

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

Recenzenci:

prof. dr hab. n. med. Joanna Rymaszewska

dr hab. Teresa Zwierko prof. US

WROCŁAW

Spis treści

I Wstęp.....	4
II CEL PRACY	7
III HIPOTEZY BADAWCZE	7
IV MATERIAŁ I METODY BADAWCZE	8
IV 1. Osoby badane	11
IV 2. Trening Mentalny	12
IV 3. Elektroencefalografia (EEG)	13
IV 3.1. Protokół pomiarów z wykorzystaniem EEG podczas wykonania chwytu kończyną dominującą i niedominującą	14
IV 3.2. Analiza sygnału EEG.....	15
IV 4. Przechwytowa Stymulacja Magnetyczna mózgu (TMS).....	18
IV 4. 1. Rezonans Magnetyczny (MRI).....	18
IV 4.2. Protokół badania TMS.....	19
IV 4.3. Protokół wyznaczania tak zwanych „hot spot”	21
IV 4.4. Protokół wyznaczania spoczynkowego progu motorycznego (RMT)	23
IV 4.5. Protokół wyznaczania krzywej zależności odpowiedzi EMG w stosunku do natężenia stymulacji (krzywa I/O).....	23
IV 4.6. Protokół wyznaczania maksymalnego procentowego progu motorycznego (max%RMT).....	24
IV 5. Metody statystyczne	25
V WYNIKI	27
V 1. Wyniki analiz parametrów uzyskanych z wykorzystaniem metody TMS.....	27
V 1. 1. Porównanie wyników spoczynkowego progu motorycznego (RMT) dla czterech sesji pomiarowych	28
V 1. 2. Porównanie wyników krzywej zależności odpowiedzi MEP w stosunku do natężenia stymulacji.....	32
V 1. 3. Porównanie wyników maksymalnego progu spoczynkowego (max%RMT).....	37
V 2. Wyniki analizy sygnału EEG amplitudy korowego potencjału związanego z wykonaniem (MRCP) chwytu	41

V 2. 3. Porównanie wartości amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu w różnych obszarach korowych	41
VII WNIOSKI.....	48
VII Piśmiennictwo	49

I Wstęp

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. Procesy neuroplastyczności prowadzą do reorganizacji funkcjonalnej i strukturalnej 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). 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). 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, na bazie odmiany kinestetycznej, powoduje podobne krótkotrwałe zmiany plastyczne w układzie nerwowym jak te występujące w treningu fizycznym (Gentili i Papaxanthis, 2015; Pascual-Leone i wsp., 1995). Trening mentalny ruchu oraz trening fizyczny pobudzają, podobne obszary mózgu takie jak: tylna część zakrętu przedśrodkowego, zakręt zaśrodkowy, mózdzek, dodatkowa kora ruchowa, zakręt

obręczy czy drugorzędowa kora przedruchowa (Solodkin i wsp., 2001). Trening mentalny ruchu wywołuje zmiany adaptacyjne w układzie nerwowym oparte na mechanizmach neuroplastyczności 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 wps., 2004; Liu i wps., 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).

W ostatnich latach zjawisko mentalnego wyobrażania ruchu jest intensywnie badane przez naukowców za pomocą najróżniejszych metod, począwszy od najprostszych kwestionariuszy oceny jaskrawości kinestetycznego wyobrażania zadań motorycznych, po zaawansowane metody neuroobrazowania mózgowia. Mimo wielu prac naukowych związanych z wpływem mentalnego wyobrażenia na czynność układu nerwowego (Decety i Grèzes, 2006), doskonaleniem czynności ruchowych czy procesów poznawczych, to wiele ważnych informacji dotyczących procesów korowych związanych z wyobrażeniem ruchu jest wciąż niejasnych. Do tej pory naukowcy dokonywali oceny zmian pobudliwości korowej następujących na skutek pojedynczych zadań mentalnych (Clark i wsp., 2003; Aono i wsp., 2013). W pracach z wykorzystaniem metody przezczaszkowej stymulacji magnetycznej mózgu (z ang. *transcranial magnetic stimulation*; TMS) zaobserwowano zwiększoną pobudliwość korową przed i podczas wykonania zadania wyobrażenia mentalnego ruchu (Aono i wsp., 2013). Odkryto również wpływ treningu mentalnego ruchu na ośrodkowe mechanizmy programowania ruchów dowolnych człowieka, dzięki użyciu metody elektroencefalografii (EEG), ze względu na jej wysoką rozdzielczość czasową i nieinwazyjność (Osugwu i Vuckovic, 2014). Ranganathan i wsp. (2004) badając wpływ 12-tygodniowego treningu mentalnego na wartość siły mięśni podczas ruchu odwodzenia palca

małego i zginania stawu łokciowego, wykazali istotny wzrost siły mięśni oraz amplitudy potencjału związanego ze zdarzeniem ruchowym, wykazano również wyższą amplitudę MRCP podczas wykonania zadania ruchowego, niż przy mentalnym wykonaniu tego samego zadania, po pełnym cyklu treningowym.

Zastosowanie TMS i EEG, w badaniach neurofizjologicznych pozwala na ocenę obiektywnych parametrów czynnościowych kory mózgu takich jak aktywność bioelektryczna kory mózgu oraz pobudliwość kory czuciowo-ruchowej mózgu. Metody te znajdują zastosowanie w poszukiwaniu podstaw neurofizjologicznych stosowania treningu mentalnego oraz jego wpływu na mechanizmy plastyczności ośrodkowego układu nerwowego.

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. 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

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 instruktazowa, 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).

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 i 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 i chwytu (Rycina 1).

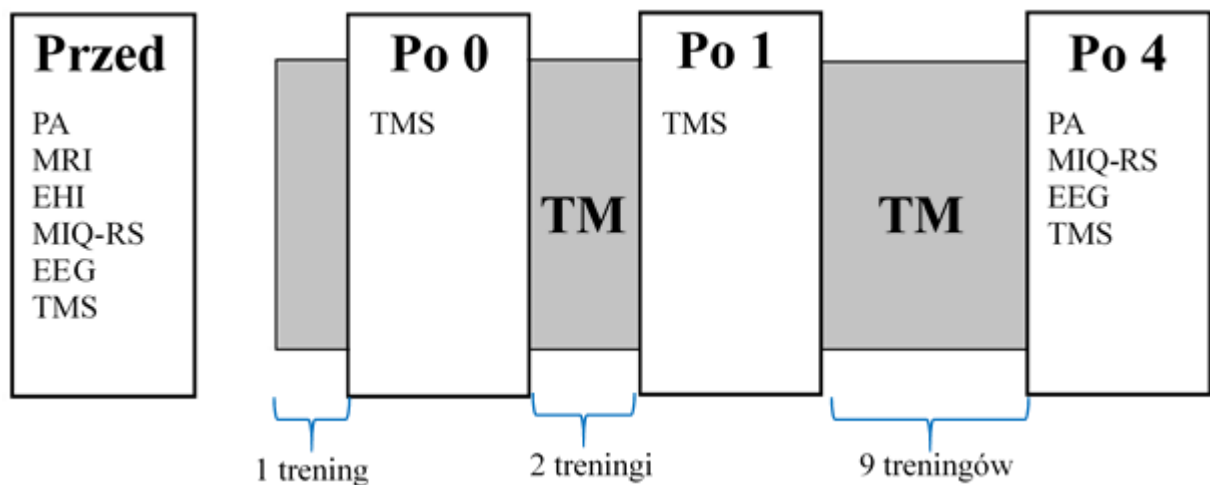
Sesja „Przed” trwała 4 dni. Pierwszego dnia przeprowadzono pomiary antropometryczne: została zmierzona wysokość ciała [m] i masa ciała [kg] za pomocą wagi firmy Seca (Niemcy). Wykonana została ocena zdolności do wyobrażania czynności ruchowych za pomocą kwestionariusza MIQ-RS (z ang. *Movement Imagery 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 przeprowadzano 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 informacje 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 wyobrażenia czynności ruchowych, EEG – badania z wykorzystaniem elektroencefalografii, TMS – badania z wykorzystaniem przezczaszkowej stymulacji magnetycznej mózgu, TM- trening mentalny wyobrażenia sięgania i chwytu

IV 1. 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	22	3
mężczyźni	26	4	1,80	0,05	82	7	25	2
razem	25	3	1,72	0,09	70	14	24	3

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.

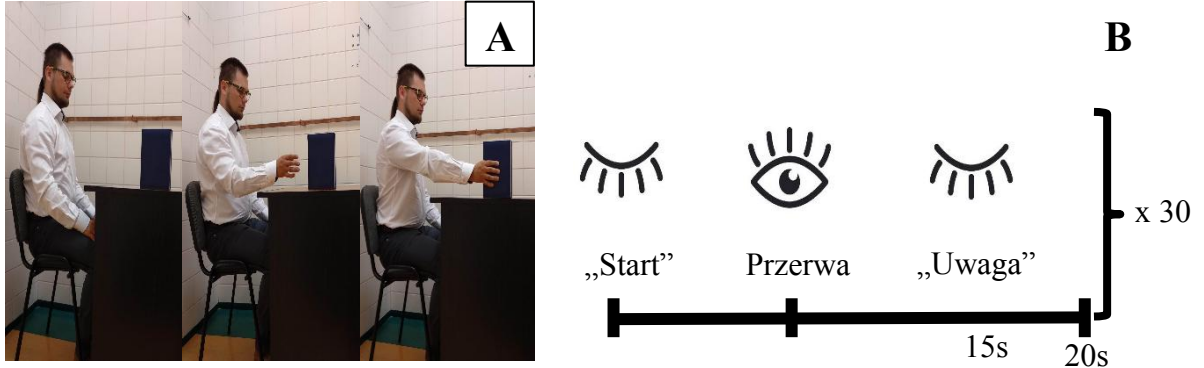
Tabela 2 Dane antropometryczne osób badanych w grupie poddanej badaniu TMS (n=15)

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	62	10	23	3
mężczyźni	24	3	1,8	0,03	81	5	25	2
razem	24	2	1,72	0,09	71	17	24	3

M- średnia, SD- odchylenie standardowe

IV 2. 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 i chwytu 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 i chwytu po książkę. 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 odgórnie, aby nie zaburzać naturalnego procesu wyobrażania. 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 instruktora 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.



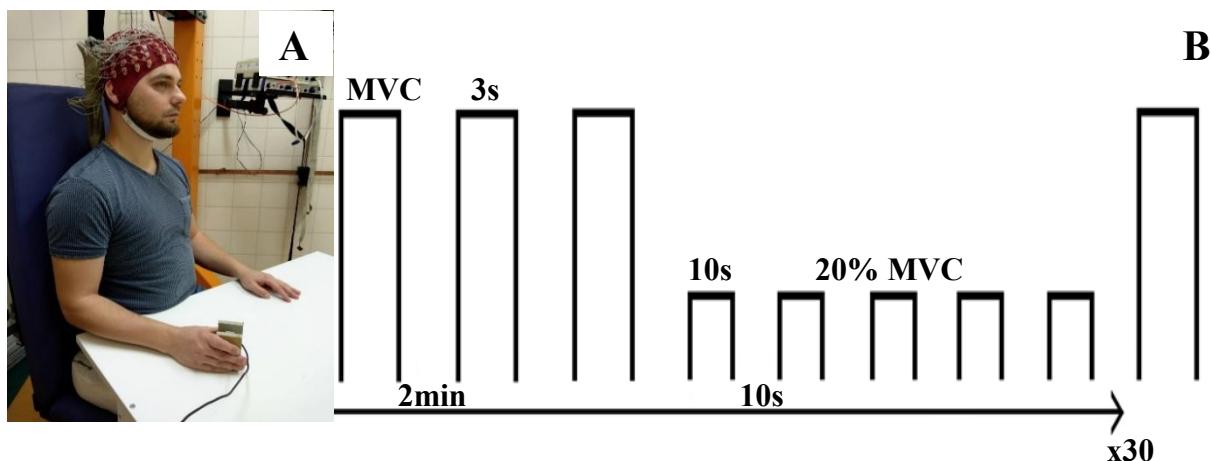
Rycina 2. Pozycja badanego podczas treningu mentalnego ruchu sięgania, (A) na rycinie osoba badana wykonuje pojedynczą próbę fizycznego wykonania zadania wyobrażanego, który jednocześnie pokazuje schematycznie jedną próbę zadania mentalnego sięgania i chwytu po książkę (B).

IV 3. 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 umieszczany 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 3.1. 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 z wykorzystaniem EEG wykonywany w trakcie sesji pomiarowych przed i po czterech tygodniach treningu. 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 3.2. Analiza sygnału EEG

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

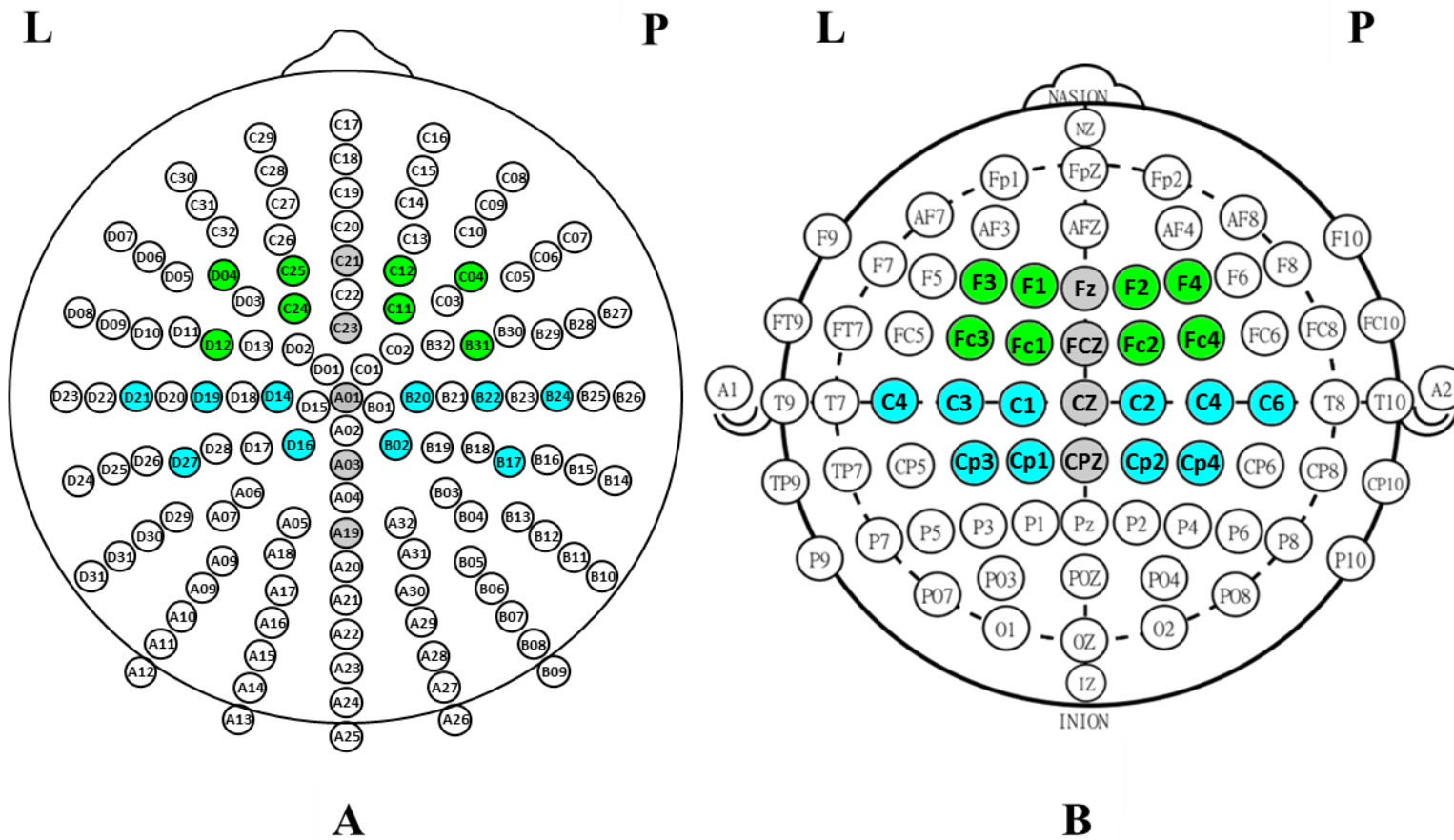
W pierwszej kolejności zmniejszono częstotliwość próbkowania plików z 2048 do 500 Hz. Wyższa częstotliwość próbkowania podczas rejestracji danych wymagana była ze względu na jednoczesną rejestracją sygnału elektromiograficznego (dane EMG nie były przedmiotem niniejszej dysertacji) i elektroencefalograficznego. 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 filtru 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 [μ V] 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 4. Przewodząca Stymulacja Magnetyczna mózgu (TMS)

Sesje pomiarowe 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 dwukanałowy moduł rejestracji sygnału EMG, który służy do rejestracji odpowiedzi mięśnia (MEP) na stymulację 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 programu systemu Brainsight bazującego na systemie iOS firmy Apple.

IV 4. 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 do 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. Natomiast po zakończeniu skanowania badany był proszony o wypełnienie

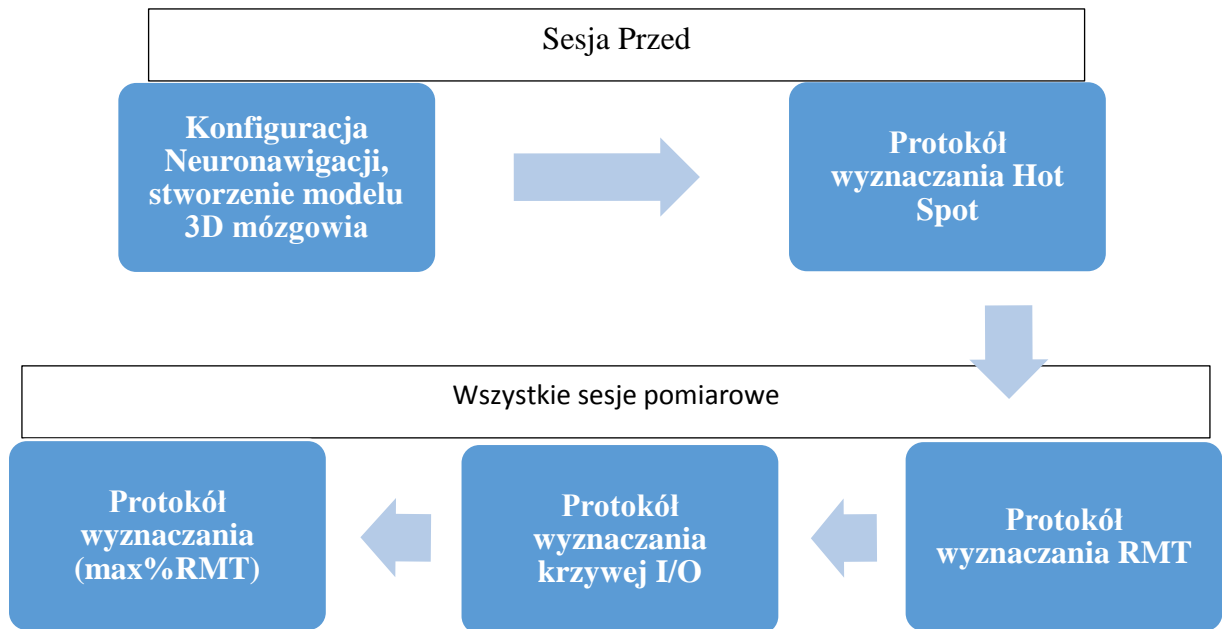
ankiety, w której pytania dotyczą stanu samopoczucia w trakcie rezonansu magnetycznego i tuż po nim

IV 4.2. Protokół badania TMS

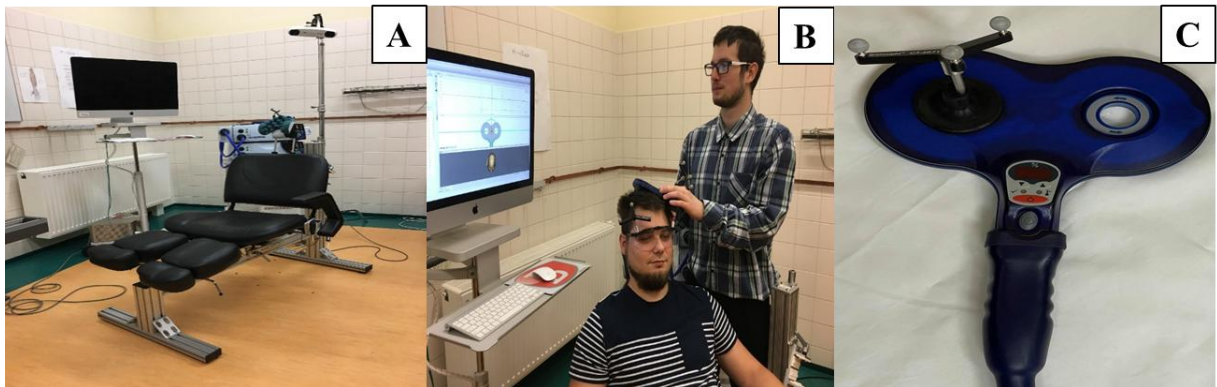
Na Rycine 5 przedstawiono schemat protokołu badania TMS. Zgodnie z wytycznymi każda sesja pomiarowa (Przed, Po0, Po1 oraz Po4) rozpoczynała się od wypełnienia ankiety przygotowanej na potrzeby niniejszych badań według wytycznych Safety of TMS Consensus Group (2009). Następnie po jej analizie przez prowadzącego 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., 2016). 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 poprzez stworzenie obrazu 3D mózgu na podstawie obrazu MRI na który nałożono siatkę okrągłą do punktów pomiarowych (Rycina 7). Następnie, przystępowano do wyznaczania Hot spot poprzez losową stymulację punktów pomiarowych, kolejno wykonywano protokół wyznaczania RMT poprzez 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).



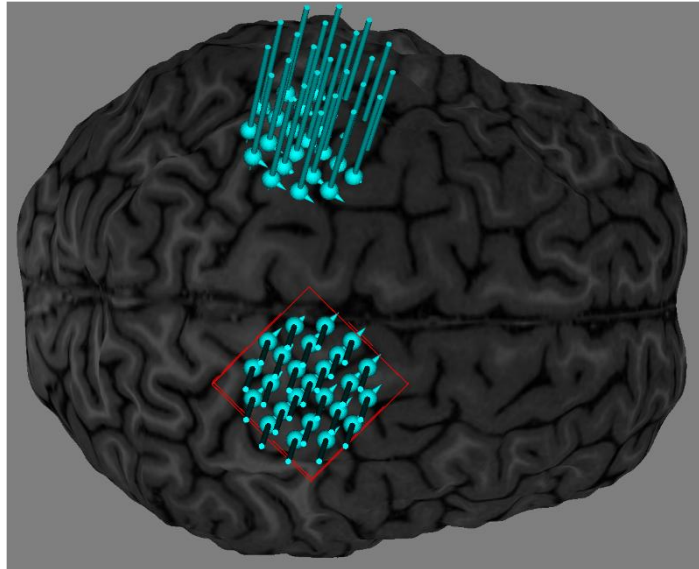
Rycina 5. Schemat protokołu wykorzystanego do pomiarów metodą TMS Hot Spot- tzw. „gorący punkt” lokalizacja obszaru kory pierwszorzędowej mózgu odpowiadająca za aktywację mięśnia pierwszego międzykostnego, RMT- spoczynkowy próg motoryczny, Krzywa I/O- krzywa zależności odpowiedzi MEP w stosunku do natężenia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



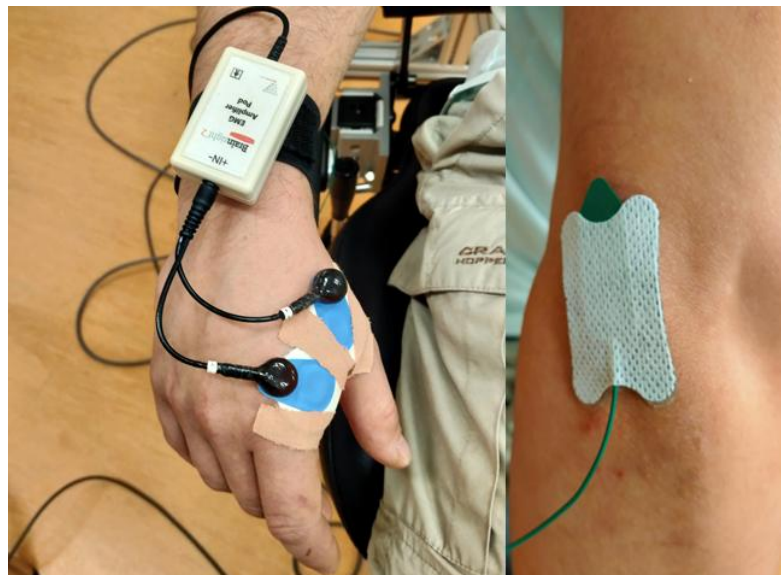
Rycina 6. Stanowisko pomiarowe wraz z urządzeniem do stymulacji TMS oraz neuronawigacja (A), pozycja osoby badanej oraz eksperymentatora podczas stymulacji kory mózgu (B), cewka ósemkowa (Double 70mm Remote Control Coil) wraz z umieszczonym na niej znaczniku wykorzystanym do neuronawigacji. Przedstawione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

IV 4.3. 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, tworzone 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 łokciowym kości łokciowej

IV 4.4. 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” wskazywanych 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 4.5. 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 4.6. 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 5. 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 wariancji 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 wariancji 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 x Kończyna	F(1,722;24,107)=0,753	,463	,051

η_p^2 –cząstkowa 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 x 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 x Kończyna	F(3,42)=0,576	,634	,040

η_p^2 –cząstkowa Eta kwadrat,

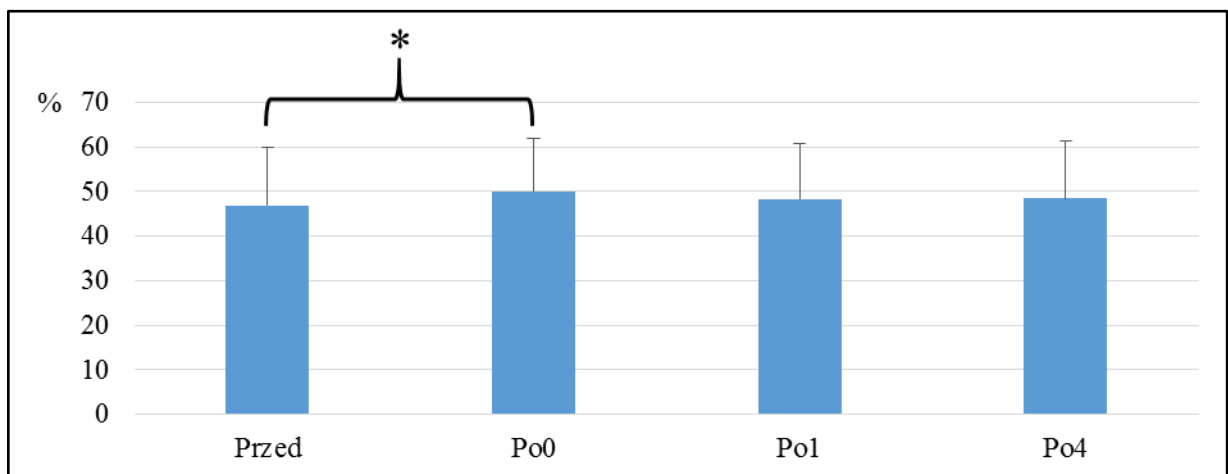
Analiza testem Shapiro-Wilka wykazała brak rozkładu normalnego dla wyników uzyskanych metodą przezczaszkowej stymulacji magnetycznej dla parametru nachylenia krzywej I/O, analiza statystyczna została wykonana za pomocą analizy wariancji (ANOVA) dla powtarzalnych pomiarów rang Friedmana z analizą post 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 słaby 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)

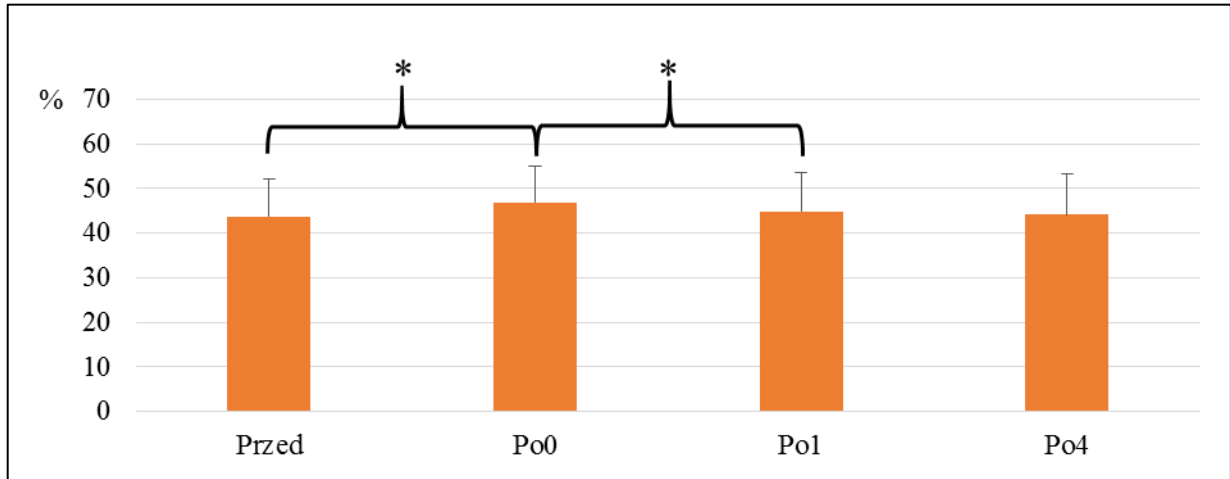
Tabela 5 Współczynniki istotności dla porównania wartości średnich RMT dla prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych: przed, po jednorazowym, tygodniu i czterech tygodniach treningu mentalnego.

Sesje	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<,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 ($p>,05$), 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.

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

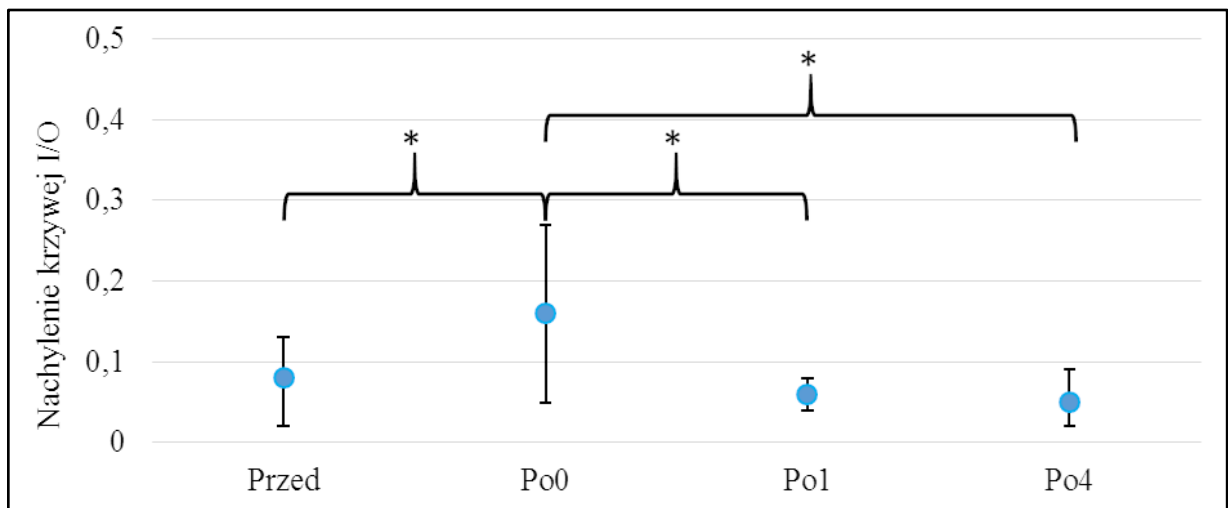
Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu. * $p < ,05$ (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych)

V 1. 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 ($p < 0,016$).

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 ($p < 0,05$), 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 ($p > 0,05$) w badanym parametrze nachylenia krzywej I/O (Rycina 11)(Tabela 7 oraz 8).



Rycina 11. 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, * $p < 0,05$ (porównania dokonano nieparametrycznym testem Wilcoxon)

Tabela 7 Wartości mediany wraz z 25-tym i 75-tym percentylem współczynnika R 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, R²- współczynnik R², Me- Mediana, 25th – 25-ty percentyl, 75th – 75-ty percentyl.

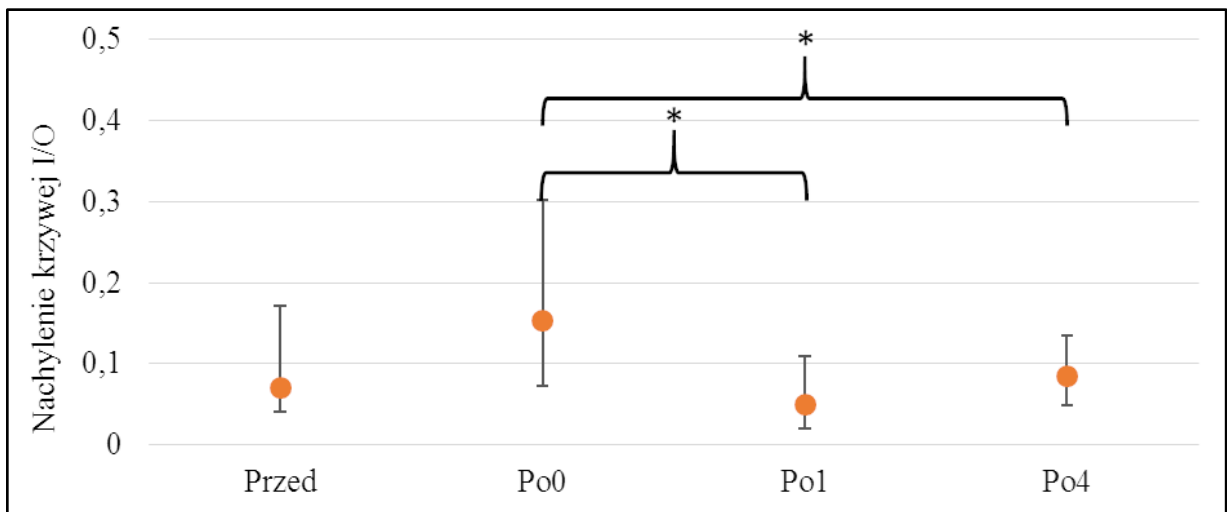
Tabela 8 Współczynniki istotności dla porównania wartości mediany nachylenia krzywej I/O dla prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych: przed, po jednorazowym, tygodniu i czterech tygodniach treningu mentalnego.

Sesje	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 istotnie 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 12) (Tabela 9 oraz 10).



Rycina 12. 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)

Tabela 9 Wartości mediany wraz z 25-tym i 75-tym percentylem współczynnika R 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, R²- współczynnik R kwadrat, Me- Mediana, 25th – 25-ty percentyl, 75th – 75-ty percentyl.

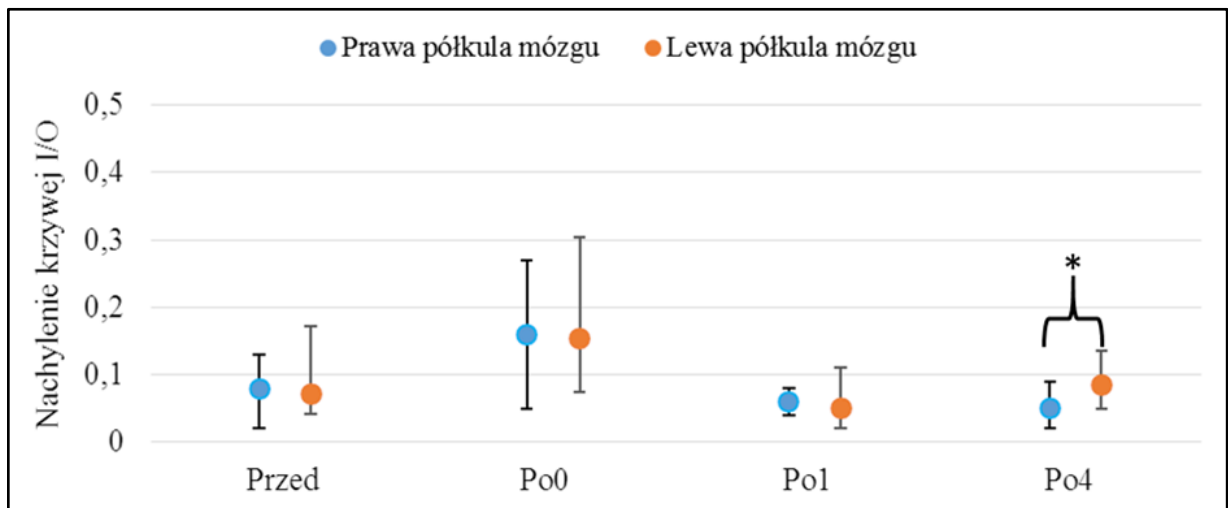
Tabela 10 Współczynniki istotności dla porównania wartości mediany nachylenia krzywej I/O dla lewej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych: przed, po jednorazowym, tygodniu i czterech tygodniach treningu mentalnego.

Sesje	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 Wilcozona wykazała istotne statystycznie różnice w wartościach nachylenia krzywej I/O pomiędzy prawą a lewą półkulą mózgu jedynie w sesji Po4 ($p < 0,05$). W pozostałych sesjach pomiarowych wartości nachylenia krzywej I/O nie różniły się istotnie pomiędzy półkulami mózgu (Rycina 13)(Tabela 11 i 12).



Rycina 13. 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, * $p < 0,05$ (porównania dokonano nieparametrycznym testem Wilcozona)

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

	R²					
	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, R²- współczynnik R², 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*

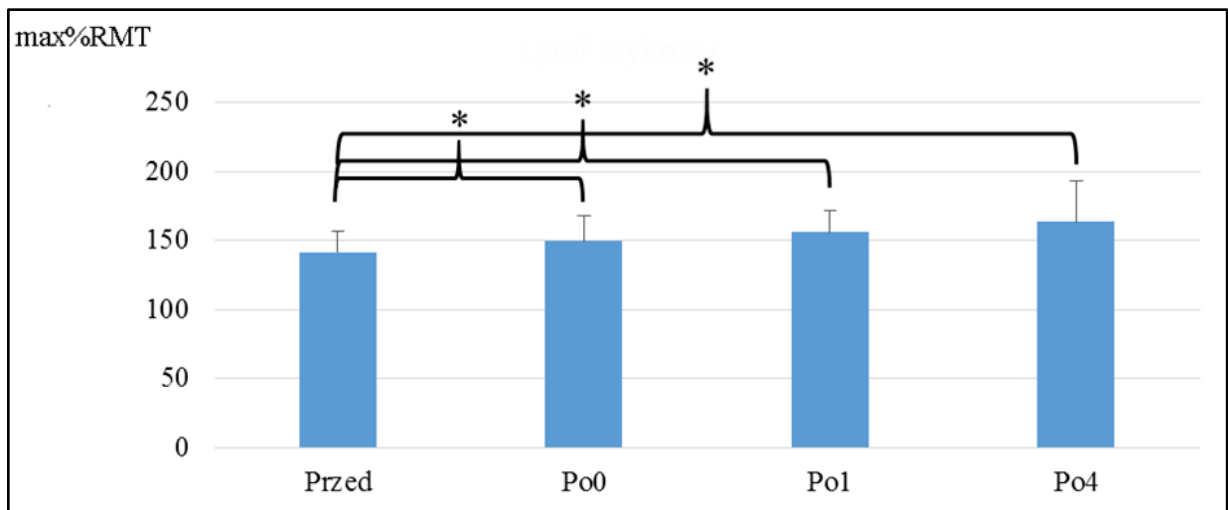
Przed- sesja przed treningiem, Po0- sesja po jednorazowym treningu, Po1- sesja po 1 tygodniu treningu, Po4- sesja po 4 tygodniach treningu, ***p<,05** (porównania dokonano nieparametrycznym testem Wilcoxon).

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 ($p < 0,05$). Wartości maksymalnego %RMT nie różniły się istotnie pomiędzy pozostałymi sesjami pomiarowymi, to jest Po0 vs Po1, Po0 vs Po4 oraz Po1 vs Po4 (Rycina 14)(Tabela 13).



Rycina 14. 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. * $p < 0,05$ (porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych)

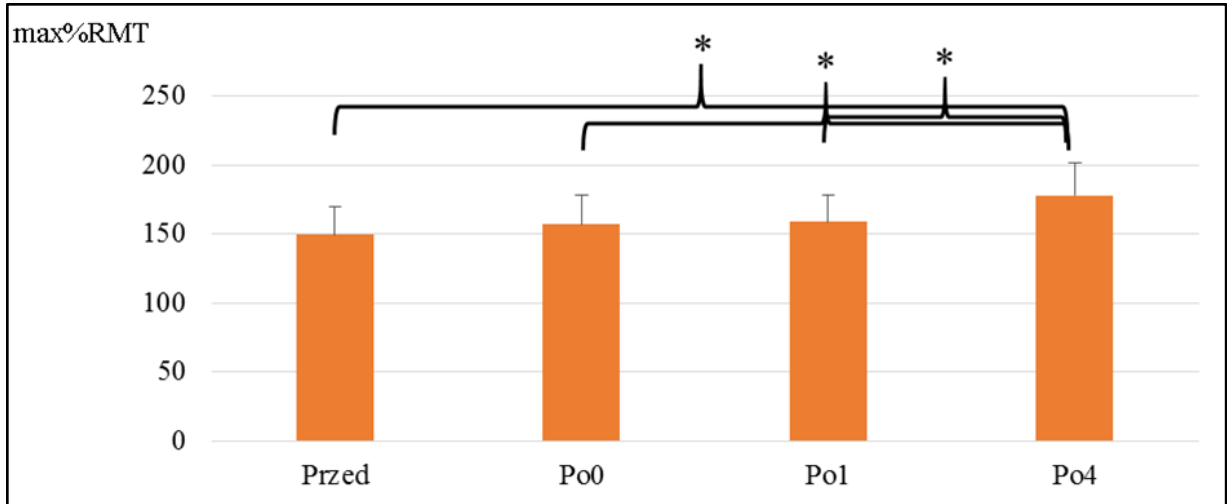
Tabela 13 Porównanie wartości średnich maksymalnego %RMT dla prawej półkuli mózgu w czterech sesjach pomiarowych.

Sesje	Po0	Po1	Po4	Po1	Po4	Po4
Przed	,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 15)(Tabela 14).



Rycina 15. 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.

Sesje	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 porównania dokonano testem t Studenta dla prób zależnych).

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,

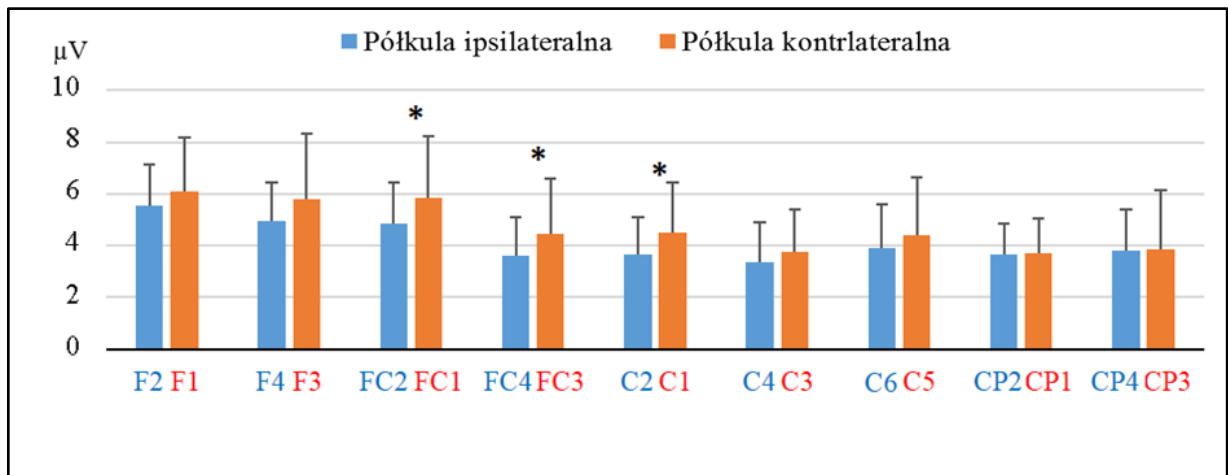
V 2. 3. Porównanie wartości amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu w różnych obszarach korowych

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 słaby 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 i 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 16). 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 FC1vsFC2, FC3vsFC4 oraz C1vsC2) (Tabela 16).



Rycina 116. 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)

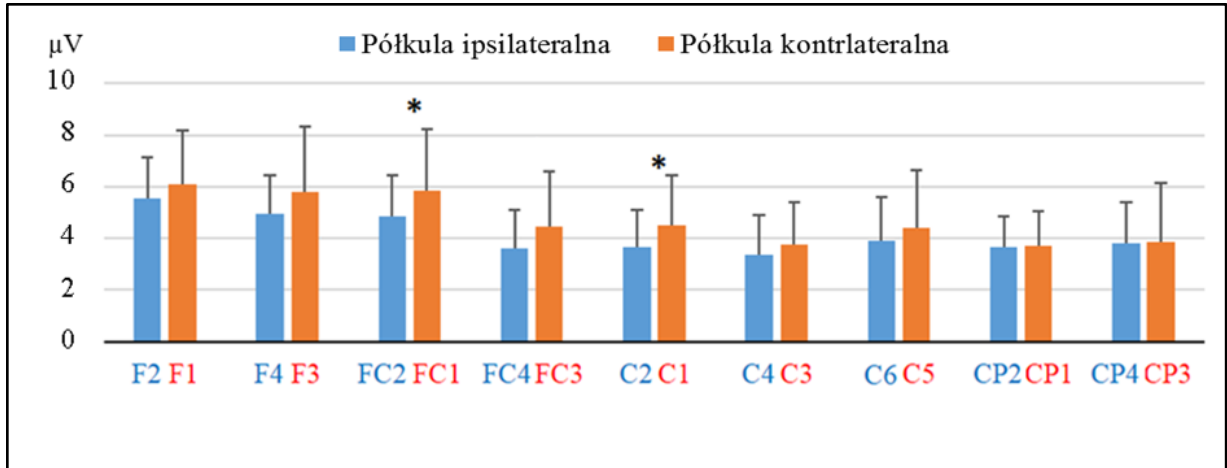
Tabela 16 Porównania wartości średnich amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą pomiędzy półkulą kontra i ipsilateralną przed treningiem mentalnym ruchu.

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 i 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 17). 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 17. Wartości amplitudy MRCP wraz z odchyleniem standardowym podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą (prawą) 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)

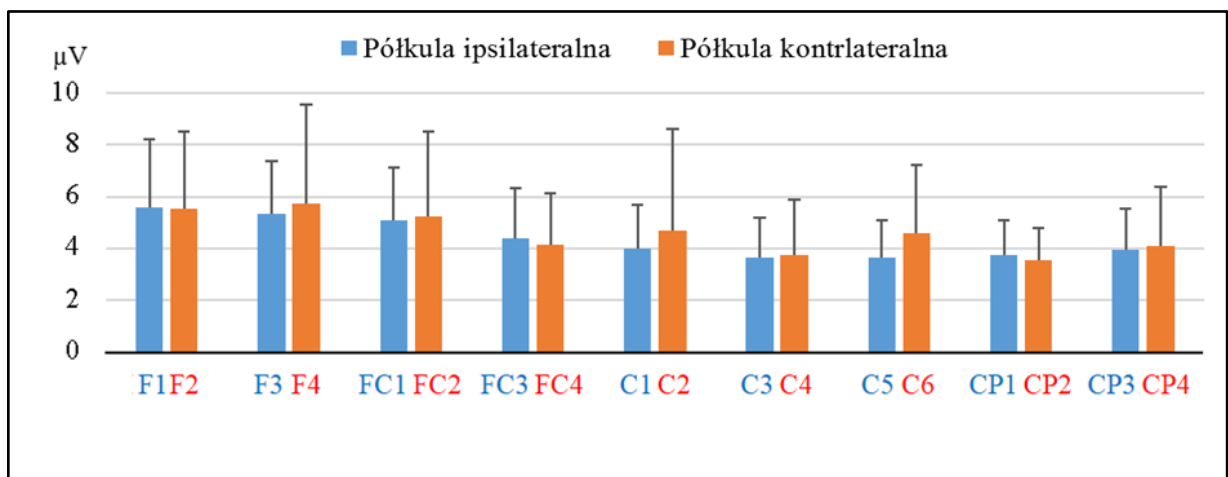
Tabela 17 Porównania wartości średnich amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu kończyną dominującą (prawą) pomiędzy półkulą kontra i ipsilateralną po czterotygodniowym treningu mentalnym ruchu.

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 kontrlateralna, 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 i 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 18). 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 18. 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

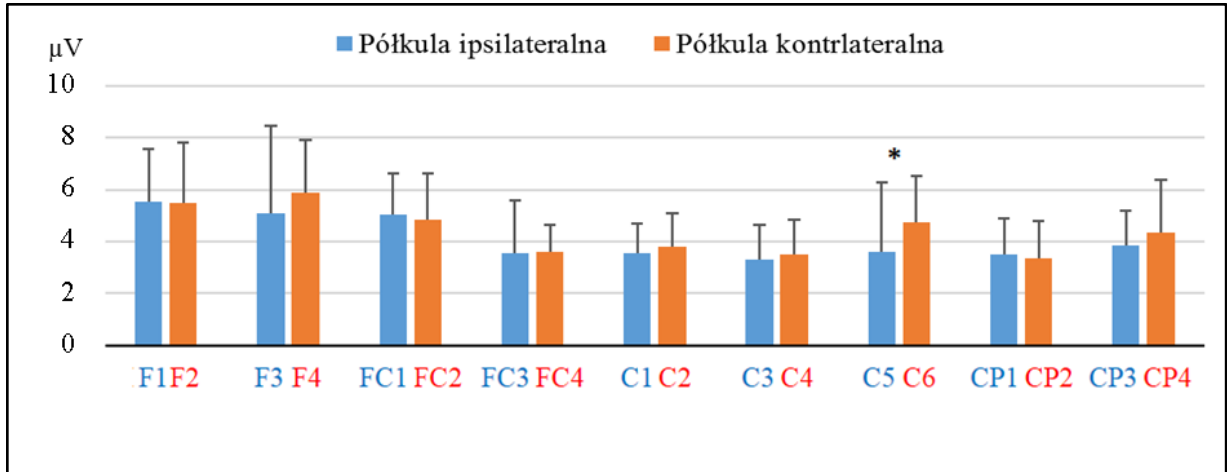
Tabela 18 Porównania wartości średnich amplitud MRCP podczas wykonywania chwytu kończyną niedominującą (lewą) dla półkuli kontra i ipsilateralnej przed treningiem mentalnym ruchu.

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 i 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 19). 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 19. 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)

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

VII WNIOSKI

1. Pod wpływem jednorazowej sesji kinestetycznego treningu mentalnego ruchu sięgania i 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 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.

VII Piśmiennictwo

1. 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.
2. 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.
3. 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.
4. Clark S, Tremblay F, Ste-Marie D, Differential modulation of corticospinal excitability during observation, mental imagery and imitation of hand actions. *Neuropsychologia*, 2003; 42: 105–112.
5. 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.
6. 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.
7. Decety J, Grèzes J. The power of simulation: imagining one's own and other's behavior. *Brain Res* 2006, 24(1): 4-14.
8. 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.
9. Gentili RJ, Papaxanthis C, Laterality effects in motor learning by mental practice in right-handers. *Neuroscience*, 2015; 297: 231–242.
10. Gregg M, Hall C, Butler A. The MIQ-RS: A suitable option for examining movement imagery ability. *eCAM* 2010, 7(2): 249-257.
11. Grosprêtre S, Ruffino C, Lebon F. Motor imagery and cortico-spinal excitability: A review. *Eur J Sport Sci.* 2016, 16(3): 317-24.

12. Harris JE, Hebert A. Utilization of motor imagery in upper limb rehabilitation: a systematic scoping review. *Clin Rehabil.* 2015, 29(11): 1092-1107.
13. 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.
14. Kallioniemi E, Julkunen P. Alternative Stimulation Intensities for Mapping Cortical Motor Area with Navigated TMS. *Brain Topogr.* 2016, 29(3): 395-404.
15. 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.
16. 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.
17. Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh Inventory. *Neuropsych.* 1971, 9: 97-113.
18. 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.
19. 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.
20. 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.
21. 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.
22. 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.

23. 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.
24. 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.
25. Sacco K, Cauda F, Cerliani L, Mate D, Duca S, Geminiani G.C., Motor imagery of walking following training in locomotor attention The effect of Fthe tango lesson'. *NeuroImage*, 2006; 32: 1441 – 1449.
26. 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.
27. 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.
28. 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.
29. 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.
30. 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.
31. Sullivan GM, Feinn R. Using Effect Size or Why the P Value Is Not Enough. *J Grad Med Educ*, 2012, (3): 279–282.
32. 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.
33. 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.