki na percepcję ruchu oraz pobudliwość korowo-rdzeniową wykazano wzrost pobudliwości korowo-rdzeniowej po treningu mentalnym dla obu kończyn górnych bez istotnej statystycznie różnicy pomiędzy nimi w grupie osób zdrowych. Ruffino i wsp. (2019) w badaniach nad pobudliwością korowo-rdzeniową wywołaną przez jednorazową sesję MI, wykazali wzrost amplitudy MEP w mięśniu agonistycznym

kończyny dominującej (po wykonaniu sesji treningowej wielokrotnego wyobrażania ruchu kciuka od pozycji wyjściowej w kierunku odchylonym do 60°, 110° oraz 90°). Pascual-Leone i wsp. (1995) badając wpływ treningu mentalnego sekwencyjnej gry na pianinie prawą kończyną górną (dominującą) wykazali, istotny wzrost obszaru korowej reprezentacji dla mięśni zginaczy i prostowników palców badanych metodą TMS. Badacze wykazali, że już po pierwszym treningu mentalnym doszło do istotnych zmian wielkości mapy reprezentacji korowej mięśnia agonistycznego. Podobne wyniki uzyskali Cicinelli i wsp. (2006), którzy zbadali wpływ pojedynczego treningu odwodzenia palca małego u osób po udarze niedokrwiennym mózgu. W literaturze można również znaleźć informacje o braku wpływu jednorazowego treningu na pobudliwość korowo-rdzeniową. Avanzino i wsp. (2015) badając zmiany plastyczne i ich wpływ na pobudliwość korowo-rdzeniową wykazali, że po jednorazowym treningu mentalnym ruchów sekwencyjnych palców (odwodzenie palców ręki) nie doszło do zmiany nachylenia krzywej I/O. Autorzy tłumaczą uzyskane wyniki poprzez słabszą aktywację obwodów pobudzających w obrębie ośrodka M1 podczas MI. Jednak w tej samej pracy autorzy odnotowali, że po treningu MI doszło do znacznej poprawy szybkości wykonania ruchów w porównaniu do sesji przed treningiem. Volz i wsp. (2015) badali wpływ dziesięciominutowego treningu mentalnego, sekwencyjnego poruszania palcami kończyny niedominującej u praworęcznych mężczyzn na pobudliwość korowo-rdzeniową, badanych podzielono na dwie grupy (jedną podgrupę objęto treningiem mentalnym, druga stanowiła grupę kontrolną, której zadaniem było liczenie w pamięci). Wykazano brak istotnych statystycznie różnic w amplitudzie MEP przed i po treningu mentalnym pomiędzy grupami oraz wewnątrzgrupowo. W tej samej pracy autorzy zaobserwowali spadek odczuwania uciskowego progu bólu w kończynie niedominującej pod wpływem treningu mentalnego, co wskazując na wzrost progu odczuwania bólu. Zaobserwowano również dodatnią korelację pomiędzy zmianami w pobudliwości korowo-rdzeniowej wyrażonej amplitudą MEP a wynikiem oceny bólu, sugerując, że obniżenie progu bólu (tj. większa wrażliwość na odczuwanie bólu) zmniejsza pobudliwość korową. Badania Volza i wsp. (2015) wskazują, że jednorazowy trening mentalny ruchu z towarzyszącym mu wyobrażeniem bodźców bólowych, wpływa odmiennie na pobudliwość

korowo-rdzeniową niżeli klasyczne wyobrażenie mentalne ruchu. Badania Galang i Obhi (2021) wykazały, że obserwacja bólu powoduje obniżenie pobudliwości korowo-rdzeniowej. Dlatego odmienne wyniki badań niniejszej dysertacji od tych uzyskanych u Volza i wsp. (2015) można tłumaczyć wprowadzeniem wyobrażenia bólu towarzyszącemu wyobrażeniu ruchu. Mogło wprowadzić dodatkowe wpływy hamujące na M1 w efekcie nie zarejestrowano wzrostu pobudliwości korowo-rdzeniowej pod wpływem jednorazowego treningu mentalnego ruchu.

Wyniki niniejszego projektu dotyczącego pobudliwości korowo-rdzeniowej częściowo pokrywają się z danymi literaturowymi. Potwierdzono, że pod wpływem jednorazowej sesji treningowej kinestetycznego treningu mentalnego, doszło do wzrostu wrażliwości ośrodków korowo-rdzeniowych dla półkuli prawej mózgu, co zgodne jest z danymi literaturowymi. Nie potwierdzono wpływu zaproponowanego treningu na wrażliwość ośrodków korowo-rdzeniowych dla półkuli lewej mózgu, co odbiega od danych literaturowych. Oryginalną wiedzą wynikającą z danych uzyskanych w niniejszej pracy jest zarejestrowany spadek pobudliwości pierwszorzędowej kory ruchowej obu półkul mózgu pod wpływem jednorazowej sesji treningu mentalnego ruchu sięgania i chwytu.

VI 1. 2. Wpływ tygodnia oraz czterech tygodni treningu mentalnego ruchu sięgania i chwytu na pobudliwość korowo-rdzeniową badaną metodą TMS

Przeprowadzona analiza statystyczna wykazała spadek pobudliwości M1 pod wpływem jednorazowego treningu mentalnego a kontynuacja treningu (tydzień – 3 sesje treningowe, cztery tygodnie – 12 sesji treningowych) nie spowodowała dalszego jej spadku. Po tygodniowym treningu doszło do powrotu pobudliwości M1 do wartości zanotowanych przed treningiem, również po czterech tygodniach treningu pobudliwość M1 była na tym samym poziomie co przed treningiem, niezależnie od stymulowanej półkuli mózgu (kończyny). Nachylenie krzywej I/O po tygodniowym oraz czterotygodniowym treningu mentalnym również powróciło do wartości z sesji przed treningiem mentalnym. Świadczyć to może o powrocie wrażliwości ośrodków korowo-rdzeniowych na stymulację kory ruchowej do stanu z przed treningu mentalnego. Analiza porównawcza pomiędzy obiema półkulami

mózgu wykazała wyższą wrażliwość korowo-rdzeniową dla półkuli lewej (w stosunku do prawej) po czterech tygodniach treningu mentalnego. Analiza wyników max%RMT wykazała odmienny wpływ treningu mentalnego ruchu sięgania i chwytu dla półkuli prawej oraz lewej. Dla półkuli prawej (kończyna niedominująca) wykazano istotnie statystyczny wzrost parametru max%RMT, co świadczy, że wrażliwość procesów hamujących na stymulację polem magnetycznym spadała po jednorazowej sesji treningowej, tygodniu i czterech tygodniach treningu mentalnego. Czyli ich próg pobudliwości ulega podwyższeniu w czasie treningu mentalnego. Natomiast dla półkuli lewej, istotny wzrost parametru max%RMT nastąpił dopiero po czterotygodniowym treningu mentalnym. Analiza porównawcza półkuli prawej w stosunku do lewej nie wykazała istotnych statystycznie różnic pomiędzy nimi. Wyniki niniejszych badań dotyczące wpływu tygodniowego oraz czterotygodniowego treningu mentalnego ruchu sięgania i chwytu pokrywają się z założoną hipotezą. Zakładano, że pod ich wpływem dojdzie do spadku pobudliwości korowo-rdzeniowej (w stosunku do sesji bezpośrednio po jednorazowym treningu mentalnym) obu półkul mózgu do poziomu przed treningiem, ocenionej za pomocą przezczaszkowej stymulacji mózgu. Uzyskane w niniejszej pracy wyniki pobudliwości kory ruchowej oraz wrażliwości korowo-rdzeniowej po tygodniu oraz czterech tygodniach treningu mentalnego mogą wynikać ze zmian adaptacyjnych układu nerwowego. Po początkowym wzroście wrażliwości ośrodków korowo-rdzeniowych dochodzi do jej powrotu do stanu przed treningu, jako następstwo mechanizmów uczenia trenowanego zadania (wyobrażenia ruchu) (Pascual-Leone i wsp. 1995, 2005). Podczas wykonywania powtórzeń tych samych zadań przez dłuższy okres, zadanie staje się prostsze i wymaga niższego poziomu uwagi dzięki tworzeniu się śladów pamięciowych, które ułatwiają wykonanie trenowanego zadania. Związane jest to z optymalizacją aktywności mózgowia, w analizie, selekcji i integracji informacji niezbędnych do jego wykonania (Joiner i Smith 2008, Kisiel-Sajewicz, 2020a; Lang i wsp., 1992, Niemann i wsp., 1991, Taylor 1978), co może być związane z modyfikacją pobudliwości korowej, w tym M1. Zaobserwowane zmiany mogą wynikać z nabywania uczonej umiejętności oraz uwagi skierowanej na jej wyobrażenie (Kisiel-Sajewicz, 2020a). Wraz z postępem czterotygodniowego treningu mentalnego, mogło dojść do zmniejszania wpływów hamujących zapobiegających wykonaniu zadania wyobrażanego.

Wynikać to może z nabywaniu uczonej umiejętności oraz zmniejszeniem uwagi (procesem automatyzacji) skierowanej na jego wyobrażenie wraz z kolejnymi treningami. A wyniki uzyskane po jednorazowej sesji treningowej, mogą potwierdzać powyższą argumentację.

Wyniki odmiennego wpływu zastosowanego treningu mentalnego na procesy hamujące pobudliwość korowo-rdzeniową dla prawej i lewej półkuli mózgu, mogą wynikać z asymetrii anatomicznych i funkcjonalnych kory mózgu pomiędzy półkulą dominującą a niedominującą (Henningsen i wsp., 1995; Yahagi i Kassai, 1998). Ponadto, kończyna dominująca jest częściej wykorzystywaną do wykonywania nawet najprostszego zadania i tym samym „posiada większe doświadczenie” w wykonywaniu zadań motorycznych niżeli kończyna niedominująca, co przekłada się na lepszą nerwową kontrolę sterowania ruchami tej kończyny (Binkofski i wsp. 2000), zwłaszcza ruchami manipulacyjnymi. Ta różnica w doświadczeniu może wpływać na procesy uczenia się zachodzące pod wpływem treningu mentalnego kończyny dominującej i niedominującej. W półkuli lewej (dominującej) ze względu na wysoki poziom doświadczenia w wykonywaniu ruchu sięgania i chwytu kończyną dominującą (w literaturze anglojęzycznej poziom określany jako ekspercki) nie wykazano istotnych zmian nachylenia krzywej I/O po jednorazowej sesji treningu, tygodniu oraz czterech tygodniach treningu mentalnego ruchu w stosunku do sesji przed treningiem, jak również w parametrze max%RMT po jednorazowej sesji treningu oraz po tygodniu treningu. Dopiero po czterech tygodniach treningu mentalnego ruchu doszło do wzrostu parametru max%RMT (o 25%) rejestrowanego dla półkuli lewej (kończyny dominującej). Może to potwierdzać wpływ wyższego poziomu doświadczenia półkuli lewej w wykonywaniu trenowanego zadania w stosunku do półkuli prawej i może to świadczyć o intensywniej zachodzących procesach uczenia się zadania wyobrażanego dla półkuli prawej mózgu. Dlatego dopiero po czterech tygodniach treningu mentalnego ruchu zaobserwowano modulację procesów hamujących lewej półkuli mózgu a w prawej, odnotowano wspomnianą modulację już po pojedynczej sesji treningu mentalnego. Kolejnym procesem, który mógł być odpowiedzialny za uzyskane wyniki jest hamowanie międzypółkulowe. Manifestuje się ono hamowaniem półkuli niebiorącej udziału w wykonywaniu zadania motorycznego. Mechanizm ten jest silniejszy podczas wykonywania czynności ruchowej kończyną dominującą niżeli

kończyną niedominującą (Ziemann i Hallett, 2001). W niniejszej pracy wielkość odpowiedzi mięśniowej (amplituda MEP) w stosunku do natężenia stymulacji kształtowała (nachylenie krzywej I/O) się podobnie dla obu półkul mózgu pod wpływem treningu mentalnego ruchu i nie wykazywała istotnych statystycznie zmian po jednorazowej sesji treningu oraz po tygodniu treningu mentalnego. Dopiero po czterech tygodniach treningu mentalnego zarejestrowano wyższą odpowiedź mięśniową MEP podczas stymulacji półkuli lewej mózgu w stosunku do półkuli prawej. Wyniki niniejszych badań wykazały zmiany, wskazujące na modulację wewnątrzkorowych obwodów hamujących (Stinear i Byblow, 2004), które nastąpiły pod wpływem wyobrażenia zadania ruchowego. W niniejszej pracy nie uchwycono momentu zakończenia szybkich zmian plastyczności synaptycznej. Zaobserwowano jedynie, że po tygodniu treningu doszło do powrotu pobudliwości korowo-rdzeniowej do wartości uzyskanych przed treningiem. Prawdopodobnie zwiększenie liczby sesji pomiarowych po pierwszych treningach, pozwoliłoby precyzyjniej określić przebieg procesów szybkiej plastyczności synaptycznej pod wpływem zaproponowanego treningu. Wyniki niniejszego projektu dotyczące wpływu treningu mentalnego potwierdzają dostępne dane literaturowe. Według Pascual-Leone i wsp. (1995, 2005) objawem zakończenia procesów szybkiej plastyczności synaptycznej badanej za pomocą TMS w badaniach nad efektem treningu fizycznego oraz mentalnego, jest obniżenie pobudliwości dróg korowo-rdzeniowych. Pascual-Leone i wsp. (1995) badając wpływ treningu mentalnego sekwencyjnej gry na pianinie prawą kończyną górną, wykazali istotny wzrost obszaru korowej reprezentacji dla mięśni zginaczy i prostowników palców. Badacze wykazali, że podczas treningu mentalnego trwającego 5 dni dochodziło do istotnych zmian w wielkości korowej reprezentacji ruchowej dla mięśnia agonistycznego. Piątego dnia treningów, obszar reprezentacji dla mięśnia agonistycznego nie przestawał się rozrastać, co według autorów świadczyło o ciągle trwających szybkich procesach plastyczności synaptycznej. Autorzy zasugerowali, że okres 5 dni treningowych był za krótki, aby zaobserwować zakończenie owych procesów i dodali, że prawdopodobnie po upływie 7 dni treningowych mogłoby do owego zakończenia dojść. Rozbieżność uzyskanych w niniejszej pracy wyników z tymi uzyskanymi przez zespół Pascala-Leone (1995) można tłumaczyć odmienną metodyką treningu.

W pracy Pascala-Leone i wsp. (1995), trening trwał 5 dni i wykonywany był każdego dnia, czyli zawierał 5 jednostek treningowych. W niniejszej pracy w ciągu jednego tygodnia odbyły się 3 jednostki treningowe z przynajmniej jednodniowymi przerwami pomiędzy nimi. W przypadku cytowanej pracy, trening mentalny dotyczył nowego, skomplikowanego zadania motorycznego jakim była gra na pianinie (sekwencja ruchów). W niniejszym badaniu wykorzystano ruch celowy sięgania, o innym charakterze kontroli i udziału ośrodków korowych podczas wykonania (Enoka, 2000, Kandel i wsp., 2000). Był to ruch celowy dobrze znanego, często wykonywanego każdego dnia zadania ruchowego, co zgodnie jest z dotychczasową wiedzą o doborze zadań, które stanowią o skuteczności stosowania treningu mentalnego (Stefanello i wsp. 2010). Dodatkowo, w niniejszych badaniach trening obejmował obie kończyny górne, w przypadku cytowanej pracy trenowana była tylko jedna kończyna dominująca (prawa). Natomiast Leung i wsp. (2013) badając zmiany w pobudliwości korowo-rdzeniowej pod wpływem 3-tygodniowego treningu motorycznego oraz mentalnego ruchu zgięcia w stawie łokciowym (na poziomie 80% siły pojedynczego powtórzenia tego ruchu) pobudliwość korowo-rdzeniowa w obu grupach. Ponadto, zanotowali również wzrost siły skurczu dowolnego niezależnie od rodzaju treningu. Wzrost siły skurczu dowolnego był większy w przypadku grupy poddanej treningowi siłowemu niż w grupie wykonującej trening MI, ale nie zanotowano różnic w zmianach pobudliwości korowo-rdzeniowej między grupami. Wyniki Leung i wsp. (2013) różnią się od tych prezentowanych w niniejszej pracy, co może wynikać z odmiennej metodyki przeprowadzania treningu mentalnego. W badaniach Leung i wsp. (2013) wykorzystano jednostawowy ruch zginania w stawie łokciowym. Ponadto przeprowadzony trening był treningiem siłowym, naceLOWANYM na wyobrażanie generowania siły na określonym, wysokim poziomie (80% z MVC), a nie na zadaniu. Natomiast trening wykorzystany w niniejszej pracy bazował na ruchu złożonym, wielostawowym, celowym ruchu sięgania bez kierowania uwagi badanego na generowaną siłę.

Wyniki niniejszej dysertacji, potwierdzają wzbudzanie szybkich procesów neuroplastycznych związanych z uczeniem się pod wpływem treningu mentalnego, dobrze znanego zadania ruchowego jakim jest ruch sięgania i chwytu. Dowodzą również, że wraz z zwiększającą się liczbą sesji treningowych, procesy te zmniejszają swój wpływ

na pobudliwość ośrodków korowo-rdzeniowych, co przejawiało się powrotem pobudliwości korowej i korowo-rdzeniowej do stanu z przed treningu, co jest uważane za dowód na zakończenie szybkich zmian neuroplastycznych. Zaprzestanie szybkich zmian plastycznych nie jest końcem procesu uczenia się, podczas tego procesu dochodzi również do zmiany i/lub doskonalenia komendy ruchowej. Przechyłkowa stymulacja magnetyczna jest sprawdzonym narzędziem do badania szybkich zmian plastycznych, ale za jej pomocą nie jesteśmy w stanie badać zmian komendy ruchu. Sprawdzonym narzędziem do tego zadania jest EEG, które zostało również wykorzystane w niniejszej dysertacji.

VI 2. Wpływ czterotygodniowego treningu mentalnego na amplitudę sygnału EEG podczas wykonywania chwytu dominującą oraz niedominującą kończyną górną

Pod wpływem czterotygodniowego treningu mentalnego ruchu sięgania i chwytu nie wykazano zmiany w aktywności kory mózgu obu półkul wyrażonej amplitudą sygnału EEG (MRCP) podczas wykonywania ruchu chwytu prawą i lewą kończyną górną. Również nie zaobserwowano różnic w aktywności korowej pomiędzy półkulami podczas wykonania ruchu chwytu przed i po zastosowaniu treningu mentalnego. Natomiast odnotowano różnice w aktywności wybranych rejonów kory mózgu (obrębie pierwszorzędowej oraz drugorzędowej kory ruchowej mózgu) pomiędzy półkulami ipsi- i kontrlateralnymi podczas wykonywania ruchu chwytu dla obu kończyn górnych. Zaobserwowano również różnicę w tych samych rejonach kory mózgu pomiędzy półkulą ipsi- i kontrlateralną.

Ruch sięgania i chwytu jest wysoce wytrenowanym zadaniem ruchowym, wykonywany wielokrotnie każdego dnia, zapewniającym odpowiednie doznania sensoryczne, w myśl hipotezy sterowania do przodu (Jeannerod i Decety, 1995), co jest zgodne z zasadami wykorzystania treningu mentalnego ruchu w sporcie (Martin i wsp., 1999) i rehabilitacji (Schuster i wsp., 2011). Ponadto, w niniejszej pracy wykorzystano odmianę kinestetyczną treningu mentalnego, która efektami najbliższa jest treningowi fizycznemu (Harris i Hebert, 2015; Sacco i wsp., 2006). Zastosowanie w treningu mentalnym zadania wysoce wyspecjalizowanego nie jest bezpodstawne. Takie zadanie wykorzystuje się w sporcie, gdzie trudno już o poprawę

w wykonaniu danego zadania poprzez trening fizyczny, a trening mentalny ruchu stosuje się w celu poprawy procesu programowania ruchu, wartości generowanej siły, szybkości wykonywanego ruchu czy jego dokładności, co w efekcie ma się przełożyć na lepszy wynik sportowy (Lotze i Halsband 2006; Martin i wsp., 1999).

Wykonana w niniejszej pracy analiza dotyczyła oceny czynności bioelektrycznej kory mózgu wyrażonej amplitudą MRCP rejestrowaną podczas wykonania chwytu kończyną dominującą i niedominującą. Analiza amplitudy sygnału EEG nie wykazała istotnych zmian w aktywności bioelektrycznej wybranych rejonów kory mózgu (odpowiedzialnych za sterowanie ruchem dowolnym) pod wpływem zastosowanego treningu mentalnego trwającego cztery tygodnie. Zgodnie z danymi literaturowymi w początkowej fazie procesu uczenia się, następuje wzrost aktywacji kory mózgu (Lang i wsp. 1992; Niemann i wsp., 1991; Ranganathan i wsp., 2004; Siemionow i wsp., 2000; Taylor'a, 1978). Natomiast w momencie opanowania wykonywania zadania ruchowego dochodzi do obniżenia amplitudy MRCP (Lang i wsp. 1992; Niemann i wsp., 1991; Taylor'a, 1978). Zatem, zaproponowany trening wyobrazeniowy nie wpłynął na zmianę aktywności korowej podczas fizycznego wykonania chwytu u młodych zdrowych osób z uwagi na charakter funkcjonalny zadania, stopień automatyzacji i osiągniętej optymalizacji komendy motorycznej. Można to rozumieć jako brak transferu specjalistycznego treningu wyobrazeniowego na poziom aktywność korowej towarzyszącej wykonaniu fizycznemu chwytu - zadania codziennego użytku. Mechanizmy neuroplastyczne, które indukują poprawę wykonania zadań ruchowych pod wpływem treningu fizycznego są już dobrze poznane (Dayan i Cohen, 2011), przeciwnie do tych indukowanych treningiem mentalnym. Pomimo wielu spójności, zadanie fizycznego wykonania różni się na poziomie aktywności korowej od jego wyobrażenia (Decity i wsp., 1994; Guillot i wsp., 2008, 2009; Lotze i wsp., 1999). Podczas wykonania fizycznego zadania rejestruje się wyższą aktywację dodatkowej, przedruchowej, pierwszorzędowej, pierwszorzędowej kory czuciowej, przednia część zakrętu obręczy, płaty ciemieniowe oraz mózdzek, niżeli podczas jego wyobrażenia (Guillot i wsp. 2008, 2009; Lotze i wsp., 1999). Kwestią sporą jest aktywacja rejonów pierwszorzędowej kory czuciowej oraz ruchowej podczas wyobrażenia zadania ruchowego (Blefari i wsp. 2015;

Lotze i wsp., 1999). Nabywanie umiejętności ruchowych ze względu na działanie licznych mechanizmów, powodują zmiany strukturalne i funkcjonalne w układzie nerwowym i mięśniowym, które wymagają odpowiedniego czasu, aby móc je zaobserwować. Dayan i Cohen (2011) podkreślili, że nabywanie tych umiejętności jest podporządkowane licznym mechanizmom, powodującym zarówno strukturalne, jak i funkcjonalne zmiany w układzie nerwowym, które działają w różnych przedziałach czasowych. Czterotygodniowy trening nie wpłynął na amplitudę sygnału EEG w analizowanych obszarach kory mózgu. Taylor (1978) zaobserwował, że wraz z uczeniem się zadania ruchowego dochodzi do coraz większego spadku amplitudy MRCP. Zadanie więc może być wykonane “lepiej” przy braku istotnej zmiany w amplitudy sygnału EEG (Niemann i wsp., 1991; Taylor 1978).

Analiza statystyczna nie wykazała również istotnych statystycznie różnic w aktywności kory mózgu pomiędzy chwytem wykonywanym dominującą kończyną i niedominującą kończyną. Na brak tych różnic może mieć wpływ zaproponowany trening mentalnego ruchu sięgania i chwytu prowadzony dla obu kończyn. Trening, zawsze rozpoczynał się od wyobrażania zadań wykonywanych kończyną dominującą, a następnie kończyną niedominującą. Ze względu trening wykonywany dla obu kończyn oraz tą samą kolejność trenowanych kończyn mogło dojść do transferu wpływu stosowanego treningu na kończynę dominującą, który wspomagał mechanizmy sterowania chwytu kończyną niedominującą. Badania dowodzą, że zachodzi współpraca pomiędzy półkulą dominującą a niedominującą w formie dzielenia się programem ruchowym przez półkulę dominującą (hipoteza dynamicznej dominacji, z ang. *dynamic-dominant hypothesis*) (Gentili i Papaxanti, 2015; Sabaté i wsp., 2004). Gentili i Papaxanti (2015), badając efekt nauczania czynności ruchowej poprzez trening mentalny ruchu kończyny dominującej w stosunku do niedominującej wykazali, że trening mentalny wyobrażania ruchu sięgania kończyną dominującą skutkowało większą poprawą prędkości i dokładności wykonywanego ruchu w stosunku do niedominującej kończyny górnej. Potwierdza to dodatkowe wspomaganie w treningu kończyny niedominującej poprzez trening kończyny dominującej, co mogło spowodować wyrównanie efektu treningu pomiędzy kończynami.

Wieloczynnikowa analiza wariancji GLM oraz testy post hoc wykazały różnice pod względem aktywności kory mózgu wyrażonej amplitudą MRCP pomiędzy półkulami ipsi- i kontrlateralnymi podczas wykonywania zadania chwytu kończyną dominującą oraz niedominującą. W sesji przed treningiem, podczas wykonania zadania kończyną dominującą wykazano istotnie statystycznie wyższe amplitudy EEG dla półkuli kontralateralnej w stosunku do ipsilateralnej dla trzech par elektrod. Elektrody nad korą czuciowo-ruchową (C1 vs C2) oraz korą przedruchową (FC1 vs FC2 i FC3 vs FC4). Podczas wykonywania chwytu kończyną niedominującą (półkula prawa) nie zaobserwowano różnic w aktywacji pomiędzy półkulami mózgu. Po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu aktywność wybranych rejonów kory mózgu podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą (prawą) była wciąż zlateralizowana. Wyższe wartości amplitudy MRCP odnotowano w półkuli kontralateralnej (lewej) w stosunku do ipsilateralnej. Zaobserwowane istotnie statystyczne zmiany amplitudy MRCP dla dwóch par elektrod to jest F3-F4 (23%) oraz C1-C2 (18%), zlokalizowanych odpowiednio w drugorzędowej i pierwszorzędowej korze ruchowej. Podczas wykonywania zadania chwytu kończyną niedominującą (lewą) po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu zaobserwowano bardziej zróżnicowaną aktywację wybranych rejonów mózgu pomiędzy półkulą ipsi- i kontrlateralną. Zanotowano istotnie statystycznie wyższe wartości amplitudy MRCP dla elektrod zlokalizowanych nad kontrlateralną (prawej) korą czuciowo-ruchową (para C5 vs C6, różnica 32%). Analiza różnic pomiędzy kończynami po 4 tygodniach treningu mentalnego wskazuje na utrzymywanie się wyższych wartości amplitud MRCP dla półkuli lewej w stosunku do prawej dla kończyny dominującej, natomiast aktywność korowa półkuli ipsilateralnej (lewej) spada podczas wykonywania zadania kończyną niedominującą i lateralizacja kontroli motorycznej nie jest tak wyraźna jak przed treningiem.

Jak wskazują doniesienia naukowe, największych zmian w aktywności korowej mózgu pod wpływem treningu fizycznego oraz mentalnego ruchu, spodziewać się można w obszarze pierwszorzędowej kory ruchowej (M1), drugorzędowej kory ruchowej, najczęściej badanej kory ogólnie określanej jako kory czuciowo-ruchowej (Lang i wsp. 1992; Niemann i wsp., 1991; Ranganathan i wsp., 2004; Siemionow i wsp., 2000; Taylor'a, 1978). Wyniki porównania aktywności wybranych rejonów kory mózgu przed treningiem mentalnym ruchu są zgodne

z doniesieniami naukowymi. Podczas wykonywania zadania ruchowego kończyną dominującą (prawą) dochodzi do większej aktywności w ośrodkach zlokalizowanych w półkuli przeciwnej do zadania. Natomiast, podczas wykonywania zadania kończyną niedominującą (lewą) nie obserwuje się tak silnej, jednostronnej aktywacji kory mózgu, jak w przypadku kończyny dominującej, za to rejestruje się podwyższoną obustronną aktywację (Halsband, 1992; Meng i wsp., 2008; Solodkin i wsp. 2001). Taka obustronna aktywacja może potwierdzać wspieranie (dzielenie się komendą ruchu) półkuli prawej przez półkulę lewą jako tą częściej wykonującą wyobrażane zadanie ruchowe. Natomiast, wyniki porównań aktywności półkuli kontralateralnej do ipsilateralnej po zastosowaniu czterotygodniowego treningu mentalnego dla kończyny dominującej (półkula lewa) mogą świadczyć o pozytywnym wpływie zaproponowanego treningu na aktywność wybranych rejonów kory mózgu w związku z doskonaleniem programu ruchowego. Znotowano redukcję aktywności dla półkuli kontralateralnej dla ośrodków planujących zadanie ruchowe (komendę ruchu) przy zachowaniu zwiększonej aktywności rejonów kontrlateralnych wykonujących (M1) zadanie ruchowe, co może być przejawem uczenia się zadania ruchowego (Niemann i wsp., 1991; Taylor'a, 1978). Wyniki porównań czego dla kończyny niedominującej wskazały wzrost aktywności rejonu M1 (C5) dla półkuli kontralateralnej w stosunku do półkuli ipsilateralnej (C6) podczas wykonywania chwytu. Zatem, uzyskane wyniki można wyjaśnić jako wpływ treningu mentalnego ruchu na mechanizmy uczenia się chwytu wykonywanego kończyną niedominującą, co przedstawia się jako zmniejszenie aktywności rejonów kory ipsilateralnej. Może być to efektem zdobycia potrzebnego doświadczenia, poprawy komendy ruchowej oraz braku konieczności korzystania z doświadczenia półkuli lewej podczas programowania chwytu wykonywanego kończyną niedominującą.

Przewaga aktywności półkuli kontralateralnej nad ipsilateralną podczas wykonywania zadania ruchowego kończyną dominującą (prawą) jest szeroko opisana w literaturze (Babiloni i wsp., 2003; Meng i wsp., 2008). Babiloni i wsp. (2003) również wykorzystali EEG do zbadania aktywności kory mózgu podczas ruchu palca prawej ręki (dominującej) i stwierdzili, że przewaga synchronizacji związanej ze zdarzeniem ruchowym fal beta była silniejsza w lewej półkuli mózgu w obszarze kory czuciowo-ruchowej niż w prawej półkuli

mózgu w tym samym obszarze, jest tożsame z wynikami niniejszej rozprawy. Urbano i wsp. (1996) badali aktywność kory mózgu człowieka związaną z prostymi jednostronnymi ruchami palców kończyny prawej, dominującej przy użyciu techniki EEG o wysokiej rozdzielczości. Stwierdzili, że podczas fazy przygotowywania i wykonywania ruchów przeważała aktywność kory czuciowo-ruchowej oraz SMA w półkuli kontrlateralnej w stosunku do półkuli ipsilateralnej. Podobne wyniki uzyskali Meng i wsp. (2008) wskazując, że kontrlateralna półkula charakteryzuje się wyższą dominacją niż ipsilateralna półkula podczas prostych ruchów palcami prawej ręki u osób praworęcznych. Badania z wykorzystaniem PET wykazały wzrost mózgowego regionalnego przepływu krwi obserwowanego w kontrlateralnym obszarze ruchowym podczas wykonywania zadania ruchowego prawą kończyną dominującą (Kawashima i wsp., 1993). W tych samych badaniach, analiza statystyczna aktywności wybranych obszarów kory mózgu podczas wykonywania chwytu kończyną niedominującą (lewą) przed treningiem mentalnym wykazała brak różnic pomiędzy półkulą ipsi- i kontrlateralną. Można zauważyć, że aktywacja półkul mózgu podczas wykonywania zadania kończyną niedominującą (lewą) jest mniej zróżnicowana niżeli kończyną dominującą (prawą). Wspomniane wcześniej badania Kawashima i wsp. (1993) przy użyciu PET wykazały również, że podczas poruszania kończyną niedominującą (lewą) podwyższony mózgowy regionalny przepływ krwi był rejestrowany obustronnie. Podobnie i w niniejszej pracy nie zaobserwowano różnic w aktywności pomiędzy półkulami podczas wykonywania zadania kończyną niedominującą przed treningiem mentalnym. Obustronną aktywację oraz dzielenie się programem ruchowym między półkulami potwierdzają badania kliniczne osób z uszkodzeniami w obszarach korowych, które wykazały, że uszkodzenie lewej (przypuszczalnie dominującej) półkuli powoduje obustronne deficyty motoryczne, podczas gdy uszkodzenie prawej (przypuszczalnie niedominującej) półkuli powoduje tylko jednostronne (kontralateralne) deficyty motoryczne (Haaland i Harrington, 1994). Bai i wsp. (2005) przy użyciu EEG wysokiej rozdzielczości badacze zaobserwowali dla osób praworęcznych, że moc sygnału w zakresie częstotliwości beta (16-24 Hz) lewej półkuli mózgu podczas ruchów lewej ręki jest większa niż w prawej półkuli mózgu podczas ruchów prawej ręki. W niniejszej pracy nie wykazano różnic w aktywności kory mózgu w sytuacji wykonywania zadania dominującą w stosunku do niedominującej kończyny górnej.

W pracy Bai i wsp. (2005), badani proszeni byli o wykonanie sześciu różnych sekwencji naciskania trzech klawiszy klawiatury komputerowej, których uczyli się 10 minut wcześniej, oddzielnie dla prawej i lewej kończyny. W niniejszej pracy wykorzystano dobrze znany ruch, chwytu.

Wyniki niniejszej pracy nie potwierdzają wpływu czterotygodniowego treningu mentalnego na aktywność wybranych rejonów kory mózgu podczas wykonania chwytu kończyną dominującą oraz nie dominującą. Jednak analiza porównawcza pomiędzy półkulą kontra- i ipsilateralną, wskazała, że po treningu nastąpił istotny wzrost aktywności w obrębie kory pierwszorzędowej półkuli kontralateralnej w stosunku do ipsilateralnej podczas wykonywania chwytu kończyną niedominującą. Może to świadczyć o wpływie treningu na zmianę charakterystyki aktywacji półkul mózgu podczas wykonywania chwytu w kierunku wyższej lateralizacji w kontroli ośrodkowej, czyli usamodzielnieniu się półkuli kontralateralnej w jego wykonywaniu przy mniejszym korzystaniu z programu ruchu półkuli lewej-ipsilateralnej.

VI 3.Ograniczenia przeprowadzonych badań oraz cele na przyszłość

Trening mentalny oparty na wyobrażeniu ruchu jest bardzo trudny do obiektywnego monitorowania. Do zaprojektowania treningu mentalnego ruchu w niniejszej pracy wykorzystano podejście PETTLEP (zasady wypracowane dla tego rodzaju treningu, opisane w rozdziale Wstęp). Ze względu na wykorzystanie w treningu wyobrażenia ruchu celowego jakim jest ruch sięgania i chwytu, zrezygnowano z jednego z elementów wspomnianego podejścia PETTLEP w stosowaniu treningu. Mianowicie elementu „L” (uczenie się), który odnosi się do potrzeby zmiany treści wyobrażenia ruchu w odpowiedzi na uczenie się danej umiejętności (Wakefield i wsp., 2020). Zaprojektowany trening polegał na wyobrażaniu specyficznego ruchu sięgania i chwytu książki o stałej masie 0,5 kg. Zatem, wprowadzanie zmian w treningu, które miałyby stymulować ciągle dostosowywanie i prowadzić do zmian adaptacyjnych w niniejszym treningu na skutek np. zmian rozwijanej siły chwytu byłoby czynnikiem zakłócającym oceniany wpływ na czynność korową rejestrowaną podczas wykonania chwytu na submaksymalnym poziomie rozwijanej siły. W niniejszych badaniach nie dokonano również zmian prędkości wyobrażanego zadania,

ponieważ mogłoby to zakłócić spójność czasu faktycznego wykonania zadania i jego wyobrażenia. Czas wyobrażenia ruchu jest zbliżony do czasu jego wykonania, ale jest osobniczo zmienny (Bakker i wsp., 2007). Monitorowanie wykonywanych prób wyobrażenia zadania jest również trudne. W tym celu do potwierdzenia, że wyobrażane zadanie pozostaje w sferze mentalnej i nie powoduje jego wykonania, wykorzystano kontrolę wzrokową, a w pierwszym tygodniu treningu również kontrolę EMG mięśnia pierwszego międzykostnego. Ponadto, mierzono czas wyobrażenia (odstęp czasowy pomiędzy komendą „Start” a otwarciem oczu), który średnio dla wszystkich badanych nie przekraczał 7 sekund.

Dużym problemem w badaniach przy użyciu TMS jest wrażliwość parametrów tej metody na międzyosobniczą zmienność sygnałów biologicznych (Volz i wsp., 2015; Yoxon i Welsh, 2020). Wykorzystana metodologia badań, niwelowała jej wpływ na uzyskane wyniki. Wszyscy badani wykonywali dokładnie ten sam trening z wykorzystaniem odmiany kinestetycznej wyobrażenia mentalnego ruchu, po usłyszeniu dokładniej tej samej treści instrukcji. Z wyników kwestionariusza MIQ-RS można wnioskować, że grupa biorąca udział w badaniach była jednorodna pod względem zdolności do wyobrażenia kinestetycznego (grupa EEG 32 ± 7 pkt, grupa TMS 31 ± 7). Wiek badanych również był zbliżony. Zatem, można wykluczyć, że na międzyosobnicze różnice w osiąganych wartościach amplitudy MEP w niniejszym eksperymencie miały wpływ błędy metodologiczne. Ponadto, do znielowania wpływu międzyosobniczej zmienności na wyniki amplitudy MEP zastosowano jej normalizację, która polegała na podzieleniu wartości otrzymanej amplitudy MEP na każdym z poziomów %RMT przez wartość amplitudy MEP na poziomie spoczynkowym (Wzór 1). Yoxon i Welsh (2020) sugerują, że międzyosobnicze różnice są prawdopodobnie pochodzenia organicznego i są wynikiem międzyosobniczych różnic w zdolności do angażowania się w MI i/lub aktywowania układu ruchowego podczas obrazowania (np. łączności neuronalnej). W związku z pojawiającymi się w niniejszej pracy oraz pracach innych autorów osobniczymi różnicami w aktywowaniu ośrodków kory (Munzert i wsp., 2009) oraz pobudliwości dróg korowo-rdzeniowych (Volz i wsp., 2015; Yoxon i Welsh, 2020) wydaje się, że zasadnym jest biorąc pod uwagę wspomniane różnice międzyosobnicze stosować indywidualizację treningu mentalnego w celach terapeutycznych

oraz sportowych oraz w doborze grup w badaniach nad wpływem treningu MI. Należy zaznaczyć, że mimo zarejestrowanych osobniczych różnic i dużego rozproszenia danych zaobserwowano wpływ treningu na badane parametry TMS.

Przedstawiony w niniejszej pracy wpływ zaproponowanego treningu mentalnego ruchu na aktywację oraz modulację procesów hamujących układu nerwowego wciąż nie jest jasny. Niniejsza praca nie wyjaśnia w pełni wpływu treningu na mechanizmy neuroplastyczności. Przyszłe badania powinny być podejmowane celem wyjaśnienia roli ośrodków i procesów GABA-ergicznych w uczeniu się zadań ruchowych poprzez wyobrażenie ruchu. Rozbudowa protokołu badań z wykorzystaniem TMS, przy użyciu protokołu stymulacji określanego jako technika sparowanego impulsu (polegająca na wykorzystaniu dwóch impulsów magnetycznych z odpowiednio dobraną przerwą między nimi) umożliwia badanie procesów hamujących oraz pobudzających towarzyszących MI (Grosprêtre i wsp. 2019; Patuzzo i wsp., 2003). Poprzez modulację odstępu pomiędzy dwoma impulsami, możliwe jest także badanie procesów towarzyszących plastyczności synaptycznej (między innymi mechanizmów LTP oraz LTD). (Avanzino i wsp., 2015; Shibasaki i Hallett, 2006; Ruffino i wsp., 2019; Timothy i wsp., 2011). Protokół wykorzystany w niniejszej pracy wykluczał dodanie pomiarów sparowanych. Jedną z przyczyn było bezpieczeństwo badanych - użyty protokół nie przekraczał jednorazowo dwóch godzin stymulacji TMS uważanej za bezpieczny czas stymulacji (*Safety of TMS Consensus Group*, 2009). Dla niektórych badanych zbliżał się on jednak to wskazanego czasu granicznego, dlatego dodanie kolejnych pomiarów nie było także technicznie niemożliwe i dodatkowo obciążone skutkami ubocznymi i nieprawidłowościami metodologicznymi.

Do badania zmian aktywności wybranych obszarów kory mózgu została wykorzystana metoda EEG z analizą w dziedzinie czasu, którą można uzupełnić analizą w dziedzinie częstotliwości. Analiza ta pozwoli ocenić ewentualne zmiany w aktywności pasma częstotliwości poprzez zjawisko desynchronizacji związanej ze zdarzeniami (z ang. *event-related de-synchronization*, ERD) i synchronizacji związanej ze zdarzeniami (z ang. *event-related synchronization*, ERS) (Jeon i in., 2011). ERD i ERS są zwykle powiązane odpowiednio z fazami planowania i realizacji ruchu. Pasma częstotliwości najczęściej związane

z tymi fazami to pasma alfa (7,5–12 Hz) i beta (13–30 Hz) (Jeon i wsp., 2011). Pasma alfa zmniejszają się w przypadkach wysokiego pobudzenia i zwiększają się w przypadkach niskiego pobudzenia kory mózgu (Chen i in., 2013). I odwrotnie, zaobserwowano, że pasma beta związane z ruchem fizycznym – planowaniem i wykonaniem – zwiększają się w obszarze kory czołowej mózgu podczas aktywności fizycznej (Bailey i in., 2008). Wyobrażenie mentalne ruchu zmieniają pasma alfa i beta w obszarze sensomotorycznym (Bian i wsp., 2018). Ponadto, zjawisko lateralizacji związanej ze zdarzeniem (z ang. *event-related lateralizations*, ERLs), który wylicza się dla par elektrod, może dostarczyć informacji o asymetrii aktywacji pomiędzy rejonami mózgu, bądź jego półkulami (Wascher i Wauschkuhn, 1996). Analiza ta mogłaby uzupełniać informacje przedstawione w niniejszej pracy, także pod kątem ewentualnych różnic w czynności kory mózgu pomiędzy kończynami lub różnic w aktywności pomiędzy półkulami. Zarejestrowane dane zostaną poddane analizie w dziedzinie częstotliwości pod kątem publikacji artykułu naukowego.

Dotychczasowe badania dotyczące mentalnego wyobrażenia ruchu oraz treningu na jego podstawie potwierdziło wzrost generowanej siły po zastosowaniu treningu (Leung i wsp., 2013; Ranganathan i wsp., 2004; Siemionow i wsp., 2000). Ponadto, zaobserwowano zwiększoną aktywację mięśni za pomocą EMG (Ranganathan i wsp., 2004; Siemionow i wsp., 2000). Podczas stymulacji TMS zaobserwowano, że kierunek ruchu mięśnia oraz jego prędkość pokrywają się z wyobrażonym ruchem po treningu mentalnym (Yoxon i Welsh, 2019, 2020). Żaden z wymienionych powyżej parametrów nie był analizowany w niniejszej pracy, która dotyczyła osób zdrowych. Jednak, dalsze badania nad mechanizmami tego treningu u osób np. po udarze mózgu czy osób z chorobą Parkinsona wraz z analizą dodatkowych parametrów mogłoby szerzej wyjaśnić wpływ treningu mentalnego ruchu w danych jednostkach chorobowych. Szczególnie, że na podstawie niniejszych badań, a także badań innych autorów (Blefari i wsp., 2015; Kisiel-Sajewicz, 2020b) wydaje się uzasadnione wykorzystywanie skojarzonej formy rehabilitacji ruchowej wspomaganą treningiem mentalnym ruchu. Już wspomniani wcześniej wykonanie dodatkowych analiz przedstawionych powyżej już zarejestrowanych danych może przyczynić się do szerszego poznania mechanizmów plastyczności układu nerwowego indukowanej treningiem mentalnym.

Może to skutkować optymalizacją treningu mentalnego i uzyskiwaniem lepszych efektów terapeutycznych.

VII WNIOSKI

1. Pod wpływem jednorazowej sesji kinestetycznego treningu mentalnego ruchu sięgania do chwytu wykonywanym kończyną górną dominującą i niedominującą, doszło do spadku pobudliwości korowej obu półkul mózgu przy jednoczesnym zwiększeniu wrażliwości ośrodków korowo-rdzeniowych dla półkuli prawej mózgu, badanym metodą TMS.
2. Po tygodniowym oraz czterotygodniowym treningu mentalnym sięgania i chwytu wykonywanym kończyną górną, dominującą i niedominującą, doszło do powrotu pobudliwości korowej oraz wrażliwości korowo-rdzeniowej do wartości z przed treningu.
3. Pod wpływem czterotygodniowego kinestetycznego treningu mentalnego sięgania i chwytu nie doszło do zmiany czynności bioelektrycznej kory mózgu w półkulach kontra- i ipsilateralnych, podczas wykonywania ruchu chwytu kończyną dominującą oraz niedominującą, badanej metodą EEG. Jednakże odnotowano zmianę charakterystyki aktywacji półkul mózgu podczas wykonywania chwytu, w kierunku zwiększonej lateralizacji w kontroli ośrodkowej tego zadania po treningu mentalnym.

VIII PIŚMIENICTWO

1. Abbruzzese G, Assini A, Buccolieri A, Marchese R, Trompetto C. Changes of intracortical inhibition during motor imagery in human subjects. *Neurosci Lett* 1999, 263: 113–116.
2. Aono K, Kodama M, Masakado Y, Muraofka Y. Changes in Cortical Excitability during and just before Motor Imagery. *Tokai J Exp Clin Med.* 2013, 38(1): 1-6.
3. Avanzino L, Gueugneau, N, Bisio A, Ruggeri P, Papaxanthis C, Bove1 M. Motor cortical plasticity induced by motor learning through mental practice. *Front Behav Neurosci.* 2015, 9: 105.
4. Bai O, Mari Z, Vorbach S, Hallett M. Asymmetric spatiotemporal patterns of event-related desynchronization preceding voluntary sequential finger movements: a high-resolution EEG. *Clin Neurophysiol.* 2005, 116(5): 1213-1221.
5. Bailey SP, Hall EE, Folger SE, Miller PC. Changes in EEG during graded exercise on a recumbent cycle ergometer. *J. Sports Sci. Med* 2008, 7: 505–511.
6. Bakker M, de Lange FP, Stevens JA. Motor imagery of gait: a quantitative approach. *Exp Brain Res* 2007, 179:497–504.
7. Babiloni C, Babiloni F, Carducci F, Cincotti F, Del Percio C, Hallett M, Kelso AJS, Moretti DV, Liepert J, Rossini PM. Shall I Move My Right or My Left Hand? An EEG Study in Frequency and Time Domains. *Journal of Psychophysiology* 2003, 17 (2): 69-86.
8. Bassolino M, Campanella M, Bove M, Pozzo T, Fadiga L. Training the Motor Cortex by Observing the Actions of Others During Immobilization. *Cereb Cortex.* 2013, 24(12): 3268–3276.
9. Battaglia F, Quartarone A, Ghilardi MF, Dattola R, Bagnato S, Rizzo V, Morgante L, Girlanda P. Unilateral cerebellar stroke disrupts movement preparation and motor imagery. *Clin Neurophysiol* 2006, 117(5): 1009-1016.
10. Bencivenga F, Sulpizio V, Tullo MG, Galati G. Assessing the effective connectivity of premotor areas during real vs imagined grasping: a DCM-PEB approach. *Neuroimage*

2021, 230: 1-12.

11. Beres AM. Time is of the Essence: A Review of Electroencephalography (EEG) and Event-Related Brain Potentials (ERPs) in Language Research. *Appl Psychophysiol Biofeedback* 2017, 42(4): 247–255.
12. Beisteiner R, Hollinger P, Lindinger G, Lang W, Berthoz A. Mental representations of movements: Brain potentials associated with imagination of hand movements. *Electroenceph. clin. Neurophysiol.* 1995, 96: 183–193.
13. Bian Y, Qi H, Zhao L, Ming D, Guo T, Fu X. Improvements in event-related desynchronization and classification performance of motor imagery using instructive dynamic guidance and complex tasks. *Comput. Biol. Med.* 2018, 96: 266–273.
14. 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. *Human Brain Mapping* 2000, 11: 273–285.
15. Blefari ML, Sulzer J, Hepp-Reymond MC, Kollias S, Gassert R. Improvement in precision grip force control with self-modulation of primary motor cortex during motor imagery. *Front Behav Neurosci.* 2015, 9: 18.
16. Caligiorea D, Mustilea M, Spalletta G, Baldassarrea G. Action observation and motor imagery for rehabilitation in Parkinson's disease: A systematic review and an integrative hypothesis. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 2017, 72: 210–222.
17. Chakravarthy VS, Joseph D, Bapi RS. What do the basal ganglia do? A modeling perspective *Biological Cybernetics* 2010, 103: 237–253.
18. Chen X, Bin G, Daly I, Gao X. Event-related desynchronization (ERD) in the alpha band during a hand mental rotation task. *Neurosci. Lett.* 2013, 541: 238–242.
19. Cicinelli P, Marconi B, Zaccagnini M, Pasqualetti P, Filippi MM, Rossini PM. Imagery-induced cortical excitability changes in stroke: a transcranial magnetic stimulation study. *Cereb Cortex* 2006, 16(2): 247-253.
20. Colmenero LH, Marmol JMP, Martí-García C, Zaldivar MLAQ, Haro RMT, Sánchez AMC, Aguilar-Ferrándiz ME. Effectiveness of mirror therapy, motor imagery, and virtual

feedback on phantom limb pain following amputation: A systematic review. *Prosthet Orthot Int.* 2018, 42(3): 288-298.

21. Cunningham DA, Machado A, Janini D, Varnerin N, Bonnett C, Yue G, Jones S, Lowe M, Beall E, Sakaie K, Plow EB. Assessment of inter-hemispheric imbalance using imaging and noninvasive brain stimulation in patients with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2015, 96(4): 94-103.

22. Daligadu J, Murphy B, Brown J, Rae B, Yelder P. TMS stimulus-response asymmetry in left- and right-handed individuals. *Exp Brain Res.* 2013, 224(3): 411-6.

23. Dayan E, Cohen LG. Neuroplasticity subserving motor skill learning. *Neuron.* 2011, 72(3): 443-454.

24. Decety J, Perani D, Jeannerod M, Bettinardi V, Tadary B, Woods R, Mazziotta J C, Fazio F. Mapping motor representations with positron emission tomography. *Nature* 1994, 371: 600–602.

25. Decety J, Grèzes J. The power of simulation: imagining one's own and other's behavior. *Brain Res* 2006, 24(1): 4-14.

26. Decety J, Jeannerod M. Mentally simulated movements in virtual reality: does Fitts' law hold in motor imagery? *Behav Brain Res* 1996, 72: 127–134.

27. Devanne H, Lavoie BA, Capaday C. Input-output properties and gain changes in the human corticospinal pathway. *Exp Brain Res.* 1997, 114(2): 329-38.

28. Enoka RM. Neural control of movement. W: *Neuromechanics of human movement.* Human Kinetics, USA, 2015, pp. 255-319.

29. Facchini S, Muellbacher W, Battaglia F, Boroojerdi B, Hallett M. Focal enhancement of motor cortex excitability during motor imagery: a transcranial magnetic stimulation study. *Acta Neurol Scand* 2002, 105(3): 146-151.

30. Galang CM, Obhi SS. To move or not to move: motor cortical output is enhanced during pain observation regardless of motor preparation state. *J Neurophysiol.* 2021, 125(2): 599-605.

31. Gentili R, Cahouet V, Ballay Y, Papaxanthis C. Inertial properties of the arm are accurately predicted during motor imagery. *Behav Brain Res.* 2004, 155(2): 231-239.

32. Gentili RJ, Han CE, Schweighofer N, Papaxanthis C. Motor learning without doing: trial-by-trial improvement in motor performance during mental training. *J Neurophysiol.* 2010, 104(2): 774–783.
33. Gentili RJ, Papaxanthis C. Laterality effects in motor learning by mental practice in right-handers. *Neuroscience* 2015, 297: 231–242.
34. Gregg M, Hall C, Butler A. The MIQ-RS: A suitable option for examining movement imagery ability. *eCAM* 2010, 7(2): 249-257.
35. Grosprêtre S, Ruffino C, Lebon F. Motor imagery and cortico-spinal excitability: A review. *Eur J Sport Sci.* 2016, 16(3): 317-24.
36. Grosprêtre S, Lebon F, Papaxanthis F, Martin A. New evidence of corticospinal network modulation induced by motor imagery. *J Neurophysiol.* 2016, 115(3): 1279–1288.
37. Guttman A, Burstin A, Brown R, Bril S, Dickstein R. Motor imagery practice for improving sit to stand and reaching to grasp in individuals with poststroke hemiparesis. *Top Stroke Rehab* 2012, 19: 306–319.
38. Guillot A, Collet C, Nguyen VA, Malouin F, Richards C, Doyon J. Functional neuroanatomical networks associated with expertise in motor imagery. *Neuroimage* 2008, 41(4): 1471-1483.
39. Guillot A i Collet C. Construction of the Motor Imagery Integrative Model in Sport: a review and theoretical investigation of motor imagery use. *International Review of Sport and Exercise Psychology* 2008, 1(1): 31-44.
40. Guillot A, Collet C, Nguyen V A, Malouin F, Richards C, Doyon J. Brain activity during visual versus kinesthetic imagery: An fMRI study. *Hum Brain Mapp.* 2009, 30(7): 2157–2172.
41. Haaland KY, Harrington DL. Limb-sequencing deficits after left but not right hemisphere damage. *Brain Cogn* 1994, 24: 104–122.
42. Haith AM, Krakauer JW. Model-Based and Model-Free Mechanisms of Human Motor Learning. *Adv Exp Med Biol.* 2013, 782: 1–21.
43. Hallett M, Chen R, Ziemann U, Cohen LG. Reorganization in motor cortex in amputees and in normal volunteers after ischemic limb de-afferentiation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl.* 1999, 51: 183–187.

44. Halsband, U. Left hemisphere preponderance in trajectorial learning. *NeuroReport*. 1992, 3: 397–400.
45. Harris JE, Hebert A. Utilization of motor imagery in upper limb rehabilitation: a systematic scoping review. *Clin Rehabil*. 2015, 29(11): 1092-1107.
46. Henningsen H, Ende-Henningsen B, Gordon AM. Asymmetric control of bilateral isometric finger forces. *Exp. Brain Res*. 1995, 105: 304–311.
47. Holmes P, Collins D. The PETTLEP Approach to Motor Imagery: A Functional Equivalence Model for Sport Psychologists. *J Appl Sport Psychol Ther* 2003, 13(1): 60-83.
48. Jahn K, Deutschländer A, Stephan T, Strupp M, Wiesmann M, Brandt T. Brain activation patterns during imagined stance and locomotion in functional magnetic resonance imaging. *NeuroImage* 2004, 22: 1722– 1731.
49. Jang H, Lee JY, Lee KI, Park KM. Are there differences in brain morphology according to handedness? *Brain Behav*. 2017, 7(7): 1-7.
50. Jeannerod M, Decety J. Mental motor imagery: A window into the representational stages of action. *Current Opinion in Neurobiology* 1995, 5: 727–732.
51. Jeon Y, Nam CS, Kim YJ, Whang MC. Event-related (De) synchronization (ERD/ERS) during motor imagery tasks: implications for brain-computer interfaces. *Int. J. Ind. Ergon*. 2011, 41: 428–436.
52. Joiner WM i Smith MS. Long-Term Retention Explained by a Model of Short-Term Learning in the Adaptive Control of Reaching. *J Neurophysiol*. 2008, 100(5): 2948–2955.
53. Kallioniemi E, Julkunen P. Alternative Stimulation Intensities for Mapping Cortical Motor Area with Navigated TMS. *Brain Topogr*. 2016, 29(3): 395-404.
54. Kandel ER, Schwartz JH, Jessel TM. *Movement. W: Principles of neural science*. McGraw-Hill, International edition, 2000, pp. 756-782.
55. Karabanov AN, Raffin E, Siebner HR. The Resting Motor Threshold-Restless or Resting? A Repeated Threshold Hunting Technique to Track Dynamic Changes in Resting Motor Threshold. *Brain Stimul*. 2015, 8(6): 1191-1104.
56. Kasai T, Kawai S, Kawanishi M, Yahagi S. Evidence for facilitation of motor evoked potentials MEPs induced by motor imagery. *Brain Res* 1997, 744(1): 147-150.

57. Kawashima R, Yamada K, Kinomura S, Yamaguchi T, Matsui H, Yoshioka S, Fukuda H. Regional cerebral blood flow changes of cortical motor areas and prefrontal areas in humans related to ipsilateral and contralateral hand movement. *Brain Res* 1993, 623: 33–40.
58. Kemlin C, Moulton E, Leder S, Houot M, Meunier S, Rosso C, Lamy JC. Redundancy Among Parameters Describing the Input-Output Relation of Motor Evoked Potentials in Healthy Subjects and Stroke Patients. *Front Neurol*. 2019, 10: 535.
59. Kisiel-Sajewicz K. Plastyczność kory ruchowej mózgu. *Kosmos* 2020a, 69(4): 589-606.
60. Kisiel-Sajewicz K, Marusiak J, Rojas-Martínez M, Janecki D, Chomiak S, Kamiński Ł, Mencil J, Mañanas MÁ, Jaskólski A, Jaskólska A. High-density surface electromyography maps after computer-aided training in individual with congenital transverse deficiency: a case study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2020b, 21(1): 682.
61. Kornhuber HH, Deecke L. Hirnpotential Änderungen bei Willkürbewegungen und passiven Bewegungen des Menschen: Bereitschaftspotential und reafferente Potentiale. *Pflügers ArchGes Physiol* 1965, 284: 1–17.
62. Kosslyn SM, Ganis G, Thompson WL. Neural foundations of imagery. *Nat Rev Neurosci*. 2001, 2(9): 635-642.
63. Lang W, Beisteiner R, Lindinger G, Deecke L. Changes of cortical activity when executing learned motor sequences. *Experimental Brain Research* 1992, 89: 435–440.
64. Lang PJ, Greenwald MK, Bradley MM, Hamm AO. Looking at pictures: affective, facial, visceral, and behavioral reactions. *Psychophysiology* 1993, 30: 261–273.
65. Leung M, Splittle M, Kidgell D. Corticospinal Excitability Following Short-Term Motor Imagery Training of a Strength Task, *Journal of Imagery Research in Sport and Physical Activity* 2013, 8(1): 35-44.
66. Li S. Movement-specific enhancement of corticospinal excitability at subthreshold levels during motor imagery. *Exp Brain Res*. 2007, 179(3): 517–524
67. Liu KP, Chan CC, Lee TM, Hui-Chan CW. Mental imagery for promoting relearning for people after stroke: A randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2004, 85: 1403– 1408.

68. Liu KP, Chan CC, Wong RS, Kwan IW, Ya, CS, Li LS, Lee TM. A randomized controlled trial of mental imagery augment generalization of learning in acute poststroke patients. *Stroke* 2009, 40: 2222–2225.
69. Lotze M, Montoya P, Erb M, Hülsmann E, Flor H, Klose U, Birbaumer N, Grodd W. Activation of cortical and cerebellar motor areas during executed and imagined hand movements: an fMRI study. *J Cogn Neurosci*. 1999, 11(5): 491-501.
70. Lotze M, Halsband, U. Motor imagery. *Journal of Physiology Paris* 2006; 99(4–6): 386–395.
71. 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.
72. Machado S, Arias-Carrión O, Paes F, Ribeiro P, Cagy M, Piedade R, Ferreira Almada L, Anghinah R, Moro MBF, Orsini M, Guilherme Silva J, Cardoso Silva A, Nardi EA. Changes in Cortical Activity During Real and Imagined Movements: an ERP Study. *Clinical Practice & Epidemiology in Mental Health* 2013, 9: 196-201.
73. Marchand WR, Lee JN, Thatcher JW, Hsu EW, Rashkin E, Suchy Y, Chelune G, Starr J, Barbera SS. Putamen coactivation during motor task execution. *NeuroReport* 2008, 19: 957–960.
74. Mast FW, Tartaglia EM, Herzog MH. New Percepts via Mental Imagery? *Front Psychol*. 2012, 3(360): 1-5.
75. Martin K, Moritz S, Hall CR. Imagery use in sport: a literature review and applied model. *The Sport psychologist* 1999, 13: 245-268.
76. Martin SJ, Grimwood PD, Morris RGM. Synaptic plasticity and memory: an evaluation of the hypothesis. *Ann Rev Neurosci*. 2000, 23: 649–711.
77. Martin SJ, Morris RGM. New life in an old idea: the synaptic plasticity and memory hypothesis revisited. *Hippocampus* 2002, 12: 609–636.
78. Meng LF, Lu CP, Li YW. Hemispheric Lateralization of Event-Related Brain Potentials in Different Processing Phases during Unimanual Finger Movements. *Sensors (Basel)* 2008, 8(4): 2900-2912.

79. Mokienko OA, Chervyakov AV, Kulikova SN, Bobrov PD, Chernikova LA, Frolov AA, Piradov MA. Increased motor cortex excitability during motor imagery in brain-computer interface trained subjects. *Front Comput Neurosci*. 2013, 7: 168.
80. Munzert J, Lorey B, Zentgraf K. Cognitive motor processes: The role of motor imagery in the study of motor representations. *Brain Research Reviews* 2009, 60: 306–326.
81. Neige C, Monany DR, Stinear CM, Byblow WD, Papaxanthis C, Lebon F. Unravelling the Modulation of Intracortical Inhibition During Motor Imagery: An Adaptive Threshold-Hunting Study. *Neuroscience* 2020, 434: 102-110.
82. Niemann J, Winker T, Gerling, J, Landwehrmeyer B, Jung R. Changes of slow cortical negative DC-potentials during the acquisition of a complex finger motor task. *Experimental Brain Research* 1991, 85: 417–422.
83. Nudo RJ, Jenkins WM, Merzenich MM, Prejean T, Grenda R. Neurophysiological correlates of hand preference in primary motor cortex of adult squirrel monkey adult. *J. Neurosci*. 1992, 12: 2918–2947.
84. Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh Inventory. *Neuropsych*. 1971, 9: 97-113.
85. Osuagwu B. A, Vuckovic A. Similarities between explicit and implicit motor imagery in mental rotation of hands: An EEG study. *Neuropsychologia* 2014, 65: 197-210.
86. Pascual-Leone A, Nguyet D, Cohen LG, Brasil-Neto PJ, Cammarota A, Hallett M. Modulation of muscle responses evoked by transcranial magnetic stimulation during the acquisition of new fine motor skills. *J Neurophysiol* 1995, 74(3): 1037-1045.
87. Pascual-Leone A, Amedi A, Fregni F, Merabet LB. The plastic human brain cortex. *Annu Rev Neurosci* 2005, 28: 377-401.
88. Patuzzo S, Fiaschi A, Manganotti P. Modulation of motor cortex excitability in the left hemisphere during action observation: a single- and paired-pulse transcranial magnetic stimulation study of self- and non-self-action observation, *Neuropsychologia* 2003, 41(9): 1272-1288.

89. 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. *Human Brain Mapping* 2016, 37: 81–93.
90. Propper RE, O'Donnell LJ, Whalen S, Tie Y, Norton IH, Suarez RO, Zollei L, Radmanesh A, GolbyAJ. A Combined fMRI and DTI Examination of Functional Language Lateralization and Arcuate Fasciculus Structure: Effects of Degree Versus Direction of Hand Preference. *Brain Cogn.* 2010, 73(2): 85–92.
91. Ranganathan, VK, Siemionow V, Liu JZ, Sahgal V, Yue GH. From mental power to muscle power—gaining strength by using the mind. *Neuropsychologia* 2004, 42: 944–956.
92. Reynolds C, Ashby P. Inhibition in the human motor cortex is reduced just before a voluntary contraction. *Neurology* 1999, 53: 730–735.
93. Ridderinkhof KR, Brass M. How Kinesthetic Motor Imagery works: a predictive-processing theory of visualization in sports and motor expertise. *J Physiol Paris* 2015, 109(1-3): 53-63.
94. Rosenkranz K, Kacar A, Rothwell JC. Differential modulation of motor cortical plasticity and excitability in early and late phases of human motor learning. *J Neurosci.* 2007, 31; 27(44): 12058-12066.
95. Rossi S, Hallett M, Rossini PM, Pascual-Leone A, Safety of TMS Consensus Group. Safety, ethical considerations, and application guidelines for the use of transcranial magnetic stimulation in clinical practice and research. *Clin Neurophysiol.* 2009, 120(12): 2008-2009.
96. Rozand V, Lebon F, Stapley PJ, Papaxanthis C, Lepers R. A prolonged motor imagery session alter imagined and actual movement durations: potential implications for neurorehabilitation. *Behav Brain Res.* 2016, 297: 67–75.
97. Ruffino C, Papaxanthis C, Lebon F. Neural plasticity during motor learning with motor imagery practice: Review and perspectives, *Neuroscience* 2017, 26(341): 61-78.
98. Sabaté M, González M, Rodriguez M. Brain lateralization of motor imagery: motor planning asymmetry as a cause of movement lateralization. *Neuropsychologia* 2004, 42: 1041–1049

99. Sacco K, Cauda F, Cerliani L, Mate D, Duca S, Geminiani GC. Motor imagery of walking following training in locomotor attention The effect of Fthe tango lesson'. *NeuroImage* 2006, 32: 1441-1449.
100. Schuster C, Hilfiker R, Amft O, Scheidhauer A, Andrews B, Butler J, Kischka U, Ettlin T. Best practice for motor imagery: a systematic literature review on motor imagery training elements in five different disciplines. *BMC Med* 2011, 17(9): 75-111.
101. Shibasaki H, Hallett M. What is the Bereitschaftspotential? *Clin Neurophysiol.* 2006, 117(11): 2341-2356.
102. Siemionow V, Yue GH, Ranganathan VK, Liu JZ, Sahgal V. Relationship between motor activity-related cortical potential and voluntary muscle activation. *Exp Brain Res.* 2000, 133(3): 303-311.
103. Siucińska W. Neuroprzekaźnik hamujący w plastyczności kory mózgu. *Kosmos* 2005, 54(2-3): 195-212.
104. Smith D, Wright CJ, Allsopp A, Westhead H. It's all in the mind: PETTLEP based imagery and sports performance. *J. Appl. Sport Psychol.* 2007, 19: 80–92.
105. Solodkin A, Hlustik P, Chen EE, Small SE. Fine Modulation in Network Activation during Motor Execution and Motor Imagery. *Cerebral Cortex* 2004, 14: 1246–1255.
106. Solodkin A, Hlustika P, Nollb DC, Smalla SL. Lateralization of motor circuits and handedness during finger movements. *European Journal of Neurology* 2001, 8: 425-434.
107. Sullivan GM, Feinn R. Using Effect Size or Why the P Value Is Not Enough. *J Grad Med Educ*, 2012, (3): 279–282.
108. 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.
109. Stenekes MW, Geertzen JH, Nicolai JA, De Jong BM, Mulder T. Effects of motor imagery on hand function during immobilization after flexor tendon repair. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009, 90: 553–559.
110. Stephenson-Jones M, Yu K, Ahrens S, Tucciarone JM, van Huijstee AN, Mejia LA, Penzo MA, Tai LH, Wilbrecht L, Li B. A basal ganglia circuit for evaluating action outcomes. *Nature* 2016, 539: 289–293.

111. Stinear, CM, Byblow WD. Modulation of corticospinal excitability and intracortical inhibition during motor imagery is task-dependent. *Experimental Brain Research* 2004, 157: 351–358.
112. Stinear CM, Fleming MK, Byblow WD. Lateralization of unimanual and bimanual motor imagery. *Brain Res.* 2006, 1095(1): 139-47.
113. Talukdar U, Shyamanta M, Hazarika, Gan JQ. Motor imagery and mental fatigue: inter-relationship and EEG based estimation. *Journal of Computational Neuroscience* 2019, 46: 55–76.
114. Taylor MJ. Bereitschaftspotential during the acquisition of a skill motor task. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 1975, 45: 568–576.
115. Timothy VP, Bliss I, Cooke SF. Long-term potentiation and long-term depression: a clinical perspective. *Clinics (Sao Paulo)* 2011, 66(1): 3–17.
116. Toepp SL, Turco CV, Locke MB, Nicolini C, Ravi R, Nelson AJ. The Impact of Glucose on Corticospinal and Intracortical Excitability. *Brain Sci.* 2019, 9(12): 339.
117. Urbano A, Babiloni C, Onorati P, Babiloni F. Human cortical activity related to unilateral movements. A high resolution EEG study. *Neuroreport* 1996, 8(1): 203-206.
118. Volz MS, Suarez-Contreras V, Santos Portilla AL, Fregni F. Mental imagery-induced attention modulate pain perception and cortical excitability. *BMC Neurosci.* 2015, 16: 15.
119. Wakefield CJ, Smith D, Hogard E, Ellis R, Parry C. Using PETTLEP imagery as a simulation technique in nursing: Research and guidelines. *Nurse Educ Pract* 2020, 21: 43.
120. Wascher E, Wauschkuhn B. The interaction of stimulus- and response-related processes measured by event-related lateralizations of the EEG. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 1996, 99: 149-162.
121. Welniarz Q, Dusart I, Gallea C, Roze E, One hand clapping: lateralization of motor control. *Front Neuroanat.* 2015, 9: 75.
122. Yahagi S, Kasai T. Facilitation of motor evoked potentials (MEPs) in first dorsal interosseous (FDI) muscle is dependent on different motor images. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1998, 109: 409-417.

123. Yahagi S, Kasai T. Motor evoked potentials induced by motor imagery reveal a functional asymmetry of cortical motor control in left- and right-handed human subjects. *Neurosci Lett* 1999, 276: 185-188.
124. Yoxon E, Welsh TM. Rapid motor cortical plasticity can be induced by motor imagery training. *Neuropsychologia* 2019, 134: 1-9.
125. Yoxon E, Welsh TN. Motor system activation during motor imagery is positively related to the magnitude of cortical plastic changes following motor imagery training. *Behav Brain Res.* 2020, 15: 390.
126. Yuzaki M. Cerebellar LTD vs. motor learning-lessons learned from studying GluD2. *Neural Netw.* 2013, 47: 36-41.
127. Zhang X, Lei X, Wu T, Jiang T. A review of EEG and MEG for brainnetome research. *Cogn Neurodyn.* 2014, 8: 87-98.
128. Ziemann U, Lönnecker S, Steinhoff BJ, Paulus W. Effects of antiepileptic drugs on motor cortex excitability in humans: a transcranial magnetic stimulation study, *Ann Neurol.* 1996, 40(3): 367-78.
129. Ziemann U, Hallett M. Hemispheric asymmetry of ipsilateral motor cortex activation during unimanual motor tasks: further evidence for motor dominance. *Clin Neurophysiol* 2001, 112: 107-113.

STRESZCZENIE

WPLYW KINESTETYCZNEGO TRENINGU MENTALNEGO NA POBUDLIWOŚĆ I CZYNNOŚĆ KORY MÓZGU PODCZAS WYKONYWANIA CHWYTU KOŃCZYNĄ DOMINUJĄCĄ I NIEDOMINUJĄCĄ

SŁOWA KLUCZOWE: wyobrażenie ruchu, EEG, TMS, ręczność, kora ruchowa

Celem pracy była ocena wpływu kinestetycznego treningu mentalnego ruchu sięgania i chwytu na pobudliwość pierwszorzędowej kory ruchowej mózgu oraz pobudliwość korowo-rdzeniową prawej i lewej półkuli mózgu oraz na czynność bioelektryczną kory mózgu podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą i niedominującą u młodych, zdrowych osób. Przyjęto następujące hipotezy:

1. Pod wpływem jednorazowej sesji treningowej (30 powtórzeń na każdą kończynę górną) dojdzie do zwiększenia pobudliwości korowej i korowo-rdzeniowej obu półkul mózgu, ocenianej za pomocą przezczaszkowej stymulacji magnetycznej mózgu.
2. Po jednym oraz czterech tygodniach kinestetycznego treningu mentalnego dojdzie do spadku pobudliwości korowo-rdzeniowej (w stosunku do sesji bezpośrednio po jednorazowym treningu mentalnym) obu półkul mózgu do poziomu przed treningiem, ocenionej za pomocą przezczaszkowej stymulacji mózgu.
3. Po czterotygodniowym kinestetycznym treningu mentalnym nastąpi zmiana czynności bioelektrycznej mózgu (oceniana z wykorzystaniem EEG) obu półkul mózgu, która będzie zależna od obszaru kory mózgu, zarówno podczas wykonania chwytu kończyna niedominującą, jak i dominującą.

Metody: W badaniach z wykorzystaniem metody EEG grupę badaną stanowiło 25 praworęcznych, zdrowych, młodych osób (13 kobiet i 12 mężczyzn), w badaniach TMS uczestniczyło 15 osób, 8 kobiet i 7- mężczyzn. Osoby badane wzięły udział w czterotygodniowym treningu mentalnym (3 treningi tygodniowo) polegającym na kinestetycznym wyobrażaniu ruchu sięgania po książkę. W sesji Przed została przeprowadzona sesja pomiarów antropometrycznych. Wykonano ocenę zdolności do wyobrażania zadań ruchowych za pomocą kwestionariusza MIQ-RS oraz określono dominację kończyny za pomocą Edynburskiej Skali Ręczności. Do rejestracji EEG

wykorzystano system 128-kanalowy. Sygnał EEG rejestrowano podczas wykonywania ruchu chwytu kończyną dominującą oraz niedominującą podczas dwóch sesji pomiarowych (przed i po czterech tygodniach treningu mentalnego ruchu). Do analizy wybrano 25 elektrod położonych nad obszarami związanymi z programowaniem i kontrolą ruchów dowolnych (zlokalizowanych nad przedruchową, czuciowo-ruchową korą obu półkul mózgu oraz w obszarze centralnym). Podczas TMS wykorzystano neuronawigację z wykorzystaniem modeli mózgu tworzonych na podstawie badania MRI (sekwencji T1 - anatomicznej), indywidualnie dla każdego badanego. Do pomiaru amplitudy MEP z mięśnia pierwszego międzykostnego wykorzystano dwukanałowy moduł rejestracji sygnału EMG. System TMS wykorzystano w czterech sesjach pomiarowych (Przed, po jednorazowym treningu (Po0), po jednym tygodniu (Po1) i po czterech tygodniach (Po4) treningu mentalnego ruchu). Uzyskane w ten sposób parametry: amplitudę EEG, spoczynkowy próg motoryczny (RMT), krzywą zależności odpowiedzi EMG w stosunku do natężenia stymulacji (krzywa I/O) oraz maksymalny procentowy próg motoryczny (max%RMT) poddano analizie statystycznej. Do sprawdzenia rozkładu zmiennych wykorzystano test Shapiro-Wilka. Dla parametrów: amplitudy EEG oraz parametru RMT i max%RMT wykorzystano test MANOVA dla powtarzanych pomiarów wraz z poprawką Bonferroniego z analizą post hoc z testem t Studenta. Natomiast do analizy nachylenia krzywej I/O, została wykorzystana analiza wariancji dla powtarzalnych pomiarów rang Friedmana z analizą post hoc z zastosowaniem testu Wilcoxon. **Wyniki:** Analiza MANOVA wykazała istotny wpływ treningu mentalnego ruchu na wartość RMT ($F(1,887;26,420)= 3,895$; $p=,35$; $\eta_p^2= 218$) oraz na parametr max%RMT ($F(1,887;26,420)= 3,895$; $p=,035$ $\eta_p^2= 218$). Analiza post hoc testem t Studenta wykazała wzrost RMT ($p<,05$) pomiędzy sesją Przed a Po0 dla obu półkul. Ponadto wykazano istotnie statystyczny spadek RMT ($p<,05$) pomiędzy sesją Po0 a Po1 dla półkuli lewej (kończyna dominująca). Przeprowadzona analiza nie wykazała statystycznie istotnego wpływu dominacji kończyny na uzyskane wyniki powyższych parametrów, RMT ($F(1,14)= 2,785$; $p=,117$ $\eta_p^2= 166$) oraz max%RMT ($F(1,14)= 3,91$; $p=,068$; $\eta_p^2= 218$). Ta sama analiza post hoc wykazała wzrost parametru max%RMT ($p<,05$) dla sesji Po0, Po1

oraz Po4 w stosunku do sesji Przed dla prawej półkuli mózgu. Dla lewej półkuli mózgu wzrost dla sesji Po4 w stosunku do sesji Przed, Po0 oraz Po1. Wartość środkowa nachylenia krzywej I/O istotnie wzrosła ($p < 0,05$) pomiędzy sesją Przed a Po0, następnie zanotowano spadek krzywej I/O w sesji Po1 a zarejestrowany spadek nie zmienił się w sesji Po4 ($p > 0,05$) i został na podobnym poziomie. Dla półkuli lewej, nie odnotowano wzrostu krzywej I/O ($p > 0,05$) w sesji Po0, ale odnotowano istotnie statystyczny ($p < 0,05$) spadek wspomnianego parametru w sesji Po1 w stosunku do sesji Po0 i w tym przypadku w sesji Po4 parametr ten nie zmienił się ($p > 0,05$). Wieloczynnikowa analiza wariancji dla pomiarów powtarzanych nie wykazała istotnego wpływu treningu mentalnego ruchu ($F(1,24) = 2,115$ $p = ,159$ $\eta_p^2 = ,081$) i wpływu dominacji kończyny ($F(1,24) = 0,000$ $p = ,991$ $\eta_p^2 = ,000$) na wartość amplitudy sygnału EEG. Przeprowadzona analiza wykazała statystycznie istotny wpływ położenia elektrod ($F(4,051;97,233) = 15,169$ $p = ,000$ $\eta_p^2 = ,387$) oraz relacji położenia elektrod a dominacją kończyny ($F(5,669;136,067) = 2,463$ $p = ,030$ $\eta_p^2 = ,093$).

Wnioski:

1. Pod wpływem jednorazowej sesji kinestetycznego treningu mentalnego ruchu sięgania do chwytu wykonywanym kończyną górną dominującą i niedominującą, doszło do spadku pobudliwości korowej obu półkul mózgu przy jednoczesnym zwiększeniu wrażliwości ośrodków korowo-rdzeniowych dla półkuli prawej mózgu, badanym metodą TMS.
2. Po tygodniowej oraz czterotygodniowej sesji kinestetycznego treningu mentalnego ruchu sięgania do chwytu wykonywanego kończyną górną dominującą i niedominującą, doszło do powrotu pobudliwości korowej oraz wrażliwości korowo-rdzeniowej do wartości sprzed treningu.
3. Pod wpływem czterotygodniowego kinestetycznego treningu mentalnego sięgania i chwytu nie doszło do zmiany czynności bioelektrycznej kory mózgu w półkulach kontra- i ipsilateralnych, podczas wykonywania ruchu chwytu kończyną dominującą oraz niedominującą, badanej metodą EEG. Jednakże odnotowano zmianę charakterystyki aktywacji półkul mózgu podczas wykonywania chwytu, w kierunku zwiększonej lateralizacji w kontroli ośrodkowej tego zadania po treningu mentalnym.

ABSTRACT**THE INFLUENCE OF KINESTHETIC MOTOR IMAGERY TRAINING ON THE EXCITABILITY AND BIOELECTRIC ACTIVITY OF THE CEREBRAL CORTEX DURING MOTOR EXECUTION OF GRASPING WITH THE DOMINANT AND NON-DOMINANT HAND.****KEYWORDS:** motor imagery, EEG, TMS, handedness, cerebral cortex

The aim of the study was to assess the effect of kinesthetic motor imagery of the reaching-to-grasp movement on the excitability of the primary motor cortex and the cortico-spinal system of the right and left hemispheres and on the bioelectric activity of the cerebral cortex during motor execution of grasping with the dominant and non-dominant hand in young, healthy people. Three hypotheses were proposed as follows:

1. After single training session (30 repetitions for each upper limb), the cortical and cortical-spinal excitability of both hemispheres of the brain will increase, assessed by transcranial magnetic stimulation of the brain.
2. After one and four weeks of kinesthetic motor imagery training, the cortical-spinal excitability of both brain hemispheres will decrease (in relation to the sessions immediately after single motor imagery training) to the level before training, assessed by transcranial magnetic stimulation of the brain.
3. After four weeks of kinesthetic motor imagery training, there will be a change in the bioelectrical activity of the cerebral cortex (assessed with the use of EEG) of both hemispheres of the brain, which will depend on the area of the cortex, during motor execution or grasping with the non-dominant and dominant limb.

Methods: In studies using the EEG method, 25 right-handed, healthy and young people (13 women and 12 men) took part. In TMS method 15 people (8 women and 7 men) took part. All participants took part in a four-week motor imagery training (3 times a week) consisting in the kinesthetic imagination of the movement of reaching for a book. In Przed session, an anthropometric measurement was conducted. The ability to imagine motor tasks was assessed using the MIQ-RS questionnaire and the upper limb dominance was determined using the Edinburgh Handedness Inventory. 128-channel EEG signal was recorded during motor

execution of grasping movement with the dominant and non-dominant limbs in two measurement sessions (before and after four weeks of mental movement training; Przed i Po4 respectively). For the analysis, 25 electrodes were selected located over the areas related to the motor programming and control of movements (located over the premotor, sensorimotor cortex of both hemispheres of the brain and in the central area of the brain). The stimulation sites (M1) during TMS were navigated by neuronavigation with brain models, created based on the T1 (anatomical) MRI sequence, individually for each subject. A two-channel EMG signal recording module was used to measure the MEP amplitude from the first interosseous muscle. The TMS system was used in four measurement sessions (before, after single training, after one week and after four weeks of motor imagery training; Przed, Po0, Po1 and Po4 respectively). The parameters obtained in two experiments were: EEG amplitude, resting motor threshold (RMT), EMG response curve in relation to the stimulation intensity (I/O curve) and the maximum percentage of motor threshold (max% RMT). The distribution of all data variables were checked using the Shapiro-Wilk test. For the EEG amplitude, the RMT and max%RMT parameters, was used a MANOVA for repeated measures with a Bonferroni correction and post hoc analysis using Student's t-test. However, for the statistical analysis of the slope of the I/O curve, Friedman repeated measures analysis of variance with post hoc analysis using the Wilcoxon test was used. **Results:** The MANOVA showed a significant effect of motor imagery training on the value of RMT ($F(1,887;26,420)= 3,895$; $p=,35$; $\eta_p^2= 218$) and on the parameter of max% RMT ($F(1,887;26,420)= 3,895$; $p=,035$ $\eta_p^2= 218$). Post hoc analysis by Student's t-test showed an increase in RMT parameter ($p <0.05$) between Przed and Po0 sessions for both hemispheres. Moreover, a statistically significant decrease in RMT ($p <.05$) between Po0 and Po1 sessions was demonstrated for the left hemisphere (dominant limb). The performed analysis did not show a significant influence of the limb dominance on the obtained results of the RMT parameter ($F(1,14)= 2,785$; $p=117$ $\eta_p^2= 166$) and max%RMT parameter ($F(1,14)= 3,91$; $p=,068$; $\eta_p^2= 218$). The same post hoc analysis showed an increase in max% RMT ($p <.05$) for sessions Po0, Po1 and Po4 compared to the before sessions (Przed) for the right hemisphere of the brain. The same post hoc analysis showed an increase in max% RMT parameter ($p <.05$) for sessions Po0, Po1 and Po4 compared to the Przed session

for the right hemisphere of the brain (non-dominant limb). For the left hemisphere of the brain, the increase for the Po4 session compared to the Przed, Po0 and Po1 sessions. The median value of the slope of the I/O curve increased significantly ($p < .05$) between the Przed and Po0 session, then there was a decrease in the slope of I/O curve in the Po1 session and the noted decrease did not change in the Po4 ($p > .05$) and it remained at similar level. For the left hemisphere, there was no increase in the slope of I/O curve ($p > .05$) in the Po0, but a significant ($p < 0.5$) decrease in the mentioned parameter was noted in the Po1 in relation to the Po0, and in this case this parameter was not changed ($p > 0.05$) in the Po4 session. The multivariate analysis of variance for repeated measures did not show a significant influence of motor imagery training ($F(1,24) = 2,115$ $p = .159$ $\eta_p^2 = .081$) and the influence of limb dominance ($F(1,24) = 0,000$ $p = .991$ $\eta_p^2 = .000$) to the value of the amplitude of the EEG signal. The conducted analysis showed a statistically significant influence of electrode position ($F(4,051;97,233) = 15,169$ $p = .000$ $\eta_p^2 = .387$) and the relationship between electrode position and limb domination ($F(5,669;136,067) = 2,463$ $p = .030$ $\eta_p^2 = .093$).

Conclusions:

1. As a result of a single session of kinesthetic mental training of the reach-to-grasp movement with the dominant and non-dominant upper limb, there was a decrease in cortical excitability of both cerebral hemispheres while there was an increase in the corticospinal sensitivity for the right hemisphere, as examined by TMS.
2. After a one-week and four-week of kinesthetic motor imagery training of the reaching-to-grasp with the dominant and non-dominant upper limb, cortical excitability and cortical-spinal sensitivity returned to pre-training values.
3. After a four-week of kinesthetic motor imagery training of the reaching-to-grasp with the dominant and non-dominant upper limb, there were no changes in the activity of the cerebral cortex in selected regions of the cerebral cortex, as examined by EEG. However, a change in the activation characteristics of the cerebral hemispheres during gripping was noted, towards increased laterality in the central control of this task after mental training.

SPIS RYCIN

Rycina 1. Schemat przedstawiający schemat eksperymentu zawierający informację o prowadzonych pomiarach według kolejności ich wykonywania w kolejnych sesjach pomiarowych. Przed- sesja przed treningiem, Po 0- sesja bezpośrednio po pierwszym treningu, Po 1- sesja po tygodniu treningów, Po 4 - sesja po czterech tygodniach treningów, PA - pomiary antropometryczne, MRI - rezonans magnetyczny, EHI - Edynburska skala ręczności, MIQ-RS - ocena zdolności do wyobrażania czynności ruchowych, EEG – badania z wykorzystaniem elektroencefalografii, TMS – badania z wykorzystaniem przezczaszkowej stymulacji magnetycznej mózgu, TM- trening mentalny wyobrażenia sięgania do chwytu	34
Rycina 2. Pozycja badanego podczas treningu mentalnego ruchu sięgania, (A) na rycinie osoba badana wykonuje pojedynczą próbę fizycznego wykonania zadania wyobrażanego, który jednocześnie pokazuje schematycznie jedną próbę zadania mentalnego sięgania po książkę (B). Przedstawiona na rycinie osoba wyraziła pisemną zgodę na upowszechnienie jej wizerunku	37
Rycina 3. Protokół badania EEG wykonywany w trakcie sesji Przed oraz Po4. A- Pozycja badanego podczas pomiaru EEG, B- schemat protokołu wykonania chwytu podczas sesji z wykorzystaniem EEG dla kończyny dominującej oraz niedominującej, MVC-Maksymalny izometryczny skurcz dowolny	39
Rycina 4. Lokalizacja oraz nazwy 128 elektrod systemu EEG, z oznaczeniem kolorami elektrod, z których prezentowane są wyniki badań. (A) System Biosemi 128 kanałów użyty do rejestracji eksperymentu. (B) Nazwy i lokalizacja elektrod wybranych do analizy, zgodnie z międzynarodowym systemem 10-20. L - lewa półkula mózgu, P- prawa półkula mózgu. Kolor zielony– elektrody zlokalizowane nad przedruchową korą mózgu (półkula lewa-Fc1, Fc3, F1, F3; półkula prawa- Fc2, Fc4. F2, F4) niebieski- kora czuciowo-ruchowa (półkula lewa-Cp1, Cp3, C1, C3, C5; półkula prawa- Cp2, Cp4. C2, C4, C6), szary- elektrody linii centralnej kory mózgu (elektrody- CPz, Cz, FCz, Fz).....	41
Rycina 5. Schemat protokołu wykorzystanego do pomiarów metodą TMS Hot Spot- tzw. „gorący punkt” lokalizacja obszaru kory pierwszorzędowej mózgu odpowiadająca za aktywację mięśnia pierwszego międzykostnego, RMT- spoczynkowy próg motoryczny, Krzywa I/O- krzywa zależności odpowiedzi MEP w stosunku do natężenia stymulacji, max%RMT- osiągnięty maksymalny procentowy próg motoryczny w danej sesji pomiarowej	44
Rycina 6. Stanowisko pomiarowe wraz z urządzeniem do stymulacji TMS oraz neuronawigacja (A), pozycja osoby banalnej oraz eksperymentatora podczas stymulacji kory mózgu (B), cewka ósemkowa (Double 70mm Remote Control Coil) wraz z umieszczonym na niej znaczniku wykorzystanym do neuronawigacji. Przedstawione na rycinie osoby wyraziły pisemną zgodę na wykorzystanie ich wizerunku.....	45
Rycina 7. Trójwymiarowy model mózgu stworzony na podstawie rezonansu magnetycznego z naniesionymi punktami do stymulacji TMS	46
Rycina 8. Umiejscowienie dwóch elektrod EMG nad powierzchnią mięśnia pierwszego międzykostnego podczas badania metodą TMS do pomiaru MEP, (A) pozycja elektrod	

czynnych nad mięśniem pierwszym międzykostnym, (B) pozycja elektrody uziemiającej umiejscowionej nad wyrostkiem łokciowym kości łokciowej	46
Rycina 9. Wartości średnie wraz z odchyleniami standardowymi spoczynkowego progu motorycznego (RMT, wyrażone w % maksymalnej mocy stymulatora) dla prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych. Przed- sesja pomiarowa przed treningiem, Po0- sesja pomiarowa po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu. * p<,05 (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych)..	57
Rycina 10. Wartości średnie wraz z odchyleniami standardowymi spoczynkowego progu motorycznego (RMT, wyrażone w % maksymalnej mocy stymulatora) dla lewej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych. Przed- sesja pomiarowa przed treningiem, Po0- sesja pomiarowa po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu. * p<,05 (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych)..	59
Rycina 11. Wyniki RMT dla czterech sesji pomiarowych dla prawej w stosunku do lewej półkuli mózgu. Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu	60
Rycina 12. Krzywa zależności średnich odpowiedzi MEP w stosunku do natężenia stymulacji dla prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych (Krzywa I/O) . Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu	61
Rycina 13. Wartości mediany wraz z 25-tym i 75-tym percentylem nachylenia krzywej I/O dla prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych. Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu, * p<,05 (porównania dokonano nieparametrycznym testem Wilcoxon).....	62
Rycina 14. Krzywa zależności odpowiedzi EMG w stosunku do natężenia stymulacji dla lewej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych. Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu	64
Rycina 15. Wartości mediany oraz 25-tym i 75-tym percentyla nachylenia krzywej I/O dla lewej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych. Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu, * p<,05 (porównania dokonano nieparametrycznym testem Wilcoxon).....	64
Rycina 16. Krzywa zależności odpowiedzi EMG w stosunku do natężenia stymulacji dla lewej oraz prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych, (A) Przed - sesja przed treningiem, (B) Po0 - sesja po jednorazowym treningu, (C) Po1 - sesja po 1 tygodniu treningu, (D), Po4 - sesja po 4 tygodniach treningu	66
Rycina 17. Wyniki mediany wraz z 25-tym i 75-tym percentylem nachylenia krzywej I/O dla lewej oraz prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych. Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja	

po 4 tygodniach treningu, * p<,05 (porównania dokonano nieparametrycznym testem Wilcoxon)	67
Rycina 18. Wyniki Maksymalnego %RMT dla prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych, Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu. * p<,05 (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych)	69
Rycina 19. Wyniki maksymalnego %RMT dla lewej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych. Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu. * p<,05 (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych)	70
Rycina 20. Wyniki maksymalnego %RMT dla prawej i lewej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych. Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu	71
Rycina 21. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą (prawą) przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym dla wybranych elektrod zlokalizowanych na półkuli kontralateralnej w linii centralnej oraz półkuli ipsilateralnej. Elektrody zlokalizowane na półkuli ipsilateralnej zaznaczone kolorem niebieskim, elektrody linii centralnej zaznaczone kolorem czarnym oraz elektrody zlokalizowane na półkuli kontralateralnej zaznaczone kolorem czerwonym	73
Rycina 22. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu kończyną niedominującą (lewą) przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym dla poszczególnych elektrod zlokalizowanych na półkuli kontralateralnej w linii centralnej oraz półkuli ipsilateralnej. Elektrody zlokalizowane na półkuli kontralateralna zaznaczone kolorem czerwonym, elektrody linii centralnej zaznaczone kolorem czarnym oraz elektrody zlokalizowane na półkuli ipsilateralna zaznaczone kolorem niebieskim (porównania dokonano testem t dla prób zależnych)	74
Rycina 23. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) przed czterotygodniowym treningu mentalnym. Półkula kontralateralna elektrody zaznaczone kolorem czerwonym, elektrody linii centralnej zaznaczone kolorem czarnym oraz półkula ipsilateralna zaznaczona kolorem niebieskim	75
Rycina 24. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) po czterotygodniowym treningu mentalnym. Półkula prawa elektrody zaznaczone kolorem czerwonym, elektrody linii centralnej zaznaczone kolorem szarym oraz półkula lewa zaznaczona kolorem czarnym	76
Rycina 25. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą (prawą) pomiędzy półkulą ipsi i kontralateralną przed czterotygodniowym treningiem mentalnym ruchu. Półkula ipsilateralna elektrody	

zaznaczone kolorem niebieskim, półkula kontralateralna zaznaczona kolorem czerwonym. * p<,05 (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych).....	77
Rycina 26. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą (prawą) pomiędzy półkulą ipsi i kontralateralną po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu. Półkula ipsilateralna elektrody zaznaczone kolorem czerwonym, półkula kontralateralna zaznaczona kolorem czarnym, * p<,05 (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych).....	79
Rycina 27. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu kończyną niedominującą (lewą) pomiędzy półkulą ipsi i kontralateralną przed czterotygodniowym treningiem mentalnym ruchu. Półkula ipsilateralna elektrody zaznaczone kolorem czerwonym, półkula kontralateralna zaznaczona kolorem czarnym	80
Rycina 28. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu kończyną niedominującą (lewą) pomiędzy półkulą ipsi i kontralateralną po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu. Półkula ipsilateralna elektrody zaznaczone kolorem czerwonym, półkula kontralateralna zaznaczona kolorem czarnym, * p<,05 (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych).....	82
Rycina 29. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) przed czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu. Półkula prawa elektrody zaznaczone kolorem czerwonym, elektrody linii centralnej zaznaczone kolorem czarnym oraz półkula lewa zaznaczona kolorem niebieskim. * p<,05 (porównania dokonano testem t dla prób zależnych)	83
Rycina 30. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) po czterotygodniowym treningu mentalnym. Półkula prawa elektrody zaznaczone kolorem czerwonym, elektrody linii centralnej zaznaczone kolorem szarym oraz półkula lewa zaznaczona kolorem czarnym.....	85

SPIS TABEL

Tabela 1 Dane antropometryczne osób badanych w grupie poddanej badaniu EEG (n=25) ...	35
Tabela 2 Dane antropometryczne osób badanych w grupie poddanej badaniu TMS (n=15)...	35
Tabela 3 Wyniki modelu Wieloczynnikowej Analizy Wariancji GLM dla parametru spoczynkowego progu motorycznego (RMT)	55
Tabela 4 Wyniki modelu Wieloczynnikowej Analizy Wariancji GLM dla parametru maksymalnego procentowego spoczynkowego progu motorycznego (max%RMT)	56
Tabela 5 Współczynniki istotności dla porównania wartości średnich RMT dla prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych: przed, po jednorazowym, tygodniu i czterech tygodniach treningu mentalnego.....	58
Tabela 6 Współczynniki istotności dla porównania wartości średnich RMT dla lewej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych: przed, po jednorazowym, tygodniu i czterech tygodniach treningu mentalnego.....	59
Tabela 7 Wartości mediany wraz z 25-tym i 75-tym percentylem współczynnika R ² kwadrat dla prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych.....	62
Tabela 8 Współczynniki istotności dla porównania wartości mediany nachylenia krzywej I/O dla prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych: przed, po jednorazowym, tygodniu i czterech tygodniach treningu mentalnego.	63
Tabela 9 Wartości mediany wraz z 25-tym i 75-tym percentylem współczynnika R ² kwadrat dla lewej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych.....	65
Tabela 10 Współczynniki istotności dla porównania wartości mediany nachylenia krzywej I/O dla lewej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych: przed, po jednorazowym, tygodniu i czterech tygodniach treningu mentalnego.	65
Tabela 11 Wartości mediany wraz z 25-tym i 75-tym percentylem współczynnika R ² kwadrat dla lewej oraz prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych.	67
Tabela 12 Porównanie wartości średnich nachylenia krzywej I/O dla lewej oraz prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych.....	68
Tabela 13 Porównanie wartości średnich maksymalnego %RMT dla prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych.....	69
Tabela 14 Porównanie wartości średnich maksymalnego %RMT dla lewej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych.....	70
Tabela 15 Wyniki modelu Wieloczynnikowej Analizy Wariancji GLM dla parametru amplitudy korowego potencjału związanego (MRCP) z wykonywaniem chwytu	72
Tabela 16 Porównania wartości średnich amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą pomiędzy półkulą kontra i ipsilateralną przed treningiem mentalnym ruchu.	78
Tabela 17 Porównania wartości średnich amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą (prawą) pomiędzy półkulą kontra i ipsilateralną po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu.	79

Tabela 18 Porównania wartości średnich amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu kończyną niedominującą (lewą) dla półkuli kontra i ipsilateralnej przed treningiem mentalnym ruchu.	81
Tabela 19 Porównania wartości średnich amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu kończyną niedominującą (lewą) pomiędzy półkulą kontra- i ipsilateralną po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu.	82
Tabela 20 Porównania wartości średnich amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą i niedominującą przed czterotygodniowym treningu (Przed).	84
Tabela 21 Porównania wartości średnich amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą i niedominującą po czterotygodniowym treningu (Po4).	86

ZAŁĄCZNIKI

Załącznik nr1

Kod badanego

Data.....

Ankieta przed badaniem z zastosowaniem Rezonansu Magnetycznego (MR)

Imię

i

nazwisko:.....

.....

Data urodzenia: Płeć: KM

Adres:.....

.....

Telefon:..... E-mail:.....

Ręka dominująca:..... Wzrost:..... Przybliżona masa ciała:.....

Badanie MRI służy do obrazowania struktury i funkcji mózgu przy użyciu silnego pola magnetycznego oraz fal radiowych. W czasie badania należy leżeć nieruchomo i spokojnie oddychać. Głośny hałas aparatu jest normalną cechą pracy urządzenia.

Wyniki badania nie są diagnostyczne.TAK NIE

Badanie jest bezbolesne i nieszkodliwe dla zdrowia. Metoda jest bezpieczna, aczkolwiek nie każdy może wziąć udział w badaniu. Poniższa lista przedstawia pytania, które umożliwią nam identyfikację sytuacji, które podczas badania magnetycznego rezonansu byłoby **zagrożeniem**

dla zdrowia i życia lub też mogłyby zakłócić badanie MRI.

1. Tak Nie Czy jest to pierwsze badanie MRI?

Czy posiada Pan/Pani

2. Tak Nie Rozrusznik serca lub defibrylator?

3. Tak Nie Jakikolwiek typ stymulatora biologicznego, np. neurostymulator (TENS)?

4. Tak Nie Implantowana pompa insulinowa lub implantowane urządzenia infuzyjne?

5. Tak Nie Implantowany metal, np. implant ślimakowy, cewnik, wenflon itp.?

6. Tak Nie Zacisk tętniaka (klips naczyniowy)?

7. Tak Nie Zastawka w komorze mózgu?

8. Tak Nie Jakiegokolwiek elektrody (np. stymulator mózgu, przewody po stymulatorze serca)?

9. Tak Nie Jakiegokolwiek fragmenty metalowe, kula, odłamek lub opiłki?

10. Tak Nie Sztuczną kończynę lub staw? Jakakolwiek ruchoma proteza?

11. Tak Nie Jakikolwiek wszczep ortopedyczny np. igła, pręt, śruba, zacisk, płytki, drut itp.?

12. Tak Nie Stent, bypass (w mózgu lub rdzeniu kręgowym)?

13. Tak Nie Jakiegokolwiek implanty metalowe (np. zastawka serca, spirala wewnątrzmaciczna)?

14. Tak Nie Soczewki zmieniające kolor oczu?

15. Tak Nie Jakikolwiek wszczep elektroniczny, mechaniczny lub magnetyczny?

16. Tak Nie Szwy nicią metalową, klamrę (do zaciskania ran chirurgicznych)?

17. Tak Nie Stymulator wzrostu kości?

18. Tak Nie Aparat słuchowy, protezy stomatologiczne (należy zdjąć przed badaniem)?

19. Tak Nie Piercing, kolczyki w różnych częściach ciała (należy zdjąć przed badaniem)?

20. Tak Nie Kolorowe tatuaże na głowie lub w okolicy szyi?

21. Tak Nie Rozległe tatuaże na ciele, makijaż permanentny?

22. Tak Nie Czy pracował Pan / pracowała Pani przy obróbce metali (np. skrawanie)?

23. Tak Nie Czy może mieć Pan/Pani metalowe opiłki w oku?

24. Tak Nie Czy przebył Pan/przebyła Pani operacje? Jakiej i kiedy?

.....

25. Tak Nie Czy cierpi Pan/Pani na klaustrofobię (strach przed zamkniętymi pomieszczeniami)?

26. Tak Nie Choroby układu oddechowego, choroby układu pozapiramidowego?

27. Tak Nie Czy miał Pan/ miała Pani kiedykolwiek napady padaczkowe?

28. Tak Nie **DOTYCZY TYLKO KOBIET:** nie ma całkowitej pewności czy pole magnetyczne nie wpływa na przebieg ciąży w pierwszym trymestrze. Czy jest/ może być Pani w Cięży?

29. Tak Nie Czy wyraża Pan/Pani zgodę na kontakt w sprawie udziału w innych projektach badawczych?

30. Tak Nie Czy wyraża Pan/Pani zgodę na przesłanie zanonimizowanych danych (nie będzie możliwa identyfikacja osoby) do współpracujących ośrodków w kraju i za granicą?

Wszelkie informacje zawarte w niniejszej ankiecie są poufne i będą wykorzystywane jedynie do celów naukowych. Oświadczam, że podane informacje są zgodne z prawdą i wyrażam zgodę na wykonanie badania MR.

W czasie badania w pokoju magnesu panuje bardzo silny hałas. W trakcie badania należy bezwzględnie stosować stopery do uszu i słuchawki.

(data, czytelny podpis osoby badanej)

.....

Załącznik nr 2

Formularz wyjścia

Imię i nazwisko:

Data:

Kod badanego:

Czas:

Skala od 1 (mniej wygodnie) do 5 (bardzo wygodnie)

Jak komfortowo czułeś/aś się przed rezonansem? 1 2 3 4 5

Jak komfortowo czułeś/aś się podczas rezonansu? 1 2 3 4 5

Jak komfortowo czułeś/aś się po rezonansie? 1 2 3 4 5

Czy podczas rezonansu magnetycznego czułeś/aś następujące objawy:

Zdenerwowanie Tak/Nie Senność Tak/Nie

Drżenie mięśniowe Tak/Nie Zawroty głowy Tak/Nie

Uczucie ciepła Tak/Nie Ból głowy Tak/Nie

Dziwny smak Tak/Nie Mrowienie Tak/Nie

Pieczenie Tak/Nie Ból Tak/Nie

Klaustrofobia Tak/Nie Zimno Tak/Nie

Zbyt głośny huk Tak/Nie Nudności Tak/Nie

Omamy wzrokowe Tak/Nie

Jeśli tak, proszę opisz gdzie i kiedy:

Inne nie wymienione wyżej:

Opisz poprawność wykonania przez siebie zadanego protokołu badania rezonansem magnetycznym:

1 2 3 4 5

Podpis badanego:

Podpis przeprowadzającego badanie:

.....

.....

Załącznik nr 3

Kod badanego

Data.....

Imię i nazwisko osoby badanej:

.....

Ankieta przed badaniem z zastosowaniem Przewodzącej stymulacji magnetycznej (TMS)

Badanie TMS służy do badania pobudliwości kory mózgowej przy użyciu silnego pola magnetycznego. W czasie badania osoba badana może słyszeć trzaski generowane przez cewkę oraz odczuwać dyskomfort spowodowany przez wirowe pole elektryczne wyindukowane na powierzchni skóry pod cewką. Badanie jest bezbolesne i nieszkodliwe dla zdrowia. Metoda jest bezpieczna, aczkolwiek nie każdy może wziąć udział w badaniu. Poniższa lista przedstawia pytania, które umożliwią nam identyfikację sytuacji, które podczas badania magnetycznego rezonansu byłoby **zagrożeniem dla zdrowia i życia** lub też mogłyby zakłócić badanie TMS.

Tak Nie Czy brał Pan/brała Pani udział w badaniach z zastosowaniem TMS?

1. Tak Nie Czy miał Pan/miała Pani niepożądane reakcje po TMS?

2. Tak Nie Czy miał Pan /miała Pani napady padaczkowe?

3. Tak Nie Czy miał Pan /miała Pani omdlenia lub utraty przytomności?

4. Tak Nie Czy miał Pan /miała Pani obrażenia lub choroby neurologiczne mózgu?

5. Tak Nie Czy posiadasz jakiś metal w głowie (poza ustami) np. odłamki, klipsy chirurgiczne, szwy nicią metalową?

6. Tak Nie Czy posiadasz jakiś implanty medyczne np. rozrusznik serca, pompa insulinowa?

7. Tak Nie Czy cierpisz na częste lub silne bóle głowy?

8. Tak Nie Czy zażywasz jakieś lekarstwa?

10. Tak Nie Czy ostatnio zażywałaś środki psychoaktywne, narkotyki lub alkohol?

11. Tak Nie Czy jesteś lub możesz być w ciąży?

12. Tak Nie Czy jesteś niewyspany lub cierpisz na zaburzenia snu?

13. Tak Nie Czy ktoś w rodzinie ma padaczkę?

14. Tak Nie Czy potrzebujesz dodatkowe wyjaśnienie odnośnie TMS lub związanego z badaniem ryzyka?

Jeśli zakreśliłeś/aś gdziekolwiek odpowiedź TAK, podaj szczegółowe informacje poniżej:

.....
.....
.....
.....
.....
.....

Uczestnik badania: (czytelny podpis i data)
.....

Przeprowadzający badanie: (czytelny podpis i data).....