

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
IM. POLSKICH OLIMPIJCZYKÓW
WE WROCŁAWIU

Magdalena Siemiatycka

TRENING MENTALNY A KOROWE I MIĘŚNIOWE
SYGNAŁY BIOELEKTRYCZNE PODCZAS
RELAKSACJI MIĘŚNI SZKIELETOWYCH

Autoreferat rozprawy doktorskiej wykonanej w Zakładzie Kinezylogii Wydziału Fizjoterapii
Akademii Wychowania Fizycznego im. Polskich Olimpijczyków we Wrocławiu

Promotor:

prof. dr hab. Katarzyna Kisiel-Sajewicz

Recenzenci:

prof. dr hab. Janusz Maciaszek

prof. dr hab. n. med. Joanna Rymaszewska

dr hab. Teresa Zwierko, prof. US

WROCŁAW 2024

Spis treści

I WSTĘP.....	6
I 1. Wyobrażenie motoryczne jako podstawa treningu mentalnego.....	6
I 2. Trening wyobrażeniowy w praktyce fizjoterapeutycznej.....	7
I 3. Ośrodkowe i obwodowe mechanizmy relaksacji mięśni szkieletowych.....	7
I 4. Elektroencefalografia (EEG) – potencjał korowy związany ze zdarzeniem ruchowym MRCP.....	9
I 5. Elektromiografia (EMG).....	10
II CEL PRACY.....	11
III HIPOTEZY BADAWCZE.....	11
IV MATERIAŁ I METODY BADAWCZE.....	12
IV 1. Osoby badane.....	12
IV 2. Trening mentalny wyobrażenia ruchu sięgania i chwytania.....	13
IV 3. Protokół badań.....	16
IV 4. Rejestracja sygnału EEG.....	17
IV 5. Rejestracja sygnału EMG.....	18
IV 6. Procedura badawcza.....	18
IV 7. Analiza sygnału EEG.....	21
IV 8. Analiza sygnału EMG.....	23
IV 9. Analiza zapisu siły w czasie.....	24
IV 10. Metody statystyczne.....	26
V WYNIKI.....	27
V 1. Analiza amplitudy sygnału EEG.....	27
V 1.1. Wyniki analizy potencjału korowego (MRCP) [μ V] związanego z relaksacją mięśni przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	27

V 1.2. Porównanie wyników amplitudy potencjału korowego (MRCP) [μV] związanego z relaksacją mięśni po wykonaniu chwytu kończyną dominującą (prawą) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	31
V 1.3. Porównanie wyników amplitudy potencjału korowego (MRCP) [μV] związanego z relaksacją mięśni po wykonaniu chwytu kończyną niedominującą (lewą) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	33
V 1.4. Porównanie wyników amplitudy potencjału korowego (MRCP) [μV] związanego z relaksacją mięśni pomiędzy kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) dla elektrod zlokalizowanych po stronie kontra- i ipsilateralnej półkul mózgu przed treningiem mentalnym.....	34
V 1.5. Porównanie wyników amplitudy potencjału korowego (MRCP) [μV] związanego z relaksacją mięśni pomiędzy kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) dla elektrod zlokalizowanych po stronie kontra- i ipsilateralnej półkul mózgu przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	35
V 2. Analiza amplitudy sygnału EMG.....	37
V 2.1. Wyniki analizy amplitudy RMS [μV] sygnału EMG podczas relaksacji przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	37
V 2.2. Porównanie wyników amplitudy RMS [μV] sygnału EMG podczas relaksacji mięśni po wykonaniu chwytu kończyną dominującą (prawą) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	39
V 2.3. Porównanie wyników amplitudy RMS [μV] sygnału EMG podczas relaksacji mięśni po wykonaniu chwytu kończyną niedominującą (lewą) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	40
V 2.4. Porównanie wyników amplitudy RMS [μV] sygnału EMG podczas relaksacji mięśni pomiędzy kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) przed treningiem mentalnym.....	41
V 2.5. Porównanie wyników amplitudy RMS [μV] sygnału EMG podczas relaksacji mięśni pomiędzy kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	41

V 3. Analiza zapisu siły.....	42
V 3.1. Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) GLM dla pomiarów powtarzanych dla wartości momentu siły końcowej (EF) [Nm].....	42
V 3.2. Porównanie wyników wartości siły końcowej (EF) [Nm] po wykonaniu maksymalnego (MVIC) oraz submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania dla kończyny dominującej (prawej) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	44
V 3.3. Porównanie wyników wartości siły końcowej (EF) [Nm] po wykonaniu maksymalnego (MVIC) oraz submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania dla kończyny niedominującej (lewej) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	45
V 3.4. Porównanie wyników wartości siły końcowej (EF) [Nm] po wykonaniu maksymalnego (MVIC) oraz submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania pomiędzy kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	46
V 3.5. Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) GLM dla pomiarów powtarzanych dla wartości czasu trwania połowy relaksacji (PtR) [ms].....	47
V 3.6. Porównanie wyników wartości czasu trwania połowy relaksacji (PtR) [ms] po wykonaniu maksymalnego (MVIC) oraz submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania dla kończyny dominującej (prawej) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	48
V 3.7. Porównanie wyników wartości czasu trwania połowy relaksacji (PtR) [ms] po wykonaniu maksymalnego (MVIC) oraz submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania dla kończyny niedominującej (lewej) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	49
V 3.8. Porównanie wyników wartości czasu trwania połowy relaksacji (PtR) [ms] po wykonaniu maksymalnego (MVIC) oraz submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania pomiędzy kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	50

V 3.9. Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) GLM dla pomiarów powtarzanych dla wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms].....	51
V 3.10. Porównanie wyników wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] po wykonaniu maksymalnego (MVIC) i submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania dla kończyny dominującej (prawej) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	52
V 3.11. Porównanie wyników wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] po wykonaniu maksymalnego (MVIC) i submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania dla kończyny niedominującej (lewej) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	53
V 3.12. Porównanie wyników wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] po wykonaniu maksymalnego (MVIC) i submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania pomiędzy kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	54
VI WNIOSKI.....	55
VII PIŚMIENNICTWO.....	56

I WSTĘP

I 1. Wyobrażenie motoryczne jako podstawa treningu mentalnego

Wyobrażenie motoryczne (ang. *motor imagery*, MI) to mentalna reprezentacja działania bez jawnego wykonania ruchu lub aktywacji mięśni szkieletowych (Decety i wsp., 1989; Kosslyn i wsp., 2006; Jeannerod, 1995). Jest to proces poznawczy, w którym osoba wykonuje mentalnie daną czynność (wyobraża sobie ruch, który ma być zrealizowany bez fizycznego jego wykonania).

Jeannerod (1994) wykazał, że świadome wyobrażenie ruchu i nieświadome przygotowanie ruchu mają wspólne mechanizmy i są równoważne na poziomie funkcjonalnym. Może to wskazywać dowód na to, że trening mentalny (ang. *mental training*, MT) z wykorzystaniem MI skutkuje poprawą sprawności ruchowej. Sam proces wyobrażenia wg Lotze i Halsband (2006) nie jest zależny od zdolności do wykonania ruchu, lecz od ośrodkowych mechanizmów przetwarzania. Badania White i Hardy (1995) oraz Reed (2002) wykazały, że wewnętrzne wyobrażenie motoryczne (ang. *internal motor imagery*, IMI) przewyższa wyobrażenie zewnętrzne (ang. *external motor imagery*, EMI) w poprawie zdolności ruchowych.

Zależności neurofizjologiczne pomiędzy MI a wykonaniem ruchu wykazano za pomocą technik mapowania aktywności mózgu, takich jak pozytronowa tomografia emisyjna (ang. *positron emission tomography*, PET) (Roland, 1980; Stephan i wsp., 1995; Seitz i Freund, 1997) czy funkcjonalny rezonans magnetyczny (ang. *functional magnetic resonance imaging*, fMRI) (Roth i wsp., 1996). Badania te potwierdzają, że obszary korowe aktywowane podczas wyobrażenia ruchu pokrywają się z tymi aktywowanymi w trakcie jego rzeczywistego wykonania. Obszary mózgu, które są aktywowane podczas rzeczywistego wykonania ruchu, są bardzo podobne do wyobrażania sobie tych zadań i obejmują obustronne obszary pierwszorzędowej kory ruchowej (ang. *primary motor cortex*, M1), dodatkową korę ruchową (ang. *supplementary motor area*, SMA), tylną część kory ciemieniowej (ang. *posterior parietal cortex*, PPC) oraz obustronne obszary mózdzku (Vry i wsp., 2012; Pilgramm i wsp., 2016). Podobne wnioski z badań Decety (1996) oraz Decety i Grèzes (2006) sugerują, że MI należy do tej samej kategorii procesów, które są zaangażowane w programowanie i przygotowywanie rzeczywistych działań, z tą różnicą, że w tym drugim przypadku ich sprawność jest w pewnym stopniu hamowana na poziomie szlaku korowodrzeniowego. Obszary mózgu zaangażowane w wyobrażenie ruchu to M1, SMA, przed-dodatkowa kora ruchowa (ang. *pre-supplementary motor area*, pre-SMA), brzuszna (ang. *dorsal premotor cortex*, PMd) i grzbietowa (ang. *ventral premotor cortex*, PMv) część przedruchowej kory ruchowej (ang. *premotor cortex*, PM) (Munzert i Zentgraf, 2009; Edelman i wsp., 2016), grzbietowo-boczna

kora przedczołowa (ang. *dorsolateral prefrontal cortex*, DLPFC), dolna kora czołowa (ang. *inferior frontal cortex*, IFC) i PPC (Grafton i wsp., 1996; Deiber i wsp., 1998), a także mózdek i zwoje podstawy (Naito i wsp., 2002; Guillot i wsp., 2009; Mizuguchi i wsp., 2013). Kim i wsp. (2018) zaobserwowali również, że współdziałanie DLPFC-PM i DLPFC-SMA jest podobne w rzeczywistym wykonywaniu ruchu i MI.

I 2. Trening wyobrażeniowy w praktyce fizjoterapeutycznej

Trening mentalny jest od dawna stosowany w rehabilitacji pacjentów z zaburzeniami OUN (Ramachandran i Altschuler, 2009), takimi jak udar (Butler i wsp., 2006; Guttman i wsp., 2012) oraz choroba Parkinsona (ang. *Parkinson's disease*, PD) (Dominey i wsp., 1995; Caligiore i wsp., 2017). Li i wsp. (2018) zaobserwowali w swoich badaniach, że wyobrażenie ruchu poprawia przywrócenie funkcji kończyn górnych u osób po udarze mózgu poprzez zwiększenie plastyczności sieci neuronowych mózgu. Podobne korzystne zmiany wywołane przez MT zaobserwowano w innych badaniach (Mizuguchi i wsp., 2009; Kato i Kanosue, 2017). Pozytywne efekty rehabilitacji z wykorzystaniem treningu mentalnego mogą być związane z aktywacją mechanizmów neuronalnych podobnych do tych, które są wykorzystywane w trakcie rzeczywistego wykonywania zadania motorycznego (Mulder, 2007), co również potwierdzają badania Pascual-Leone i wsp. (1995), którzy zauważyli poprawę funkcji motorycznych po zastosowaniu treningu opartego na ruchu. Tradycyjne techniki fizjoterapeutyczne koncentrują się głównie na komponentcie obwodowym przy wykonywaniu ruchów (Bellelli i wsp., 2010). Stosowanie treningu mentalnego w programach rehabilitacyjnych może poprawić efekty „tradycyjnej” fizjoterapii wzmacniając jednocześnie oprócz elementów obwodowych, także pola korowe odpowiedzialne za kontrolę ruchu.

I 3. Ośrodkowe i obwodowe mechanizmy relaksacji mięśni szkieletowych

Wykonywanie precyzyjnego i dobrze skoordynowanego ruchu wymaga kontroli nie tylko generowanej siły, ale również jej spadku (relaksacji) (Ohtaka i Fujiwara, 2016, 2019; Kato i wsp., 2019). Odpowiednia relaksacja mięśni jest warunkiem prawidłowego funkcjonowania mięśni oraz ważnym czynnikiem kontroli samego skurczu mięśni (Suzuki i wsp., 2015, 2016). Zdolność do kontrolowanej relaksacji mięśni pozwala na wykonywanie prawidłowych i dynamicznych ruchów, które można wykorzystać w codziennych czynnościach oraz w tych, które wymagają precyzyjnej modulacji generowania siły w czasie (Sugawara i wsp., 2016a, 2016b). Stąd też nie tylko zainicjowanie ruchu, ale także jego wczesne zakończenie jest niezbędne w czynnościach życia codziennego. Większość dotychczasowych badań koncentruje się na generowaniu siły przez mięśnie, a jak wiemy, relaksacja mięśni jest również procesem aktywnym i, podobnie jak skurcz, wymaga

precyzyjnej aktywacji korowej (Toma i wsp., 1999; Motawar i wsp., 2012). Mięśnie szkieletowe są rozluźniane nie tylko przez zahamowanie aktywności neuronów projekcyjnych w M1, ale również poprzez aktywny proces, który obejmuje złożone obwody nerwowe (Spraker i wsp., 2009).

Neuroobrazowanie i badania neurofizjologiczne, takie jak fMRI, PET, elektroencefalografia (ang. *electroencefalography*, EEG) i magnetoencefalografia (ang. *magnetoencephalography*, MEG) wykazały, że podobne obszary mózgu są aktywowane podczas relaksacji i skurczu mięśni. Ponadto, aktywacja korowa podczas skurczu dowolnego jest podobna do tej występującej przed relaksacją (Yazawa i wsp., 1998; Terada i wsp., 1999) oraz aktywność EEG podczas relaksacji również zależy od zadania motorycznego jakie jest wykonywane (Rothwell i wsp., 1998).

Neuronalne mechanizmy relaksacji mięśni nie zostały jeszcze zbadane tak dokładnie, jak te odpowiedzialne za generowanie siły. Toma i wsp. (1999) w swoich badaniach z wykorzystaniem fMRI zaobserwowali wzrost aktywności M1 i SMA podczas świadomej relaksacji mięśni, jak również podczas ich skurczu. Wiedza, że mechanizmy neuronalne są odpowiedzialne za rozluźnienie mięśni może pomóc w poprawie funkcji motorycznych związanych z chorobami neurologicznymi, takimi jak udar, dystrofia, dystonia i choroba Parkinsona.

Po uszkodzeniu ośrodkowego układu nerwowego trening umiejętności motorycznych jest niezwykle ważny dla skutecznej rehabilitacji. Zatem lepsze zrozumienie związku pomiędzy funkcją nerwową a nabywaniem umiejętności motorycznych może mieć znaczenie kliniczne. Opanowanie umiejętności relaksacji mięśni szkieletowych jest istotne zarówno dla osób zdrowych, jak i z niepełnosprawnościami układu nerwowo-mięśniowego. W związku z czym, obie te grupy powinny być w stanie nauczyć się strategii relaksacji mięśni. Zaburzenie mechanizmów relaksacji mięśni uważa się za istotne m.in. w zaburzeniach ruchowych obserwowanych u pacjentów chorujących na chorobę Parkinsona. Tradycyjne techniki fizjoterapeutyczne koncentrują się głównie na elementach obwodowych, czyli efektorach (mięśniach kończyn) wykonywania danej czynności. Trening mentalny może natomiast powodować zmiany plastyczne w korowych reprezentacjach motorycznych danej kończyny, które powstają w wyniku efektów oddolnych (ang. *bottom-up effects*) (Bellelli i wsp., 2010; Mulder, 2007). Zastosowanie treningu mentalnego w programach fizjoterapeutycznych może zwiększyć skuteczność terapii, jednocześnie wzmacniając obwody nerwowe związane z konwencjonalną fizjoterapią. Proces ten obejmuje przemieszczanie się aktywności z układu obwodowego do obszarów motorycznych oraz na wyższe poziomy ośrodkowych obszarów przygotowania ruchu. Ponadto MT może znaleźć zastosowanie przed i po przeszczepie kończyn w celu aktywacji plastyczności układu nerwowo-mięśniowego

co doprowadzi do reorganizacji i modulacji mapy czuciowo-ruchowej kory mózgu po amputacji oraz nabycia nowych umiejętności w odpowiedzi na aktywność ośrodkowego układu nerwowego (OUN) (Kisiel-Sajewicz i wsp., 2020; Kurzynski i wsp., 2017). Znalazło to potwierdzenie w badaniach Mencil i wsp. (2021), w których zaobserwowano, że wykorzystanie MT w połączeniu ze wspomaganie komputerowym (ang. *computer-aided imagery training*, CAIT) zmienia wzorce aktywacji w obszarach kory mózgu związanej z planowaniem i wykonywaniem ruchów sięgania i chwytania. Wyniki tych badań również wykazały, że CAIT ma inny wpływ na aktywność korową związaną z M1 w zadaniu sięgania niż na aktywność korową w M1 podczas wykonywania chwytu, co jak tłumaczą autorzy może być częściowo związane z różnymi informacjami sensomotorycznymi i wzrokowo-ruchowymi wymaganymi do realizacji tych dwóch zadaniach motorycznych.

I 4. Elektroencefalografia (EEG) – potencjał korowy związany ze zdarzeniem ruchowym (MRCP)

W zapisie elektroencefalograficznym aktywność kory mózgu w dziedzinie czasu przedstawia się jako powolne negatywne przesunięcie określane jako potencjał korowy związany ze zdarzeniem ruchowym (ang. *motor-related cortical potential*, MRCP). Kształt MRCP oraz jego przebieg w czasie jest zależny od szybkości i precyzji wykonywanych wzorców ruchowych i składa się z potencjału przedruchowego, zwanego także Bereitschaftpotential (BP) lub potencjałem gotowości (ang. *readiness potential*, RP) (Shibasaki i Hallett, 2006). BP został po raz pierwszy opisany przez Kornhuber i Deecke (1965) i przyjmuje się, że jest pierwszą fazą planowania ruchu, która charakteryzuje się ujemnym potencjałem (wychylenie w górę) rozpoczynającym się około 600-1 200 [ms] przed aktywnością mięśni. Amplituda BP przed zadaniami izometrycznymi, które wymagają dużej siły, jest wyższa niż amplituda BP przed czynnościami wymagającymi użycia mniejszej siły (Kutas i Donchin, 1980). MRCP dzieli się na różne fazy: 1) wczesna część początkowej ujemnej fazy MRCP rozpoczyna się do 2 000 [ms] przed rozpoczęciem ruchu i jest określana jako nieznaczny wzrost ujemności (określany jako RP). Ta faza jest interpretowana jako przygotowanie ruchu, a głównymi generatorami neuronów są dodatkowe obszary ruchowe, kora przedruchowa i zakręt obręczy; 2) około 500 [ms] przed rozpoczęciem ruchu rozpoczyna się późna część początkowej fazy ujemnej (zdefiniowanej jako nachylenie ujemne). Jest ono postrzegane jako bardziej stromy wzrost nachylenia ujemnego i jest generowane przy zwiększonym udziale pierwotnej kory ruchowej (Shibasaki i Hallett, 2006). Maksymalna amplituda MRCP jest najlepiej widoczna na początku wykonywanego ruchu, który jest generowany głównie przez kontralateralną (do ruchu) M1. Badania EEG wykazały, że parametry kinematyczne i kinetyczne ruchu wpływają

na amplitudę związanych z ruchem potencjałów korowych poprzedzających i towarzyszących wykonaniu ruchu (Siemionow i wsp., 2000).

I 5. Elektromiografia (EMG)

Elektromiografia powierzchniowa (ang. *surface electromyography*, sEMG) to nieinwazyjna technika pomiaru aktywności mięśni szkieletowych, w której elektrody powierzchniowe umieszczane są na skórze pokrywającej mięsień lub grupę mięśni (Hermens i wsp., 2000). W kontekście rutynowych badań przewodnictwa nerwowo-mięśniowego w neurofizjologii klinicznej, sEMG jest szeroko stosowane do rejestrowania złożonych potencjałów czynnościowych mięśni. Poza medycyną, jest również wykorzystywana w fizjoterapii, w naukach o kulturze fizycznej, kinezylogii i ergonomii, gdzie używana jest do rejestrowania poziomu aktywacji mięśni agonistycznych i koaktywacji mięśni antagonistycznych w czasie ruchu, a także do szacowania siły mięśniowej podczas dowolnych skurczów dynamicznych (Drost i wsp., 2006).

Wiedza na temat wpływu treningu mentalnego na relaksację mięśni jest niezbędna, aby móc ją wykorzystać w procesach rehabilitacji, ale także w treningu sportowców, u których relaksacja mięśni odgrywa bardzo ważną rolę. Zrozumienie mechanizmów leżących u podstaw kontroli relaksacji mięśni może pomóc w usprawnieniu rehabilitacji pacjentów z zaburzeniami OUN, takimi jak udar czy choroba Parkinsona, w przypadku których trening umiejętności motorycznych jest niezbędny do skutecznej rehabilitacji. Zrozumienie relaksacji mięśni, zwłaszcza jej mechanizmów neurofizjologicznych, jest nadal bardzo fragmentaryczne, stąd potrzeba dalszych badań i analiz w celu ich lepszego zrozumienia, aby móc skutecznie doskonalić ruchy celowe stosowane w codziennych czynnościach i rehabilitacji pacjentów z deficytami motorycznymi (które często wymagają obniżenia napięcia i siły mięśniowej) oraz dobór odpowiedniego protokołu treningu mentalnego mającego wpływ na ośrodkowe i obwodowe mechanizmy za nie odpowiedzialne.

II CEL PRACY

Celem pracy była ocena wpływu czterotygodniowego treningu mentalnego wyobrażenia ruchu sięgania i chwytu na ośrodkowe i obwodowe mechanizmy relaksacji mięśni szkieletowych oceniane za pomocą elektroencefalografii, elektromiografii oraz analizy sygnału siły podczas spadku siły chwytu kończyny dominującej i niedominującej u młodych, zdrowych osób.

III HIPOTEZY BADAWCZE

1. Czterotygodniowy trening mentalny wyobrażenia funkcjonalnego zadania motorycznego, skierowanego na cel (sięganie i chwyt książki) wywołuje zmiany w zachowaniu amplitudy potencjałów korowych podczas relaksacji, które są zależne od obszarów korowych oraz od kończyny (dominującej i niedominującej) wykonującej zadanie.
2. Poziom aktywności bioelektrycznej mięśni odwodziciela krótkiego kciuka i międzykostnego grzbietowego palca pierwszego podczas relaksacji jest niższy po zastosowaniu 4-tygodniowego treningu mentalnego dla kończyny dominującej i niedominującej.
3. Czterotygodniowy trening mentalny wpływa na szybkość relaksacji (ocenianą czasem połowy relaksacji i gradientem połowy relaksacji) skurczu maksymalnego i submaksymalnego zarówno dla kończyny dominującej, jak i niedominującej.

IV MATERIAŁ I METODY BADAWCZE

IV 1. Osoby badane

Kryteria włączenia do badań obejmowały brak przeciwwskazań do udziału w eksperymencie, wiek 20-30 lat, praworęczność (wynik w Edynburskiej Skali Ręczności powyżej 40 punktów; ang. *Edinburgh Handedness Inventory*, EHI) (Oldfield, 1971), posiadanie powyżej 1/3 punktów z części kinestetycznej Kwestionariusza Wyobrażenia Ruchu (ang. *Movement Imagery Questionnaire-Revised Second version*, MIQ-RS) (Gregg i wsp., 2010) oraz brak doświadczenia w stosowaniu treningu wyobrazeniowego. Kryteriami wykluczającymi z badania były choroby neurologiczne, choroby układu mięśniowo-szkieletowego, choroby i zaburzenia psychiczne, nieskorygowane wady wzroku, oburęczność lub leworęczność. Z 35 osób (17 kobiet, 16 mężczyzn) zrekrutowanych do badań dwie osoby nie spełniły kryterium praworęczności, ponieważ wg Edynburskiej Skali Ręczności jedna z nich uzyskała wynik wskazujący na leworęczność (-50 punktów), a druga na oburęczność (8 punktów). Cztery osoby ze względów zdrowotnych zrezygnowały z dalszego udziału w badaniach. Trzy osoby zostały wykluczone z badania z powodu korzystania wcześniej z formy treningu mentalnego. Dwie osoby zakwalifikowane do badań nie spełniły kryteriów jakości zarejestrowanych sygnałów biologicznych (zapisy te posiadały znaczną liczbę artefaktów, co uniemożliwiało ich właściwą analizę).

W badaniu wzięło udział 25 zdrowych, młodych osób (12 kobiet, 13 mężczyzn) w wieku 25 ± 3 lata. Wszyscy uczestnicy badania byli praworęczni (85 ± 11). Do oceny lateralizacji czynności ruchowych wykorzystano Edynburską Skalę Ręczności (Oldfield, 1971), w której minimalna wartość wynosiła -100, a maksymalna 100 punktów. O praworęczności świadczył wynik powyżej 40 punktów. Badani wykazali się także umiarkowaną zdolnością do kinestetycznego wyobrażenia sobie zadań motorycznych ocenianą za pomocą kwestionariusza MIQ-RS (wersja druga poprawiona; Gregg i wsp., 2007) (31 ± 10). Należy zwrócić uwagę, że w tym kwestionariuszu minimalna wartość zdolności wyobrażenia zadania motorycznego wynosi siedem, a maksymalna to 49. Po zapoznaniu się z zasadami eksperymentu wszyscy badani wyrazili pisemną zgodę na udział w badaniu. Przed przystąpieniem do badań dokonano również pomiarów masy i wysokości ciała. Charakterystyka antropometryczna grupy została przedstawiona w Tabeli 1.

Protokół badań został zatwierdzony przez Senacką Komisję ds. Etyki Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego im. Polskich Olimpijczyków we Wrocławiu (wydana w dn. 21.12.2011 r.), a same badania zostały przeprowadzone zgodnie z Deklaracją Helsińską

Światowego Stowarzyszenia Lekarzy na temat etycznych zasad przeprowadzania badań medycznych z udziałem ludzi.

Wszystkie pomiarowe sesje instruktarzowe oraz treningi mentalne przeprowadzone zostały w laboratorium badawczym Zakładu Kinezylogii Wydziału Fizjoterapii w Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu. Przedstawione w niniejszej pracy badania są częścią projektu „Wpływ mentalnego i komputerowo wspomaganego treningu sięgania i chwytania na procesy sterowania ruchem u osób z wrodzonym brakiem kończyn” finansowanego przez Narodowe Centrum Nauki (nr grantu: DEC-2011/03/B/NZ7/00588), którego kierownikiem była prof. dr hab. Katarzyna Kisiel-Sajewicz.

Tabela 1. Charakterystyka antropometryczna badanych osób.

Osoby badane	Liczebność	Wiek [lata]		Wysokość ciała [m]		Masa ciała [kg]		BMI [kg/m ²]	
		M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
Kobiety	12	25	2	1.65	0.06	59.9	10.3	22.02	2.87
Mężczyźni	13	26	3	1.79	0.05	80.9	8.7	25.15	1.78
Razem	25	25	3	1.73	0.09	71.7	14.1	23.79	2.76

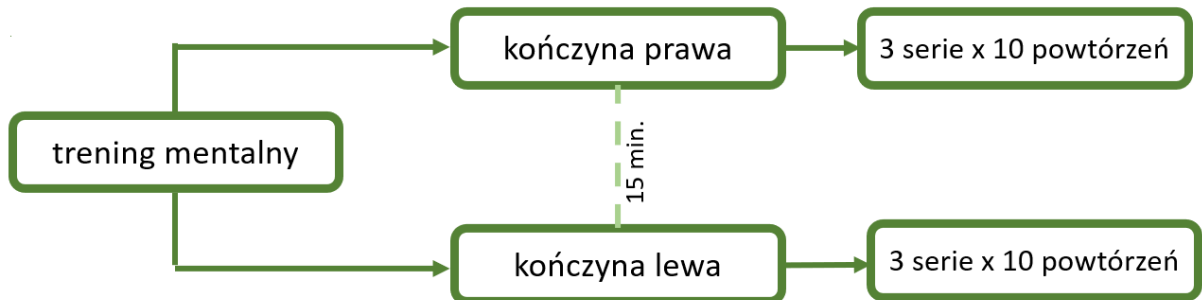
M – wartość średniej arytmetycznej; SD – odchylenie standardowe; BMI – wskaźnik masy ciała (ang. *body mass index*)

IV 2. Trening mentalny wyobrażenia ruchu sięgania i chwytania

Przy projektowaniu treningu mentalnego zastosowano schemat PETTLEP (ang. *Physical, Environment, Timing, Task, Learning, Emotion, Perspective*) z wytycznymi rekomendowanymi przez Schuster i wsp. (2011), które dotyczą aspektu fizycznego, otoczenia, zadania, parametrów czasowych, uczenia się, emocji oraz perspektywy.

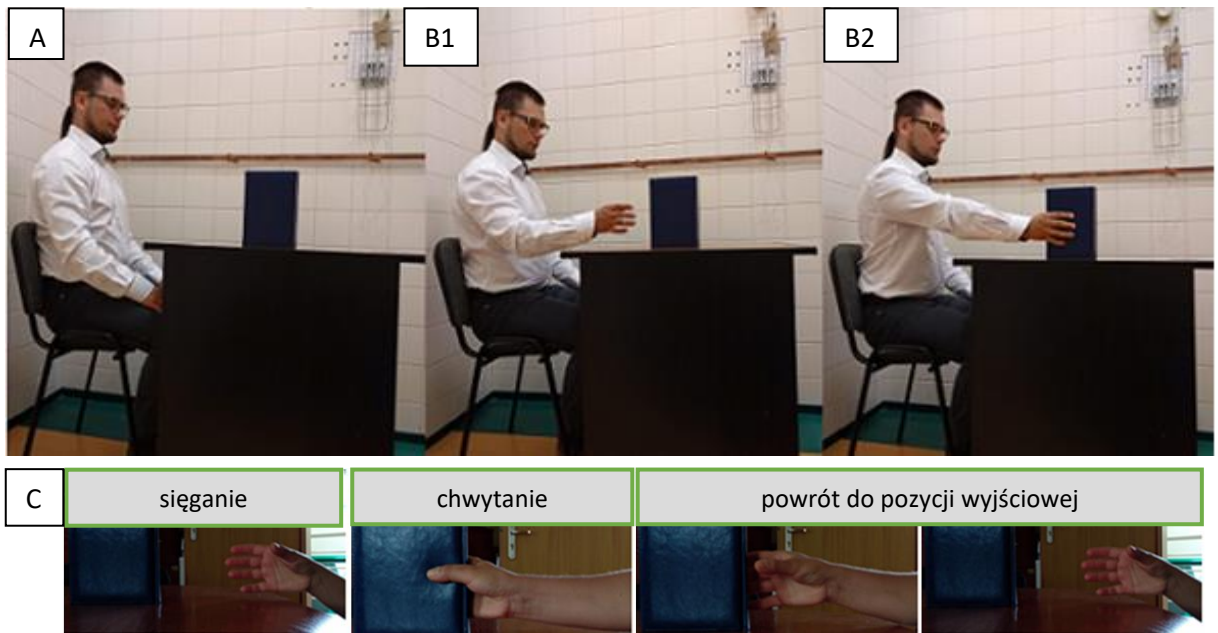
Trening mentalny wyobrażenia ruchu sięgania i chwytania składał się z trzech sesji treningowych, a każda z nich zawierała trzy serie wyobrażenia funkcjonalnego zadania motorycznego, skierowanego na cel (sięganie i chwyt książki). W każdym tygodniu odbywały się trzy sesje treningowe, każda składająca się z trzydziestu powtórzeń (sięgania i chwytania). W trakcie jednej sesji treningowej osoba badana wykonywała trzy serie, które składały się z dziesięciu powtórzeń dla każdej kończyny (osobno dla prawej i lewej). Przerwa pomiędzy kolejnymi wyobrażeniami trwała 20 sekund, pomiędzy seriami - 3 minuty, a pomiędzy kończynami (prawą i lewą) 15 minut. Czas samego wyobrażenia nie był odgórnie zdeterminowany. Każda z badanych

osób wyobrażała sobie ruch sięgania i chwytania po książkę we własnym tempie (średni czas takiego wyobrażenia wynosił 6-7 sekund) (Rycina 1). Treningi odbywały się zawsze o tej samej porze dnia (w godzinach porannych), trzy razy w tygodniu przez kolejne cztery tygodnie. Cały cykl treningowy obejmował 12 sesji treningu mentalnego.



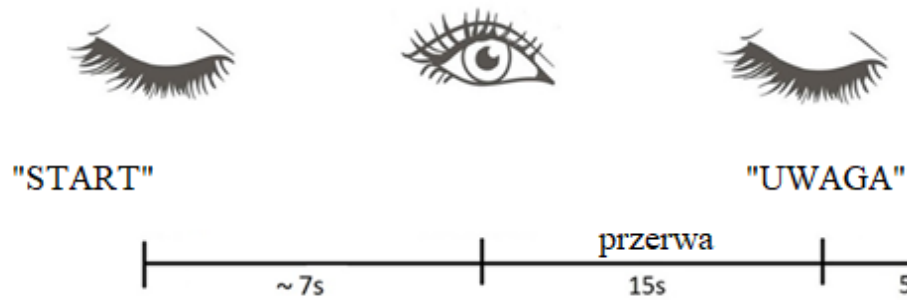
Rycina 1. Schemat przebiegu treningu mentalnego: w czasie jednej sesji treningowej osoba badana wykonywała po 3 serie, każda składająca się z 10 prób, dla każdej z kończyn (osobno dla prawej i lewej). Czas przerwy pomiędzy kolejnymi powtórzeniami wynosił 20 [s], pomiędzy poszczególnymi seriami 3 [min], a pomiędzy kończynami (dominującą i niedominującą) 15 [min].

Podczas każdego treningu osoba badana była instruowana jak wykonać mentalne wyobrażenie ruchu sięgania i chwytania książki ręką dominującą (prawą) i niedominującą (lewą). Trening polegał na wyobrażaniu przez osobę badaną ruchu sięgania i chwytania kończyną górną po książkę. Podczas każdego treningu badany siedział w wygodnej pozycji na krześle przy biurku, na którym stawiano książkę w pozycji pionowej, grzbietem w kierunku badanej osoby (w odległości 14 [cm], co wymuszało ustawienie stawu ramiennego w zgięciu do kąta 30 stopni), z przedramionami opartymi na udach, z dłońią w nawróceniu. Przed przystąpieniem do treningu osoba badana miała za zadanie wykonać trzy powtórzenia fizycznego ruchu sięgania i chwytania po książkę, aby można było ocenić czy dobrze rozumie zadanie, które ma sobie wyobrazać. Dodatkowo, osoba badana miała również możliwość zapoznania się w tym czasie z książką, w celu pocucia jej ciężaru i struktury (książka za każdym razem była ta sama, miała format A5 o wymiarach 14.8 na 21.0 na 2.5 [cm], jej masa wynosiła 0.497 [kg], w kolorze granatowym) (Rycina 2).



Rycina 2. Pozycja osoby badanej podczas treningu mentalnego wyobrażenia ruchu sięgania i chwytu (A). Badany każdorazowo przed rozpoczęciem treningu trzykrotnie wykonywał próbę fizycznego wykonania zadania motorycznego (B1, B2), który składał się z fazy (C) sięgania oraz chwytu. Badanego proszono o dotknięcie książki, aby poczuł jej ciężar przed przystąpieniem do treningu. Podczas sesji treningowej badani zostali poinstruowani, aby mentalnie sięgać i chwycić książkę kciukiem i czterema palcami.

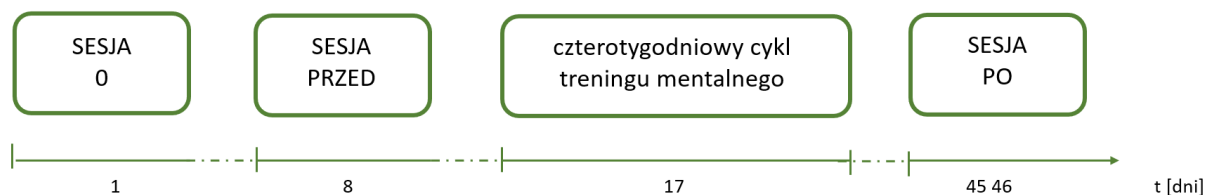
Jednostka treningowa przebiegała za każdym razem w ten sam sposób. Przed rozpoczęciem treningu osoba badana była proszona o wyciszenie się i rozluźnienie. Następnie, na sygnał słowny „START” miała za zadanie zamknąć oczy i zacząć wyobrażać sobie ruch sięgania i chwytania książki. W momencie zakończenia wyobrażenia (mentalnego chwycenia książki) osoba badana otwierała oczy, co było informacją zwrotną dla przeprowadzającego trening o zakończeniu zadania wyobrazeniowego, po której następowała przerwa. Po upływie 15 sekund badany otrzymywał informację słowną „UWAGA”, że zostało mu 5 sekund do rozpoczęcia kolejnego powtórzenia, żeby mógł się już do niego przygotować (ponownie zamykając oczy i czekając na sygnał do rozpoczęcia zadania wyobrażenia ruchu). Po upływie 20 sekund osoba badana na sygnał słowny „START” ponownie zaczynała wyobrażać sobie ruch sięgania i chwytania. W ten sposób badana osoba wykonywała kolejne powtórzenia, aż do końca serii (Rycina 3). Trening, w zależności od indywidualnego czasu wyobrażenia zadania, nie przekraczał 56 minut.



Rycina 3. Schemat pojedynczej próby zadania mentalnego wyobrażenia ruchu sięgania i chwytu po książkę. Na komendę „START” osoba badana zamykała oczy i wyobrażała sobie ruch sięgania i chwytania książki (czas trwania wyobrażenia nie był odgórnie zdeterminowany ze względu na osobniczą zmienność, każda z badanych osób wyobrażała sobie ruch we własnym tempie; średnio ok. 7 [s]). Po zakończeniu wyobrażenia osoba badana otwierała oczy, co było sygnałem o zakończeniu wyobrażanego zadania ruchowego, po którym następowała przerwa. Po upływie 15 [s] osoba badana otrzymywała komendę „UWAGA” z informacją, że zostało jej 5 [s] do końca przerwy, oraz aby mogła przygotować się do kolejnego powtórzenia.

IV 3. Protokół badań

Eksperyment składał się z jednej sesji instruktażowej (podczas, której zapoznano osobę badaną z procedurą badawczą i dokonano pomiarów antropometrycznych wraz z oceną ręczności oraz zdolności wyobrażenia sobie zadań motorycznych) oraz dwóch sesji pomiarowych: przed treningiem wyobrażeniowym (PRZED) oraz po treningu wyobrażeniowym (PO), w trakcie których rejestrowano czynność bioelektryczną kory mózgowej za pomocą EEG i czynność bioelektryczną wybranych mięśni szkieletowych z użyciem EMG (Rycina 4).



Rycina 4. Harmonogram eksperymentu, na który składała się: sesja instruktażowa (SESJA 0); sesja pomiarowa, która odbyła się przed cyklem treningowym (SESJA PRZED); czterotygodniowy cykl treningu mentalnego oraz sesja pomiarowa, która odbyła się po cyklu treningowym (SESJA PO). Tydzień po sesji instruktażowej (SESJA 0) odbywała się pierwsza sesja pomiarowa (SESJA PRZED), w trakcie której rejestrowany był sygnał siły, elektroencefalograficzny i elektromiograficzny. Następnie po kolejnych siedmiu dniach rozpoczynał się cykl treningowy trwający cztery tygodnie (po 3 sesje treningowe w tygodniu). Po zakończeniu treningu mentalnego, na drugi dzień przeprowadzana była druga sesja pomiarowa (SESJA PO).

Podczas sesji instruktażowej (SESJA 0) przeprowadzono pomiary antropometryczne, które obejmowały zmierzenie wysokości ciała [m] za pomocą wzrostomierza teleskopowego Seca (Niemcy) z podziałką 1 [mm] oraz masy ciała [kg] przy użyciu mechanicznej wagi kolumnowej Seca 711 (Niemcy) z klasą dokładności III (3) i podziałką 100 [g]. W trakcie tej sesji dokonano również oceny lateralizacji czynności ruchowych (dominacji prawej lub lewej kończyny) za pomocą Edynburskiej Skali Ręczności (Oldfield, 1971) oraz oceny zdolności do wyobrażania czynności ruchowych za pomocą kwestionariusza MIQ-RS (Gregg i wsp., 2010). W dniu sesji instruktażowej osoba badana była zaznajamiana z przebiegiem sesji pomiarowych i ustalono harmonogram przeprowadzania sesji pomiarowych oraz treningu mentalnego.

SESJA PRZED miała miejsce po siedmiu dniach od sesji instruktażowej i obejmowała zapis czynności bioelektrycznej kory mózgu za pomocą EEG wysokiej rozdzielczości podczas wykonywania chwytu kończyną górną z jednoczesną rejestracją sygnału elektromiograficznego z mięśni odwodziela krótkiego kciuka (łac. *musculus abductor pollicis brevis*, APB) i międzykostnego grzbietowego (łac. *musculi interossei dorsales*, FDI) palca pierwszego podczas wykonywanego chwytu. Badanie zostało przeprowadzone w godzinach przedpołudniowych w celu wyeliminowania niekorzystnego wpływu zmęczenia na aktywność korową mózgu. Czasowo samo badanie nie trwało dłużej niż dwie godziny.

Dzień po pierwszej sesji pomiarowej (SESJA PRZED) następował czterotygodniowy trening mentalny, po którego zakończeniu na następnym dniu miała miejsce druga sesja pomiarowa (SESJA PO), w trakcie której ponownie dokonywano zapisu aktywności bioelektrycznej kory mózgu i aktywności bioelektrycznej wybranych mięśni szkieletowych.

IV 4. Rejestracja sygnału EEG

Do rejestracji sygnału elektroencefalograficznego wykorzystano 128-kanałowy system EEG (BioSemi Inc., Holandia), na który składało się 128 elektrod aktywnych (Ag-AgCl) typu pin (ang. *pin-type*) oraz dwie elektrody funkcyjne: czynna CMS (ang. *common mode sense*) i pasywna DRL (ang. *driven right leg*). Elektrody zostały umieszczone w otworach czepka, który był indywidualnie dobierany dla każdego badanego na podstawie zmierzonego obwodu głowy w trakcie pierwszej sesji pomiarowej. Przed zamontowaniem elektrod, do holderów w czepku, wprowadzano żel przewodzący SignaGel Electrode gel (Parker Laboratories, Inc., USA), który miał za zadanie obniżyć oporność pomiędzy elektrodą a skórą głowy. Następnie sprawdzana była wartość impedancji dla poszczególnych kanałów, która nie mogła przekraczać 5 [k Ω]. Jeżeli spod danej elektrody

wielkość impedancji była wyższa, osoba przeprowadzająca eksperyment poprawiała daną elektrodę poprzez jej wyciągnięcie, oczyszczenie i ponowne zaaplikowanie żelu przewodzącego. Sygnał EEG wzmacniany był 75 000 razy, a także filtrowany w zakresie pasma 0.01-100 [Hz], z częstotliwością próbkowania sygnału na poziomie 2 048 [Hz].

Warunki panujące w trakcie eksperymentu były stale kontrolowane. Wszelkie źródła mogące mieć wpływ na zakłócenia sygnału EEG (np. głośne dźwięki) były natychmiastowo eliminowane. W laboratorium monitorowano stałą wilgotność powietrza na poziomie 50% oraz temperaturę wynoszącą około 22 [°C].

IV 5. Rejestracja sygnału EMG

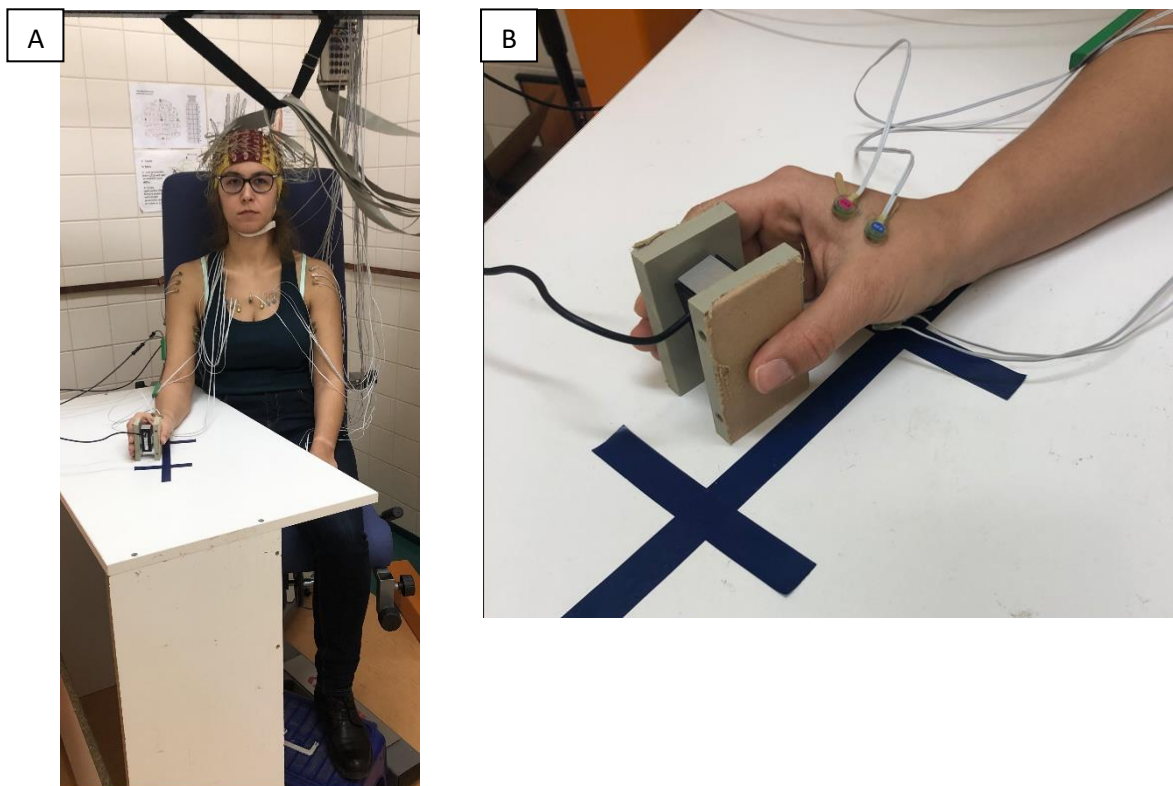
Rejestracji sygnału EMG dokonano przy użyciu urządzenia BioSemi, ActiveTwo AD-box (BioSemi Inc., Holandia) z wykorzystaniem ośmiu dwubiegunowych aktywnych elektrod powierzchniowych (Ag/AgCl) o średnicy 6 [mm] (typ F-E6HC-48 Grass Telefactor; BioSemi Inc., Holandia). W celu odrzucenia i eliminacji wystąpienia możliwych artefaktów sygnał elektromiograficzny został wzmacniony 500 razy przy użyciu przedwzmacniacza. W celu dalszego wzmacnienia biopotencjału rejestrowanego sygnału użyto 32-kanalowego wzmacniacza zewnątrzkomórkowego z serii DAM (World Precision Instruments, USA). Sygnał EMG rejestrowany był na komputerze przenośnym wyposażonym w płytę analogowo-cyfrową (A/D) o 14-bitowej rozdzielczości i czasie przetwarzania sygnału 5.2 [μ s]. Sygnał filtrowany był w zakresie pasma 10-400 [Hz], z częstotliwością próbkowania wynoszącą 2 048 [Hz].

Przed przymocowaniem elektrod nad badanymi mięśniami (APB i FDI), odpowiednio przygotowano skórę nad nimi zgodnie ze standardowymi wymogami elektromiografii powierzchniowej. Następnie elektrody EMG zostały umieszczone na skórze wg zaleceń SENIAM (ang. *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*).

IV 6. Procedura badawcza

Badanie aktywności bioelektrycznej kory mózgu odbywało się w sesjach pomiarowych przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym (Rycina 1). Podczas eksperymentu osoba badana siedziała w wygodnej pozycji na fotelu typu Accuro-Sumer, z ramionami w neutralnej pozycji, z przedramieniem (po stronie badanej) spoczywającym na stole (w zgięciu w stawie łokciowym

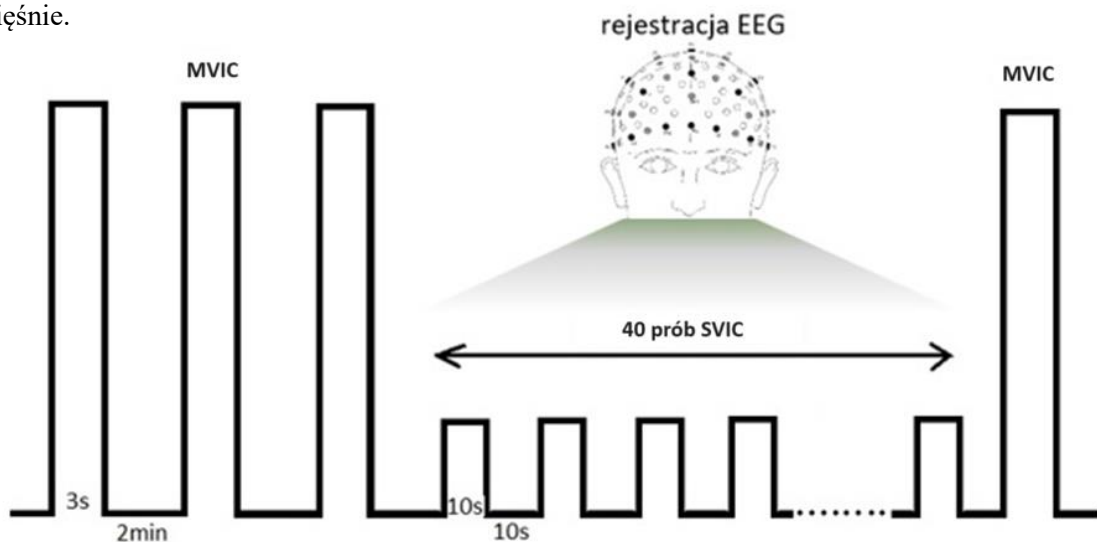
wynoszącym 90 stopni). Samo stanowisko pomiarowe zostało przygotowane tak, by z jak największą dokładnością odwzorować warunki panujące w trakcie treningu mentalnego. Osoba badana dostawała do badanej ręki (pomiędzy kciuk i pozostałe palce) czujnik siły Interface SML-200 Tension/Compression Low-Height Load Cell (Interface Inc., USA), który poprzez umieszczenie go w specjalnie zaprojektowanej obudowie, miał jednocześnie imitować kształtem książkę wykorzystywaną w treningu mentalnym (Rycina 5). Przed przystąpieniem do pomiarów osoba badana była dokładnie poinstruowana o komponentach procedury pomiarowej oraz zadaniu motorycznym, które będzie miała wykonywać w trakcie badania. Miała także możliwość wykonania trzech powtórzeń próbnych przed każdą serią.



Rycina 5. (A) Pozycja osoby badanej w trakcie pomiarów czynności bioelektrycznej kory mózgowej za pomocą EEG podczas sesji przed (SESJA PRZED) i sesji po (SESJA PO) czterotygodniowym treningu mentalnym. (B) Pozycja ręki w trakcie wykonywania maksymalnych (MVIC) i submaksymalnych (SVIC) izometrycznych skurczów dowolnych w funkcji chwytania podczas sesji pomiarowych, z umieszczonym pomiędzy kciukiem i pozostałymi palcami czujnikiem siły.

Protokół badania obejmował wykonanie przez osobę badaną trzech maksymalnych izometrycznych skurczów dowolnych (ang. *maximal voluntary isometric contraction*, MVIC)

w funkcji chwytania, a następnie wykonaniu czterdziestu prób submaksymalnych izometrycznych skurczów dowolnych (ang. *submaximal voluntary isometric contraction*, SVIC), osobno dla ręki dominującej (prawej) i niedominującej (lewej) (Rycina 6). Poziom skurczów submaksymalnych stanowił 20% MVIC i był uśrednieniem wartości siły skurczu maksymalnego. Po wykonaniu czterdziestu prób SVIC osoba badana miała za zadanie ponownie wykonać maksymalny izometryczny skurcz dowolny w celu wykluczenia wpływu zmęczenia na badane próby na poziomie skurczu submaksymalnego. Czas pojedynczej próby MVIC wynosił trzy sekundy, a pomiędzy każdą z tych prób były dwie minuty przerwy. Pojedynczy skurcz submaksymalny trwał dziesięć sekund, a przerwa pomiędzy kolejnymi powtórzeniami wynosiła 10 sekund. Sygnałem do rozpoczęcia każdej z prób zadania motorycznego był sygnał wzrokowy w postaci kolumny wyświetlany na monitorze znajdującym się w odległości około 0.7 metra od osoby badanej. W momencie wyświetlenia wzorcowej kolumny osoba badana miała za zadanie wykonać skurcz w funkcji chwytania i w ten sposób obok wzorcowej kolumny pojawiała się kolumna odpowiadająca sile jaką badany generuje w danym momencie. Zadaniem osoby badanej było utrzymanie odpowiedniego poziomu wysokości swojej kolumny zbliżonego do wysokości kolumny wzorcowej generowanej przez komputer przez odpowiedni czas (w zależności czy był to skurcz maksymalny czy submaksymalny). Osoba badana po zakończeniu skurczu miała za zadanie całkowicie rozluźnić mięśnie.



Rycina 6. Schemat protokołu eksperymentalnego. Osoba badana wykonywała 3 maksymalne izometryczne skurcze dowolne (MVIC) w funkcji chwytania (osobno ręką dominującą i niedominującą), a następnie miała za zadanie wykonać 40 powtórzeń z submaksymalnym poziomem siły (SVIC) podczas tego samego zadania oraz na koniec ponownie jeden MVIC (aby wykluczyć wpływ zmęczenia). Pojedynczy izometryczny skurcz maksymalny trwał 3 [s], a pomiędzy kolejnymi MVIC były 2 [min] odpoczynku. Pojedynczy SVIC trwał 10 [s], a pomiędzy kolejnymi skurczami submaksymalnymi było 10 [s] przerwy.

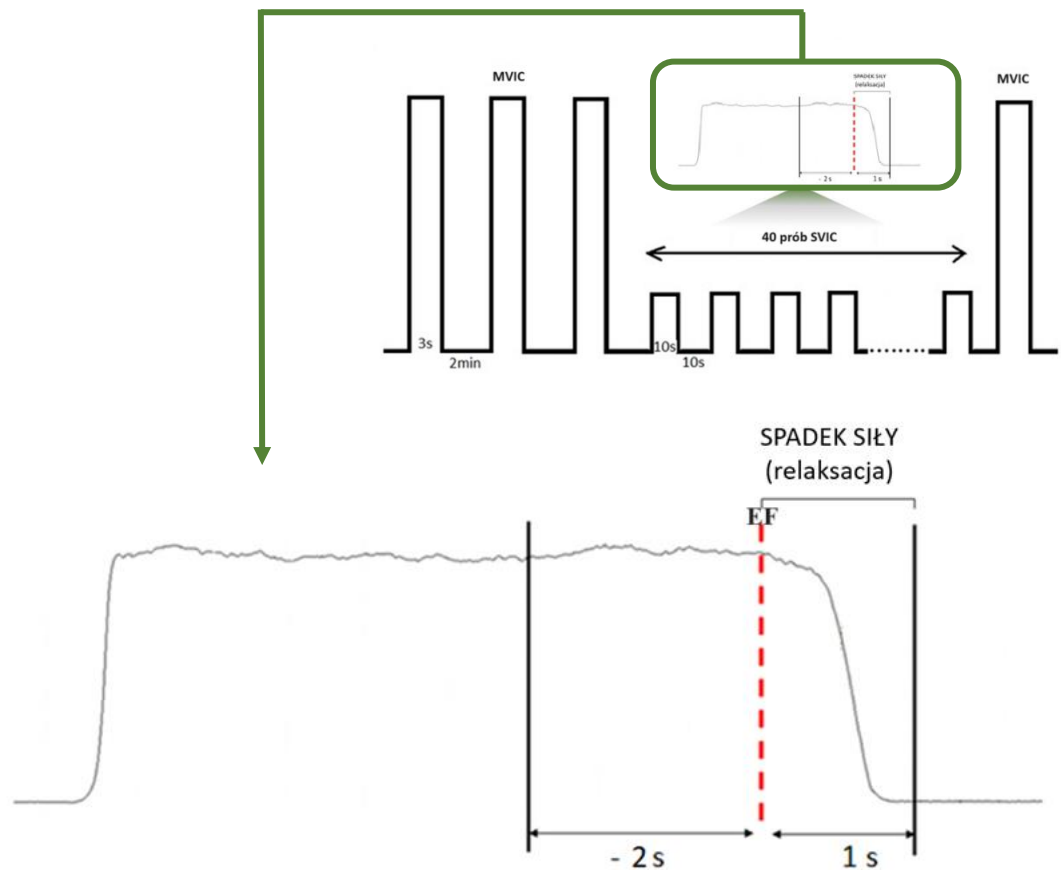
IV 7. Analiza sygnału EEG

Sygnał elektroencefalograficzny analizowany był w programie Besa Electrical Source Analysis (BESA 7.0, MEGIS Software GmbH, Gräfelfing, Niemcy). W pierwszej kolejności zmniejszono częstotliwość próbkowania (ang. *downsampling*) z 2 048 [Hz] do 512 [Hz] przy wykorzystaniu narzędzia Decimator (BioSemi Inc., Holandia). Wyższa częstotliwość próbkowania była wymuszona poprzez jednoczasowy zapis sygnału elektromiograficznego, który miał miejsce w trakcie badania.

Wstępna obróbka danych EEG polegała na ocenie wzrokowej zapisu sygnału w celu wychwycenia artefaktów, które pojawiały się w sygnale EEG i mogłyby mieć wpływ na analizowane w późniejszym etapie dane. Usunięto je metodą wycinania (ang. *cut-off*). Następnie, do usunięcia artefaktów związanych z ruchami gałek ocznych została wykorzystana automatyczna metoda korekty (ang. *automatic eye movement correction*), jak również narzędzie analizy składowych niezależnych (ang. *independent component analysis*, ICA) pozwalające usunąć pozostałe powtarzające się artefakty niebędące zapisem sygnału elektroencefalograficznego. Oba narzędzia były częścią programu BESA Research (BESA 7.0, MEGIS Software GmbH, Gräfelfing, Niemcy) wykorzystywanego do analizy. Następnie, do analizy sygnału zastosowano dolną wartość graniczną filtrowania (ang. *low-pass filter*, LF) 0.53 [Hz], górną (ang. *high-pass filter*, HF) 50 [Hz] oraz filtr wycinający zakłócenia sieciowe (ang. *notch filter*, NF) 50 [Hz].

Średnia wartość liczby uśrednionych pozbawionych zakłóceń prób dla analizowanego zadania ruchowego obejmującego spadek siły chwytu (relaksację) wynosiła dla kończyny dominującej (prawej) 23 ± 5 przed treningiem i 21 ± 5 po treningu mentalnym. Z kolei, dla kończyny niedominującej (lewej) było to odpowiednio 23 ± 5 i 21 ± 5 wolnych od zakłóceń prób.

W celu wyznaczenia amplitudy MRCP do analizy przetworzonych wcześniej danych wyznaczono okno czasowe wynoszące 3 000 milisekund. Początek zdarzenia ruchowego stanowił spadek siły końcowej (EF) wyznaczony dla każdej z prawidłowo wykonanych prób, na podstawie sygnału analogowego z czujnika siły pochodzącego z prób wykonania SVIC. W celu obliczenia wartości amplitudy MRCP zastosowano okno o długości od -2 000 do 1 000 milisekund, gdzie 0 [ms] oznaczało początek spadku siły. Z kolei, do korekty linii podstawowej, na podstawie dostępnej literatury, użyto okna czasowego od -2 000 do -1 900 milisekund (Rycina 7).



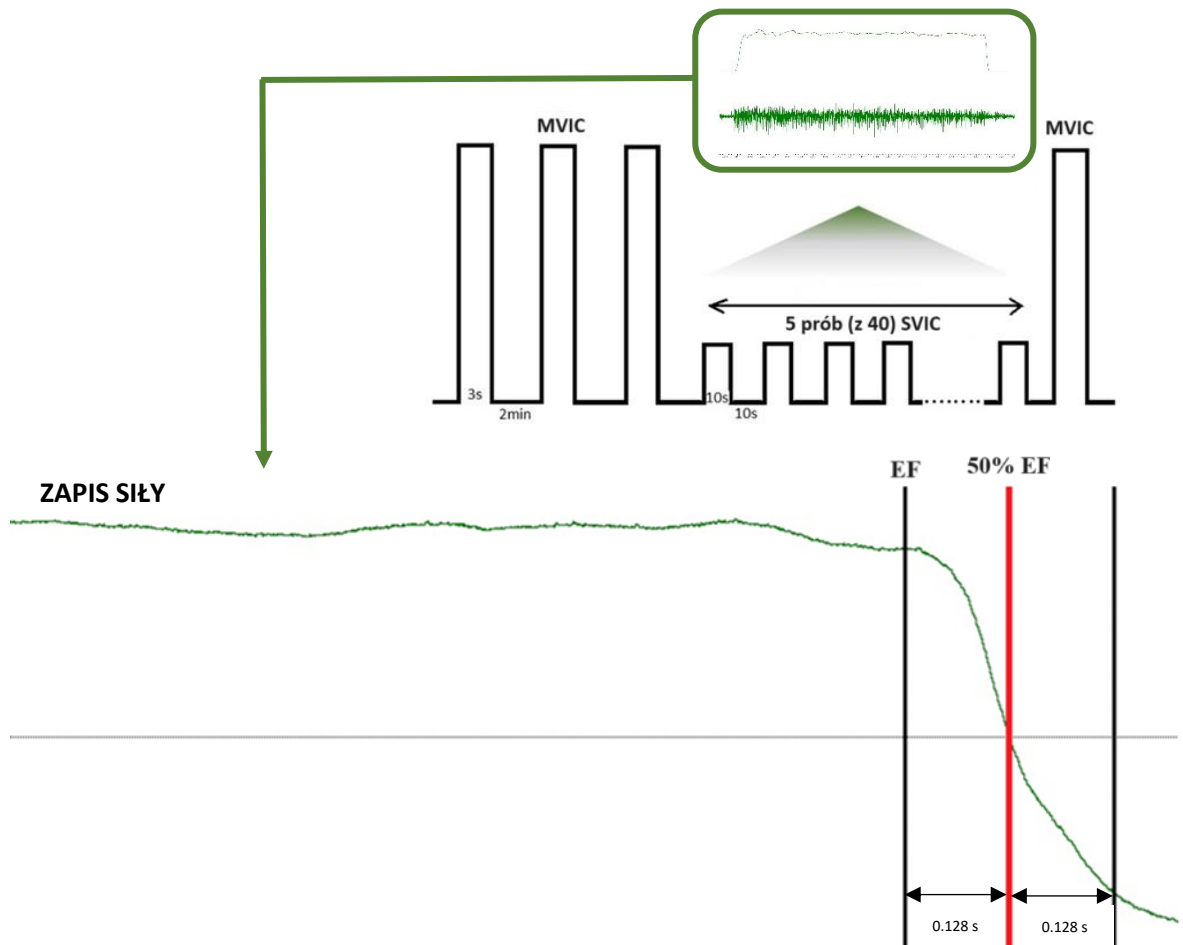
Rycina 7. Schemat przedstawiający trzysekundowe okno analizowanego sygnału EEG wyznaczonego z zapisu siły podczas funkcji chwytu. Przerywaną linią (kolor czerwony) oznaczono początek zdarzenia ruchowego zdefiniowanego jako początek spadku zapisu siły (EF), względem którego wyznaczono okno czasowe 2 [s] przed wystąpieniem zdarzenia ruchowego (- 2 s) i 1 [s] po nim (1 s).

Na podstawie przeglądu map potencjałów korowych, spośród 128 elektrod wybrano 29, na których w zdeterminowanym wcześniej oknie czasowym (-2 [s] – 1 [s]) zaobserwowano największe zmiany potencjału. Wartości amplitud MRCP [μ V] przedstawione w niniejszej dysertacji zostały określone dla sześciu obszarów kory mózgu: grzbietowo-boczna kora przedczołowa (D03 wg nazewnictwa Biosemi; F3 wg międzynarodowego systemu 10-20), przeddodatkowa kora czuciowa (C25 wg nazewnictwa Biosemi; F1 wg międzynarodowego systemu 10-20), dodatkowa kora czuciowa (D02 wg nazewnictwa Biosemi; FC1 wg międzynarodowego systemu 10-20), kora przedruchowa (B27, B30, D11 wg nazewnictwa Biosemi; FT8, FC6, FC4, FC3 wg międzynarodowego systemu 10-20), pierwotna kora ruchowa (B21, B22, B23, B25, D18, D19, D20, D22 wg nazewnictwa Biosemi; C2, C4, CPP6h, C6, C1, C3, CPP5h, C5), pierwszorzędowa

kora czuciowa (B2, B15, B16, D16, D24, D25, D26 wg nazewnictwa Biosemi; CP2, TPP8h, CP6, CP1, TP7, TPP7h, CP5), drugorzędowa kora czuciowa (A6, B3 wg nazewnictwa Biosemi; P3, P4 wg międzynarodowe systemu 10-20) oraz kora wzrokowa (A11, A27, B08, B10, B11 wg nazewnictwa Biosemi; PO7, O2, PO8, P10, P8 wg międzynarodowego systemu 10-20) (Folgheraiter i wsp., 2012).

IV 8. Analiza sygnału EMG

Sygnal EMG analizowany był w programie Spike 2 (Cambridge Electronics Design, Wielka Brytania) z dwóch mięśni szkieletowych (odwodziciela krótkiego kciuka i międzykostnego grzbietowego palca pierwszego). Do analizy sygnału stworzono dwa wirtualne kanały (ang. *virtual channels*) odpowiadające kanałom w trakcie rejestracji, na których dokonano podwójnego różnicowania kanałów monopolarnych (ang. *monopolar channel double differential*) wg formuły $ch(1)-ch(2)$. Następnie na każdy z nich naniesiono filtr IIR 5-450 Hz Bandpass 2nd order model Butterworth. Na tak przetworzonym sygnale na podstawie dostępnej literatury (Kisiel-Sajewicz, 2012) wyznaczano 256 [ms] okno dla pięciu reprezentatywnych prób na poziomie 50% spadku siły końcowej (EF) względem, którego odczytywano wartość amplitudy wyrażonej parametrem RMS (ang. *root mean square*, [μV]), z których następnie wyliczono średnią wartość (osobno dla prawej i lewej ręki) (Rycina 8). Wartości amplitudy RMS [μV] podczas relaksacji po SVIC zostały znormalizowane do wartości amplitudy RMS [μV] MVIC dla każdej z badanych osób.

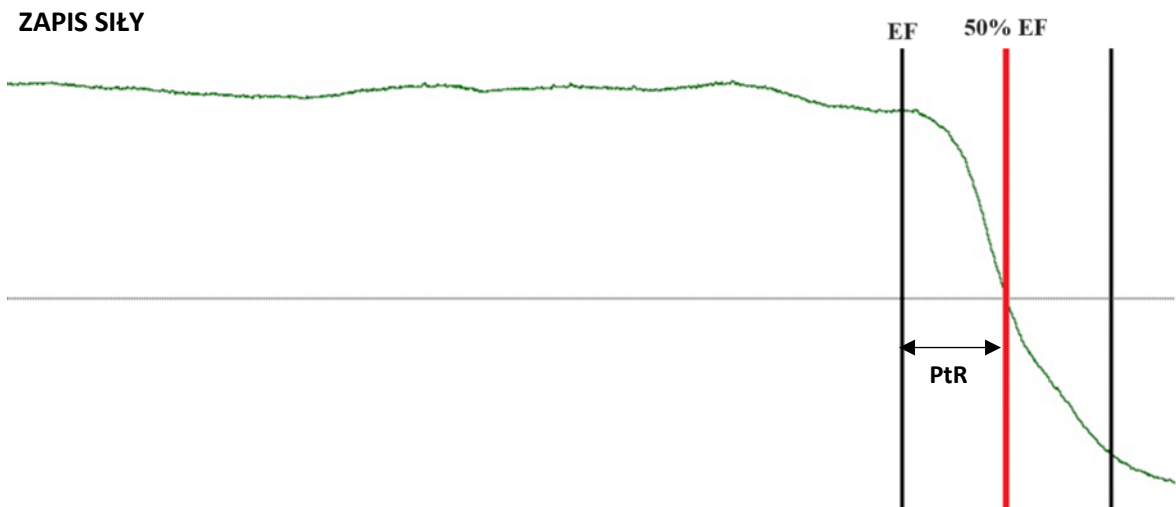


Rycina 8. Schemat przedstawiający okno analizowanego sygnału EMG wyznaczonego z zapisu siły podczas spadku siły chwytu (relaksacji). Linia (kolor czerwony) oznaczono 50% spadek wartości siły końcowej (50% EF), względem której wyznaczono okno czasowe 0.256 [s] w lewo (0.128 s) i prawo (0.128 s), z których następnie odczytano wartości amplitudy RMS [μV].

IV 9. Analiza zapisu siły w czasie

Analizę zapisu siły w czasie przeprowadzono w programie Spike 2 (Cambridge Electronics Design, Wielka Brytania). Poziom submaksymalny izometryczny skurcz dowolnego (SVIC) został wyliczony z uśrednionych trzech prób maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (MVIC). W pierwszej kolejności ręcznie wyznaczono początek spadku momentu siły (EF), który oznaczał początek relaksacji zarówno po wykonaniu MVIC, jak i SVIC. Ponieważ w czasie 3 [s] utrzymywania MVIC może nastąpić spadek siły w dostępnej literaturze (Jaskólska, 1998) przyjęte było odniesienie wskaźników relaksacji do wartości EF niż do MVIC. W przypadku utrzymania siły podczas SVIC taki spadek nie jest obserwowany, jednak w celu standaryzacji

przy określeniu początku relaksacji po SVIC przyjęto również wartość EF. Następnie, na podstawie wartości momentu siły mięśniowej odczytanej z EF (osobno dla MVIC i SVIC, prawej i lewej ręki) wyliczono połowę jej wartości. Na podstawie 50% wartości EF wyznaczono czas połowy relaksacji (PtR), której początek określał parametr EF, a koniec 50% jego wartości (Rycina 9). Wartości zostały odczytane z trzech prób dla MVIC oraz pięciu reprezentatywnych prób dla SVIC. Wartość EF odnosi się do momentu siły mięśniowej [Nm], a w dalszej części pracy będzie zamiennie stosowana jako siła mięśniowa.



Rycina 9. Schemat przedstawiający zapis siły z wyznaczonym na nim początkiem spadku siły (EF) po wykonanym skurczu stanowiącym początek relaksacji. Linią (kolor czerwony) oznaczono 50% spadek wartości siły końcowej (50% EF), stanowiący koniec czasu połowy relaksacji (PtR).

Kolejnym parametrem wyliczonym na podstawie zapisu siły był gradient połowy relaksacji (GPR), który został wyliczony na podstawie wartości czasu połowy relaksacji (PtR) i spadku siły końcowej (EF).

IV 10. Metody statystyczne

Za pomocą testu Shapiro-Wilka sprawdzono rozkład normalności danych. W celu porównania amplitudy sygnału EEG przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym, pomiędzy ręką dominującą i niedominującą oraz elektrodami wykonano wieloczynnikową analizę wariancji (ANOVA), ogólnego modelu liniowego (ang. *general linear model*, GLM) dla powtarzanych pomiarów z poprawką Bonferroniego dla trzech wybranych czynników: Trening (PRZED vs PO treningu), Ręka (dominująca vs niedominująca), Lokalizacja elektrod (29 lokalizacji elektrod). Analiza wieloczynnikowej wariancji została poprzedzona testem sferyczności Mauchly'ego. Analizy amplitudy sygnału EMG dokonano analogicznie jak amplitudy sygnału EEG, z różnicą wybranych czynników GLM: Trening (PRZED vs PO), Ręka (dominująca vs niedominująca), Mięsień (ABP vs FDI). W celu oceny parametrów momentu siły mięśniowej, czasu trwania połowy relaksacji oraz gradientu relaksacji wykonano wieloczynnikową analizę wariancji dla czynników: Trening (PRZED vs PO treningu), Ręka (dominująca vs niedominująca).

Analizowane efekty przedstawiono za pomocą cząstkowej wartości Eta-kwadrat (η_p^2), którą zinterpretowano według kryteriów Miles i Shevlin (2001), gdzie 0.02 oznaczał mały efekt, 0.13 średni efekt, 0.26 duży efekt. Jako test post hoc zastosowano test t-Studenta dla prób zależnych. Dla wszystkich przeprowadzonych testów ustalono poziom istotności statystycznej $P \leq 0,05$. Wartości badanych parametrów przedstawiono w postaci średniej i odchylenia standardowego ($M \pm SD$). Wyliczeń dokonano przy użyciu programu statystycznego SPSS (IBM SPSS 21.0, USA).

V WYNIKI

V 1. Analiza amplitudy sygnału EEG

V 1.1. Wyniki analizy amplitudy potencjału korowego związanego z relaksacją mięśni (MRCP) [μ V] sygnału EEG podczas relaksacji przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym

Wieloczynnikowa analiza wariancji GLM dla powtarzanych pomiarów wykonanych na 29 elektrodach wykazała istotny wpływ ($p \leq 0.05$) czynników wewnętrznych zależnych od lokalizacji elektrody (Tabela 2). Dla czynników, dla których test Mauchly'ego nie wykazał sferyczności analizowanych danych, do analizy statystycznej wykorzystano poprawkę Greenhouse'a-Geissera.

Przeprowadzona analiza wykazała istotny wpływ czynnika Ręka dla elektrody P3 $F(1;24)=5.963$, $p=0.022$; porównanie krzyżowe Trening vs Ręka dla elektrody O2 $F(1;24)=4.821$, $p=0.038$; czynnik Trening dla elektrody PO8 $F(1;24)=5.488$, $p=0.028$; Czynniki Trening i porównanie krzyżowe Trening vs Ręka dla elektrody TPP8h (odpowiednio: $F(1;24)=5.411$, $p=0.029$; $F(1;24)=7.144$, $p=0.013$); porównanie krzyżowe Trening vs Ręka dla elektrody CPP6h $F(1;24)=5.210$, $p=0.032$; porównanie krzyżowe Trening vs Ręka dla elektrody C6 $F(1;24)=6.897$, $p=0.015$); porównanie krzyżowe Trening vs Ręka dla elektrody FT8 $F(1;24)=7.243$, $p=0.013$; czynnik Trening dla elektrody F1 $F(1;24)=4.960$, $p=0.21$; Czynniki Ręka i porównanie krzyżowe Trening vs Ręka dla elektrody CP5 (odpowiednio: $F(1;24)=5.734$, $p=0.025$; $F(1;24)=5.385$, $p=0.029$).

Tabela 2. Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) GLM Trening (PRZED vs PO treningu), Ręka (dominująca vs niedominująca), Lokalizacja elektrod (29 lokalizacji elektrod) dla wartości amplitudy sygnału EEG.

Elektroda	Czynnik	F	P	η_p^2	Moc testu
P3	Trening	F(1;24)=0.625	0.437	0.025	0.118
	Ręka	F(1;24)=5.963	0.022	0.199	0.649
	Trening vs Ręka	F(1;24)=0.231	0.635	0.010	0.075
PO7	Trening	F(1;24)=0.031	0.861	0.001	0.053
	Ręka	F(1;24)=0.588	0.451	0.024	0.114
	Trening vs Ręka	F(1;24)=3.958	0.058	0.141	0.479
O2	Trening	F(1;24)=0.800	0.380	0.032	0.138
	Ręka	F(1;24)=0.277	0.603	0.011	0.080
	Trening vs Ręka	F(1;24)=4.821	0.038	0.167	0.559
CP2	Trening	F(1;24)=0.602	0.445	0.024	0.116
	Ręka	F(1;24)=3.639	0.068	0.132	0.449
	Trening vs Ręka	F(1;24)=1.840	0.188	0.071	0.256
P4	Trening	F(1;24)=4.215	0.051	0.149	0.504
	Ręka	F(1;24)=0.601	0.446	0.024	0.116
	Trening vs Ręka	F(1;24)=2.017	0.168	0.078	0.276
PO8	Trening	F(1;24)=1.286	0.268	0.051	0.193
	Ręka	F(1;24)=1.158	0.293	0.046	0.178
	Trening vs Ręka	F(1;24)=1.395	0.249	0.055	0.205
P10	Trening	F(1;24)=1.497	0.233	0.059	0.217
	Ręka	F(1;24)=0.732	0.401	0.030	0.130
	Trening vs Ręka	F(1;24)=2.072	0.163	0.079	0.282
P8	Trening	F(1;24)=5.488	0.028	0.186	0.613
	Ręka	F(1;24)=0.236	0.631	0.010	0.075
	Trening vs Ręka	F(1;24)=1.243	0.276	0.049	0.188
TP8	Trening	F(1;24)=1.330	0.260	0.052	0.198
	Ręka	F(1;24)=0.965	0.336	0.039	0.156
	Trening vs Ręka	F(1;24)=4.116	0.054	0.146	0.495
TPP8h	Trening	F(1;24)=5.411	0.029	0.184	0.607
	Ręka	F(1;24)=0.008	0.928	0.000	0.051
	Trening vs Ręka	F(1;24)=7.144	0.013	0.299	0.727
CP6	Trening	F(1;24)=0.510	0.482	0.021	0.105
	Ręka	F(1;24)=0.404	0.531	0.017	0.094
	Trening vs Ręka	F(1;24)=2.684	0.114	0.101	0.350

C2	Trening	F(1;24)=0.196	0.662	0.008	0.071
	Ręka	F(1;24)=0.129	0.723	0.005	0.064
	Trening vs Ręka	F(1;24)=0.057	0.814	0.002	0.056
C4	Trening	F(1;24)=0.080	0.779	0.003	0.059
	Ręka	F(1;24)=1.666	0.209	0.065	0.236
	Trening vs Ręka	F(1;24)=1.934	0.177	0.075	0.267
CPP6h	Trening	F(1;24)=0.061	0.808	0.003	0.056
	Ręka	F(1;24)=0.263	0.613	0.011	0.078
	Trening vs Ręka	F(1;24)=5.210	0.032	0.178	0.591
C6	Trening	F(1;24)=0.417	0.524	0.017	0.095
	Ręka	F(1;24)=0.022	0.884	0.001	0.052
	Trening vs Ręka	F(1;24)=6.897	0.015	0.223	0.712
FT8	Trening	F(1;24)=-0.288	0.597	0.012	0.081
	Ręka	F(1;24)=0.001	0.977	0.000	0.050
	Trening vs Ręka	F(1;24)=7.243	0.013	0.232	0.733
FC6	Trening	F(1;24)=0.071	0.793	0.003	0.057
	Ręka	F(1;24)=0.235	0.632	0.010	0.075
	Trening vs Ręka	F(1;24)=1.188	0.287	0.047	0.182
F1	Trening	F(1;24)=4.960	0.021	0.203	0.659
	Ręka	F(1;24)=1.977	0.173	0.076	0.271
	Trening vs Ręka	F(1;24)=1.997	0.170	0.077	0.274
FC1	Trening	F(1;24)=3.276	0.083	0.120	0.412
	Ręka	F(1;24)=0.359	0.555	0.015	0.089
	Trening vs Ręka	F(1;24)=1.149	0.294	0.046	0.177
F3	Trening	F(1;24)=8.241	0.008	0.256	0.787
	Ręka	F(1;24)=1.715	0.203	0.067	0.242
	Trening vs Ręka	F(1;24)=0.413	0.526	0.017	0.095
FC3	Trening	F(1;24)=0.609	0.443	0.025	0.116
	Ręka	F(1;24)=0.250	0.622	0.010	0.250
	Trening vs Ręka	F(1;24)=8.780	0.007	0.268	0.811
CP1	Trening	F(1;24)=0.121	0.731	0.005	0.063
	Ręka	F(1;24)=6.291	0.019	0.208	0.673
	Trening vs Ręka	F(1;24)=0.899	0.352	0.036	0.149
C1	Trening	F(1;24)=0.018	0.896	0.001	0.052
	Ręka	F(1;24)=9.512	0.005	0.284	0.841
	Trening vs Ręka	F(1;24)=4.222	0.051	0.150	0.505

C3	Trening	F(1;24)=3.936	0.059	0.141	0.478
	Ręka	F(1;24)=2.357	0.138	0.089	0.314
	Trening vs Ręka	F(1;24)=2.296	0.143	0.087	0.307
CPP5h	Trening	F(1;24)=2.427	0.132	0.092	0.322
	Ręka	F(1;24)=0.001	0.981	0.000	0.050
	Trening vs Ręka	F(1;24)=3.277	0.083	0.120	0.412
C5	Trening	F(1;24)=0.000	0.986	0.000	0.050
	Ręka	F(1;24)=0.004	0.948	0.000	0.050
	Trening vs Ręka	F(1;24)=7.544	0.011	0.239	0.750
TP7	Trening	F(1;24)=0.080	0.780	0.003	0.058
	Ręka	F(1;24)=0.630	0.435	0.026	0.119
	Trening vs Ręka	F(1;24)=0.909	0.350	0.036	0.150
TPP7h	Trening	F(1;24)=0.971	0.334	0.039	0.157
	Ręka	F(1;24)=0.262	0.614	0.011	0.078
	Trening vs Ręka	F(1;24)=2.336	0.139	0.089	0.311
CP5	Trening	F(1;24)=0.077	0.784	0.003	0.058
	Ręka	F(1;24)=5.734	0.025	0.193	0.632
	Trening vs Ręka	F(1;24)=5.385	0.029	0.183	0.605

p – poziom istotności statystycznej; η_p^2 – cząstkowa Eta-kwadrat

Wyniki analizy statystycznej (ANOVA) nie wykazały istotnego statystycznie ($p > 0.05$) wpływu treningu mentalnego na aktywność kory mózgowej podczas relaksacji mięśni po wykonaniu chwytu ręką dominującą i niedominującą. Analiza wielkości efektu wykazała mały ($\eta_p^2 \leq 0.02$) lub średni efekt wpływu ($0.02 < \eta_p^2 < 0.26$) treningu mentalnego na wartość amplitudy sygnału EEG (mały efekt dla elektrod: PO7, C2, C4, CPP6h, C6, FT8, FC6, CP1, C1, C5, TP7, CP5; średni efekt do elektrod: P3, O2, CP2, P4, PO8, P10, P8, TP8, TPP8h, CP6, F1, FC1, F3, FC3, C3, CPP5h, TPP7h).

Wyniki ANOVA GLM dla powtarzanych pomiarów przeprowadzonych na 29 elektrodach wykazały istotny wpływ ($p \leq 0.05$) czynnika Lokalizacja elektrod oraz dla porównania krzyżowego Trening vs Ręka (Tabela 3). Test sferyczności Mauchly'ego wykazał sferyczność analizowanych danych dla czynnika Lokalizacja elektrod $F=(8.207; 196.964)=3.723, p=0.000$ oraz dla porównań krzyżowych czynnika Lokalizacja elektrod: Trening vs Lokalizacja elektrod $F=(7.060; 169.442)=0.721, p=0.656$; Ręka vs Lokalizacja elektrod $F=(7.452; 178.845)=1.890, p=0.069$; Trening vs Ręka vs Lokalizacja elektrod $F=(7.048; 169.160)=1.130, p=0.294$.

Tabela 3. Wieloczynnikowa analiza wariancji GLM Trening (PRZED vs PO treningu), Ręka (dominująca vs niedominująca), Lokalizacja elektrod (29 lokalizacji elektrod) dla amplitudy potencjału korowego związanego z relaksacją mięśni (MRCP) [μV] sygnału EEG dla 29 elektrod.

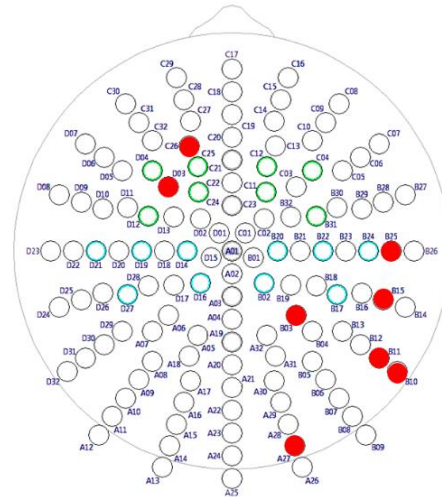
Czynnik	F	p	η_p^2	Moc testu
Trening	F(1;24)=2.579	0.121	0.097	0.338
Ręka	F(1;24)=0.040	0.843	0.002	0.054
Lokalizacja elektrod	F(8.207;196.964)=3.723	0.000	0.134	0.987
Trening vs Ręka	F(1;24)=11.577	0.002	0.325	0.904
Trening vs Lokalizacja elektrod	F(7.060;169.442)=0.721	0.656	0.029	0.306
Ręka vs Lokalizacja elektrod	F(7.452;178.845)=1.890	0.069	0.073	0.760
Trening vs Ręka vs Lokalizacja elektrod	F(7.048;169.160)=1.130	0.294	0.045	0.479

p – poziom istotności statystycznej; η_p^2 – cząstkowa Eta-kwadrat

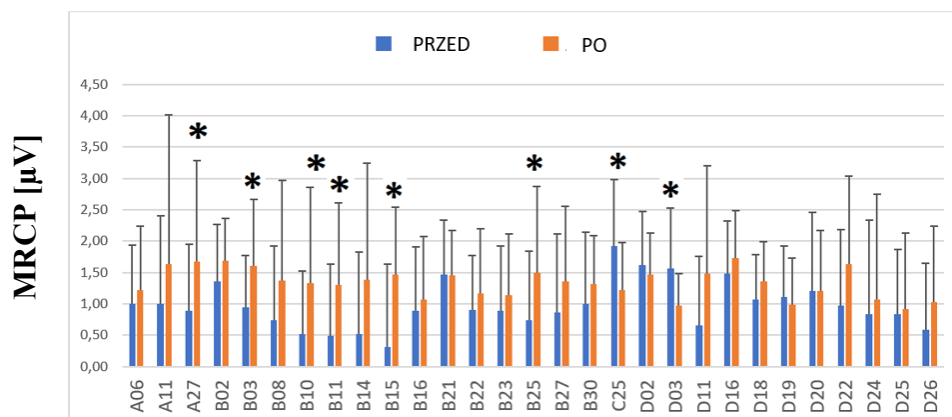
Wyniki analizy statystycznej (ANOVA) nie wykazały istotnego statystycznie ($p>0.05$) wpływu treningu mentalnego na aktywność kory mózgowej podczas relaksacji mięśni podczas wykonania chwytu ręką dominującą i niedominującą. Podobnie, analiza wielkości efektu wykazała niski efekt ($\eta_p^2=0.097$) wpływu treningu mentalnego na wartość amplitudy sygnału EEG [μV].

V 1.2. Porównanie wyników amplitudy potencjału korowego (MRCP) [μV] związanego z relaksacją mięśni po wykonaniu chwytu kończyną dominującą (prawą) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym

Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości amplitudy MRCP [μV] sygnału EEG przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla ręki dominującej wykazała istotne statystycznie różnice ($p\leq 0.05$) dla elektrod O2 ($p=0.046$), P4 ($p=0.038$), P10 ($p=0.047$), P8 ($p=0.023$), TPP8h ($p=0.002$), C6 ($p=0.026$), F1 ($p=0.007$) i F3 ($p=0.015$) (Rycina 10, 11).



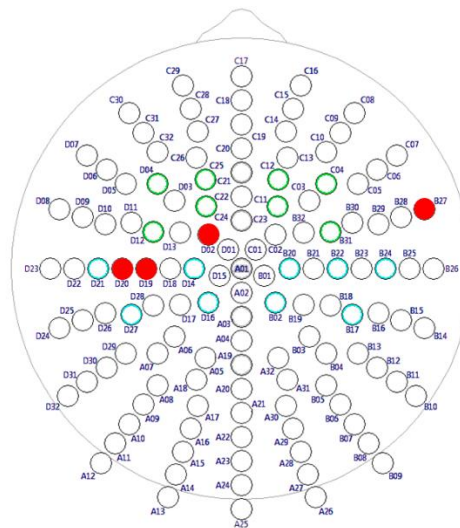
Rycina 10. Porównanie wyników amplitudy potencjału korowego związanego z relaksacją mięśni (MRCP) [μV] sygnału EEG po wykonaniu chwytu ręką dominującą (prawą) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym. Elektrody oznaczone kolorem czerwonym wykazywały istotne statystycznie różnice ($p \leq 0.05$) przed i po treningu (przedstawione na rycinie elektrody A27, B03, B10, B11, B15, B25, C25, D03 wg nazewnictwa Biosemi; O2, P4, P10, P8, TPP8h, C6, F1, F3 wg międzynarodowego systemu 10-20). Analizę przeprowadzono za pomocą testu t-Studenta.



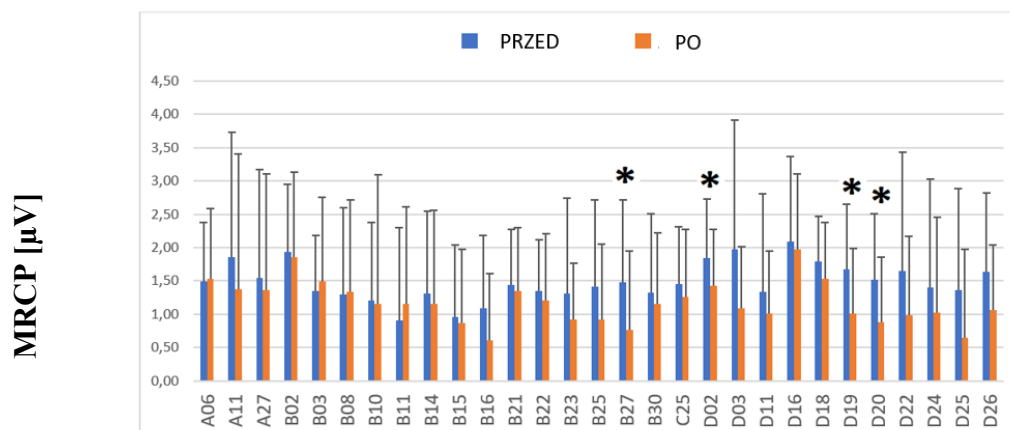
Rycina 11. Wartości amplitudy potencjału korowego związanego z relaksacją mięśni (MRCP) [μV] sygnału EEG wraz z odchyleniami standardowymi podczas relaksacji mięśni po wykonaniu chwytu dominującą ręką przed (niebieskie słupki) i po (pomarańczowe słupki) 4-tygodniowym treningu mentalnym dla 29 elektrod. Czarną gwiazdką oznaczono elektrody, dla których analiza wykazała istotne statystycznie różnice ($p \leq 0.05$). Przedstawione na rycinie elektrody A06, A11, A27, B02, B03, B08, B10, B11, B14, B15, B16, B21, B22, B23, B25, B27, B30, C25, D02, D03, D11, D16, D18, D19, D20, D22, D24, D25, D26 wg nazewnictwa Biosemi; P3, PO7, O2, CP2, P4, PO8, P10, P8, TP8, TPP8h, CP6, C2, C4, CPP6h, C6, FT8, FC6, F1, FC1, F3, FC3, CP1, C1, C3, CPP5h, C5, TP7, TPP7h, CP5 wg międzynarodowego systemu 10-20.

V 1.3. Porównanie wyników amplitudy potencjału korowego (MRCP) [μV] związanego z relaksacją mięśni po wykonaniu chwytu kończyną niedominującą (lewą) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym

Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości amplitudy MRCP [μV] sygnału EEG przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla kończyny niedominującej (lewej) wykazała statystycznie istotne różnice ($p \leq 0.05$) dla elektrod FT8 ($p=0.050$), FC1 ($p=0.018$), C3 ($p=0.034$) i CPP5h ($p=0.026$) (Rycina 12, 13).

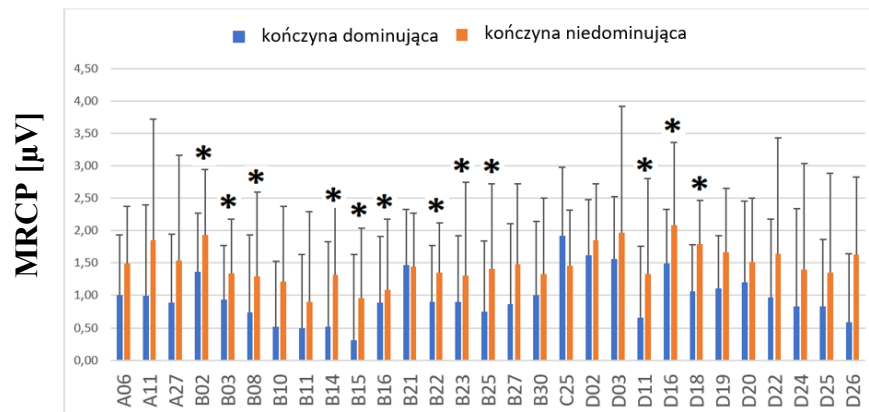


Rycina 12. Porównanie wyników amplitudy potencjału korowego związanego z relaksacją (MRCP) [μV] sygnału EEG po wykonaniu chwytu ręką niedominującą (lewą) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym. Elektrody z oznaczone kolorem czerwonym wykazywały istotne statystycznie różnice ($p \leq 0.05$) przed i po treningu (przedstawione na rycinie elektrody B27, D02, D19, D20 wg nazewnictwa Biosemi; FT8, FC1, C3, CPP5h wg międzynarodowego systemu 10-20). Analizę przeprowadzono za pomocą testu t-Studenta.



Rycina 13. Wartości amplitudy potencjału korowego związanego z relaksacją (MRCP) [μV] sygnału EEG wraz z odchyleniami standardowymi podczas relaksacji mięśni po wykonaniu chwytu niedominującą ręką przed (niebieskie słupki) i po (pomarańczowe słupki) 4-tygodniowym treningu mentalnym dla 29 elektrod. Czarną gwiazdką oznaczono

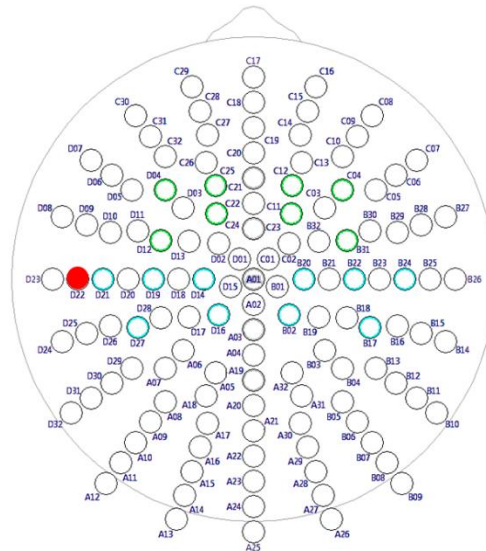
wykonywanego kończyną dominującą (prawą) (przedstawione na rycinie elektrody B02, B03, B08, B14, B15, B16, B22, B23, B25, D11, D16, D18 wg nazewnictwa Biosemi; CP2, P4, PO8, TP8, TPP8h, CP6, C4, CPP6h, C6, FC3, CP1, C1 wg międzynarodowego systemu 10-20). Analizę przeprowadzono za pomocą testu t-Studenta.



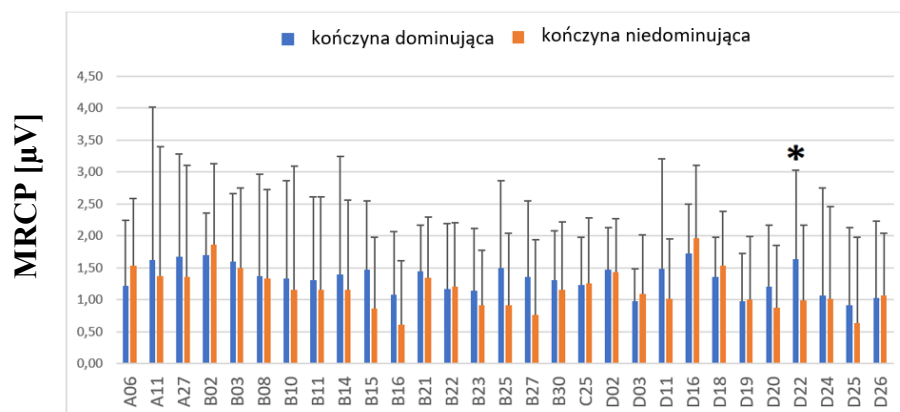
Rycina 15. Wartości amplitudy potencjału korowego związanego z relaksacją (MRCP) [µV] sygnału EEG wraz z odchyleniami standardowymi podczas relaksacji mięśni po wykonaniu chwytu kończyną dominującą (niebieskie słupki) i niedominującą (pomarańczowe słupki) przed 4-tygodniowym treningiem mentalnym dla 29 elektrod. Czarną gwiazdką oznaczono elektrody, dla których analiza wykazała istotne statystycznie różnice ($p \leq 0.05$). Przedstawione na rycinie elektrody A06, A11, A27, B02, B03, B08, B10, B11, B14, B15, B16, B21, B22, B23, B25, B27, B30, C25, D02, D03, D11, D16, D18, D19, D20, D22, D24, D25, D26 wg nazewnictwa Biosemi; P3, PO7, O2, CP2, P4, PO8, P10, P8, TP8, TPP8h, CP6, C2, C4, CPP6h, C6, FT8, FC6, F1, FC1, F3, FC3, CP1, C1, C3, CPP5h, C5, TP7, TPP7h, CP5 wg międzynarodowego systemu 10-20.

V 1.5. Porównanie wyników amplitudy potencjału korowego (MRCP) [µV] związanego z relaksacją mięśni pomiędzy kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) dla elektrod zlokalizowanych po stronie kontra- i ipsilateralnej półkul mózgu po 4-tygodniowym treningu mentalnym

Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości amplitudy MRCP [µV] sygnału EEG dla ręki dominującej i niedominującej po 4-tygodniowym treningu mentalnym nie wykazała różnic istotnych statystycznie ($p > 0.05$), z wyjątkiem pary elektrod półkuli kontrlateralnej C5 vs C6 ($p = 0.035$) po 4-tygodniowym treningu mentalnym (Rycina 16, 17).



Rycina 16. Porównanie wyników amplitudy potencjału korowego związanego z relaksacją (MRCP) [μV] sygnału EEG po wykonaniu chwytu ręką dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla elektrod zlokalizowanych po stronie kontra- i ipsilateralnej do wykonywanego ruchu. Elektrody oznaczone kolorem czerwonym wykazywały istotne statystycznie różnice ($p \leq 0,05$) dla półkuli kontra- i ipsilateralnej w stosunku do zadania wykonywanego kończyną dominującą (prawą) (przedstawione na rycinie elektrody D22 wg nazewnictwa Biosemi; C5 wg międzynarodowego systemu 10-20). Analizę przeprowadzono za pomocą testu t-Studenta.



Rycina 17. Wartości amplitudy potencjału korowego związanego z relaksacją (MRCP) [μV] sygnału EEG wraz z odchyleniami standardowymi podczas relaksacji mięśni po wykonaniu chwytu kończyną dominującą (niebieskie słupki) i niedominującą (pomarańczowe słupki) po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla 29 elektrod. Czarną gwiazdką oznaczono elektrody, dla których analiza wykazała istotne statystycznie różnice ($p \leq 0,05$). Przedstawione na rycinie elektrody A06, A11, A27, B02, B03, B08, B10, B11, B14, B15, B16, B21, B22, B23, B25, B27, B30, C25, D02, D03, D11, D16, D18, D19, D20, D22, D24, D25, D26 wg nazewnictwa Biosemi; P3, PO7, O2, CP2, P4, PO8, P10, P8, TP8, TPP8h, CP6, C2, C4, CPP6h, C6, FT8, FC6, F1, FC1, F3, FC3, CP1, C1, C3, CPP5h, C5, TP7, TPP7h, CP5 wg międzynarodowego systemu 10-20.

V 2. Analiza amplitudy sygnału EMG

V 2.1. Wyniki analizy amplitudy RMS [μV] sygnału elektromiograficznego podczas relaksacji przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym

Wieloczynnikowa analiza wariancji GLM dla powtarzanych pomiarów dla dwóch mięśni szkieletowych (FDI i APB) nie wykazała istotnego wpływu ($p>0,05$) żadnego z czynników wewnętrznych na wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG po wykonaniu MVIC (Tabela 4). W związku z brakiem sferyczności analizowanych danych za pomocą testu Mauchly'ego, wykorzystano poprawkę Greenhouse'a-Geissera do analizy statystycznej.

Przeprowadzona analiza nie wykazała istotnego wpływu ($p>0,05$) czynnika Trening $F(1;24)=0,437$, $p=0,515$; Ręka $F(1;24)=0,131$, $p=0,721$; Mięsień $F(1;24)=2,262$, $p=0,146$. Dla porównań krzyżowych również nie zanotowano istotnego wpływu ($p>0,05$) czynników wewnętrznych: Trening vs Ręka $F(1;24)=2,637$, $p=0,117$; Trening vs Mięsień $F(1;24)=0,084$, $p=0,775$; Ręka vs Mięsień $F(1;24)=0,025$, $p=0,875$; Trening vs Ręka vs Mięsień $F(1;24)=0,767$, $p=0,390$.

Tabela 4. Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) GLM (Trening PRZED vs PO, Ręka dominująca vs niedominująca, Mięsień FDI vs APB) dla wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG podczas relaksacji po wykonaniu maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (MVIC) w funkcji chwytania.

Czynnik	F	p	η_p^2	Moc testu
Trening	$F(1;24)=0,437$	0,515	0,018	0,097
Ręka	$F(1;24)=0,131$	0,721	0,005	0,064
Mięsień	$F(1;24)=2,262$	0,146	0,086	0,303
Trening vs Ręka	$F(1;24)=2,637$	0,117	0,099	0,344
Trening vs Mięsień	$F(1;24)=0,084$	0,775	0,003	0,059
Ręka vs Mięsień	$F(1;24)=0,025$	0,875	0,001	0,053
Trening vs Ręka vs Mięsień	$F(1;24)=0,767$	0,390	0,031	0,134

p – poziom istotności statystycznej; η_p^2 – cząstkowa Eta-kwadrat

Wieloczynnikowa analiza wariancji GLM (Trening (PRZED vs PO), Ręka (dominująca vs niedominująca), Mięsień (FDI vs APB) dla powtarzanych pomiarów nie wykazała istotnego wpływu ($p>0.05$) żadnego z czynników wewnętrznych na wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG po wykonaniu SVIC (Tabela 5). W związku z brakiem sferyczności analizowanych danych za pomocą testu Mauchly'ego, wykorzystano poprawkę Greenhouse'a-Geissera do analizy statystycznej.

Tabela 5. Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) GLM (Trening PRZED vs PO, Ręka dominująca vs niedominująca, Mięsień FDI vs APB) dla wartości amplitudy [μV] sygnału EMG podczas relaksacji po wykonaniu submaksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (SVIC) w funkcji chwytania.

Czynnik	F	p	η_p^2	Moc testu
Trening	F(1;23)=0.177	0.678	0.008	0.069
Ręka	F(1;23)=0.697	0.413	0.029	0.126
Mięsień	F(1;23)=0.526	0.476	0.022	0.107
Trening vs Ręka	F(1;23)=0.244	0.626	0.011	0.076
Trening vs Mięsień	F(1;23)=0.682	0.417	0.0296	0.124
Ręka vs Mięsień	F(1;23)=1.358	0.256	0.056	0.201
Trening vs Ręka vs Mięsień	F(1;23)=0.373	0.547	0.016	0.090

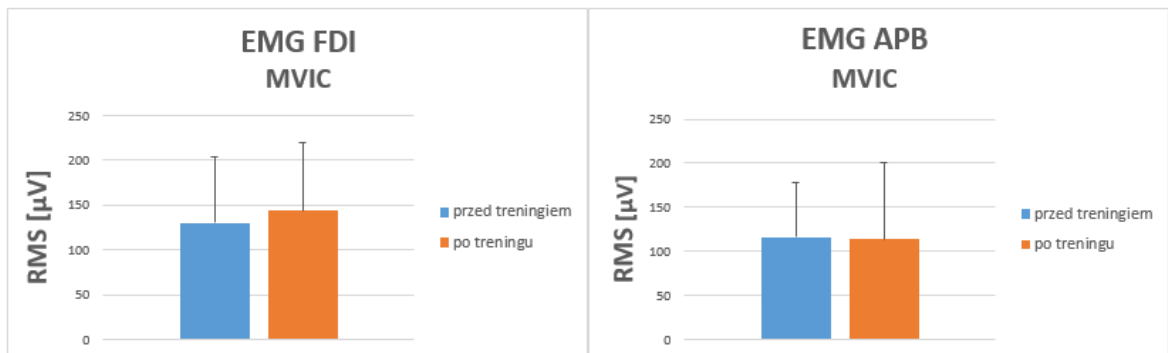
p – poziom istotności statystycznej; η_p^2 – cząstkowa Eta-kwadrat

Przeprowadzona analiza nie wykazała istotnego wpływu ($p>0.05$) czynnika Trening F(1;23)=0.177, $p=0.678$; Ręka F(1;23)=0.697, $p=0.413$; Mięsień F(1;23)=0.526, $p=0.476$. Dla porównań krzyżowych również nie zanotowano istotnego wpływu ($p>0.05$) czynników wewnętrznych: Trening vs Ręka F(1;23)=0.244, $p=0.626$; Trening vs Mięsień F(1;23)=0.682, $p=0.417$; Ręka vs Mięsień F(1;23)=1.358, $p=0.256$; Trening vs Ręka vs Mięsień F(1;23)=0.373, $p=0.547$.

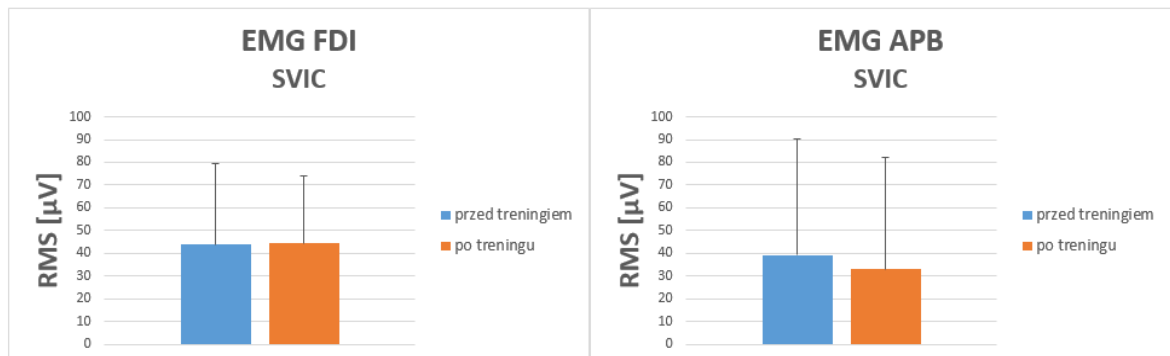
Wyniki analizy statystycznej (ANOVA) nie wykazały istotnego statystycznie ($p>0,05$) wpływu treningu mentalnego na aktywność bioelektryczną wybranych mięśni szkieletowych podczas relaksacji po wykonaniu chwytu ręką dominującą i niedominującą podczas maksymalnego (MVIC) oraz submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego. Podobnie, analiza wielkości efektu wykazała niski efekt ($\eta_p^2=0.018$, $\eta_p^2=0.008$) wpływu treningu mentalnego na wartość amplitudy RMS [μV] sygnału EMG.

V 2.2. Porównanie wyników amplitudy RMS [μV] sygnału elektromiograficznego podczas relaksacji mięśni po wykonaniu chwytu kończyną dominującą (prawą) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym

Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla ręki dominującej nie wykazała istotnych statystycznie różnic ($p > 0.05$) (Rycina 18, 19) dla żadnego z badanych mięśni.



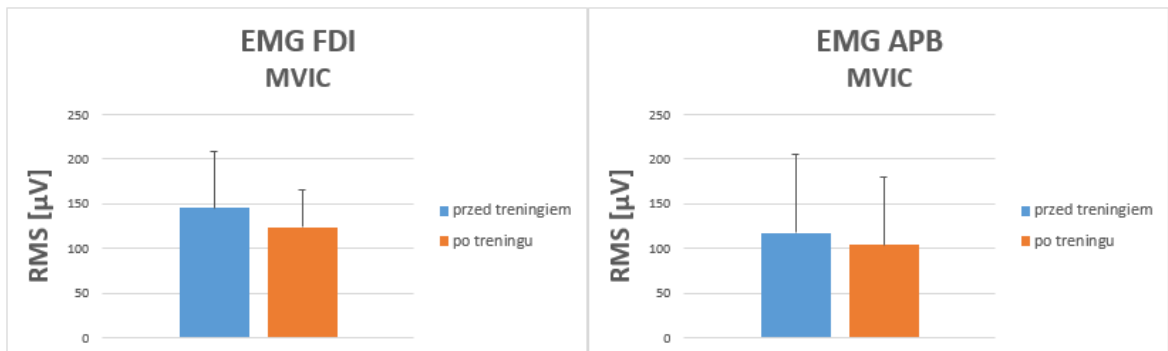
Rycina 18. Wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG wraz z odchyleniami standardowymi podczas relaksacji mięśni po wykonaniu maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (MVIC) dominującą ręką przed (słupki koloru niebieskiego) i po (słupki koloru pomarańczowego) 4-tygodniowym treningu mentalnym dla mięśnia międzykostnego grzbietowego palca pierwszego (FDI) i mięśnia odwodziciela krótkiego kciuka (APB).



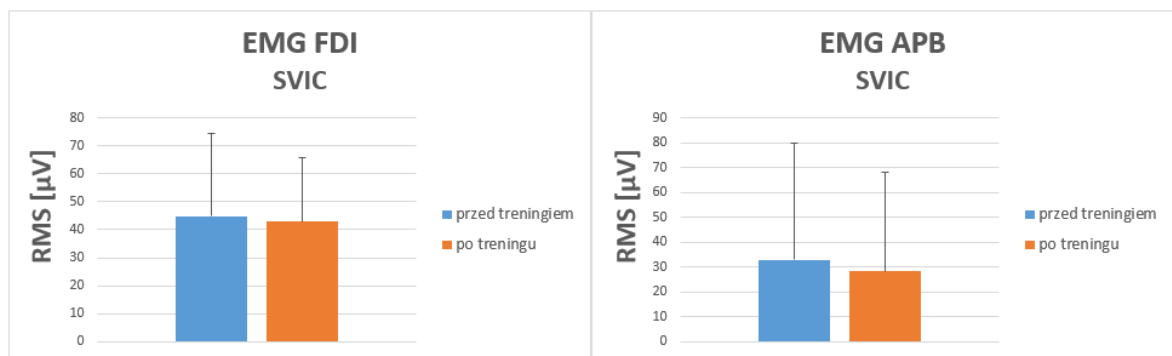
Rycina 19. Wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG wraz z odchyleniami standardowymi podczas relaksacji mięśni po wykonaniu submaksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (SVIC) dominującą ręką przed (słupki koloru niebieskiego) i po (słupki koloru pomarańczowego) 4-tygodniowym treningu mentalnym dla mięśnia międzykostnego grzbietowego palca pierwszego (FDI) i mięśnia odwodziciela krótkiego kciuka (APB).

V 2.3. Porównanie wyników amplitudy RMS [μV] sygnału elektromiograficznego podczas relaksacji mięśni po wykonaniu chwytu kończyną niedominującą (lewą) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym

Analiza statystyczna różnic wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla ręki niedominującej nie wykazała istotnych statystycznie różnic ($p > 0.05$) (Rycina 20, 21) dla żadnego z badanych mięśni.



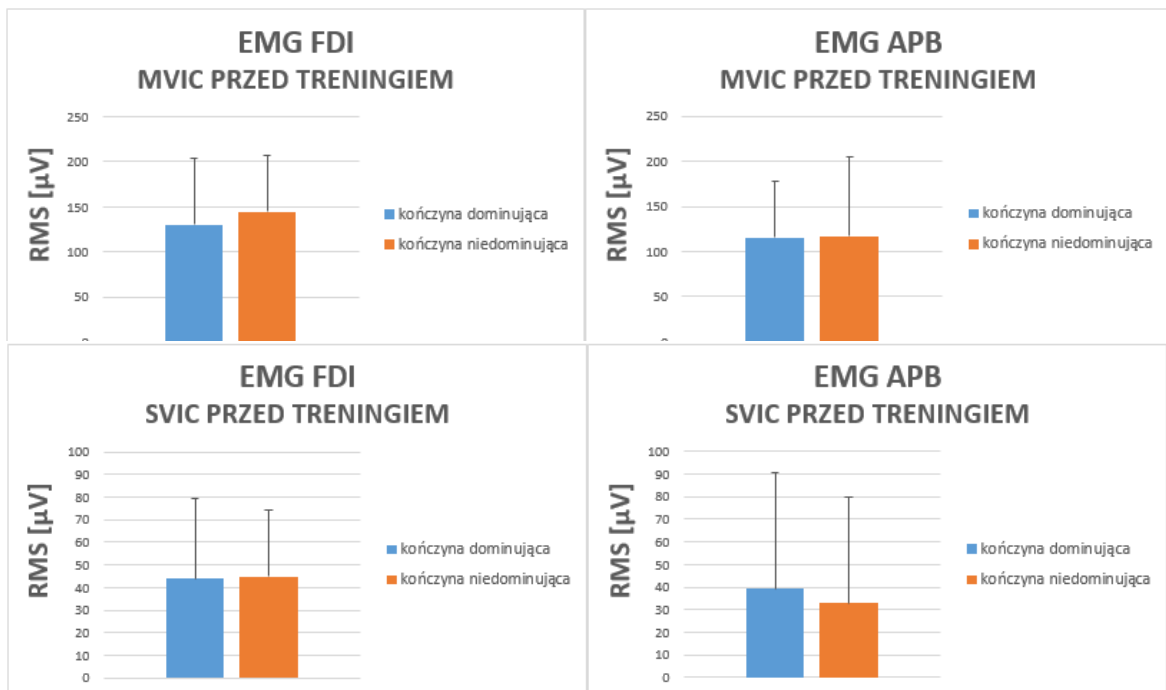
Rycina 20. Wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG wraz z odchyleniami standardowymi podczas relaksacji mięśni po wykonaniu maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (MVIC) niedominującą ręką przed (słupki koloru niebieskiego) i po (słupki koloru pomarańczowego) 4-tygodniowym treningu mentalnym dla mięśnia międzykostnego grzbietowego palca pierwszego (FDI) i mięśnia odwodziciela krótkiego kciuka (APB).



Rycina 21. Wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG wraz z odchyleniami standardowymi podczas relaksacji mięśni po wykonaniu submaksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (SVIC) niedominującą ręką przed (słupki koloru niebieskiego) i po (słupki koloru pomarańczowego) 4-tygodniowym treningu mentalnym dla mięśnia międzykostnego grzbietowego palca pierwszego (FDI) i mięśnia odwodziciela krótkiego kciuka (APB).

V 2.4. Porównanie wyników amplitudy RMS [μV] sygnału elektromiograficznego podczas relaksacji mięśni pomiędzy kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) przed treningiem mentalnym

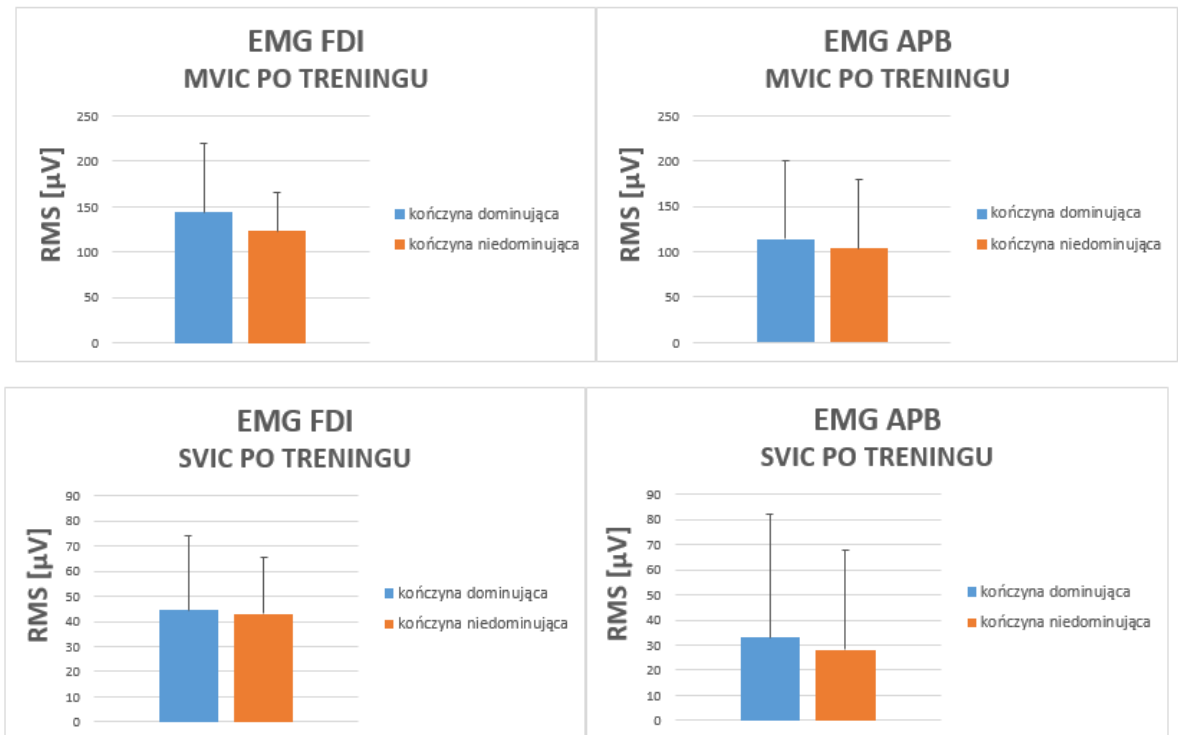
Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG przed 4-tygodniowym treningiem mentalnym dla ręki dominującej i niedominującej nie wykazała istotnych statystycznie różnic ($p>0.05$) dla żadnego z badanych mięśni (Rycina 22).



Rycina 22. Wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG wraz z odchyleniami standardowymi podczas relaksacji mięśni po wykonaniu MVIC i SVIC dominującą (słupki koloru niebieskiego) i niedominującą (słupki koloru pomarańczowego) ręką przed 4-tygodniowym treningiem mentalnym dla mięśnia międzykostnego grzbietowego palca pierwszego (FDI) i mięśnia odwodziciela krótkiego kciuka (APB).

V 2.5. Porównanie wyników amplitudy RMS [μV] sygnału elektromiograficznego podczas relaksacji mięśni pomiędzy kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) po 4-tygodniowym treningu mentalnym

Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla ręki dominującej i niedominującej nie wykazała istotnych statystycznie różnic ($p>0.05$) dla żadnego z badanych mięśni (Rycina 23).



Rycina 23. Wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG wraz z odchyleniami standardowymi podczas relaksacji mięśni po wykonaniu maksymalnego (MVIC) i submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego dominującą (słupki koloru niebieskiego) i niedominującą (słupki koloru pomarańczowego) ręką po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla mięśnia międzykostnego grzbietowego palca pierwszego (FDI) i mięśnia odwodziciela krótkiego kciuka (APB).

V 3. Analiza zapisu siły

V 3.1. Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) GLM dla pomiarów powtarzanych dla wartości momentu siły końcowej (EF) [Nm]

Przeprowadzona analiza wariancji GLM dla powtarzanych pomiarów wartości momentu siły końcowej (EF) [Nm] maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (MVIC) nie wykazała istotnego wpływu ($p > 0.05$) zarówno dla czynnika Trening $F(1;25)=1.290$, $p=0.267$, jak i Ręka $F(1;25)=4.095$, $p=0.054$. Dla porównania krzyżowego również nie zanotowano istotnego wpływu ($p > 0.05$) czynnika wewnętrznego Trening vs Ręka $F(1;25)=0.008$, $p=0.929$ (Tabela 6). Dla czynnika, dla którego test Mauchly'ego nie wykazał sferyczności analizowanych danych, do analizy statystycznej wykorzystano poprawkę Greenhouse'a-Geissera.

Tabela 6. Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) GLM (Trening PRZED vs PO, Ręka dominująca vs niedominująca) dla wartości momentu siły końcowej (EF) [Nm] po wykonaniu maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (MVIC) w funkcji chwytania.

Czynnik	F	p	η_p^2	Moc testu
Trening	F(1;25)=1.290	0.267	0.049	0.194
Ręka	F(1;25)=4.095	0.054	0.141	0.494
Trening vs Ręka	F(1;25)=0.008	0.929	0.000	0.051

p – poziom istotności statystycznej; η_p^2 – cząstkowa Eta-kwadrat

Wieloczynnikowa analiza wariancji GLM dla powtarzanych pomiarów wartości momentu siły końcowej (EF) [Nm] po wykonaniu submaksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (SVIC) nie wykazała istotnego statystycznie wpływu ($p>0.05$) dla obu czynników wewnętrznych: Trening F(1;25)=0.706, $p=0.409$; Ręka F(1;25)=3.757, $p=0.064$ oraz dla porównania krzyżowego tych czynników Trening vs Ręka F(1;25)=0.080, $p=0.780$ (Tabela 7).

Tabela 7. Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) GLM (Trening PRZED vs PO, Ręka dominująca vs niedominująca) dla wartości momentu siły końcowej (EF) [Nm] po wykonaniu submaksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (SVIC) w funkcji chwytania.

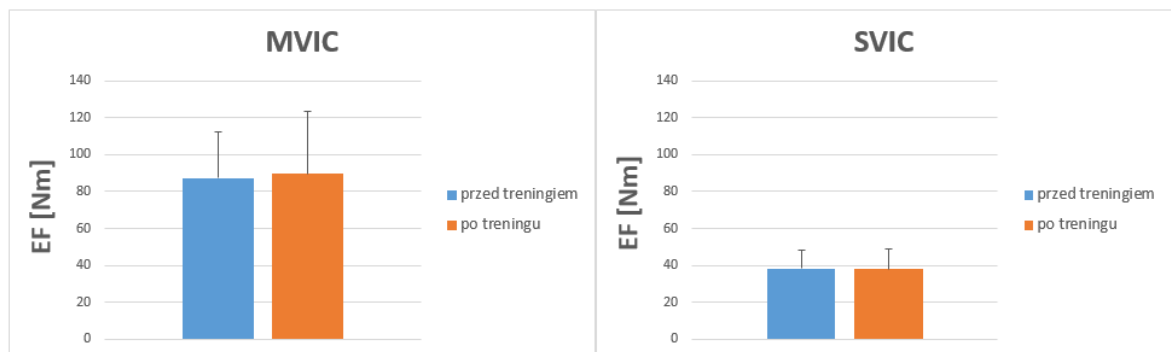
Czynnik	F	p	η_p^2	Moc testu
Trening	F(1;25)=0.706	0.409	0.027	0.128
Ręka	F(1;25)=3.757	0.064	0.131	0.462
Trening vs Ręka	F(1;25)=0.080	0.780	0.003	0.058

p – poziom istotności statystycznej; η_p^2 – cząstkowa Eta-kwadrat

Wyniki analizy statystycznej (ANOVA) nie wykazały istotnego statystycznie ($p>0.05$) wpływu treningu mentalnego na wielkość EF [Nm] po wykonaniu chwytu ręką dominującą i niedominującą po wykonaniu MVIC oraz po wykonaniu SVIC. Analiza wielkości efektu wykazała średni efekt ($\eta_p^2=0.141$; $\eta_p^2=0.131$) wpływu treningu mentalnego na wartość siły końcowej w zależności od ręki.

V 3.2. Porównanie wyników wartości siły końcowej (EF) [Nm] po wykonaniu maksymalnego (MVIC) oraz submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania dla kończyny dominującej (prawej) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym

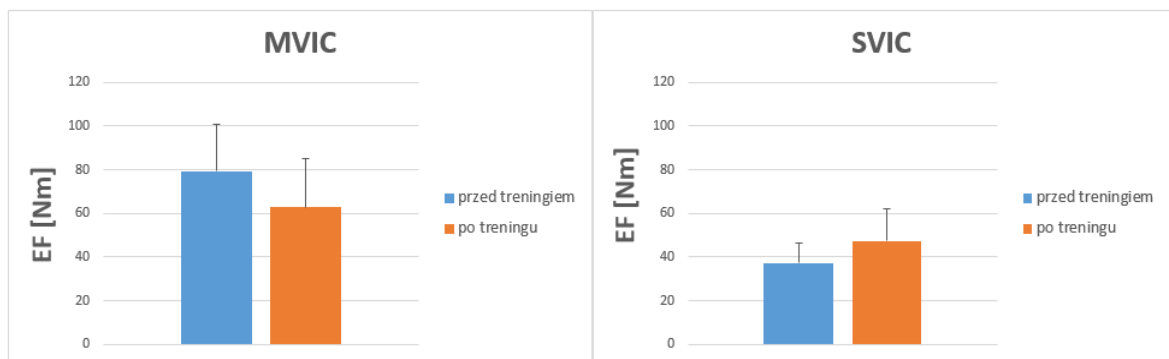
Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości siły na poziomie EF MVIC oraz na poziomie EF SVIC przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla ręki dominującej nie wykazała istotnych statystycznie różnic ($p > 0.05$) (Rycina 24).



Rycina 24. Wartości siły końcowej (EF) [Nm] wraz z odchyleniami standardowymi po wykonaniu maksymalnego (MVIC) ($p=0.310$) oraz submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego ($p=0.545$) ręką dominującą przed (słupki koloru niebieskiego) i po (słupki koloru pomarańczowego) 4-tygodniowym treningu mentalnym.

V 3.3. Porównanie wyników wartości momentu siły końcowej (EF) [Nm] po wykonaniu maksymalnego (MVIC) oraz submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania dla kończyny niedominującej (lewej) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym

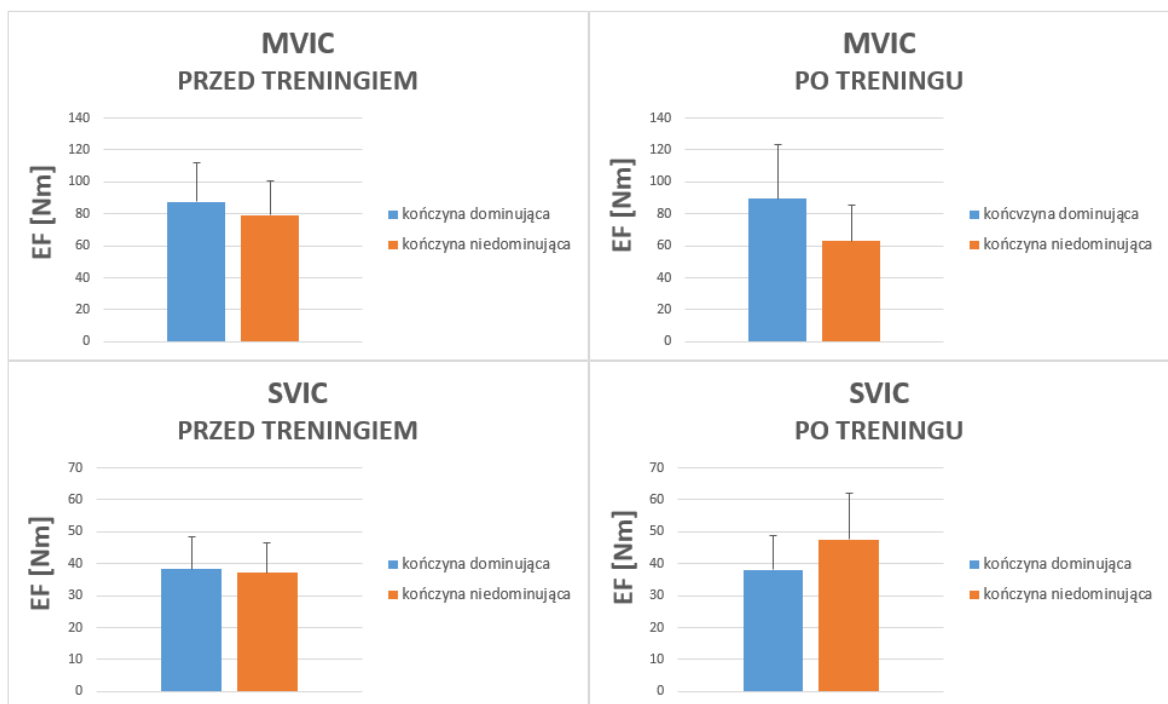
Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości EF [Nm] nie wykazała istotnych statystycznie różnic ($p > 0.05$) na poziomie MVIC oraz na poziomie SVIC przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla ręki niedominującej (Rycina 25).



Rycina 25. Wartości momentu siły końcowej (EF) [Nm] wraz z odchyleniami standardowymi po wykonaniu maksymalnego (MVIC) ($p=0.283$) oraz submaksymalnego (SVIC) ($p=0.372$) izometrycznego skurczu dowolnego niedominującą ręką przed (słupki koloru niebieskiego) i po (słupki koloru pomarańczowego) 4-tygodniowym treningu mentalnym.

V 3.4. Porównanie wyników wartości momentu siły końcowej (EF) [Nm] po wykonaniu maksymalnego (MVIC) oraz submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania pomiędzy kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym

Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości EF [Nm] przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym pomiędzy kończynami nie wykazała istotnych statystycznie różnic ($p > 0.05$) przy porównaniu wartości EF [Nm] po wykonaniu MVIC i EF [Nm] po wykonaniu SVIC przed (odpowiednio $p = 0.224$, $p = 0.243$) i po 4-tygodniowym treningu mentalnym (odpowiednio $p = 0.059$, $p = 0.059$) (Rycina 26).



Rycina 26. Wartości momentu siły (EF) [Nm] wraz z odchyleniami standardowymi po wykonaniu maksymalnego (MVIC) oraz submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego dominującą (słupki koloru niebieskiego) i niedominującą (słupki koloru pomarańczowego) ręką przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.

V 3.5. Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) GLM dla pomiarów powtarzanych dla wartości czasu trwania połowy relaksacji (PtR) [ms]

Przeprowadzona analiza wariancji GLM dla powtarzanych pomiarów wartości PtR [ms] po wykonaniu MVIC nie wykazała istotnego wpływu ($p>0.05$) zarówno czynnika Trening $F(1;24)=1.826$, $p=0.189$, jak i Ręka $F(1;24)=0.013$, $p=0.912$. Dla porównania krzyżowego również nie zanotowano istotnego wpływu ($p>0.05$) czynnika wewnętrznego Trening vs Ręka $F(1;24)=3.673$, $p=0.133$ (Tabela 8). Dla czynnika, dla którego test Mauchly'ego nie wykazał sferyczności analizowanych danych, do analizy statystycznej wykorzystano poprawkę Greenhouse'a-Geissera.

Tabela 8. Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) GLM (Trening PRZED vs PO, Ręka dominująca vs niedominująca) dla wartości czasu połowy relaksacji (PtR) [ms] po wykonaniu maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (MVIC) w funkcji chwytania.

Czynnik	F	p	η_p^2	Moc testu
Trening	$F(1;24)=1.826$	0.189	0.071	0.254
Ręka	$F(1;24)=0.013$	0.912	0.001	0.051
Trening vs Ręka	$F(1;24)=3.673$	0.067	0.133	0.452

p – poziom istotności statystycznej; η_p^2 – cząstkowa Eta-kwadrat

Wieloczynnikowa analiza wariancji GLM dla powtarzanych pomiarów wartości PtR [ms] po wykonaniu SVIC nie wykazała istotnego statystycznie wpływu ($p>0.05$) dla obu czynników wewnętrznych: Trening $F(1;24)=2.470$, $p=0.129$; Ręka $F(1;24)=3.325$, $p=0.081$ oraz dla porównania krzyżowego tych czynników Trening vs Ręka $F(1;24)=0.977$, $p=0.333$ (Tabela 9).

Tabela 9. Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) GLM (Trening PRZED vs PO, Ręka dominująca vs niedominująca) dla wartości czasu połowy relaksacji (PtR) [ms] po wykonaniu submaksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (SVIC) w funkcji chwytania.

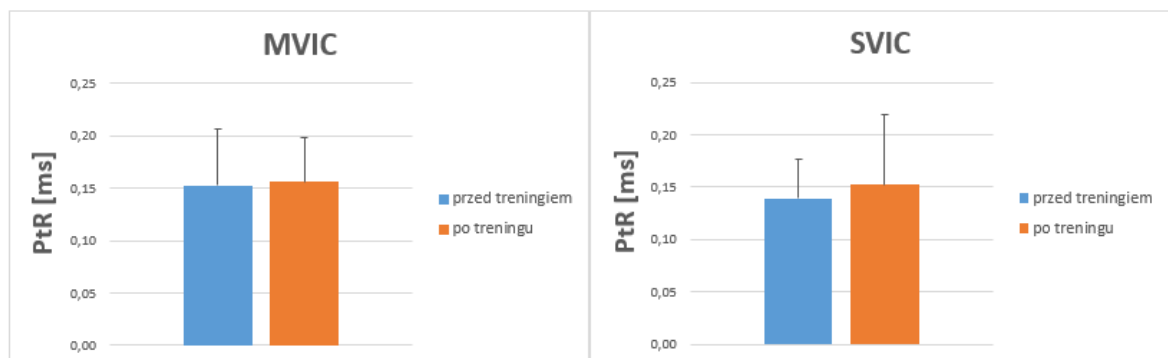
Czynnik	F	p	η_p^2	Moc testu
Trening	$F(1;24)=2.470$	0.129	0.093	0.326
Ręka	$F(1;24)=3.325$	0.081	0.122	0.417
Trening vs Ręka	$F(1;24)=0.977$	0.333	0.039	0.158

p – poziom istotności statystycznej; η_p^2 – cząstkowa Eta-kwadrat

Wyniki analizy statystycznej (ANOVA) nie wykazały istotnego statystycznie ($p>0.05$) wpływu treningu mentalnego na PtR [ms] po wykonaniu chwytu ręką dominującą i niedominującą po wykonaniu MVIC oraz po wykonaniu SVIC. Analiza wielkości efektu wykazała średni efekt ($\eta_p^2=0.133$) przy porównaniu krzyżowym dla czynnika Trening vs Ręka po wykonaniu MVIC. Z kolei po wykonaniu SVIC wykazano niski wpływ efektu czynnika Trening ($\eta_p^2=0.093$) oraz Ręka ($\eta_p^2=0.122$).

V 3.6. Porównanie wyników wartości czasu trwania połowy relaksacji (PtR) [ms] po wykonaniu maksymalnego (MVIC) oraz submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania dla kończyny dominującej (prawej) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym

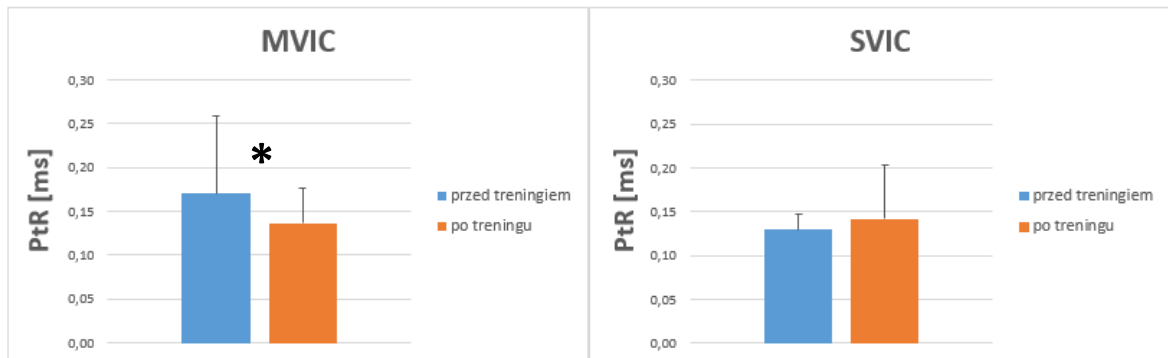
Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości PtR [ms] po wykonaniu MVIC oraz po wykonaniu SVIC przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla ręki dominującej nie wykazała istotnych statystycznie różnic ($p>0.05$) (Rycina 27).



Rycina 27. Wartości czasu połowy relaksacji (PtR) [ms] wraz z odchyleniami standardowymi po wykonaniu maksymalnego (MVIC) ($p=0.748$) oraz po wykonaniu submaksymalnego (SVIC) ($p=0.320$) izometrycznego skurczu dowolnego dominującą ręką przed (słupki koloru niebieskiego) i po (słupki koloru pomarańczowego) 4-tygodniowym treningu mentalnym.

V 3.7. Porównanie wyników wartości czasu trwania połowy relaksacji (PtR) [ms] po wykonaniu maksymalnego (MVIC) oraz submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania dla kończyny niedominującej (lewej) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym

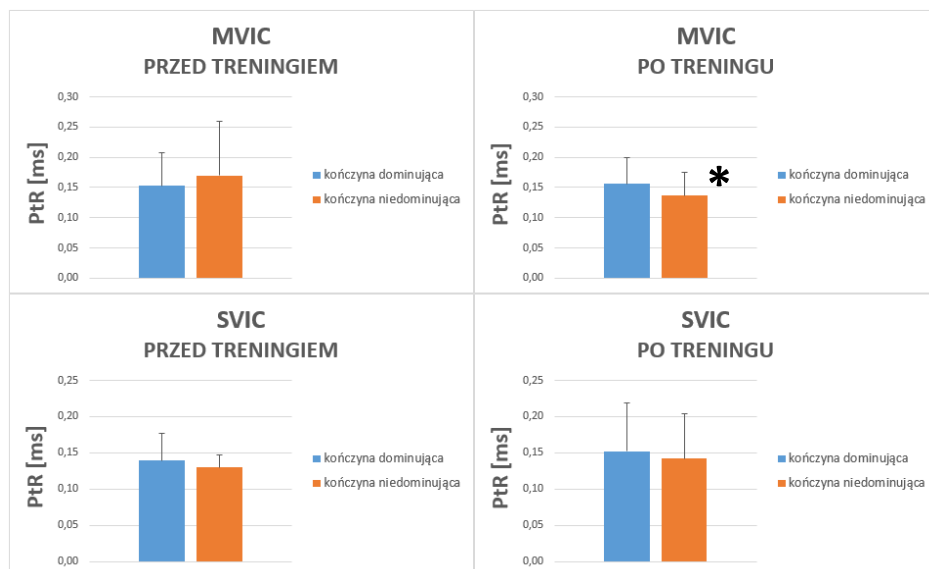
Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości PtR [ms] po wykonaniu MVIC oraz po wykonaniu SVIC przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla ręki niedominującej wykazała istotne statystycznie różnice ($p \leq 0.05$) dla PtR po wykonaniu MVIC ($p=0.011$) (Rycina 28).



Rycina 28. Wartości czasu połowy relaksacji (PtR) [ms] wraz z odchyleniami standardowymi po wykonaniu maksymalnego (MVIC) ($p=0.011$) oraz po wykonaniu submaksymalnego (SVIC) ($p=0.424$) skurczu dowolnego dominującą ręką przed (słupki koloru niebieskiego) i po (słupki koloru pomarańczowego) 4-tygodniowym treningu mentalnym. Czarną gwiazdką oznaczono istotne statystycznie ($p \leq 0.05$) różnice.

V 3.8. Porównanie wyników wartości czasu trwania połowy relaksacji (PtR) [ms] po wykonaniu maksymalnego (MVIC) oraz submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania pomiędzy kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym

Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości PtR [ms] po wykonaniu MVIC oraz po wykonaniu SVIC przed 4-tygodniowym treningiem mentalnym dla ręki dominującej i niedominującej nie wykazała istotnych statystycznie różnic ($p > 0.05$), z kolei zanotowano istotną statystycznie różnicę ($p \leq 0.05$) dla PtR [ms] po wykonaniu MVIC po zastosowanym treningu mentalnym (Rycina 29).



Rycina 29. Wartości czasu połowy relaksacji (PtR) [ms] wraz z odchyleniami standardowymi po wykonaniu maksymalnego (MVIC) oraz po wykonaniu submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego dominującą (słupki koloru niebieskiego) i niedominującą (słupki koloru pomarańczowego) ręką przed (odpowiednio $p=0.308$, $p=0.155$) i po (odpowiednio $p=0.003$, $p=0.052$) 4-tygodniowym treningu mentalnym. Czarną gwiazdką oznaczono istotne statystycznie ($p \leq 0.05$) różnice.

V 3.9. Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) GLM dla pomiarów powtarzanych dla wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms]

Przeprowadzona analiza wariancji GLM dla powtarzanych pomiarów gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] po wykonaniu maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (MVIC) wykazała istotny wpływ ($p < 0.05$) czynnika Trening $F(1;24)=5.104$, $p=0.033$, z kolei dla czynnika Ręka $F(1;24)=1.216$, $p=0.281$) nie zanotowano istotnej statystycznie różnicy ($p > 0.05$) (Tabela 10). Dla czynnika, dla którego test Mauchly'ego nie wykazał sferyczności analizowanych danych, do analizy statystycznej wykorzystano poprawkę Greenhouse'a-Geissera.

Tabela 10. Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) GLM (Trening PRZED vs PO, Ręka dominująca vs niedominująca) dla gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] w czasie po wykonaniu maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (MVIC) w funkcji chwytania.

Czynnik	F	p	η_p^2	Moc testu
Trening	$F(1;24)=5.104$	0.033	0.175	0.583
Ręka	$F(1;24)=1.216$	0.281	0.048	0.185
Trening vs Ręka	$F(1;24)=5.223$	0.031	0.179	0.592

p – poziom istotności statystycznej; η_p^2 – cząstkowa Eta-kwadrat

Wieloczynnikowa analiza wariancji GLM dla powtarzanych pomiarów gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] po wykonaniu skurczu submaksymalnego (SVIC) nie wykazała istotnego statystycznie wpływu ($p > 0.05$) dla obu czynników wewnętrznych: Trening $F(1;24)=0.253$, $p=0.620$; Ręka $F(1;24)=0.012$, $p=0.914$ oraz dla porównania krzyżowego tych czynników Trening vs Ręka $F(1;24)=1.445$, $p=0.241$ (Tabela 11).

Tabela 11. Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) GLM (Trening PRZED vs PO, Ręka dominująca vs niedominująca) dla gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] po wykonaniu submaksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (SVIC) w funkcji chwytania.

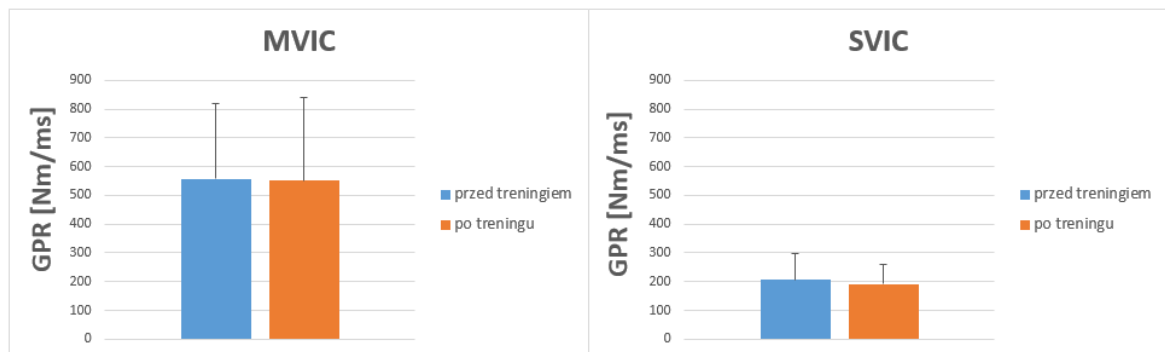
Czynnik	F	p	η_p^2	Moc testu
Trening	F(1;24)=0.253	0.620	0.010	0.077
Ręka	F(1;24)=0.012	0.914	0.012	0.051
Trening vs Ręka	F(1;24)=1.445	0.241	0.057	0.211

p – poziom istotności statystycznej; η_p^2 – cząstkowa Eta-kwadrat

Wyniki analizy statystycznej (ANOVA) wykazały istotny statystycznie ($p < 0.05$) wpływ treningu mentalnego na gradient relaksacji [Nm/ms] po wykonaniu MVIC kończyną dominującą i niedominującą. Analiza wielkości efektu wykazała średni efekt ($\eta_p^2 = 0.175$) wpływu treningu mentalnego na gradient spadku siły w czasie po wykonaniu MVIC.

V 3.10. Porównanie wyników wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] po wykonaniu maksymalnego (MVIC) i submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania dla kończyny dominującej (prawej) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym

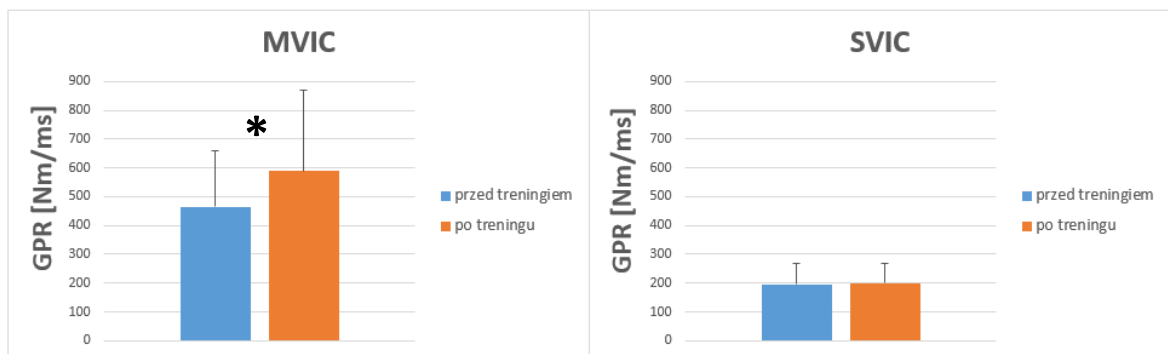
Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] po wykonaniu MVIC ($p = 0.834$) oraz po wykonaniu SVIC ($p = 0.307$) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla ręki dominującej nie wykazała istotnych statystycznie różnic ($p > 0.05$) (Rycina 30).



Rycina 30. Wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] wraz z odchyleniami standardowymi po wykonaniu maksymalnego (MVIC) oraz po wykonaniu submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania dla kończyny dominującej (prawej) przed (słupki koloru niebieskiego) i po (słupki koloru pomarańczowego) 4-tygodniowym treningu mentalnym.

V 3.11. Porównanie wyników wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] po wykonaniu maksymalnego (MVIC) i submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania dla kończyny niedominującej (lewej) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym

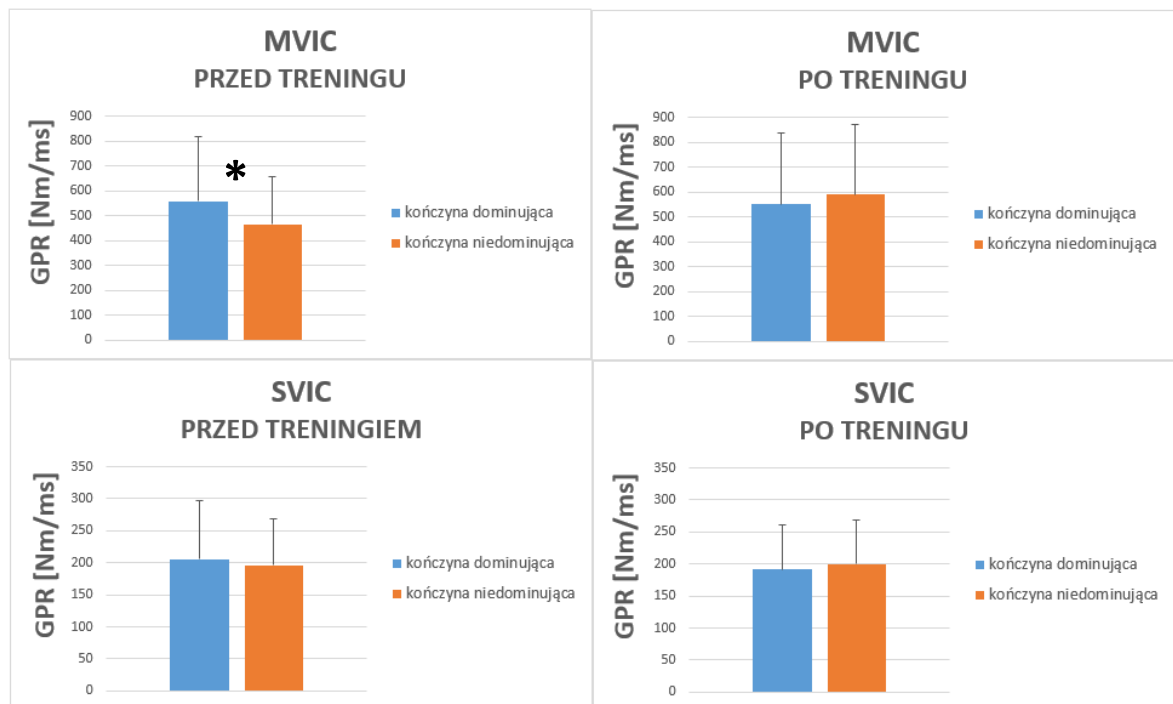
Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] po wykonaniu maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (MVIC) oraz po wykonaniu skurczu submaksymalnego (SVIC) ($p=0.563$) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla ręki niedominującej wykazała istotną statystycznie różnicę ($p<0.05$) dla wartości gradientu po wykonaniu MVIC ($p=0.009$) (Rycina 31).



Rycina 31. Wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] wraz z odchyleniami standardowymi po wykonaniu maksymalnego (MVIC) ($p=0.009$) oraz po wykonaniu submaksymalnego (SVIC) ($p=0.563$) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania dla kończyny niedominującej (lewej) przed (słupki koloru niebieskiego) i po (słupki koloru pomarańczowego) 4-tygodniowym treningu mentalnym. Czarną gwiazdką oznaczono istotne statystycznie ($p\leq 0.05$) różnice.

V 3.12. Porównanie wyników wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] po wykonaniu maksymalnego (MVIC) i submaksymalnego (SVIC) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania pomiędzy kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym

Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] po wykonaniu MVIC oraz po wykonaniu SVIC przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla ręki dominującej i niedominującej wykazała istotną statystycznie różnicę ($p < 0.05$) dla wartości gradientu po wykonaniu MVIC przed zastosowaniem treningu mentalnego ($p = 0.05$). Dla pozostałych wartości nie uzyskano istotnych statystycznie różnic ($p > 0.05$) (Rycina 32).



Rycina 32. Wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] wraz z odchyleniami standardowymi po wykonaniu maksymalnego (MVIC) ($p = 0.009$) oraz po wykonaniu submaksymalnego (SVIC) ($p = 0.563$) izometrycznego skurczu dowolnego w funkcji chwytania dla kończyny dominującej (prawej) (słupki koloru niebieskiego) i niedominującej (lewiej) (słupki koloru pomarańczowego) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym. Czarną gwiazdką oznaczono istotne statystycznie ($p \leq 0.05$) różnice.

VII WNIOSKI

1. Amplituda sygnału EEG podczas relaksacji po wykonanym chwycie kończyną dominującą była niższa na półkuli kontralateralnej (nad obszarem przed-dodatkowej kory ruchowej) i wyższa na półkuli ipsilateralnej (nad obszarami kory wzrokowej, tylnej kory ciemieniowej, kory czuciowo-ruchowej oraz pierwotnej kory ruchowej) po zastosowaniu treningu mentalnego. Dla kończyny niedominującej była niższa na półkuli kontralateralnej (nad obszarem kory przedruchowej) i ipsilateralnej (nad obszarami pierwotnej kory ruchowej oraz dodatkowej kory ruchowej).
2. Nie zaobserwowano zmian wartości amplitud sygnału EMG mięśni międzykostnego grzbietowego palca pierwszego i odwodziciela krótkiego kciuka podczas relaksacji w skurczu maksymalnym i submaksymalnym po czterech tygodniach treningu mentalnego dla kończyny dominującej oraz niedominującej.
3. Zaobserwowano istotne skrócenie czasu połowy relaksacji oraz wyższy gradient połowy relaksacji w maksymalnym izometrycznym skurczu dowolnym po czterotygodniowym treningu mentalnym dla kończyny niedominującej. Dla kończyny dominującej nie zaobserwowano istotnych zmian w obu parametrach po treningu.

VIII PIŚMIENNICTWO

1. Bellelli G, Buccino G, Bernardini B, Padovani A, Trabucchi M. Action observation treatment improves recovery of postsurgical orthopedic patients: evidence for a top-down effect? *Arch Phys Med Rehabil* 2010, 91(10): 1489-1494.
2. Butler AJ, Page SJ. Mental practice with motor imagery: evidence for motor recovery and cortical reorganization after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2006, 87(12 Suppl 2): 2-11.
3. Caligiore D, Mustile M, Spalletta G, Baldassarre G. Action observation and motor imagery for rehabilitation in Parkinson's disease: A systematic review and an integrative hypothesis. *Neurosci Biobehav Rev* 2017, 72: 210-222.
4. Decety J. The neurophysiological basis of motor imagery. *Behav Brain Res* 1996, 77(1-2): 45-52.
5. Decety J, Grèzes J. The power of simulation: imagining one's own and other's behavior. *Brain Res* 2006, 24(1): 4-14.
6. Decety J, Jeannerod M, Prablanc C. The timing of mentally represented actions. *Behav Brain Res* 1989, 34(1-2): 35-42.
7. Deiber MP, Ibañez V, Honda M, Sadato N, Raman R, Hallett M. Cerebral processes related to visuomotor imagery and generation of simple finger movements studied with positron emission tomography. *Neuroimage* 1998, 7(2): 73-85.
8. Dominey P, Decety J, Broussolle E, Chazot G, Jeannerod M. Motor imagery of a lateralized sequential task is asymmetrically slowed in hemi-Parkinson's patients. *Neuropsychologia* 1995, 33(6): 727-741.
9. Drost G, Stegeman DF, van Engelen BG, Zwarts MJ. Clinical applications of high-density surface EMG: a systematic review. *J Electromyogr Kinesiol* 2006, 16(6): 586-602.
10. Edelman BJ, Baxter B, He B. EEG source imaging enhances the decoding of complex right-hand motor imagery tasks. *IEEE Trans Biomed Eng* 2016, 63(1): 4-14.
11. Grafton ST, Arbib MA, Fadiga L, Rizzolatti G. Localization of grasp representations in humans by positron emission tomography. 2. Observation compared with imagination. *Exp Brain Res* 1996, 112(1): 103-111.
12. Gregg M, Hall C, Butler A. The MIQ-RS: A suitable option for examining movement imagery ability. *eCAM* 2010, 7(2): 249-257.
13. Guillot A, Collet C, Nguyen VA, Malouin F, Richards C, Doyon J. Brain activity during visual versus kinesthetic imagery: an fMRI study. *Hum Brain Mapp* 2009, 30: 2157-2172.

14. 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.
15. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000, 10(5): 361-374.
16. Jaskólska A. Przebieg zmian narastania siły i relaksacji u ludzi po wysiłkach o różnej charakterystyce. Akademia Wychowania Fizycznego im. Eugeniusza Piaseckiego w Poznaniu 1998, Monografie Nr 326.
17. Jeannerod M. The hand and the object: the role of posterior parietal cortex in forming motor representations. *Can J Physiol Pharmacol* 1994, 72(5): 535-541.
18. Jeannerod M. Mental imagery in the motor context. *Neuropsych* 1995, 33: 1419-1432.
19. Kato K, Kanosue K. Corticospinal excitability for hand muscles during motor imagery of foot changes with imagined force level. *PLoS One* 2017, 12(9): e0185547.
20. Kato K, Vogt T, Kanosue K. Brain Activity Underlying Muscle Relaxation. *Front Physiol* 2019, 10: 1457.
21. Kim YK, Park E, Lee A, Im CH, Kim YH. Changes in network connectivity during motor imagery and execution. *PLoS One* 2018, 13(1): e0190715.
22. Kisiel-Sajewicz K. Korowe i mięśniowe sygnały bioelektryczne podczas aktywacji i deaktywacji mięśnia czworogłowego uda w zależności od gradientu narastania siły i relaksacji. *Studia i monografie Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu*, Nr 107, AWF Wrocław 2012.
23. 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* 2020, 21(1): 682.
24. Kornhuber HH, Deecke L. Hirnpotentialaenderungen bei willkuerbewegungen und passive bewegungen des menschen: Bereitschaftspotential und reafferente potentiale (Changes in the brain potential in voluntary movements and passive movements in man: Readiness potential and reafferent potentials). *Pflugers Arch Gesamte Physiol Menschen Tiere* 1965, 284: 1-17.
25. Kosslyn SM, Thomson WL, Ganis G. *The case for mental imagery*. 2006, New York: Oxford University Press.

26. Kurzynski M, Jaskolska A, Marusiak J, Wolczowski A, Bierut P, Szumowski L, Witkowski J, Kisiel-Sajewicz K. Computer-aided training sensorimotor cortex functions in humans before the upper limb transplantation using virtual reality and sensory feedback. *Comput Biol Med* 2017, 87: 311-321.
27. Kutas M, Donchin E. Preparation to respond as manifested by movement-related brain potentials. *Brain Res* 1980, 202(1): 95-115.
28. Li F, Zhang T, Li BJ, Zhang W, Zhao J, Song LP. Motor imagery training induces changes in brain neural networks in stroke patients. *Neural Regen Res* 2018, 13(10): 1771-1781.
29. Lotze M, Halsband U. Motor Imagery. *J Physiol Paris* 2006, 99 (4-6): 386-395.
30. Mencil J, Jaskólska A, Marusiak J, Kamiński Ł, Kurzyński M, Wołczowski A, Jaskólski A, Kisiel-Sajewicz K. Motor imagery training of reaching-to-grasp movement supplemented by virtual environment in an individual with congenital bilateral tranverse upper-limb deficiency. *Front Psychol* 2021, 12: 638780.
31. Miles J, Shevlin M. Applying Regression and Correlation. *Journal of the Royal Statistical Society. Series D (The Statistician)* 2001, 50(4).
32. Mizuguchi N, Nakata H, Hayashi T, Sakamoto M, Muraoka T, Uchida Y, Kanosue K. Brain activity during motor imagery of an action with an object: a functional magnetic resonance imaging study. *Neurosci Res* 2013, 76(3): 150-155.
33. Mizuguchi N, Sakamoto M, Muraoka T, Kanosue K. Influence of touching an object on corticospinal excitability during motor imagery. *Exp Brain Res* 2009, 196(4): 529-535.
34. Motawar B, Hur P, Stinear J, Seo NJ. Contribution of intracortical inhibition in voluntary muscle relaxation. *Exp Brain Res* 2012, 221(3): 299-308.
35. Mulder T. Motor imagery and action observation: cognitive tools for rehabilitation. *J Neural Transm* 2007, 114: 1265-1278.
36. Munzert J, Zentgraf K. Motor imagery and its implications for understanding the motor system. *Prog Brain Res* 2009, 174: 219-229.
37. Naito E, Kochiyama T, Kitada R, Nakamura S, Matsumura M, Yonekura Y, Sadato N. Internally simulated movement sensations during motor imagery activate cortical motor areas and the cerebellum. *J Neurosci* 2002, 22(9): 3683-3691.
38. Ohtaka C, Fujiwara M. Control strategies for accurate force generation and relaxation. *Percept Mot Skills* 2016, 123(2): 489-507.
39. Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh Inventory. *Neuropsych* 1971, 9: 97-113.

40. 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.
41. Pilgramm S, Haas B, Helm F, Zentgraf K, Stark R, Munzert J, Krüger B. Motor imagery of hand actions: decoding the content of motor imagery from brain activity in frontal and parietal motor areas. *Hum Brain Mapp* 2016, 37 (1): 81-93.
42. Ramachandran VS, Altschuler EL. The use of visual feedback, in particular mirror visual feedback, in restoring brain function. *Brain* 2009, 132(Pt 7): 1693-1710.
43. Reed CL. Chronometric comparisons of imagery to action: visualizing versus physically performing springboard dives. *Mem Cognit* 2002, 30(8): 1169-1178.
44. Roland PE. Quantitative assessment of cortical motor dysfunction by measurement of the regional cerebral blood flow. *Scand J Rehabil Med Suppl* 1980, 7: 27-41.
45. Roth M, Decety J, Raybaudi M, Massarelli R, Delon-Martin C, Segebarth C, Morand S, Gemignani A, Décorps M, Jeannerod M. Possible involvement of primary motor cortex in mentally simulated movement: a functional magnetic resonance imaging study. *Neuroreport* 1996, 7(7): 1280-1284.
46. Rothwell JC, Higuchi K, Obeso JA. The offset cortical potential: an electrical correlate of movement inhibition in man. *Mov Disord* 1998, 13(2): 330-335.
47. 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.
48. Seitz RJ, Freund HJ. Plasticity of the human motor cortex. *Adv Neurol* 1997, 73:321-333.
49. Shibasaki H, Hallett M. What is the Bereitschaftspotential? *Clin Neurophysiol* 2006, 117(11): 2341-2356.
50. Siemionow V, Yue GH, Ranganathan VK, Liu JZ, Sahgal V. Relationship between motor activity-related cortical potential and voluntary muscle activation. *Experimental Brain Research* 2000, 133: 303–311.
51. Spraker MB, Corcos DM, Vaillancourt DE. Cortical and subcortical mechanisms for precisely controlled force generation and force relaxation. *Cereb Cortex* 2009, 19(11): 2640-2650.
52. Stephan KM, Fink GR, Passingham RE, Silbersweig D, Ceballos-Baumann AO, Frith CD, Frackowiak RSJ. Functional anatomy of the mental representation of upper extremity movements in healthy subjects. *J Neurophysiol* 1995, 73(1): 373-386.

53. Sugawara K, Tanabe S, Suzuki T, Higashi T. Effect of neuromuscular electrical stimulation on motor cortex excitability upon release of tonic muscle contraction. *Somatosens Mot Res* 2016a, 33(3-4): 161-168.
54. Sugawara K, Tanabe S, Suzuki T, Saitoh K, Higashi T. Modification of motor cortex excitability during muscle relaxation in motor learning. *Behav Brain Res* 2016b, 296: 78-84.
55. Suzuki T, Sugawara K, Ogahara K, Higashi T. Time course of corticospinal excitability and intracortical inhibition just before muscle relaxation. *Front Hum Neurosci* 2016, 10:1.
56. Suzuki T, Sugawara K, Takagi M, Higashi T. Excitability changes in primary motor cortex just prior to voluntary muscle relaxation. *J Neurophysiol* 2015, 113(1): 110-115.
57. Terada K, Ikeda A, Yazawa S, Nagamine T, Shibasaki H. Movement-related cortical potentials associated with voluntary relaxation of foot muscles. *Clin Neurophysiol* 1999, 110(3): 397-403.
58. Toma K, Honda M, Hanakawa T, Okada T, Fukuyama H, Ikeda A, Nishizawa S, Konishi J, Shibasaki H. Activities of the primary and supplementary motor areas increase in preparation and execution of voluntary muscle relaxation: an event-related fMRI study. *J Neurosci* 1999, 19(9): 3527-3534.
59. Vry MS, Saur D, Rijntjes M, Umarova R, Kellmeyer P, Schnell S, Glauche V, Hamzei F, Weiller C. Ventral and dorsal fiber systems for imagined and executed movement. *Exp Brain Res* 2012, 219(2): 203-216.
60. White A, Hardy L. Use of different imagery perspectives on the learning and performance of different motor skills. *Br J Psychol* 1995, 86(Pt 2): 169-180.
61. Yazawa S, Ikeda A, Kunieda T, Mima T, Nagamine T, Ohara S, Terada K, Taki W, Kimura J, Shibasaki H. Human supplementary motor area is active in preparation for both voluntary muscle relaxation and contraction: subdural recording of Bereitschaftspotential. *Neurosci Lett* 1998, 244(3): 145-148.