

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
IM. POLSKICH OLIMPIJCZYKÓW
WE WROCŁAWIU

Magdalena Siemiatycka

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

Promotor:

prof. dr hab. Katarzyna Kisiel-Sajewicz

WROCŁAW 2024

Spis treści

WYKAZ SKRÓTÓW	7
I WSTĘP.....	13
I 1. Wyobrażenie motoryczne jako podstawa treningu mentalnego.....	13
I 2. Trening wyobrażeniowy w praktyce fizjoterapeutycznej.....	15
I 3. Ośrodkowe i obwodowe mechanizmy relaksacji mięśni szkieletowych.....	16
I 4. Elektroencefalografia (EEG) – potencjał korowy związany ze zdarzeniem ruchowym MRCP.....	21
I 5. Elektromiografia (EMG).....	22
II CEL PRACY	25
III HIPOTEZY BADAWCZE.....	25
IV MATERIAŁ I METODY BADAWCZE.....	26
IV 1. Osoby badane.....	26
IV 2. Trening mentalny wyobrażenia ruchu sięgania i chwytania.....	28
IV 3. Protokół badań.....	34
IV 4. Rejestracja sygnału EEG.....	36
IV 5. Rejestracja sygnału EMG.....	37
IV 6. Procedura badawcza.....	37
IV 7. Analiza sygnału EEG.....	40
IV 8. Analiza sygnału EMG.....	43
IV 9. Analiza zapisu siły w czasie.....	44
IV 10. Metody statystyczne.....	46

V WYNIKI.....	47
V 1. Analiza amplitudy sygnału EEG.....	47
V 1.1. Wyniki analizy potencjału korowego (MRCP) [μ V] związanego z relaksacją mięśni przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	47
V 1.2. Porównanie wyników amplitudy potencjału korowego (MRCP) [μ V] związanego z relaksacją mięśni po wykonaniu chwytu kończyną dominującą (prawą) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	53
V 1.3. Porównanie wyników amplitudy potencjału korowego (MRCP) [μ V] związanego z relaksacją mięśni po wykonaniu chwytu kończyną niedominującą (lewą) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	55
V 1.4. Porównanie wyników amplitudy potencjału korowego (MRCP) [μ V] związanego z relaksacją mięśni pomiędzy kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) dla elektrod zlokalizowanych po stronie kontra- i ipsilateralnej półkul mózgu przed treningiem mentalnym.....	56
V 1.5. Porównanie wyników amplitudy potencjału korowego (MRCP) [μ V] 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.....	58
V 2. Analiza amplitudy sygnału EMG.....	60
V 2.1. Wyniki analizy amplitudy RMS [μ V] sygnału EMG podczas relaksacji przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	60
V 2.2. Porównanie wyników amplitudy RMS [μ V] sygnału EMG podczas relaksacji mięśni po wykonaniu chwytu kończyną dominującą (prawą) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym.....	63

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.....	64
V 2.4. Porównanie wyników amplitudy RMS [μV] sygnału EMG podczas relaksacji mięśni pomiędzy kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) przed treningiem mentalnym.....	66
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.....	67
V 3. Analiza zapisu siły.....	68
V 3.1. Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) GLM dla pomiarów powtarzanych dla wartości momentu siły końcowej (EF) [Nm].....	68
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.....	70
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.....	71
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.....	72
V 3.5. Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) GLM dla pomiarów powtarzanych dla wartości czasu trwania połowy relaksacji (PtR) [ms].....	73

- 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.....75
- 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.....76
- 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.....77
- V 3.9. Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) GLM dla pomiarów powtarzanych dla wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms].....78
- 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.....80
- 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.....81
- 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.....82

VI DYSKUSJA.....	83
VI 1. Wpływ 4-tygodniowego treningu mentalnego na ośrodkowe mechanizmy relaksacji mięśni szkieletowych kończyny dominującej.....	85
VI 2. Wpływ 4-tygodniowego treningu mentalnego na ośrodkowe mechanizmy relaksacji mięśni szkieletowych kończyny niedominującej.....	92
VI 3. Ośrodkowe mechanizmy relaksacji mięśni szkieletowych kończyny dominującej i niedominującej przed i po zastosowaniu 4-tygodniowego treningu mentalnego.....	95
VI 4. Wpływ 4-tygodniowego treningu mentalnego na czynność bioelektryczną mięśni szkieletowych podczas relaksacji.....	98
VI 5. Wpływ 4-tygodniowego treningu mentalnego na obwodowe mechanizmy relaksacji mięśni oceniane poprzez analizę czasu połowy relaksacji oraz gradientu połowy relaksacji w warunkach skurczu maksymalnego oraz submaksymalnego.....	101
VI 6. Ograniczenia przeprowadzonych badań.....	106
VII WNIOSKI.....	108
VIII PIŚMIENNICTWO.....	109
STRESZCZENIE.....	129
ABSTRACT.....	132
SPIS RYCIN.....	135
SPIS TABEL.....	143

WYKAZ SKRÓTÓW

ACC	ang. <i>anterior cingulate cortex</i> , przedni zakręt kory obręczy
APB	łac. <i>musculus abductor pollicis brevis</i> , mięsień odwodziciel krótki kciuka
BMI	ang. <i>body mass index</i> , wskaźnik masy ciała
BOLD	ang. <i>blood oxygen level-dependent</i> , sygnał odbierany z aktywnych rejonów mózgu i przekładany na obraz funkcjonalnego rezonansu magnetycznego określający stopień utlenowania krwi
BP	niem. <i>Bereitschaftspotential</i>
CAIT	ang. <i>computer-aided imagery training</i> , trening wyobrazeniowy wspomagany komputerowo
cMI	ang. <i>contralateral primary motor cortex</i> , kontralateralna pierwszorzędowa kora ruchowa
CMS	ang. <i>common mode sense</i> , czynna elektroda funkcyjna elektroencefalografii
deoksy-Hb	ang. <i>deoxy-hemoglobine</i> , deoksyhemoglobina
DLPFC	ang. <i>dorsolateral prefrontal cortex</i> , grzbietowo-boczna kora przedczołowa
DRL	ang. <i>driven right leg</i> , pasywna elektroda funkcyjna elektroencefalografii
EEG	ang. <i>electroencephalography</i> , elektroencefalografia
EF	ang. <i>end force</i> , siła końcowa
EHI	ang. <i>Edinburgh handedness inventory</i> , Edynburska skala ręczności
EMG	ang. <i>electromyography</i> , elektromiografia

EMI	ang. <i>external motor imagery</i> , zewnętrzne wyobrażenie motoryczne
EPSP	ang. <i>excitatory postsynaptic potential</i> , postsynaptyczny potencjał pobudzający
ERD	ang. <i>event-related desynchronization</i> , parametr desynchronizacji związany ze zdarzeniem charakteryzujący amplitudę sygnału elektroencefalograficznego
ERS	ang. <i>event-related synchronization</i> , parametr synchronizacji związany ze zdarzeniem charakteryzujący amplitudę sygnału elektroencefalograficznego
FDI	łac. <i>musculus interossei dorsales</i> , mięsień międzykostny grzbietowy palca pierwszego
FF	ang. <i>fast fatigable</i> , jednostki motoryczne szybko kurczliwe męczące się
fMRI	ang. <i>functional magnetic resonance imaging</i> , funkcjonalne obrazowanie mózgu metodą rezonansu magnetycznego
fNIRS	ang. <i>functional near-infrared spectroscopy</i> , funkcjonalna spektroskopia bliskiej podczerwieni
FR	ang. <i>fast resistance</i> , jednostki motoryczne szybko kurczliwe, odporne na zmęczenie
GLM	ang. <i>general linear model</i> , ogólny model liniowy
GPR	gradient połowy relaksacji
HF	ang. <i>high-pass filter</i> , filtr górnoprzepustowy
ICA	ang. <i>independent component analysis</i> , analiza składowych niezależnych
IFC	ang. <i>inferior frontal cortex</i> , dolna kora czołowa

iM1	ang. <i>ipsilateral primary motor cortex</i> , ipsilateralna pierwszorzędowa kora ruchowa
IMI	ang. <i>internal motor imagery</i> , wewnętrzne wyobrażenie motoryczne
iS1	ang. <i>ipsilateral primary sensorimotor cortex</i> , ipsilateralna pierwszorzędowa kora czuciowa
LF	ang. <i>low-pass filter</i> , filtr dolnoprzepustowy
M	ang. <i>mean</i> , średnia
M1	ang. <i>primary motor cortex</i> , pierwszorzędowa kora ruchowa
ME	ang. <i>motor execution</i> , wykonanie ruchu
MEG	ang. <i>magnetoencefalopgrahy</i> , magnetoencefalografia
MEP	ang. <i>motor-evoked potential</i> , ruchowy potencjał wywołany na skutek przezczaszkowej stymulacji magnetycznej
MI	ang. <i>motor imagery</i> , wyobrażenie mentalne ruchu
MIP	ang. <i>motor imagery practice</i> , praktyka wyobrażenia ruchowego
MIQ-RS	ang. <i>Movement Imagery Questionnaire-Revised Second version</i> , nazwa użytego Kwestionariusza Wyobrażenia Ruchu (jego drugiej, zmodyfikowanej wersji)
MRCP	ang. <i>motor-related cortical potential</i> , parametr pozwalający scharakteryzować amplitudę sygnału EEG potencjału pochodzenia endogennego o nazwie korowego potencjału związanego ze zdarzeniem ruchowym, który wykorzystano do scharakteryzowania sygnału EEG podczas relaksacji mięśni szkieletowych
MT	ang. <i>mental training</i> , trening mentalny wyobrażenia ruchu
MU	ang. <i>motor unit</i> , jednostka motoryczna

MUs	ang. <i>motor units</i> , jednostki motoryczne
MVC	ang. <i>maximal voluntary contraction</i> , maksymalny skurcz dowolny
MVIC	ang. <i>maximal voluntary isometric contraction</i> , maksymalny izometryczny skurcz dowolny
NF	ang. <i>notch filter</i> , filtr wycinający
OUN	Ośrodkowy Układ Nerwowy
oksy-Hb	ang. <i>oxy-hemoglobine</i> , oksyhemoglobina
PD	ang. <i>Parkinson's disease</i> , choroba Parkinsona
PET	ang. <i>positron emission tomography</i> , pozytronowa tomografia emisyjna
PETTLEP	ang. <i>Physical, Environment, Timing, Task, Learning, Emotion, Perspective</i> , nazwa rekomendowanego schematu metodycznych aspektów treningu mentalnego, którego nazwa pochodzi od pierwszych liter anglojęzycznych słów oznaczających kolejno aspekt fizyczny, otoczenie, parametry czasowe, zadanie, uczenie się, emocje, perspektywę
PM	ang. <i>premotor cortex</i> , kora przedruchowa
PMd	ang. <i>dorsal premotor cortex</i> , część brzuszna przedruchowej kory mózgu
PMv	ang. <i>ventral premotor cortex</i> , część grzbietowa przedruchowej kory mózgu
PPC	ang. <i>posterior parietal cortex</i> , tylna część kory ciemieniowej
pre-SMA	ang. <i>pre-supplementary motor area</i> , przed-dodatkowa kora ruchowa
PtR	czas połowy relaksacji

RMS	ang. <i>root mean square</i> , parameter charakteryzujący amplitudę elektromiogramu pochodzący od pierwszych liter anglojęzycznych słów, które oznaczają działania matematyczne wykorzystywane do jego obliczenia
RP	ang. <i>readiness potential</i> , składowa potencjału MRCP o nazwie potencjał gotowości
rTMS	ang. <i>repetitive TMS</i> , powtarzany impuls magnetyczny z nadaną częstotliwością wykorzystywany w przezczaszkowej stymulacji magnetycznej
S	ang. <i>slow</i> , jednostki motoryczne wolnokurczliwe
S1	ang. <i>primary somatosensory cortex</i> , pierwszorzędowa kora czuciowa
S2	ang. <i>secondary somatosensory cortex</i> , drugorzędowa kora czuciowa
SD	ang. <i>standard deviation</i> , odchylenie standardowe
sEMG	ang. <i>surface electromyography</i> , elektromiografia powierzchniowa
SENIAM	ang. <i>Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i> , wytyczne Towarzystwa ds. elektromiografii powierzchniowej
SESJA PRZED	sesja pomiarowa przed treningiem mentalnym ruchu sięgania i chwytania książki
SESJA PO	sesja pomiarowa po 4-tygodniowym treningu mentalnym ruchu sięgania i chwytania książki
SICI	ang. <i>short-interval intracortical inhibition</i> , krótkookresowe hamowanie wewnątrzkorowe
SMA	ang. <i>supplementary motor area</i> , dodatkowa kora ruchowa
SR	ang. <i>sarcoplasmic reticulum</i> , siateczka sarkoplazmatyczna

SVIC	ang. <i>submaximal voluntary isometric contraction</i> , submaksymalny izometryczny skurcz dowolny
TMS	ang. <i>transcranial magnetic stimulation</i> , przezczaszkowa stymulacja magnetyczna

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). MI jest zjawiskiem wielopłaszczyznowym, całkowicie subiektywnym i może mieć różne cechy, takie jak wzrokowe, dotykowe, proprioceptywne i ruchowe (Zabicki i wsp., 2019). Wyobrażenia ruchowego można doświadczać na dwa sposoby (perspektywy). Perspektywa pierwszoosobowa (ang. *internal motor imagery*, IMI; tzw. wyobrażenie „wewnętrzne”), która ma opierać się na przetwarzaniu informacji motoryczno-kinestetycznych, oraz perspektywa trzecioosobowa (ang. *external motor imagery*, EMI), która polega bardziej na przetwarzaniu wizualno-przestrzennym (Decety, 1996). IMI obejmuje głównie kinestetyczną (ruchowo-kinestetyczną) reprezentację wykonania zadania. Oznacza to, że osoba „czuje” wykonanie wyobrażonej czynności, niezależnie czy obejmuje ono całe ciało (np. bieg), czy ogranicza się jedynie do konkretnej części ciała (np. pisanie czy wskazywanie celu) (Jeannerod, 1995). EMI oparta jest z kolei na przetwarzaniu wzrokowo-przestrzennym. 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 IMI przewyższa wyobrażenie 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 wyobrażenia 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 korowo-rdzeniowego. 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 mózdzek 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. Podczas wizualizacji skurczu mięśnia szkieletowego aktywność mózgu w obszarach M1 i SMA wzrasta w zbliżony sposób do rzeczywistego wykonywania zadania motorycznego (Hanakawa i wsp., 2003; Mizuguchi i wsp., 2013). Z kolei, Stephan i wsp. (1995) w swoich badaniach wykazali, że MI aktywuje inne obszary niż wykonanie ruchu (ang. *motor execution*, ME) w obrębie SMA, co potwierdzili również Gerardin i wsp. (2000). Podczas, gdy pre-SMA bierze udział w selekcji ruchu i jego przygotowaniu, tylne jej części są aktywowane podczas rzeczywistego przygotowania i wykonania ruchu (Deiber i wsp., 1998).

I 2. Trening wyobraźniowy w praktyce fizjoterapeutycznej

W ciągu ostatnich lat trening mentalny okazał się obiecującą techniką poprawiającą sprawność motoryczną osób z deficytami ruchowymi, a badania licznych autorów (m.in. Braun i wsp., 2006; Sharma i wsp., 2006) sugerują, że trening wyobraźniowy stanowi potencjalną technikę do usprawniania ruchowego, nawet kilka lat po uszkodzeniu ośrodkowego układu nerwowego (OUN). Najnowsze podejścia fizjoterapeutyczne opierają się na praktyce umysłowej stosowanej w MI (zwanej „praktyką wyobrażenia ruchowego”; ang. *motor imagery practice*, MIP). Główna różnica pomiędzy MI i MIP polega na tym, że podczas gdy MI jest tylko kognitywnym procesem wyobrażania ruchu, MIP polega na powtarzaniu danego wyobrażenia ruchu w celu poprawy czy też doskonalenia wykonania rzeczywistego tego ruchu (Caligore i wsp., 2017).

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; Caligore 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.

Liczne badania (Zijdewind i wsp., 2003; Ranganathan i wsp., 2004; Sidaway i Trzaska, 2005) dostarczają dowodów na to, że trening mentalny może poprawiać siłę mięśniową, co może mieć znaczące zastosowanie w fizjoterapii, ponieważ wiele osób starszych czy też pacjentów z dysfunkcjami układu nerwowego lub mięśniowego, u których trudno jest zastosować trening siłowy, może wzmocnić siłę swoich mięśni za pomocą treningu mentalnego. Badania Yue i Cole (1992) wykazały, że głównym mechanizmem leżącym u podstaw przyrostu siły wywołanego MT są adaptacje zachodzące w OUN. Zaobserwowali oni, że po czterech tygodniach stosowania MT siła odwodzenia małego palca ręki wzrosła, co potwierdzili zanotowanym wzrostem sygnału elektromiograficznego (ang. *electromyography*, EMG). Z kolei Ranganathan i wsp. (2004) w swoim eksperymencie wykazali indukowany treningiem MT wzrost siły, który towarzyszył podwyższeniu sygnału korowego bezpośrednio związanego z wykonywaniem skurczów. Z kolei badanie Herbert i wsp. (1998) nie wykazało by trening MT wpływał na przyrost siły mięśni zginaczy stawu łokciowego. W badaniu tym po 8-tygodniowym treningu mentalnym nie zaobserwowano znaczącego przyrostu siły mięśni zginaczy stawu łokciowego. Rozbieżność pomiędzy tymi a innymi wynikami może być spowodowana różnymi procedurami obrazowania przyjętymi przez badaczy.

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. Każda niepożądana aktywność mięśni lub opóźnienie w wykonaniu danego zadania powoduje pogorszenie dynamiki ruchu. 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). Spraker i wsp. (2009) stwierdzili zwiększoną aktywność w prawej DLFPC po tej samej stronie oraz aktywność przedniego zakrętu kory obręczy (ang. *anterior cingulate cortex*, ACC) podczas stopniowego generowania i spadku siły chwytu. Badania te wykazały, że oprócz kory ruchowej także inne obszary mózgu są zaangażowane w relaksację mięśni. Badania z wykorzystaniem przezczaszkowej stymulacji magnetycznej (ang. *transcranial magnetic stimulation*, TMS) wykazały podczas relaksacji mięśni zmniejszenie pobudliwości drogi korowo-rdzeniowej (Buccolieri i wsp., 2004; Motawar i wsp., 2012). Jako jeden z możliwych mechanizmów zmniejszenia pobudliwości korowo-rdzeniowej podczas relaksacji mięśni Kato i wsp. (2019) wskazują aktywację wewnątrzkorowych obwodów hamujących, gdzie jeden z nich obejmuje lokalne połączenia GABA-ergiczne w korze ruchowej odpowiedzialne za krótkookresowe hamowanie wewnątrzkorowe (ang. *short-interval intracortical inhibition*, SICI). Potwierdzają to badania Schieppati i Crenna (1984), którzy wykorzystując metodę odruchu H wykazali, że w relaksacji mięśni pośredniczy aktywacja korowo-rdzeniowa hamujących interneuronów presynaptycznych w rdzeniu kręgowym.

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.

Spraker i wsp. (2009) w swoich badaniach z wykorzystaniem fMRI wykazali, że podczas generowania siły, jak i jej spadku, aktywowane są różne sieci neuronalne. W innych badaniach oceniano cechy leżące u podstaw precyzji i szybkości kontroli siły dla różnych grup mięśni (od małych mięśni dłoni i palców po duże mięśnie uda), przy użyciu różnych poziomów siły i zadań. Dlatego też trudno jest porównywać wyniki tych różnych badań. Co więcej, w badaniach tych kontrolę wytwarzania siły i relaksacji oceniano jako elementy jednego zadania, przy czym relaksację analizowano jako fazę relaksacji podczas okresowego generowania siły (Harabst i wsp., 2000; Masumoto i Inui, 2010; Spiegel i wsp., 1996). Ohtaka i Fujiwara (2016, 2019) badając strategie generowania i spadku siły wykazali, że w przypadku zadań wymagających precyzyjnej kontroli siły, poziom jej zmian był większy podczas relaksacji, niż w przypadku skurczu. Na tej podstawie doszli do wniosku, że generowanie i spadek siły są kontrolowane przez dwie różne strategie neuronalne, przy czym kontrola czasu jak i poziomu siły jest trudniejsza do dokładnego kontrolowania podczas relaksacji mięśni (spadku siły skurczu). Kato i wsp. (2019) w swojej pracy przeglądowej dotyczącej aktywności mózgu podczas relaksacji mięśni podają, że za spadek siły skurczu odpowiedzialne są M1, SMA, DLPFC, ACC, jądra podstawne oraz mózdzek. Kisiel-Sajewicz (2012) w swoich badaniach dotyczących aktywacji i dezaktywacji mięśnia czworogłowego uda w zależności od gradientu narastania siły i relaksacji zaobserwowała, że źródła potencjału korowego związanego ze zdarzeniem ruchowym (ang. *motor-related cortical potential*, MRCP) jest zbliżona podczas tych zadań. Co warto dodać, udało jej się również zanotować różnice lokalizacji źródeł MRCP w obu zadaniach. Dokonując analizy źródła MRCP wykazała, że podczas aktywacji mięśni szkieletowych z małym gradientem narastania siły (4%/s) w większym stopniu aktywowane są obszary zlokalizowane kontralateralnie do kończyny wykonującej zadanie. Natomiast podczas relaksacji mięśni (dezaktywacji) źródła MRCP były zlokalizowane na półkuli ipsilateralnej do wykonywanego zadania.

Spowolnienie ruchu i niewystarczająca relaksacja mięśni mogą być spowodowane deficytami w obszarach korowych i rdzeniu kręgowym. Yazawa i wsp. (1999) zaobserwowali spadek MRCP podczas relaksacji mięśni u pacjentów z dystonią. Może to sugerować, że inaktywacja kory mózgowej może być przyczyną dysfunkcji przejawiającej się w postaci spadku siły skurczu. Dłuższy czas relaksacji mięśni obserwuje się u pacjentów z chorobą Parkinsona w porównaniu do osób zdrowych (Jordan i wsp., 1992). U pacjentów z chorobą Parkinsona brak prawidłowej kontroli relaksacji mięśni jest jednym z objawów choroby (Dominey i wsp., 1995). Z kolei u pacjentów po udarze mózgu obserwuje się nie tylko deficyty ruchowe związane ze skurczem mięśni, ale także z ich prawidłowym rozluźnieniem (Seo i wsp., 2009).

Obwodowy mechanizm relaksacji mięśni opiera się na kilku kluczowych procesach związanych z jonami wapnia (Ca^{2+}). Gdy potencjał czynnościowy zanika, następuje przerwanie uwalniania Ca^{2+} z siateczki sarkoplazmatycznej (ang. *sarcoplasmic reticulum*, SR). Zamiast tego SR zaczyna aktywnie wychwytywać te jony, co prowadzi do obniżenia stężenia wapnia w miofibrach do poziomu spoczynkowego (10-100 [nM]). Gdy stężenie jonów wapnia ($[\text{Ca}^{2+}]_i$) osiągnie próg 200 [nM] następuje rozpad kompleksu troponina C-wapń (TnC-Ca^{2+}). Dzieje się tak dlatego, że sarkoplazmatyczna pompa wapniowa ma większe powinowactwo do jonów wapnia niż troponina C. Dzięki temu wapń jest efektywnie usuwany z cytozolu, co prowadzi do zaprzestania interakcji między aktyną a miozyną, umożliwiając rozluźnienie mięśnia szkieletowego. Sama szybkość relaksacji mięśnia szkieletowego jest istotnie zależna od stężenia ATP-azy wapniowej w cysternach końcowych SR. ATP-aza wapniowa jest odpowiedzialna za aktywne pompowanie Ca^{2+} z cytozolu do SR, co umożliwia obniżenie poziomu $[\text{Ca}^{2+}]_i$ w komórce mięśnia szkieletowego. Dodatkowo, różne pomocnicze białka odgrywają kluczową rolę w wspomaganie tego procesu. Białka takie jak parvalbumina, kalmodulina oraz mitochondria pomagają w obniżaniu poziomu $[\text{Ca}^{2+}]_i$. Kiedy szybkość wychwytywania jonów wapnia przez SR jest obniżona, rola tych pomocniczych białek staje się jeszcze bardziej znacząca. Dzięki ich działaniu możliwe jest efektywniejsze obniżenie poziomu $[\text{Ca}^{2+}]_i$ w komórkach mięśniowych, co przyspiesza proces relaksacji mięśnia (Jaskólska, 1998; Belus i wsp., 2003; Poggesi i wsp., 2004). Relaksacja mięśnia składa się z dwóch faz: 1) fazy wolnej, w której siła mięśnia maleje stopniowo do około 25% bez zmiany długości

sarkomerów. Proces ten jest liniowy i równomierny na całej długości włókna mięśniowego (Huxley i Simmons, 1971). Główne znaczenie w tej fazie ma wychwyty jonów wapnia przez SR; 2) fazy szybkiej, która charakteryzuje się szybkim, wykładniczym spadkiem siły mięśni, który zależy od szybkości dysocjacji mostków poprzecznych. Podczas tej fazy zmienia się długość sarkomerów, a tempo spadku siły w tej fazie jest zróżnicowane. Faza wczesnej relaksacji obejmuje spadek siły końcowej (ang. *end force*, EF) do 80% jej wartości maksymalnej. Czas połowy relaksacji (PtR) jest to czas potrzebny do spadku siły końcowej do 50% wartości maksymalnej. Fazę późnej relaksacji określa spadek siły z 50% do 20% oraz czas i jej gradient bezwzględny i względny (Jaskólska, 1998).

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. Badania Wing (1988) i Kunesch i wsp. (1995) wykazały nie tylko spadek generowanej siły w chorobie Parkinsona, ale także spowolnienie w relaksacji mięśni szkieletowych. Z kolei Corcos i wsp. (1996) w swoich badaniach zaobserwowali, że terapia dopaminergiczna przynosi większą poprawę w przypadku tempa relaksacji mięśni niż tempa aktywnego ich skurczu. W niektórych badaniach (McBride i Rothstein, 1979; White i wsp., 1979) stwierdzono także, że połączenie zarówno praktyki fizycznej, jak i mentalnej daje lepsze rezultaty. 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 trening mentalny 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 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)

Istnieją różne techniki nieinwazyjnego badania mechanizmów plastyczności układu nerwowego, w tym; fMRI, MEG, EEG i TMS (Auriat i wsp., 2015). Techniki obrazowania czynności mózgowia, takie jak fMRI, dostarczają informacji o aktywności różnych struktur mózgu, ale są one kosztowne, bardzo wymagające od strony technicznej oraz czasochłonne. Z kolei EEG umożliwia stosunkowo łatwe badanie aktywności mózgu podczas wykonywania zadań ruchowych (Formaggio i wsp., 2016).

W zapisie elektroencefalograficznym aktywność kory mózgu w dziedzinie czasu przedstawia się jako powolne negatywne przesunięcie określane jako potencjał korowy związany ze zdarzeniem ruchowym. Kształt MRCP oraz jego przebieg w czasie jest zależny od szybkości i precyzji wykonywanych wzorców ruchowych i składa się z potencjału przedruchowego, zwanego także *Bereitschaftspotential* (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)

Badania elektrofizjologiczne są nadal rzadko stosowane w ocenie dysfunkcji OUN. Jednakże, wiele metod neurofizjologicznych można wykorzystać do udokumentowania i ilościowego określenia objawów występujących u pacjentów z chorobami ośrodkowego układu nerwowego oraz dostarczenia informacji na temat podstawowych procesów patofizjologicznych. Zaburzenia w kontroli ruchu można oceniać między innymi na podstawie analizy elektromiograficznej oraz ruchu podczas wykonywania dowolnych lub mimowolnych czynności (Valls-Solé i Valldeoriola, 2002).

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).

Elektromiografia pojawiła się jako procedura diagnostyczna służąca do oceny stanu mięśni szkieletowych i kontrolujących je komórek nerwowych (neuronów ruchowych). Sygnały EMG wymagają zaawansowanych metod ich wykrywania, rozkładu, przetwarzania i klasyfikacji (Chowdhury i wsp., 2013; Khokhar i wsp., 2010). EMG zostało włączone jako technika diagnostyczna do wykrywania patofizjologii struktur nerwowych i mięśniowych oraz przestrzennej lokalizacji ich źródła. Parametry, takie jak czas trwania, zależność czas-częstotliwość lub wielkość aktywacji mięśni (amplituda sygnału) są przydatne do analizowania zadań ruchowych. Dane elektromiograficzne służące do tych celów są zwykle znormalizowane do wartości odniesienia w celu uniknięcia zmienności wynikającej z rozmieszczenia elektrod, zmienności międzypersonicznej czy rytmu okołodobowego. Najpopularniejszą metodą jest normalizacja tych danych do maksymalnego skurczu dowolnego (ang. *maximal voluntary contraction*, MVC) badanego mięśnia (Konrad, 2005), co poza porównywalnością danych pozwala również na uzyskanie informacji dotyczących stosunku aktywacji mięśni do ich maksymalnych możliwości (Jarque-Bou i wsp., 2021).

Elektromiografia znajduje obecnie szerokie zastosowanie w wielu dziedzinach, takich jak sterowanie mioelektryczne urządzeń protetycznych i ortotycznych oraz w fizjoterapii (Kumar i wsp., 2013; Rojas-Martínez i wsp., 2012). Komunikacja z komputerem za pomocą skurczów wybranych mięśni szkieletowych umożliwia wykonywanie wszelkiego rodzaju sterowanych komputerowo czynności za pomocą EMG. Interfejs oparty na aktywności elektromiograficznej może być używany do sterowania poruszającymi się obiektami, takimi jak np. mobilne roboty czy wózki elektryczne, co może być bardzo pomocne dla osób z niepełnosprawnościami. Może to również stanowić alternatywę dla osób sprawnych fizycznie, jak również do sterowania urządzeniami służącymi do szeroko pojętej rozrywki (np. gry komputerowe) (Raez 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

Liczebność grupy badanej została wyliczona a priori za pomocą narzędzia G*Power (Kang, 2021) w celu uzyskania mocy założonych testów statystycznych większej niż 0.8 przy poziomie istotności $\alpha \leq 0.05$. W wyniku tych obliczeń do badania zostało zrekrutowane 35 osób. 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 (Tabela 2).

Tabela 2. Zestawienie rekomendowanych wytycznych do zastosowanego treningu mentalnego wyobrażenia sięgania i chwytania książki zgodne z podejściem PETTLEP odnoszącym się do poszczególnych składowych treningu. Sporządzono na podstawie Schuster i wsp. (2011).

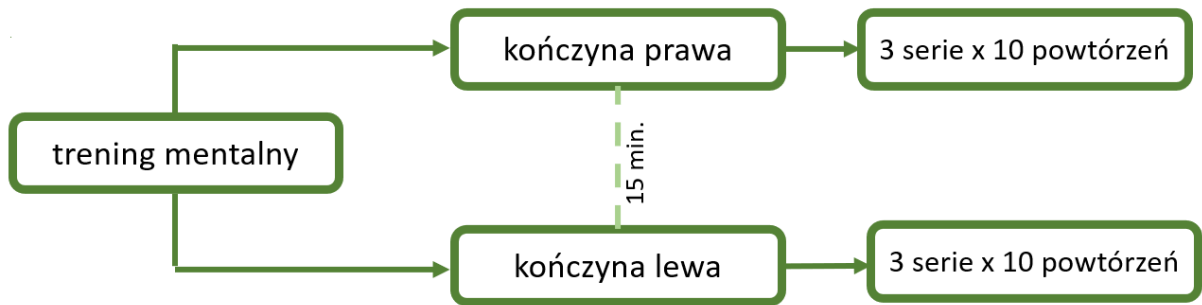
Elementy sesji treningowej	Opis elementów treningu mentalnego wraz z ich kategoriami	Kategorie wg PETTLEP	Dominująca kategoria występująca w przypadku skutecznego wyobrażenia ruchu
Pozycja	Pozycja odpowiednia do zadania: wygodna pozycja siedząca, przodem do biurka, na którym umieszczona była książka.	(P) aspekt fizyczny	Specyficzna dla zadania
Lokalizacja	Pozycja odpowiednia do zadania: książka była umieszczona w bliskiej odległości od osoby badanej.	(E) otoczenie	Specyficzna dla zadania

Skupienie	Skupienie się na głównym zadaniu polegającym na kinestetycznych wrażeniach towarzyszących ruchowi sięgania i chwycenia książki.	(T) zadanie	Czynności motoryczne
Kolejność	Osoba badana wykonywała trzy ruchy sięgania i chwytania książki, a następnie wykonywała 3 serie po 10 powtórzeń wyobrażenia tego ruchu.	(T) parametry czasowe	Wyobrażenie ruchu po fizycznych próbach jego wykonania
Integracja	Zadania polegające na wyobrażaniu sobie ruchu sięgania i chwytania książki przez osobę badaną były realizowane niezależnie od fizycznych prób wykonania tego ruchu.		Niezależna od aspekty fizycznego wykonania ruchu
Sposób przekazania instrukcji wyobrażenia ruchu Tryb instrukcji	Instrukcja była przekazana werbalnie przez osobę nadzorującą trening. Każdorazowo ta sama instrukcja była przekazywana słownie przez osobę nadzorującą trening.	(L) uczenie się	Akustyczna Na żywo

Nadzór	Podczas każdego treningu mentalnego obecna była osoba przeprowadzająca badanie.		Pod nadzorem
Kierunkowość	Kierunkowość dotyczyła uwzględnienia faz ruchu sięgania i chwytania książki.		Niekierowana
Typ instrukcji	Osobom badanym została przedstawiona szczegółowa instrukcja przebiegu treningu i wykonania zadania.		Szczegółowa
Indywidualizacja instrukcji	Instrukcja przedstawiana osobom badanym była taka sama.		Standaryzacja
Zapoznanie	Osoby badane nie były wcześniej zaznajamiane z przeprowadzanym treningiem mentalnym.		Brak zapoznania się
Zmiana	W protokole treningowym nie wprowadzono zmian.		
Sesja wyobrażenia ruchu	Treningi mentalne były prowadzone indywidualnie dla osób badanych.	(E) emocje	Indywidualna
Oczy	Osoby badane na komendę słowną „START” zamykały oczy i wyobrażały sobie ruch sięgania i chwytania książki. Otwarcie oczu przez osobę badaną było informacją zwrotną o zakończeniu		Zamknięte

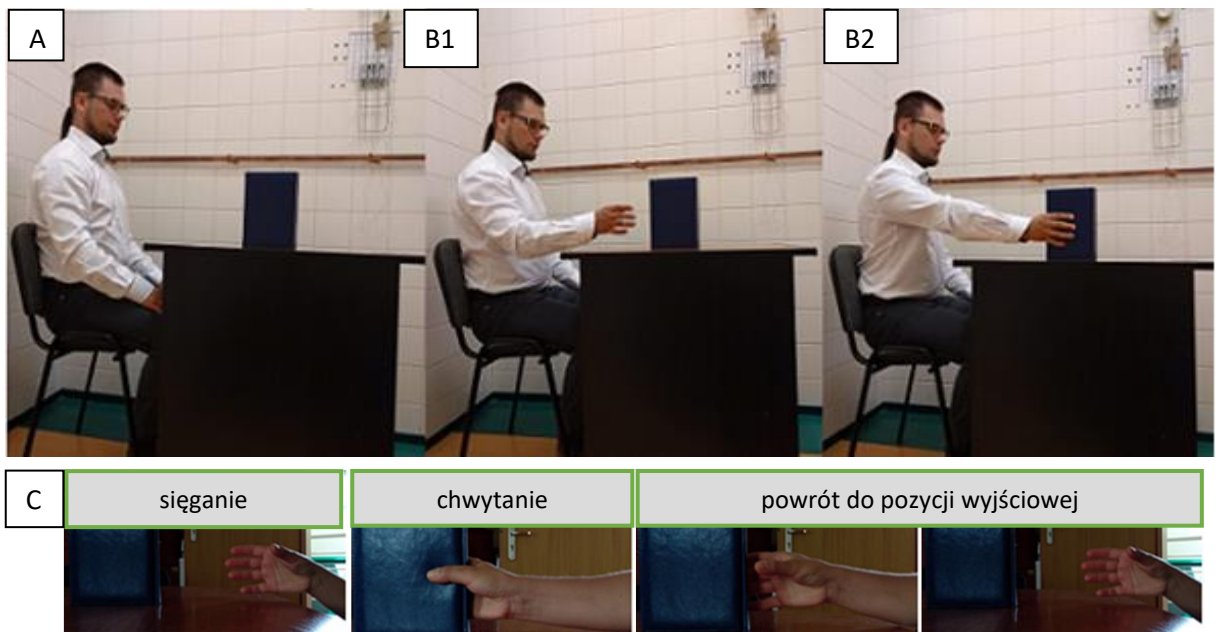
	pojedynczej próby wyobrażenia tego zadania.		
Perspektywa	W zastosowanym treningu mentalnym wykorzystano perspektywę pierwszoosobową.	(P) perspektywa	Wewnętrzna
Tryb	W przeprowadzonym treningu mentalnym wykorzystano kinestetyczne wyobrażenie ruchu sięgania i chwytania książki.		Kinestetyczny

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 ogólnie 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 dłonią 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 wyobrazić. Dodatkowo, osoba badana miała również możliwość zapoznania się w tym czasie z książką, w celu poczucia 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 pływie 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

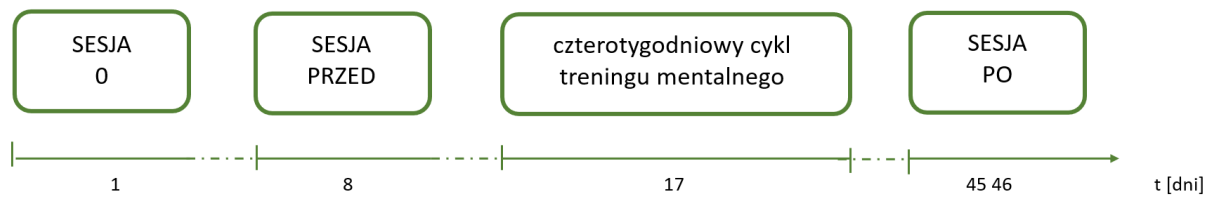
badana osoba wykonywała kolejne powtórzenia, aż do końca serii (Rycina 3). Trening, w zależności od indywidualnego czasu wyobrażenia zadania, nie przekraczał 56 minut.



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 odwodziciela 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 następny dzień 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

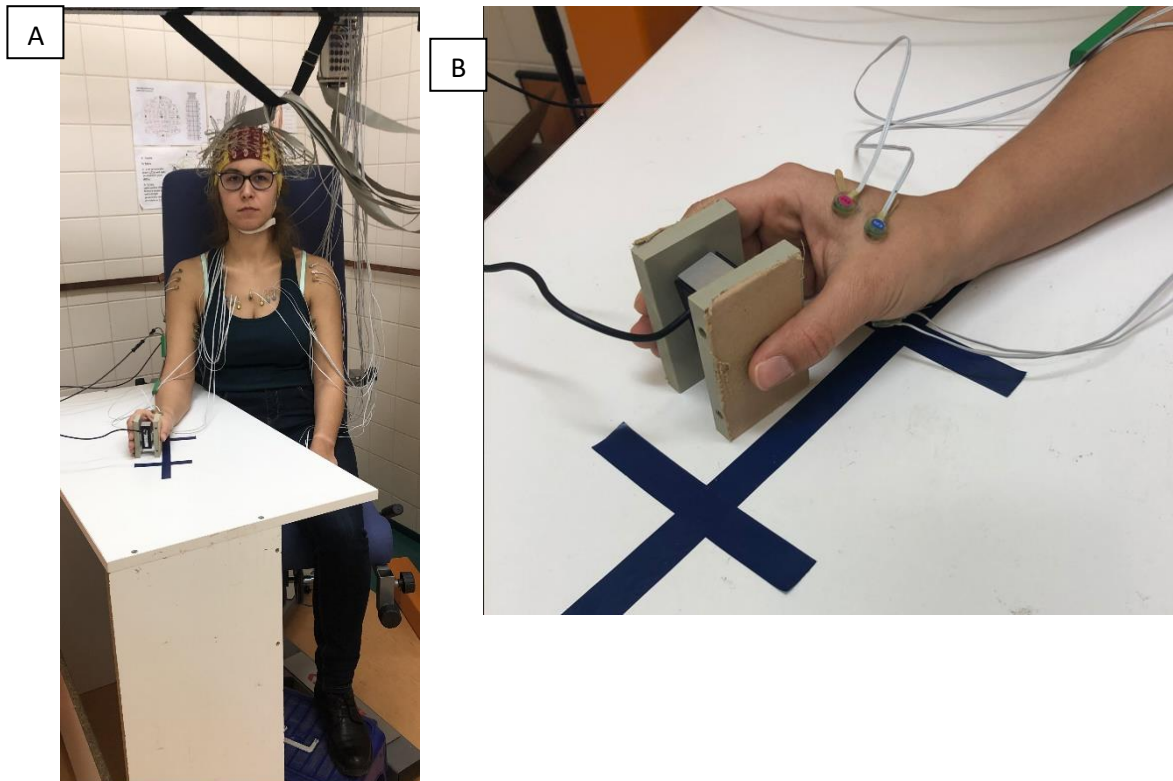
Rejestracji sygnału EMG dokonano przy użyciu urządzenia BioSemi, ActiveTwo AD-box (BioSemi Inc., Holandia) z wykorzystaniem ośmiu dwubiegunowych aktywnych elektrod powierzchniowych (Ag/AgCl) o średnicy 6 [mm] (typ F-E6HC-48 Grass Telefactor; BioSemi Inc., Holandia). W celu odrzucenia i eliminacji wystąpienia możliwych artefaktów sygnał elektromiograficzny został wzmocniony 500 razy przy użyciu przedwzmacniacza. W celu dalszego wzmocnienia 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*) (Rycina 5).

IV 6. Procedura badawcza

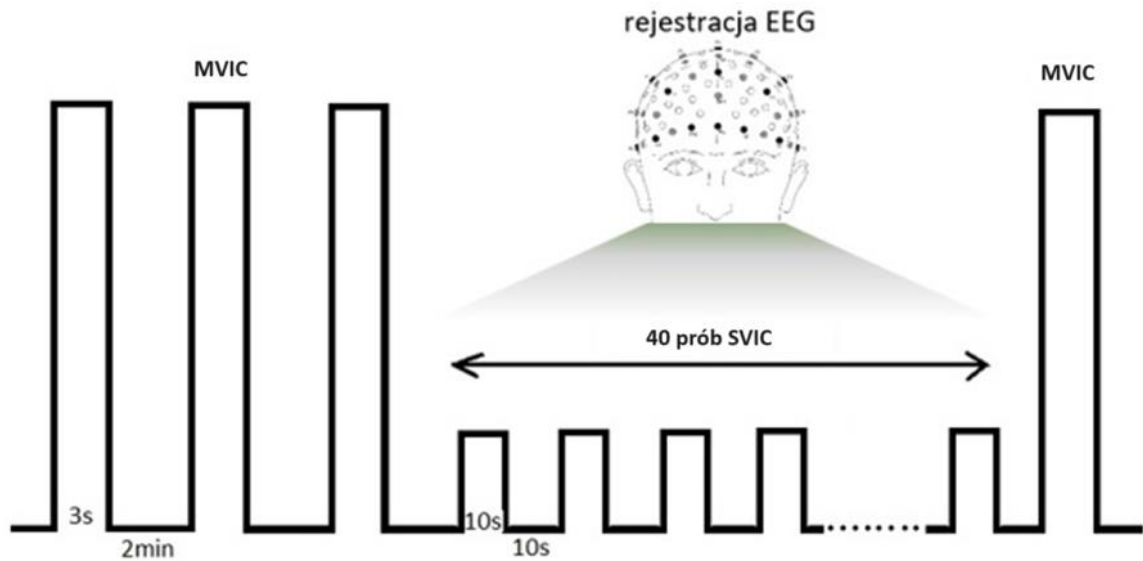
Badanie aktywności bioelektrycznej kory mózgu odbywało się w sesjach pomiarowych przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym (Rycina 1). Podczas eksperymentu osoba badana siedziała w wygodnej pozycji na fotelu typu Accuro-Sumer, z ramionami w neutralnej pozycji, z przedramieniem (po stronie badanej)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

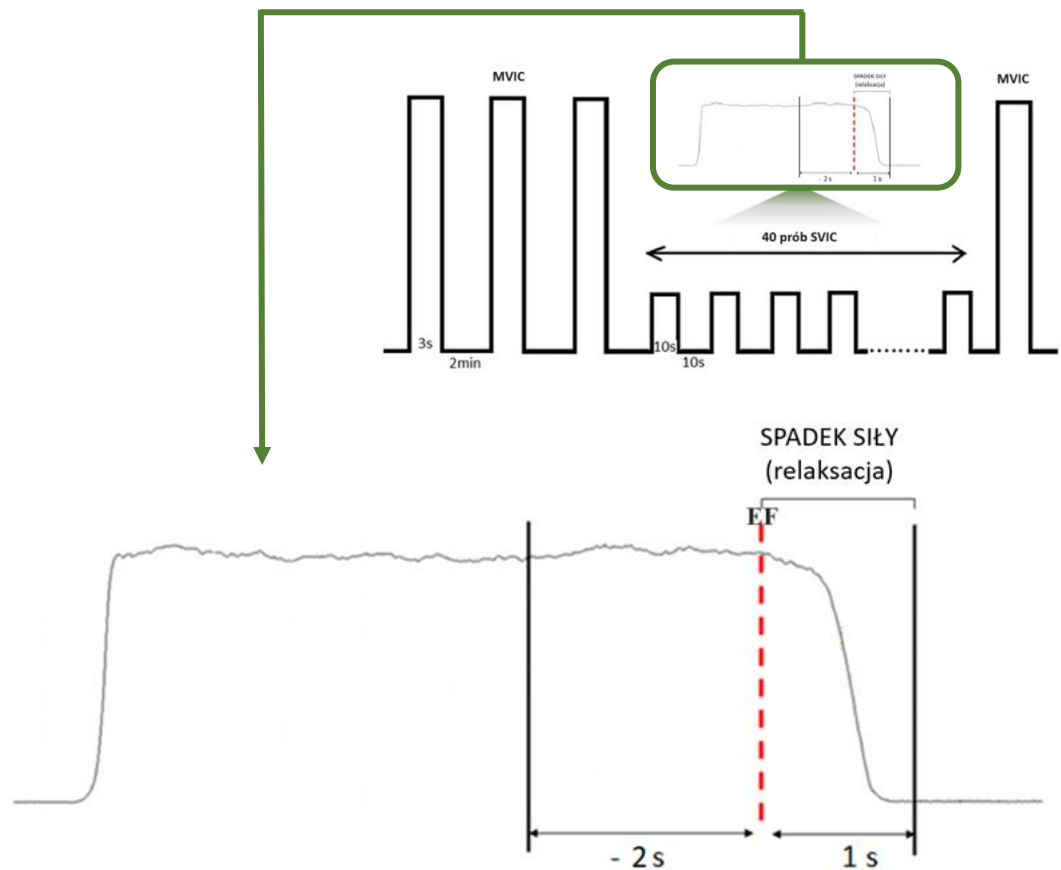
Sygnal elektroencefalograficzny analizowany był w programie Besa Electrical Source Analysis (BESA 7.0, MEGIS Software GmbH, Gräfelfing, Niemcy). W pierwszej kolejności zmniejszono częstotliwość próbkowania (ang. *downsampling*) z 2 048 [Hz] do 512 [Hz] przy wykorzystaniu narzędzia Decimator (BioSemi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



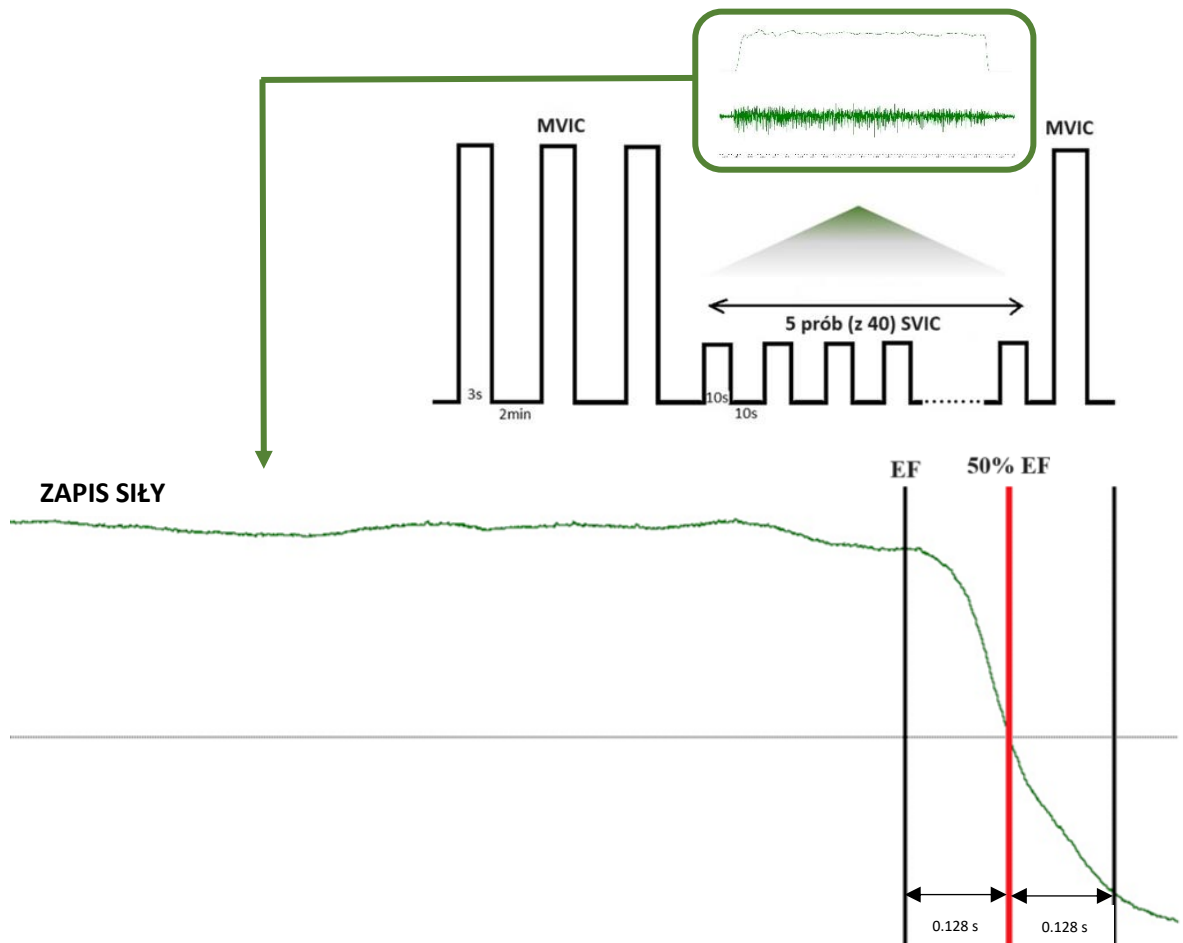
Rycina 7. Schemat przedstawiający trzysekundowe okno analizowanego sygnału EEG wyznaczanego z zapisu siły podczas funkcji chwytu. Przerwaną linią (kolor czerwony) oznaczono początek zdarzenia ruchowego zdefiniowanego jako początek spadku zapisu siły (EF), względem, którego wyznaczono okno czasowe 2 [s] 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 [μV] przedstawione w niniejszej dysertacji zostały określone dla sześciu obszarów kory mózgu: grzbietowo-boczna kora przedczołowa (D03 wg 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 (odwodziela 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*, [μ V]), z których następnie wyliczono średnią wartość (osobno dla prawej i lewej ręki) (Rycina 8). Wartości amplitudy RMS [μ V] podczas relaksacji po SVIC zostały znormalizowane do wartości amplitudy RMS [μ V] MVIC dla każdej z badanych osób.

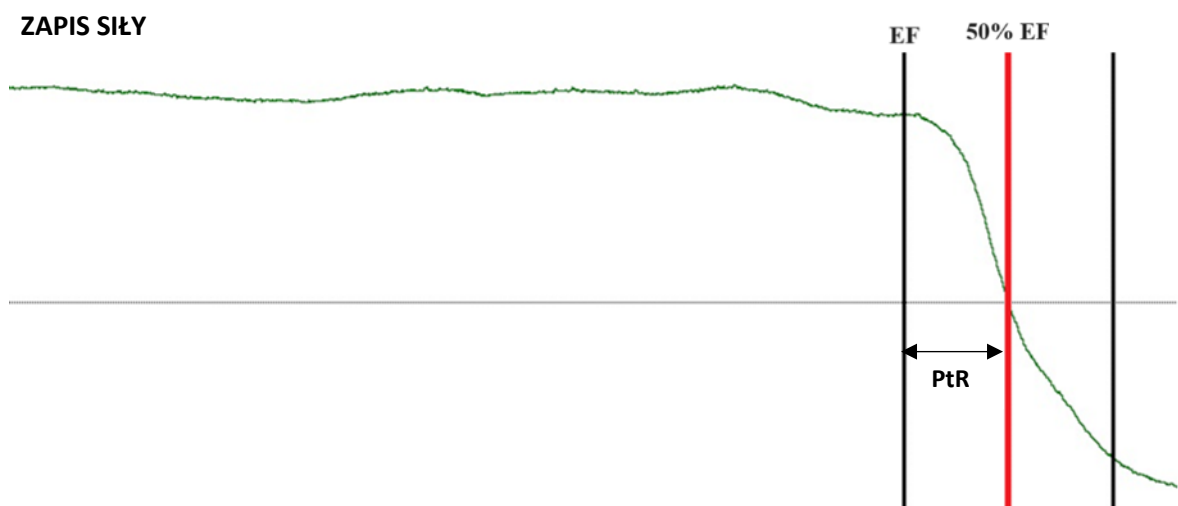


Rycina 8. Schemat przedstawiający okno analizowanego sygnału EMG wyznaczonego z zapisu siły podczas spadku siły chwytu (relaksacji). Linia (kolor czerwony) oznaczono 50% spadek wartości siły końcowej (50% EF), względem której wyznaczono okno czasowe 0.256 [s] w lewo (0.128 s) i prawo (0.128 s), z których 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. Linia (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 3). 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 $F(1;24)=4.960$, $p=0.021$; 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 3. 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 4). 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 4. 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.

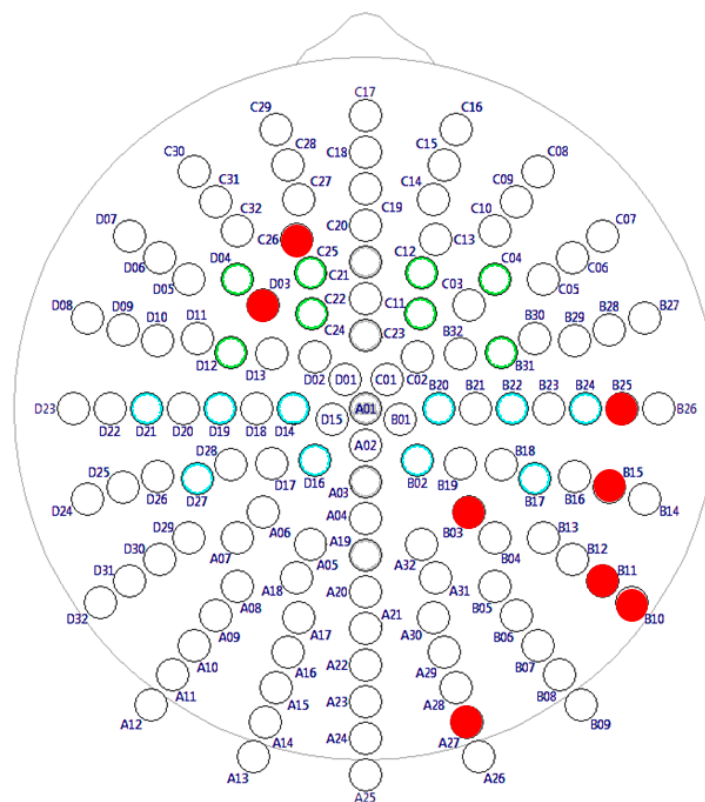
Czynnik	F	p	η_p^2	Moc testu
Trening	F(1;24)=2.579	0.121	0.097	0.338
Ręka	F(1;24)=0.040	0.843	0.002	0.054
Lokalizacja elektrod	F(8.207;196.964)=3.723	0.000	0.134	0.987
Trening vs Ręka	F(1;24)=11.577	0.002	0.325	0.904
Trening vs Lokalizacja elektrod	F(7.060;169.442)=0.721	0.656	0.029	0.306
Ręka vs Lokalizacja 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

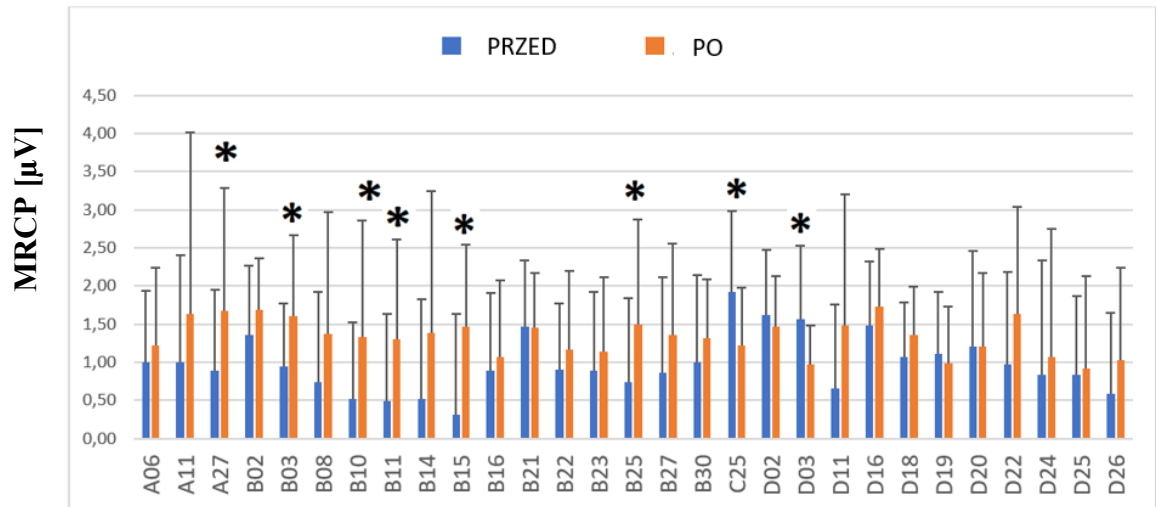
Wyniki analizy statystycznej (ANOVA) nie wykazały istotnego statystycznie ($p > 0.05$) wpływu treningu mentalnego na aktywność kory mózgowej podczas relaksacji mięśni podczas wykonania chwytu ręką dominującą i niedominującą. Podobnie, analiza wielkości efektu wykazała niski efekt ($\eta_p^2 = 0.097$)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



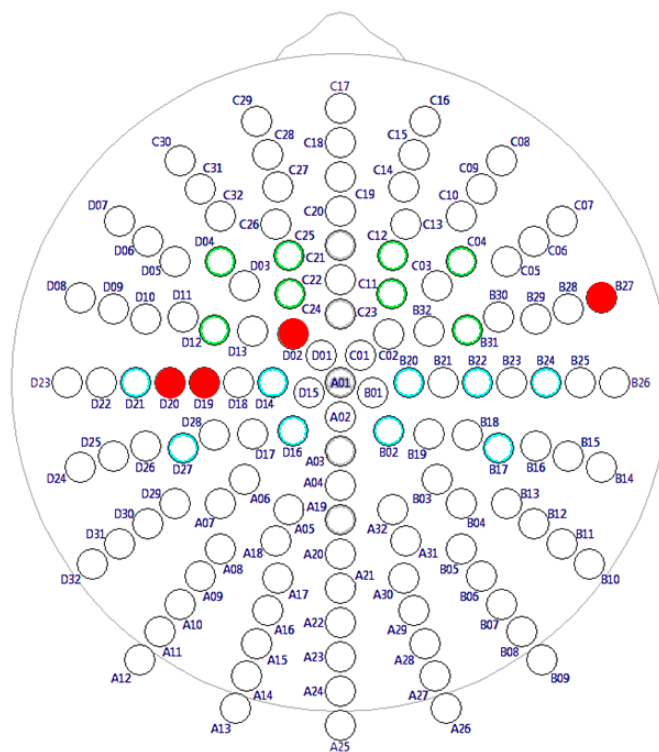
Rycina 10. Porównanie wyników amplitudy potencjału korowego związanego z relaksacją mięśni (MRCP) [μV] sygnału EEG po wykonaniu chwytu ręką dominującą (prawą) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym. Elektrody oznaczone kolorem czerwonym wykazywały istotne statystycznie różnice ($p \leq 0.05$) przed 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.



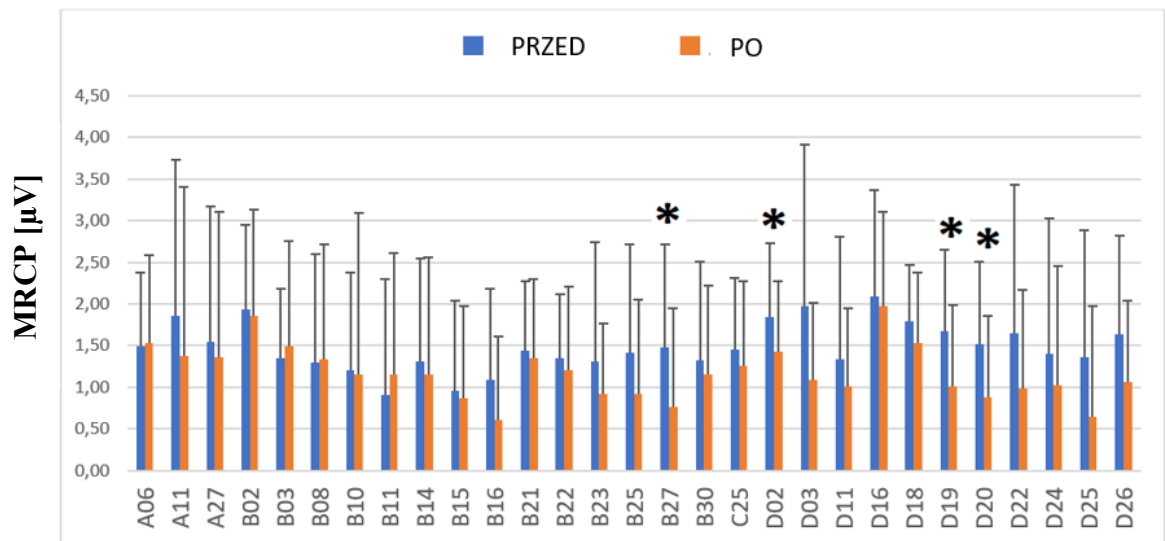
Rycina 11. Wartości amplitudy potencjału korowego związanego z relaksacją mięśni (MRCP) [µV] sygnału EEG wraz z odchyleniami standardowymi podczas relaksacji mięśni po wykonaniu chwytu dominującą ręką przed (niebieskie słupki) i po (pomarańczowe słupki) 4-tygodniowym treningu mentalnym dla 29 elektrod. 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.

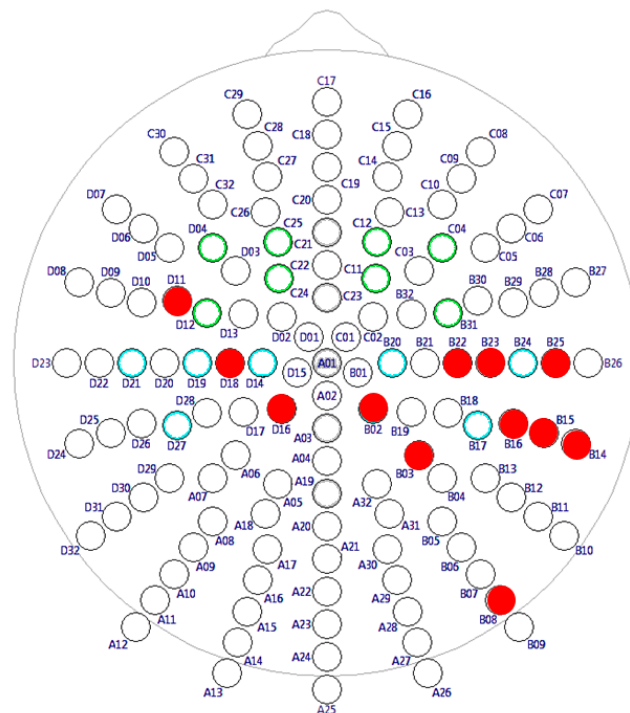


Rycina 13. Wartości amplitudy potencjału korowego związanego z relaksacją (MRCP) [μV] sygnału EEG wraz z odchyleniami standardowymi podczas relaksacji mięśni po wykonaniu chwytu niedominującą ręką przed (niebieskie słupki) i po (pomarańczowe słupki) 4-tygodniowym treningu mentalnym dla 29 elektrod. Czarną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

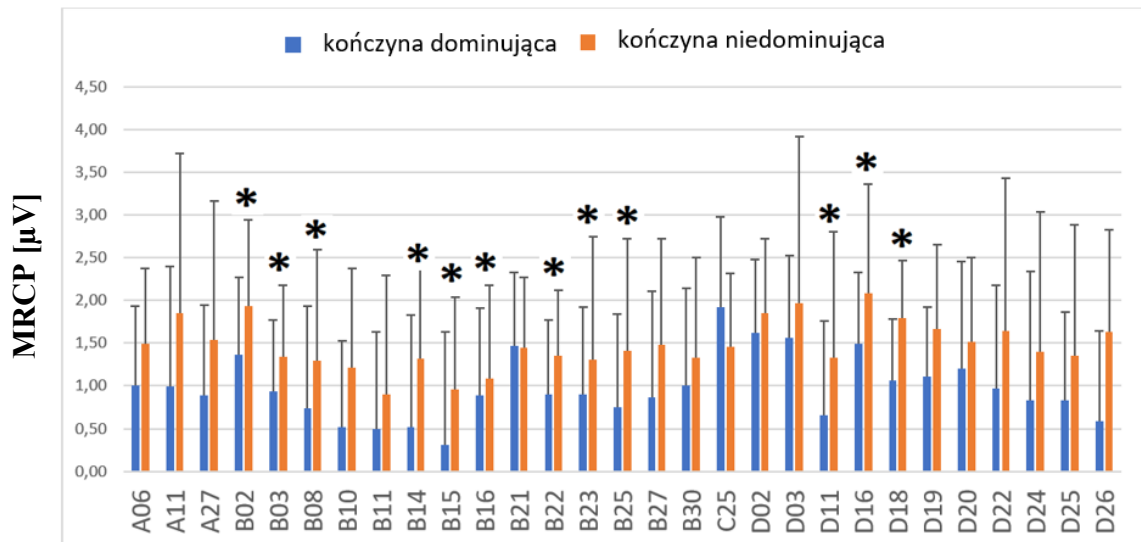
V 1.4. Porównanie wyników amplitudy potencjału korowego (MRCP) [μV] związanego z relaksacją mięśni pomiędzy kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) dla elektrod zlokalizowanych po stronie kontra- i ipsilateralnej półkul mózgu przed treningiem mentalnym

Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości amplitudy MRCP [μV] sygnału EEG dla kończyny dominującej i niedominującej przed zastosowaniem 4-tygodniowego treningu mentalnego wykazała istotne statystycznie różnice ($p \leq 0,05$) pomiędzy parami elektrod dla półkuli kontralateralnej w stosunku

do kończyny wykonującej zadanie motoryczne CP1 vs CP2 ($p=0.032$), C1 vs C2 ($p=0.040$) i FC3 vs FC6 ($p=0.049$). Natomiast dla półkuli ipsilateralnej do kończyny wykonującej ruch chwytania zaobserwowano istotne statystycznie różnice ($p \leq 0.05$) pomiędzy parami elektrod P4 vs P3 ($p=0.033$), PO8 vs PO7 ($p=0.019$), CP2 vs CP1 ($p=0.020$), C4 vs C3 ($p=0.014$), CPP6h vs CPP5h ($p=0.029$), C6 vs C5 ($p=0.028$), TP8 vs TP7 ($p=0.046$), TPP8h vs TPP7h ($p=0.015$) i CP6 vs CP5 ($p=0.030$). Dla elektrod zlokalizowanych w linii centralnej nie zaobserwowano istotnych statystycznie różnic ($p > 0.05$) pomiędzy elektrodami (Rycina 14, 15).



Rycina 14. Porównanie wyników amplitudy potencjału korowego związanego z relaksacją (MRCP) [μV] sygnału EEG po wykonaniu chwytu ręką dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) przed 4-tygodniowym treningiem 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 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.

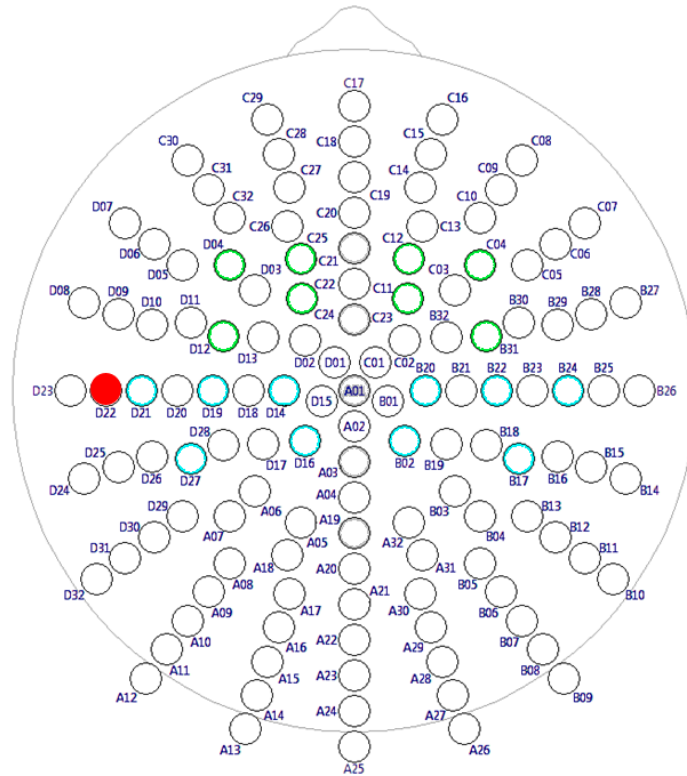


Rycina 15. Wartości amplitudy potencjału korowego związanego z relaksacją (MRCP) [µV] sygnału EEG wraz z odchyleniami standardowymi podczas relaksacji mięśni po wykonaniu chwytu kończyną dominującą (niebieskie słupki) i niedominującą (pomarańczowe słupki) przed 4-tygodniowym treningiem mentalnym dla 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.

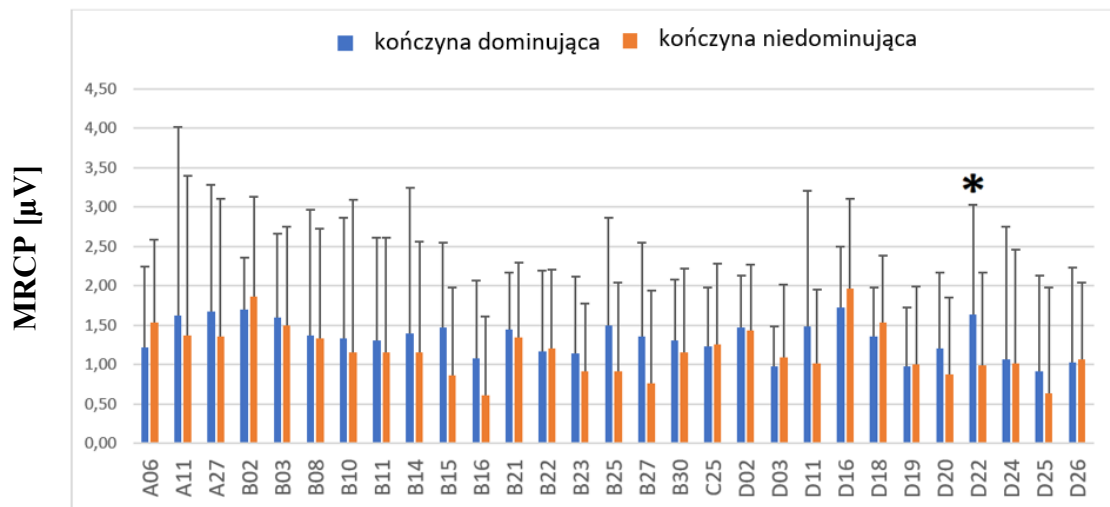
V 1.5. Porównanie wyników amplitudy potencjału korowego (MRCP) [µV] związanego z relaksacją mięśni pomiędzy kończyną dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) dla elektrod zlokalizowanych po stronie kontra- i ipsilateralnej półkul mózgu po 4-tygodniowym treningu mentalnym

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 5). 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 5. 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 6). W związku z brakiem sferyczności analizowanych danych za pomocą testu Mauchly'ego, wykorzystano poprawkę Greenhouse'a-Geissera do analizy statystycznej.

Tabela 6. 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

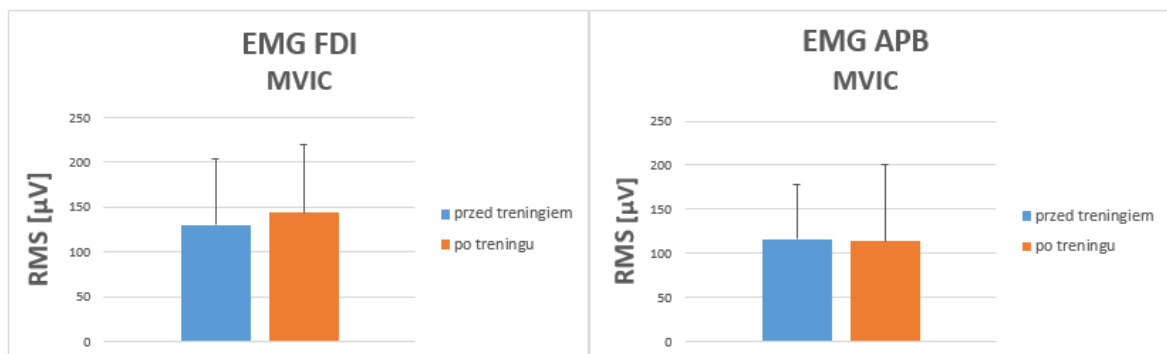
Przeprowadzona analiza nie wykazała istotnego wpływu ($p > 0.05$) czynnika Trening F(1;23)= 0.177, $p=0.678$; Ręka F(1;23)=0.697, $p=0.413$; Mięsień F(1;23)=0.526, $p=0.476$. Dla porównań krzyżowych również nie zanotowano istotnego wpływu ($p > 0.05$) czynników

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 $F(1;23)=0.373$, $p=0.547$.

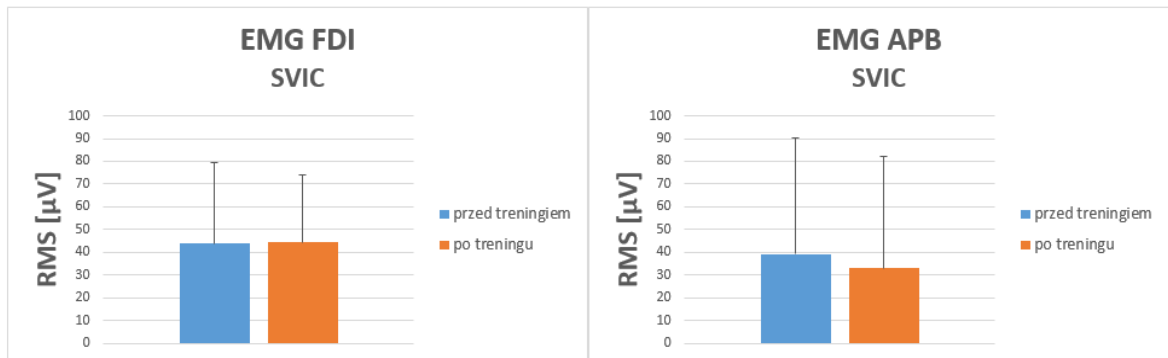
Wyniki analizy statystycznej (ANOVA) nie wykazały istotnego statystycznie ($p>0,05$) wpływu treningu mentalnego na aktywność bioelektryczną wybranych mięśni szkieletowych podczas relaksacji po wykonaniu chwytu ręką dominującą i niedominującą podczas maksymalnego (MVIC) oraz submaksymalnego (SVIC) izometrycznego 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.



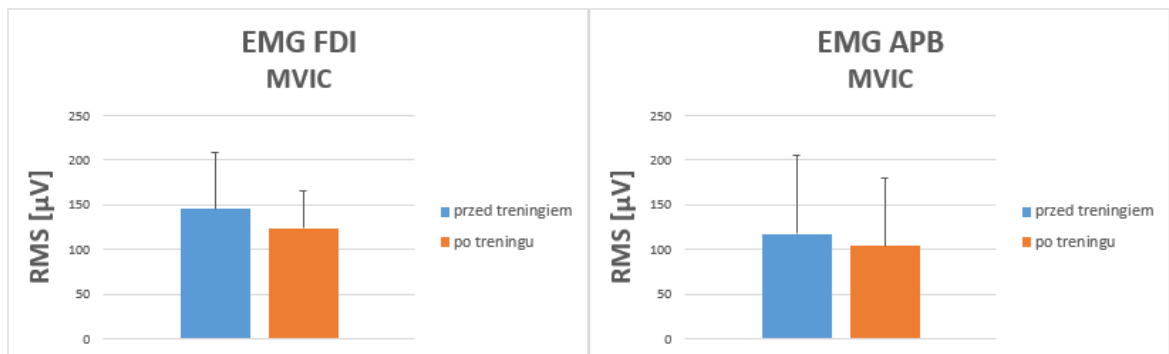
Rycina 18. Wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG podczas relaksacji mięśni po wykonaniu maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (MVIC) dominującą ręką przed (słupki koloru niebieskiego) i po (słupki koloru pomarańczowego) 4-tygodniowym treningu mentalnym dla mięśnia międzykostnego grzbietowego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



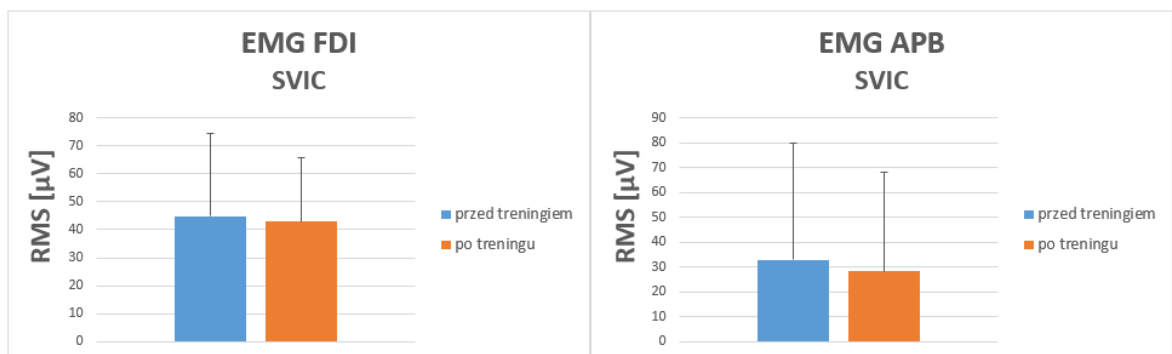
Rycina 19. Wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG podczas relaksacji mięśni po wykonaniu submaksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (SVIC) dominującą ręką przed (słupki koloru niebieskiego) i po (słupki koloru pomarańczowego) 4-tygodniowym treningu mentalnym dla mięśnia międzykostnego grzbietowego 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.



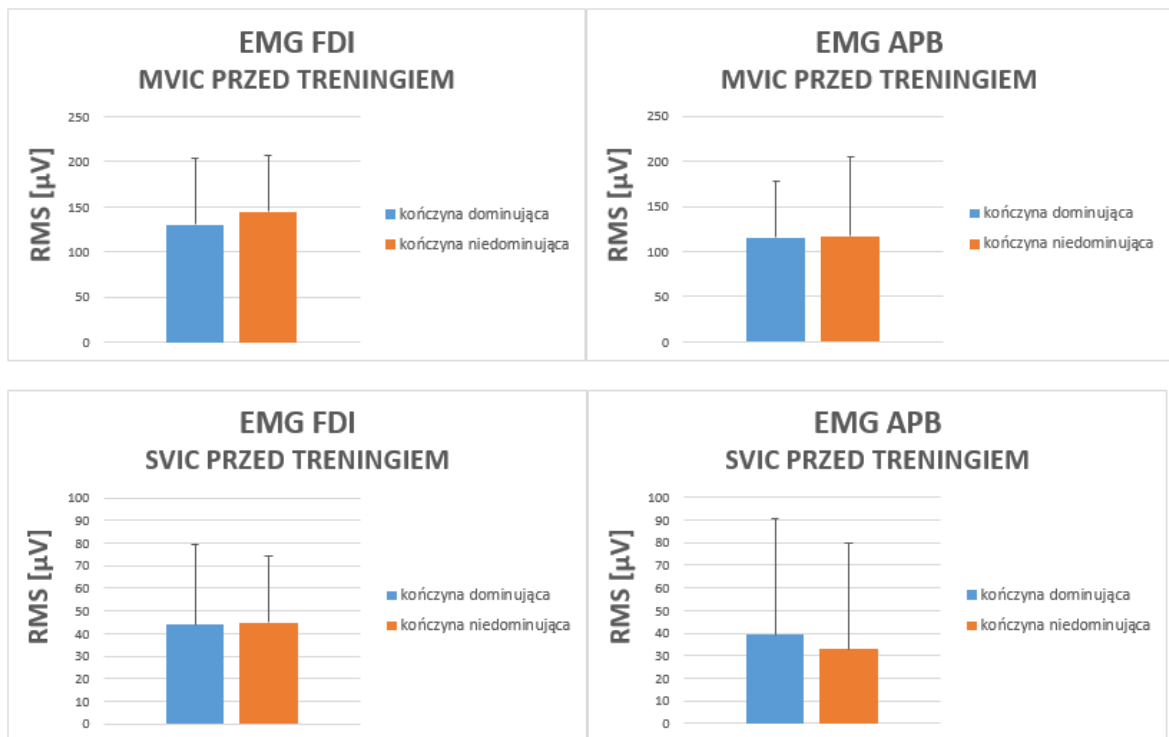
Rycina 20. Wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG podczas relaksacji mięśni po wykonaniu maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (MVIC) niedominującą ręką przed (słupki koloru niebieskiego) i po (słupki koloru pomarańczowego) 4-tygodniowym treningu mentalnym dla mięśnia międzykostnego grzbietowego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



Rycina 21. Wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG 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 odwodziela 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

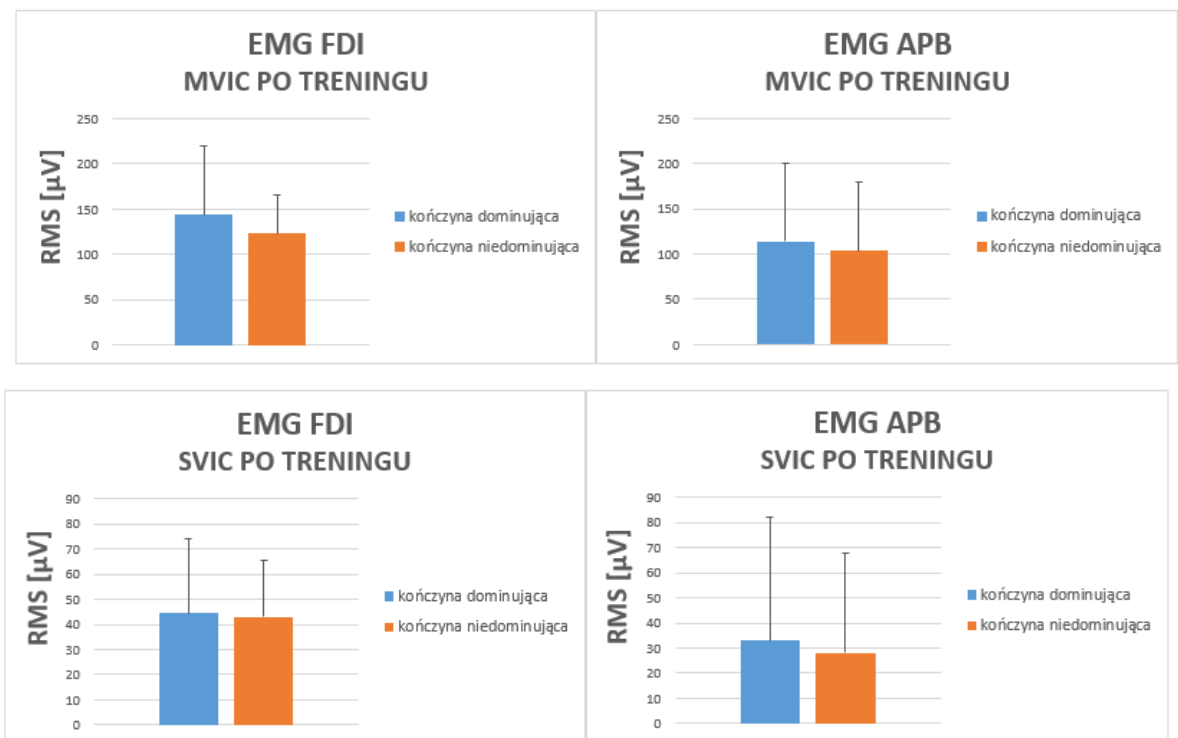
Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG przed 4-tygodniowym treningiem mentalnym dla ręki dominującej i niedominującej nie wykazała istotnych statystycznie różnic ($p > 0.05$) dla żadnego z badanych mięśni (Rycina 22).



Rycina 22. Wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG 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 odwodziela 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 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 7). Dla czynnika, dla którego test Mauchly'ego nie wykazał sferyczności analizowanych danych, do analizy statystycznej wykorzystano poprawkę Greenhouse'a-Geissera.

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 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 8).

Tabela 8. 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.

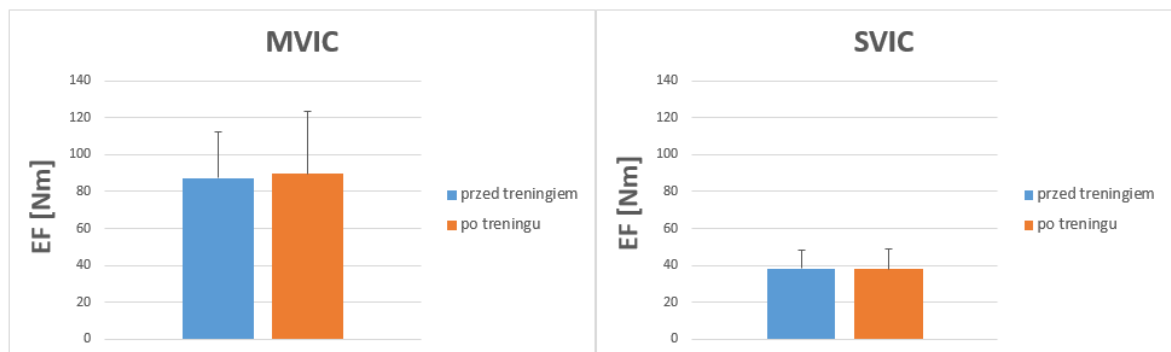
Czynnik	F	p	η_p^2	Moc testu
Trening	$F(1;25)=0.706$	0.409	0.027	0.128
Ręka	$F(1;25)=3.757$	0.064	0.131	0.462
Trening vs Ręka	$F(1;25)=0.080$	0.780	0.003	0.058

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 duży efekt ($\eta_p^2=0.494$; $\eta_p^2=0.462$) 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

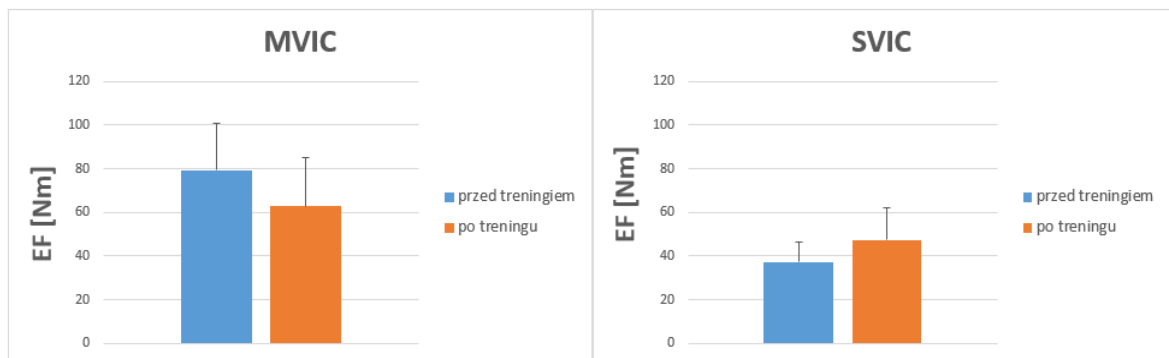
Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości siły na poziomie EF MVIC oraz na poziomie EF SVIC przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla ręki dominującej nie wykazała istotnych statystycznie różnic ($p > 0.05$) (Rycina 24).



Rycina 24. Wartości siły końcowej (EF) [Nm] 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

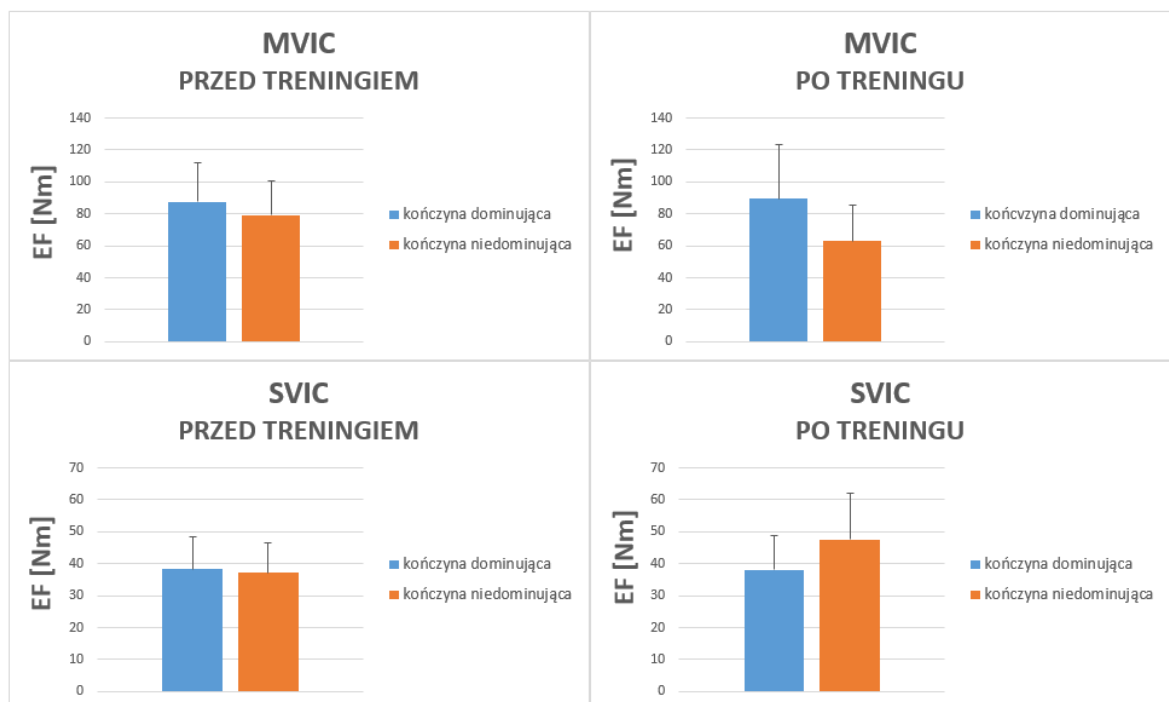
Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości EF [Nm] nie wykazała istotnych statystycznie różnic ($p > 0.05$) na poziomie MVIC oraz na poziomie SVIC przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla ręki niedominującej (Rycina 25).



Rycina 25. Wartości momentu siły końcowej (EF) [Nm] 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] 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 9). Dla czynnika, dla którego test Mauchly'ego nie wykazał sferyczności analizowanych danych, do analizy statystycznej wykorzystano poprawkę Greenhouse'a-Geissera.

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 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 10).

Tabela 10. 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 duży efekt ($\eta_p^2 = 0.452$) przy porównaniu krzyżowym dla czynnika Trening vs Ręka po wykonaniu MVIC. Z kolei po wykonaniu SVIC wykazano duży wpływ efektu czynnika Trening ($\eta_p^2 = 0.326$) oraz Ręka ($\eta_p^2 = 0.417$).

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

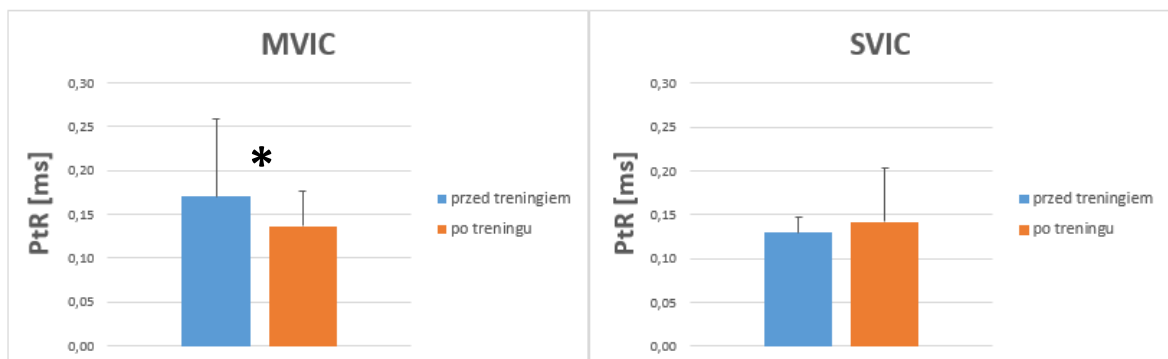
Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości PtR [ms] po wykonaniu MVIC oraz po wykonaniu SVIC przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla ręki dominującej nie wykazała istotnych statystycznie różnic ($p > 0.05$) (Rycina 27).



Rycina 27. Wartości czasu połowy relaksacji (PtR) [ms] 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

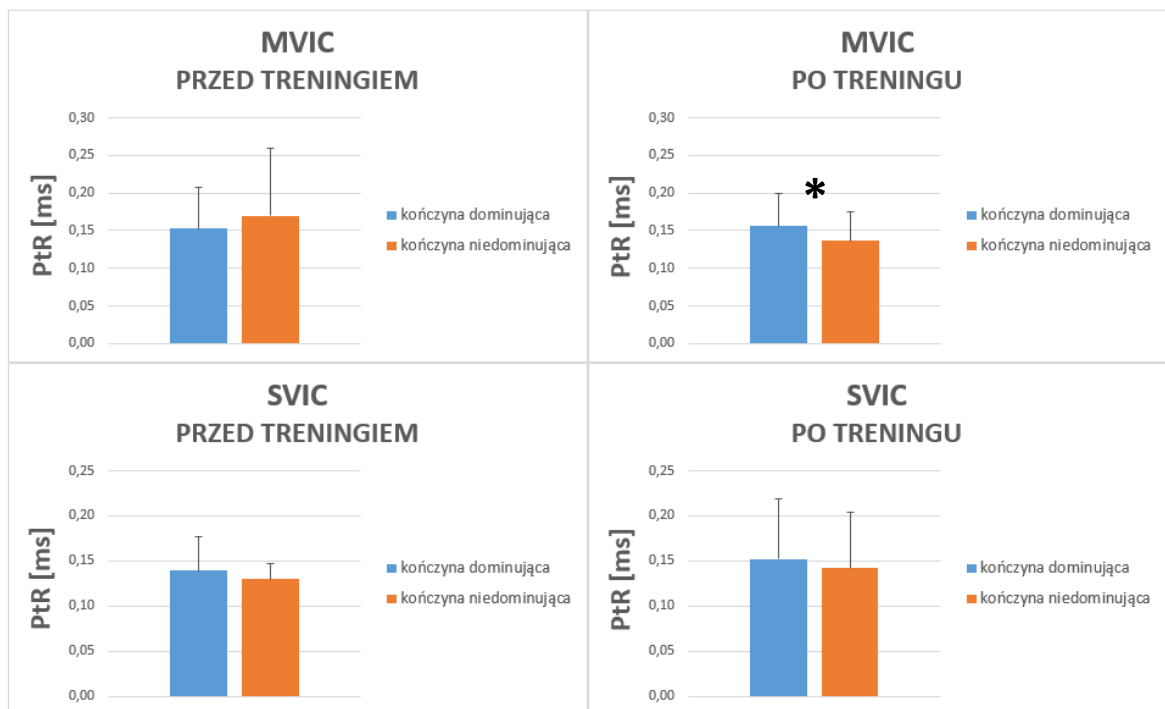
Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości PtR [ms] po wykonaniu MVIC oraz po wykonaniu SVIC przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla ręki niedominującej wykazała istotne statystycznie różnice ($p \leq 0.05$) dla PtR po wykonaniu MVIC ($p=0.011$) (Rycina 28).



Rycina 28. Wartości czasu połowy relaksacji (PtR) [ms] 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] 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 11). Dla czynnika, dla którego test Mauchly'ego nie wykazał sferyczności analizowanych danych, do analizy statystycznej wykorzystano poprawkę Greenhouse'a-Geissera.

Tabela 11. 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 12).

Tabela 12. 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.

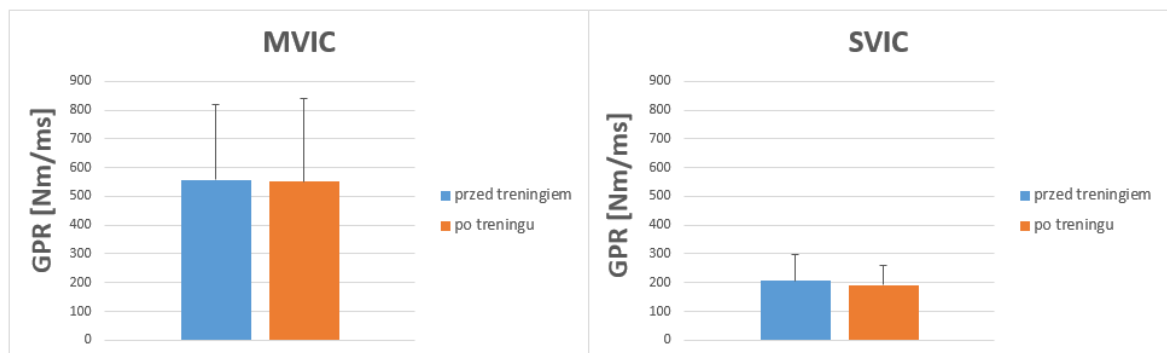
Czynnik	F	p	η_p^2	Moc testu
Trening	F(1;24)=0.253	0.620	0.010	0.077
Ręka	F(1;24)=0.012	0.914	0.012	0.051
Trening vs Ręka	F(1;24)=1.445	0.241	0.057	0.211

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 duży efekt ($\eta_p^2 = 0.583$) 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

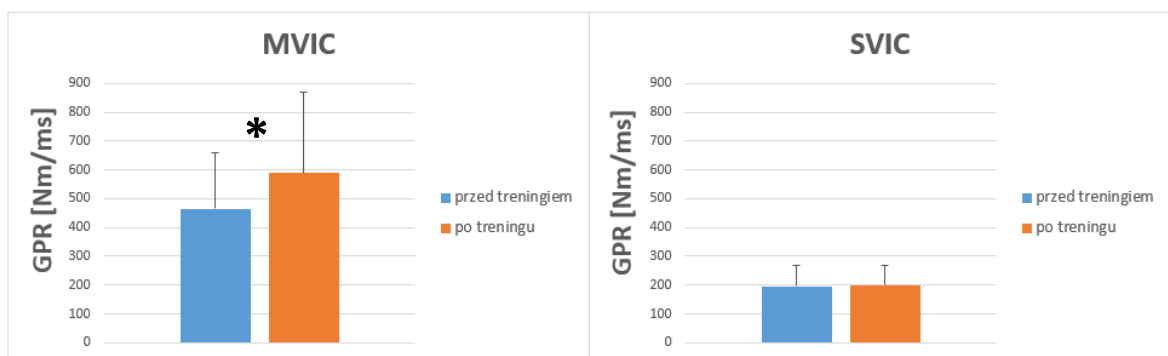
Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] po wykonaniu MVIC ($p=0.834$) oraz po wykonaniu SVIC ($p=0.307$) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla ręki dominującej nie wykazała istotnych statystycznie różnic ($p>0.05$)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



Rycina 30. Wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] 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

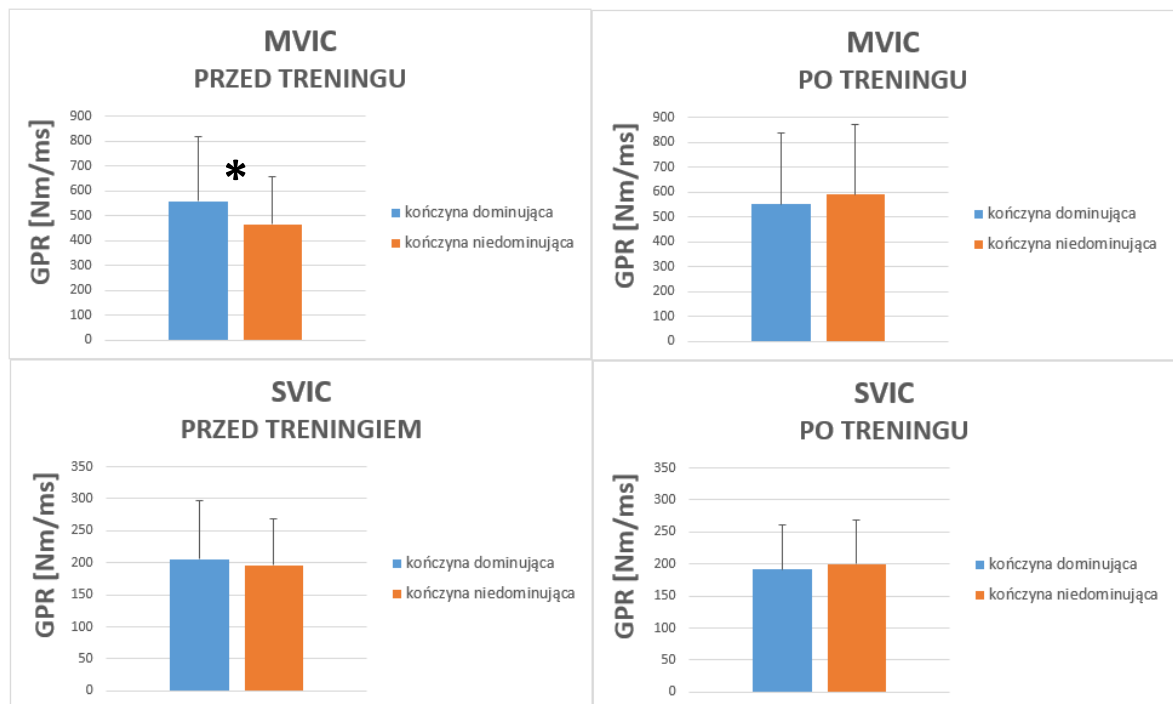
Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] po wykonaniu maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (MVIC) oraz po wykonaniu skurczu submaksymalnego (SVIC) ($p=0.563$) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla ręki niedominującej 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] 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] 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 (lewej) (słupki koloru pomarańczowego) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym. Czarną gwiazdką oznaczono istotne statystycznie ($p \leq 0.05$) różnice.

VI DYSKUSJA

Celem niniejszej pracy była ocena wpływu czterotygodniowego treningu mentalnego wyobrażenia ruchu sięgania i chwytu na ośrodkowe i obwodowe mechanizmy relaksacji mięśni szkieletowych u młodych osób.

Analiza aktywności bioelektrycznej kory mózgu wykazała, że amplitudy sygnału EEG podczas relaksacji po wykonanym chwycie kończyną dominującą (prawą) po zastosowanym 4-tygodniowym treningu mentalnym (MT) były niższe na półkuli kontralateralnej, z kolei na półkuli ipsilateralnej zaobserwowano wyższe wartości potencjału korowego związanego ze zdarzeniem ruchowym (MRCP) po zastosowanym MT. Wyższe wartości MRCP na półkuli ipsilateralnej po MT mogą wynikać z większych wpływów hamujących tej półkuli (mechanizm wewnątrzkorowego hamowania). Inaczej zachowuje się sygnał elektroencefalograficzny podczas programowania i wykonania samego ruchu, gdzie wyższe wartości amplitudy sygnału EEG obserwuje się po stronie półkuli kontralateralnej w stosunku do kończyny wykonującej zadanie ruchowe. W odniesieniu do kończyny niedominującej (lewej) zanotowano niższe wartości MRCP po zastosowanym MT zarówno na półkuli ipsi-, jak i kontralateralnej. Spadek MRCP podczas relaksacji po treningu może wskazywać na proces uczenia się motorycznego, a tym samym bardziej wydajną (ekonomiczną) kontrolę w trakcie relaksacji dla tej kończyny. W niniejszej pracy odnotowano wyższe wartości amplitudy sygnału EEG związanej z relaksacją mięśni kończyny dominującej po MT na półkuli ipsilateralnej nad obszarami kory wzrokowej, tylnej części kory ciemieniowej (PPC), drugorzędowej kory czuciowo-ruchowej (ang. *secondary somatosensory cortex*, S2) oraz pierwotnej kory ruchowej (M1). Niższe wartości MRCP zaobserwowano natomiast na półkuli kontralateralnej nad obszarem przed-dodatkowej kory ruchowej (pre-SMA). Dla kończyny niedominującej odnotowano niższe wartości MRCP podczas relaksacji po MT na półkuli kontralateralnej nad obszarem kory przedruchowej (PM), a na półkuli ipsilateralnej nad obszarami M1 oraz dodatkowej kory ruchowej (SMA). W niniejszej pracy porównano także wartości MRCP przed oraz po MT pomiędzy kończyną dominującą i niedominującą. W przeprowadzonej analizie zaobserwowano wyższe wartości MRCP podczas relaksacji dla kończyny niedominującej przed MT, co prawdopodobnie wskazuje na większe zaangażowanie obszarów korowych

w proces relaksacji ze względu na niewytrenowanie tej kończyny (wszystkie osoby badane były praworęczne). Po MT odnotowano natomiast niższe wartości MRCP dla kończyny niedominującej w porównaniu z kończyną dominującą, co może świadczyć o pozytywnym wpływie MT na nabywanie umiejętności kontroli relaksacji dla kończyny niedominującej poprzez poprawę wydajności ścieżek neuronalnych zaangażowanych w to zadanie.

Analiza sygnałów bioelektrycznych z mięśni szkieletowych (APB i FDI) wykazała, że zastosowany 4-tygodniowy trening mentalny nie miał wpływu na poziom amplitudy badanych mięśni podczas relaksacji kończyny niedominującej. Nie zaobserwowano również istotnego wpływu treningu mentalnego na zachowanie się amplitudy sygnału EMG dla kończyny dominującej. W przeprowadzonej analizie nie zaobserwowano także istotnych różnic w poziomie aktywności tych mięśni po zastosowanym treningu pomiędzy kończyną niedominującą i dominującą. Uzyskane wyniki wskazują, że zastosowany trening mentalny nie miał wpływu na właściwości bioelektryczne wybranych mięśni szkieletowych.

W niniejszej pracy oceniono również wpływ treningu mentalnego na poziom momentu siły końcowej (EF) oraz czas trwania połowy relaksacji (PtR). Analiza wyników dla EF wykazała brak istotnych zmian po treningu wyobrażeniowym zarówno dla kończyny dominującej jak i niedominującej. Wyniki te sugerują, że zastosowany trening mentalny (zarówno czas jego przeprowadzenia, jak i zastosowane zadanie funkcjonalne) nie wywołał zmian siły mięśni (APB i FDI) odpowiedzialnych za precyzyjne ruchy ręki. Przeprowadzona analiza wyników dotyczących PtR w skurczu maksymalnym (MVIC) wykazała istotną statystycznie różnicę przed i po 4-tygodniowym treningu wyobrażeniowym dla kończyny niedominującej. Odnotowano skrócenie PtR MVIC po treningu. W przypadku PtR skurczu submaksymalnego (SVIC) nie zanotowano istotnych różnic. Dla kończyny dominującej nie zanotowano istotnych zmian PTR po zastosowanym treningu mentalnym zarówno w skurczu maksymalnym (MVIC) jak i submaksymalnym (SVIC). Przy porównaniu pomiędzy kończyną dominującą i niedominującą odnotowano istotne statystycznie różnice po treningu mentalnym dla PtR MVIC. Istotne różnice zaobserwowane w skróceniu PtR dla kończyny niedominującej mogą wskazywać na zmianę strategii wyłączania jednostek motorycznych (ang. *motor units*, MUs) (derekrutacji) po treningu mentalnym.

Zastosowany 4-tygodniowy trening wyobraźniowy miał istotny wpływ na gradient połowy relaksacji (GPR) w skurczu maksymalnym (MVIC). MT nie wpłynął z kolei na zmiany GPR z poziomu SVIC dla tej kończyny. Dla kończyny dominującej nie zanotowano istotnych zmian w gradiencie zarówno po wykonaniu MVIC, jak i po wykonaniu SVIC. Przy porównaniu gradientu przed i po 4-tygodniowym MT pomiędzy kończyną dominującą i niedominującą zaobserwowano istotną różnicę przed MT po wykonaniu MVIC. Biorąc pod uwagę wyniki analiz momentu siły mięśniowej w czasie, wnioskować, że trening mentalny wpłynął w największym stopniu na skrócenie PtR dla kończyny niedominującej.

Uzyskane wyniki sugerują, że zastosowany 4-tygodniowy trening mentalny wyobrażenia ruchu sięgania i chwytania (po książkę) wpływa w większym stopniu na ośrodkowe niż obwodowe mechanizmy relaksacji. Wyniki tego badania mogą wskazywać, że MT może mieć pozytywny wpływ na aktywność bioelektryczną kory mózgowej podczas relaksacji mięśni, co może stanowić ważną implikację dla sportowców i osób z niepełnosprawnościami w kontroli prawidłowego ruchu (choroba Parkinsona, udar). MT może zwiększyć wydajność ścieżek neuronalnych zaangażowanych w kontrolę ruchu, co może z kolei prowadzić do poprawy koordynacji pracy mięśni szkieletowych w zadaniach wymagających zmian generowania poziomu siły oraz prędkości wykonywanych ruchów. W kolejnych podrozdziałach zostanie przedstawiony wpływ zastosowanego czterotygodniowego treningu mentalnego na ośrodkowe i obwodowe mechanizmy relaksacji wybranych mięśni szkieletowych zarówno dla kończyny dominującej, jak i niedominującej.

VI 1. Wpływ 4-tygodniowego treningu mentalnego na ośrodkowe mechanizmy relaksacji mięśni szkieletowych kończyny dominującej

Zdolność zarówno do inicjowania ruchu, jak i jego hamowania ma kluczowe znaczenie dla prawidłowej kontroli motorycznej. W przedstawionej pracy sprawdzono wpływ 4-tygodniowego treningu mentalnego na aktywność kory mózgu podczas relaksacji mięśni dla kończyny dominującej. Analiza uzyskanych wyników pozwoliła zaobserwować istotne zmiany w aktywności korowej podczas relaksacji mięśni po zastosowanym MT. Zanotowano istotnie wyższe wartości MRCP na półkuli ipsilateralnej dla pięciu elektrod (O2, P4, P8, P10, C6) zlokalizowanych nad obszarami kory wzrokowej, tylnej części kory

ciemieniowej (PPC), drugorzędowej kory czuciowej (S2) oraz pierwotnej kory ruchowej (M1). Natomiast na półkuli kontralateralnej odnotowano istotny spadek wartości MRCP po zastosowanym treningu dla dwóch elektrod (F1, F3) umiejscowionych nad obszarem przed-dodatkowej kory ruchowej (pre-SMA) i DLPFC. Uzyskane wyniki dotyczące wyższych wartości MRCP na półkuli ipsilateralnej są zgodne z badaniami Matsumoto i wsp. (2023), w którym autorzy zaobserwowali, że pobudliwość M1 wzrasta na początku relaksacji mięśni, niezależnie od zadania motorycznego. Inną koncepcję natomiast przedstawili Rothwell i wsp. (1998) oraz Pope i wsp. (2007), którzy stwierdzili, że zaangażowane mechanizmy korowe mogą się różnić w zależności od zadania, które wykonywane jest przed relaksacją mięśni. W przedstawionej dysertacji osoby badane przed relaksacją mięśni wykonywały skurecz w funkcji chwytania (w zadanie to zaangażowane były kciuk oraz cztery pozostałe palce ręki), w związku z czym zadanie to można uznać za proste sekwencyjne. Znajduje to potwierdzenie w badaniach Haaland i wsp. (2004), w których podczas złożonych zadań zaobserwowano większą aktywację w lewej półkuli w PM, PPC, wzgórzu i mózdzku, ale nie w M1 u osób praworęcznych. Ruch jednostronny (unilateralny) jest zasadniczo kontrolowany przez M1 w półkuli kontralateralnej do ruchu. Jednakże badania neuroobrazowe i neurofizjologiczne z wykorzystaniem fMRI i TMS wykazały, że aktywacja korowa w iM1 (ang. *ipsilateral primary motor cortex*, ipsilateralna pierwszorzędowa kora ruchowa) podczas jednostronnego ruchu ręki jest często wyższa w cM1 (ang. *contralateral primary motor cortex*, kontralateralna pierwszorzędowa kora ruchowa) wśród osób praworęcznych (Kim i wsp., 1993; Kobayashi i wsp., 2003; Aramaki i wsp., 2006; Hayashi i wsp., 2008). Wskazuje to, że asymetryczna aktywność neuronalna w obszarze M1 bierze udział w wykonywaniu ruchów, a lewa specjalizuje się w kontroli ruchu obu rąk u osób praworęcznych (van den Berg i wsp., 2011). Ponadto Verstynen i wsp. (2005) wykazali, że aktywacja neuronów w M1 była większa podczas złożonych zadań ruchowych niż podczas zadań prostych. Badania te sugerują, że pobudzenie aktywacji neuronalnej w M1, szczególnie u osób praworęcznych, jest związane z trudnością wykonywania zadań ruchowych. Tę asymetryczną aktywację obserwuje się nie tylko w M1, ale także w innych obszarach lewej półkuli, szczególnie w PM i PPC (Haaland i wsp., 2004; Serrien i wsp., 2006). Powszechnie wiadomo, że PM ma kilka podstawowych cech neuronowej organizacji

planowania motorycznego (Kandel i wsp., 2000). Vogt i wsp. (2018) w swoim badaniu wykorzystującym potencjały korowe związane z ruchem podczas kolejnych zadań motorycznych wykazali, że szczytowa amplituda potencjału gotowości była znacznie większa podczas prób skurczu mięśni niż podczas ich relaksacji w obszarze PM, ale nie w PPC. Wiadomo, że PPC jest powiązana ze zmysłem przestrzennym, nawigacją i integracją informacji oraz interfejsem sensomotorycznym dla ruchów sterowanych pod kontrolą wzroku (Teixeira i wsp., 2014). Niektóre badania wykazały również, że PPC ma kluczowe znaczenie dla zadań sensomotorycznych i może działać w przekształcaniu informacji wzrokowych w plany motoryczne (Sugawara i wsp., 2013). Aby precyzyjnie wykonywać kolejne zadania motoryczne, potrzebne są ruchy sterowane informacją wzrokową z kontrolą siły, co wiąże się z jedną z ważniejszych ról w aktywności neuronalnej PPC. W przedstawionej dysertacji również zaobserwowano wyższe wartości nad obszarami PPC. Może to wskazywać na skuteczność MT w poprawie wydajności neuronalnej w tym obszarze korowym i co za tym idzie, szybszemu programowaniu polecenia relaksacji.

Wyższe wartości MRCP na półkuli ipsilateralnej zaobserwowane w niniejszej pracy mogą wynikać ze zjawiska hamowania międzypółkulowego, które miało wpływ na obniżenie się wartości MRCP na półkuli kontralateralnej. Badania Sohn i wsp. (2003) pokazują, że ruch dowolny dominującej kończyny tłumi pobudliwość skurczu mięśnia po tej samej stronie. Ten hamujący wpływ wydaje się dość powszechny i dotyczy nie tylko ręki, ale także mięśni proksymalnych. Jest to zgodne z koncepcją, że hamowanie międzypółkulowe jest rozproszone i wpływa na duże przeciwległe obszary korowe. W mózgowiu w badaniach prowadzonych na modelu zwierzęcym (kotów) włókna modzelowate z cM1 pobudzają ograniczony obszar homotopowy, ale hamują rozproszone otaczające obszary (Asanuma i Okuda, 1962). Jednak tego efektu pobudzającego nie można wykryć, jeśli kora kontralateralna zostanie silnie zastymulowana, ponieważ rozproszone hamowanie może anulować efekt pobudzający poprzez jego nakładające się wpływy. Słabe bodźce stymulujące (np. przy TMS) na małym obszarze docelowym mogą wywołać efekt ułatwiający po stronie przeciwnej, podczas gdy silne bodźce powodują hamowanie (Ugawa i wsp., 1993). Podobnie jak stymulacja TMS, ruch fazowy kciuka czy palca wskazującego również tłumi potencjał ruchowy (ang. *motor-evoked potential*, MEP) mięśni homologicznych, szczególnie gdy wywierana jest niewielka siła (Liepert i wsp., 2001;

Leocani i wsp., 2000). Różnicowa modulacja aktywacji iM1 podczas skurczów przy bardzo małej i wyższej sile została również potwierdzona przez odpowiednie spadki i wzrosty regionalnego mózgowego przepływu krwi i poziomów jej utlenowania (Dettmers i wsp., 1996). Ścieżki, poprzez które pobudliwość iM1 jest modulowana w różny sposób w zależności od wykonywanego ruchu, mogą obejmować połączenia korowo-korowe, międzypółkulowe czy podkorowo-korowe (Zaaroor i wsp., 2001). Liczne badania (Ugawa i wsp., 1993; Netz i wsp., 1995; Meyer i wsp., 1998) wykazały, że hamujące i pobudzające szlaki przezmodzelowate występują w M1 oraz oba mogą uczestniczyć w międzypółkulowej modulacji pobudliwości M1. W przedstawionej dysertacji zaobserwowano spadek wartości MRCP na półkuli kontralateralnej nad obszarem pre-SMA. Wyniki te nie są zgodne jednak z tymi zaobserwowanymi przez Toma i wsp. (1999), którzy wykorzystując fMRI odnotowali, że M1 po stronie kontralateralnej do ruchu oraz obustronne obszary SMA są powszechnie aktywowane w fazach przygotowania i wykonania, zarówno relaksacji jak i skurczu mięśni. Badanie fMRI podczas relaksacji mięśni wykazało aktywację w obszarze pre-SMA, SMA oraz kontralateralnej pierwszorzędowej korze czuciowej (ang. *primary somatosensory cortex*, S1) i M1, podobnie jak w przypadku skurczu dowolnego mięśni. Aktywacja pre-SMA i SMA była jednak większa w przypadku relaksacji niż skurczu (Toma i wsp., 1999). Obecność zarówno BP, jak i aktywnych zmian hemodynamicznych poprzedzających skurcz dowolny, sugeruje wzrost pobudzającego potencjału postsynaptycznego (ang. *excitatory postsynaptic potential*, EPSP), czyli aktywnego, a nie hamującego (negatywnego) procesu w neuronach korowych (Shibasaki, 2008). Biorąc pod uwagę fakt, że nie są znane żadne komórki układu piramidowego, które bezpośrednio hamują komórki rogów przednich rdzenia kręgowego, można wnosić, że hamowanie motoryczne spowodowane jest aktywacją interneuronów hamujących w rdzeniu kręgowym. Z kolei, Suzuki i wsp. (2015) sugerują, że zwiększona pobudliwość M1 przed relaksacją odzwierciedla aktywną kontrolę motoryczną niezbędną do relaksacji mięśni po skurczu. Ponieważ taka kontrola korowa jest przejściowa, a następnie M1 ulega znacznej dezaktywacji, możliwe jest, że M1 wyzwała wycofanie ciągłego bodźca pobudzającego podczas skurczu izometrycznego (Rothwell i wsp., 1998) lub aktywuje korowe szlaki hamujące (Motawar i wsp., 2012). Podobnie badania z wykorzystaniem fMRI wykazały, że aktywacja neuronów w M1, SMA i DLPFC

oraz dezaktywacja neuronów w przednim zakręcie kory obręczy (ACC) były powiązane z relaksacją mięśni (Toma i wsp., 1999; Spraker i wsp., 2009). Toma i wsp. (1999) zaobserwowali wzrost sygnału zależnego od funkcji poziomu hemoglobiny (ang. *blood oxygen level-dependent*, BOLD) przy użyciu fMRI po relaksacji mięśni w cM1 i obustronnym SMA. Spraker i wsp. (2009) natomiast zaobserwowali, że prawa DLPFC wykazywała większą aktywność podczas relaksacji w porównaniu ze skurczem mięśni. W badaniu z zastosowaniem funkcjonalnej spektroskopii bliskiej podczerwieni (ang. *functional near-infrared spectroscopy*, fNIRS) Yokoyama i wsp. (2019) wykazali, że stężenie oksyhemoglobiny (ang. *oxy-hemoglobine*, oksy-Hb) uległo obniżeniu po relaksacji mięśni w obustronnej PM, M1 i PPC. Różnice w uzyskanych wynikach mogą wynikać z różnych zadań stosowanych w eksperymentach, ale także z zastosowanych metod. Badania fMRI generalnie oceniają sygnały BOLD odzwierciedlające zmianę stosunku oksy-Hb do deoksy-hemoglobina (ang. *deoxy-hemoglobine*, deoksy-Hb), podczas gdy fNIRS określa ilościowo zmiany zarówno w oksy-Hb jak i deoksy-Hb. Dlatego uzyskiwane wyniki badań nie zawsze mogą być spójne.

Badania Chen i wsp. (1997) oraz Muellbacher i wsp. (2000) sugerują, że iM1 odgrywa istotną rolę w kontroli ruchu. Niemniej jednak nie jest jasne, czy koaktywacja iM1 podczas ruchów dowolnych palców ręki reprezentuje towarzyszącą aktywność hamującą lub pobudzającą (Hummel i wsp., 2002). Badania Leocani i wsp. (2000) i Liepert i wsp. (2001) dostarczają danych, że iM1 może brać udział zarówno w tłumieniu aktywności lustrzanej, jak i w organizacji sekwencji ruchu. Zwiększony regionalny mózgowy przepływ krwi lub poziom utlenowania krwi w ipsilateralnej pierwszorzędowej korze czuciowej (ang. *ipsilateral primary sensorimotor cortex*, iS1) podczas wykonywania jednostronnych ruchów palców wykazano w badaniach fMRI i PET (Kim i wsp., 1993; Shibasaki i wsp., 1993; Sadato i wsp., 1996). Jednakże metodami tymi nie można jednoznacznie rozróżnić korowej aktywności pobudzającej i hamującej. Stosując powtarzalną przezczaszkową stymulację magnetyczną (ang. *repetitive TMS*, rTMS) o wysokiej częstotliwości na obszarze iM1 Chen i wsp. (1997) w swoich badaniach wywołali przejściową zmianę podczas prostych i złożonych ruchów palców. Zaobserwowali oni, że jedynie przy złożonych sekwencjach są w stanie uzyskać odpowiedź z iM1, co sugeruje, że iM1 jest zaangażowana w kontrolę wykonawczą założonych zadań. Muellbacher i wsp. (2000) wykazali natomiast,

że ipsilateralna izometryczna aktywacja mięśni ręki ułatwia kontralateralne MEP i zmniejsza hamowanie wewnątrzkorowe.

W niniejszych badaniach do oceny ośrodkowego mechanizmu relaksacji mięśni wykorzystano EEG. Większość badań, w których starano się wyjaśnić ten mechanizm, wykorzystywała metody o dużej rozdzielczości przestrzennej (fMRI, PET, fNIRS), ale małej rozdzielczości czasowej. Niewiele jest badań, w których autorzy podjęliby się oceny procesu relaksacji z wykorzystaniem elektroencefalografii (Kisiel-Sajewicz 2005; Pope i wsp., 2007; Spraker i wsp., 2009; Sugawara i wsp., 2016b; Rothwell i wsp., 1998; Terada i wsp., 1995). Niemniej jednak, nieliczne badania z wykorzystaniem EEG wykazały, że przygotowanie i wykonanie ruchu są powiązane ze zmianami w oscylacyjnej aktywności neuronów w obustronnych obszarach czuciowo-ruchowych, co odzwierciedla się w desynchronizacji (ang. *event-related desynchronization*, ERD) rytmu μ (Jasper i Panfield, 1949). ERD w ruchu ręki rozpoczyna się około 1-2 [s] przed rozpoczęciem ruchu w przeciwnych obszarach czuciowo-ruchowych i staje się obustronne w momencie rozpoczęcia ruchu, gdzie po kilkuset [ms] zostaje zastąpione synchronizacją związaną ze zdarzeniem (ang. *event-related synchronization*, ERS) (Pfurtscheller i Berghold, 1989). Pfurtscheller (1992) zasugerował, że ERD podczas przygotowania i wykonania ruchu jest powiązana z aktywacją kory, podczas gdy ERS (widoczna głównie w paśmie beta) jest korelatem wygaszania aktywności korowej lub jej zahamowaniem. Porównanie ERD/ERS z pobudliwością korowo-rdzeniową mierzoną za pomocą TMS w paradygmatach czasu reakcji wykazało, że ERD może wiązać się zarówno z pobudzeniem korowo-rdzeniowym po stronie kontralateralnej, jak i hamowaniem po stronie ipsilateralnej, podczas gdy ERS może wskazywać na usunięcie pobudzenia (Leocani i wsp., 2001). Chen i wsp. (1998) w kontralateralnej M1 zaobserwowali wyraźny związek zwiększonej pobudliwości korowej i ERD podczas ruchów dowolnych. Podsumowując, krótkotrwały wzrost pobudliwości iM1 wskazywałby na aktywny udział iM1 w kontroli motorycznej aktywnej kończyny lub przynajmniej na zwiększoną pobudliwość iM1 w wyniku międzypółkulowego współdziałania, natomiast krótkotrwałe hamowanie iM1 wskazywałoby na zwiększoną aktywność obwodów hamujących w celu zapobieżenia mimowolnej koaktywacji przeciwnej kończyny. Rau i wsp. (2003) w swoim badaniu zaobserwowali z kolei, że funkcjonalna rola iM1 podczas fazowych ruchów palców ma głównie charakter

ułatwiający (pobudzający), co jest zgodne z główną koncepcją aktywnego udziału iM1 w kontroli wykonywania ruchu w aktywnej kończynie.

W kontroli hamowania mogą pośredniczyć interneurony rdzenia kręgowego, które odbierają sygnały zarówno z neuronów czuciowych, jak i zstępujących poleceń motorycznych (Rossignol i wsp., 2006). Badania na modelu zwierzęcym (kot) pozwoliły odkryć również w pniu mózgu odrębne obszary pobudzające i hamujące, które modulują toniczny skurcz (Takakusaki, 2008). Zidentyfikowano obszar hamujący napięcie mięśniowe w jądrze ogonowo-mostowym, które odbiera projekcje ze zwojów podstawy i kory ruchowej i wysyła projekcje, które tłumią napięcie mięśni albo poprzez bezpośrednie postsynaptyczne działanie hamujące na neurony ruchowe, albo poprzez aktywację hamujących interneuronów (Matsumura i wsp., 2000). Sam sygnał hamujący może pochodzić również ze zwojów podstawy mózgu, ponieważ może wywierać silny wpływ hamujący na korę i obszary pnia mózgu (Majid i wsp., 2013). Na podstawie danych uzyskanych w wyniku elektrycznej stymulacji kory mózgowej wykazano, że dwie różne grupy obszarów korowych wpływają hamująco na odpowiedź mięśniową. Jednym z nich jest „ujemny obszar motoryczny” opisany przez Lüders i wsp. (1995). Stymulując obszary korowe elektrodami podtwardówkowymi z częstotliwością 50 [Hz] przez 5 [s]. Lüders i wsp. (1995) zdefiniowali ujemny obszar motoryczny jako obszar, który zakłóca toniczny skurcz mięśni. Główne ujemne obszary motoryczne pierwotnie znajdowały się w dolnym zakręcie czołowym, w obszarze M1 oraz SM. Mikuni i wsp. (2006) odkryli, że ujemny obszar motoryczny jest szerzej rozpowszechniony w PM. Drugą grupą wpływającą na zahamowanie mięśni jest „hamujący obszar motoryczny”, który powoduje przejściowe przerwanie trwającego skurczu (Ikeda i wsp., 2000; Rubboli i wsp., 2006). W przeciwieństwie do ujemnego obszaru motorycznego, hamujące obszary motoryczne zlokalizowane są w korze M1. Badanie Buccolieri i wsp. (2004) z wykorzystaniem TMS z parami impulsów wykazało, że przed początkiem relaksacji aktywność M1 zaczęła spadać i nastąpił wzrost krótkoterminowego hamowania wewnątrzkorowego (SICI). Ten wzorzec zmian jest odwrotny do tego, jaki występuje w przypadku skurczu mięśni (Reynolds i Ashby, 1999; Soto i wsp., 2010), natomiast Begum i wsp. (2005) odnotowali spadek SICI przed relaksacją mięśni. Różnice te mogą wynikać z zastosowania przez tych badaczy różnych zadań przed relaksacją mięśni oraz stosowanych protokołów stymulacji z zastosowaniem TMS.

Podsumowując, obserwowany w niniejszej pracy wzrost aktywności korowej półkuli ipsilateralnej może głównie wynikać z przejściowego wzrostu pobudliwości tych obszarów przed relaksacją mięśni szkieletowych, natomiast za spadek MRCP na półkuli kontralateralnej może odpowiadać hamowanie międzypółkulowe. A co za tym idzie, można domniemywać, że zastosowany MT wywiera większy wpływ na obszary korowe zlokalizowane na półkuli ipsilateralnej do wykonywanego zadania.

VI 2. Wpływ 4-tygodniowego treningu mentalnego na ośrodkowe mechanizmy relaksacji mięśni szkieletowych kończyny niedominującej

W przedstawionej pracy dokonano również oceny wpływu 4-tygodniowego MT na aktywność kory mózgu podczas relaksacji dla kończyny niedominującej. Na podstawie uzyskanych wyników zaobserwowano niższe wartości MRCP zarówno na półkuli ipsi-, jak i kontralateralnej. Zanotowano istotnie niższe wartości amplitudy sygnału EEG dla jednej elektrody (FT8) na półkuli kontralateralnej nad obszarem PM oraz dla trzech elektrod lokalizowanych nad obszarami SMA (FC1) i M1 (C3, CPP5h). Na odnotowane obniżenie wartości MRCP po MT podczas relaksacji mięśni dla kończyny niedominującej mógł mieć fakt, że kończyna ta jest w mniejszym stopniu wykorzystywana w czynnościach dnia codziennego w porównaniu z kończyną dominującą. Tym samym mechanizmy ośrodkowe kontroli relaksacji mięśni kończyny niedominującej są bardziej podatne na wpływy i obwody neuronalne aktywne podczas jej pracy (w tym przypadku zadania relaksacji) i mogą ulec większym zmianom neuroplastycznym w wyniku procesu uczenia się zadania niż w przypadku kończyny dominującej.

Na obniżenie wartości MRCP w kończynie niedominującej podczas relaksacji w niniejszej dysertacji mógł mieć wpływ wspomagający transfer między kończynami, gdzie aktywność kory w trakcie wykonywania zadania kończyną dominującą, w związku z łatwością wykonywanego zadania, mogła doprowadzić do zmiany programu ruchowego kończyny niedominującej. Transfer bilateralny umiejętności ruchowych to zjawisko, w którym jednostronny trening powoduje poprawę wykonania zadania motorycznego strony przeciwnej (Ruddy i Carson, 2013). Badania licznych autorów (Munn i wsp., 2004; Carroll i wsp., 2006; Dragert i Zehr, 2013) wskazują, że jednostronny trening siłowy zwiększa siłę kończyny przeciwnej. Potwierdza to wcześniejsze badania Imamizu i Shimojo (1995) o tym,

że jednostronna poprawa dokładności kontroli motorycznej przekłada się na poprawę wydajności motorycznej kończyny przeciwnej. Takie zjawisko może skutkować reorganizacją kory mózgowej oraz zmianami jej pobudliwości, co może sugerować, że MT może modyfikować kontrolę motoryczną w M1 i być może na poziomie rdzenia kręgowego. By móc to jednoznacznie stwierdzić potrzebne są jednak dalsze badania w tym kierunku. Takie badania znalazłyby przełożenie na praktykę kliniczną u pacjentów z zaburzonym mechanizmem relaksacji. W trakcie rehabilitacji u pacjentów po udarze mózgu oraz u pacjentów z zaburzeniami ruchowymi (np. chorującymi na chorobę Parkinsona) obecnie stosuje się ćwiczenia z wykorzystaniem kończyny zdrowej, w celu poprawy sprawności kończyny przeciwnej. Badania Camus i wsp. (2009) w swoich badaniach wyjaśnili neurofizjologiczne mechanizmy transferu międzykończynowego. Warto zauważyć, że ich badania z wykorzystaniem TMS wykazały, że poprawa sprawności motorycznej jednej ręki, wywołana jednostronnymi ćwiczeniami, jest powiązana z pobudliwością przeciwnej kory ruchowej. Co więcej, badania Dai i wsp. (2001) i van Duinen i wsp. (2008) wykazały, że jednostronny ruch nie tylko zwiększa aktywność ipsilateralnej kory ruchowej, ale także aktywuje ipsilateralną korę czuciowo-ruchową, obszary przedruchowe i przeciwległy mózdzek. Zatem mechanizm przeniesienia bilateralnego (międzykończynowego) może obejmować uzupełniające się zmiany pobudliwości między prawą i lewą półkulą. Chociaż nie można wykluczyć adaptacji na poziomie rdzenia kręgowego, dostępne dowody sugerują, że adaptacje w obrębie sieci korowych rozciągających się na nietrenowaną kończynę będą prawdopodobnie głównie odpowiedzialne za zjawisko przeniesienia bilateralnego (Ruddy i Carson, 2013). Badania z wykorzystaniem TMS wykazały również, że aktywacja jednej kończyny powoduje zależne od intensywności skurczu zmiany pobudliwości ścieżek neuronalnych transferujących do przeciwnej kończyny (Liepert i wsp., 2001). Z badań Perez i Cohen (2008) wynika, że im silniejszy skurcz jednej kończyny, tym większa zmiana pobudliwości obserwowana w projekcjach na kończynę przeciwną. W związku z tym, że aktywność korowa podczas skurczu aktywuje podobne obszary kory mózgu co podczas relaksacji, można domniemywać, że opisany proces może mieć również miejsce podczas zadania relaksacji mięśni. W przedstawionej pracy własnej nie można jednak jednoznacznie stwierdzić czy to transfer międzykończynowy miał wpływ na zmiany w wartościach MRCP

po zastosowanym MT, ponieważ efekty podczas relaksacji kończyny niedominującej mogły zostać wywołane przez sensoryczne sprzężenie zwrotne spowodowane skurczem mięśni kończyny dominującej. Dlatego jest mało prawdopodobne, aby zmiany podczas relaksacji kończyny niedominującej były w całości wywołane zmianami uzyskanymi podczas relaksacji kończyny dominującej.

W przeciwieństwie do poprzednich badań (Lee i wsp., 2010; Hinder i wsp., 2011) wykazujących obustronny wzrost pobudliwości korowo-rdzeniowej po unilateralnej praktyce ruchowej w badaniu Stöckel i wsp. (2016) znacznej poprawie umiejętności nietrenowanej kończyny nie towarzyszyła zwiększona pobudliwość kory. Brak zmian w pobudliwości korowej zaobserwowali również Pascual-Leone i wsp. (1995) oraz Perez i wsp. (2007). Ponadto, badania Duque i wsp. (2008) wykazały również, że transferowi umiejętności motorycznych może towarzyszyć spadek pobudliwości nietrenowanej kończyny. Prawdopodobnym mechanizmem przyczyniającym się do poprawy umiejętności nietrenowanej kończyny jest zmniejszone hamowanie międzypółkulowe, które ulega zmniejszeniu z trenowanej do nietrenowanej kończyny, szczególnie w obszarze M1 (Perez i Cohen, 2008). Powyższe badania mogą wyjaśniać obniżenie wartości MRCP odnotowane w przedstawionej dysertacji w kończynie niedominującej. Badania Buccolieri i wsp. (2004) i Motawar (2012) sugerują, że relaksacji mięśni może towarzyszyć zmniejszenie aktywności M1 związane z krótkotrwałym wzrostem hamowania wewnątrzkorowego (SICI). Łącznie, działania te powodują zmniejszenie wpływów korowo-rdzeniowych (Kamper i wsp., 2003). Neurofizjologiczne mechanizmy modulacji rdzeniowej mogą być regulowane przez wpływy korowo-rdzeniowe (Begum i wsp., 2005).

Podsumowując, obniżenie aktywności korowej po MT podczas relaksacji wykonywanej kończyną niedominującą może pozostawać pod wpływem mechanizmów związanych z (i) transferem międzykończynowym (dla kończyny dominującej odnotowano wzrost MRCP po treningu po stronie ipsilateralnej); (ii) uczeniem się, które związane jest z przemodelowaniem sieci neuronalnych odpowiedzialnych za kontrolę procesu relaksacji.

VI 3. Ośrodkowe mechanizmy relaksacji mięśni szkieletowych kończyny dominującej i niedominującej przed i po zastosowaniu 4-tygodniowego treningu mentalnego

Na podstawie przeprowadzonej analizy w niniejszej pracy zaobserwowano wyższe wartości MRCP podczas relaksacji wykonywanej kończyną niedominującą w porównaniu do kończyny dominującej. Istotne różnice pomiędzy kończynami zanotowano dla dwunastu elektrod zlokalizowanych nad obszarami kory wzrokowej (PO8), pierwszorzędowej kory czuciowej (S1) (CP2, TP8, TPP8h, CP6, CP6), M1 (C4, CPP6h, C6, C1) oraz PM (FC3) przed MT. Wartości MRCP obserwowane po 4-MT były wyższe dla kończyny dominującej w porównaniu do kończyny niedominującej. Istotne różnice odnotowano dla jednej elektrody (C5) umiejscowionej nad M1.

Odnotowane w przedstawionych badaniach niższe wartości MRCP przed MT dla kończyny dominującej w porównaniu do kończyny niedominującej mogą wynikać z wytrenowania poziomu umiejętności trenowanego (wyobrażanego) zadania, które było dobrze znane osobom badanym w tym eksperymencie (ruch sięgania i chwytania). Planowanie i realizacja sekwencji motorycznych polegają na konsolidacji i analizie informacji z różnych modalności sensorycznych na podstawie których system kontroli ruchu planuje, koordynuje i wykonuje program ruchu. PPC przetwarza zarówno wrażenia sensoryczne jak i motoryczne (ruchowe), odgrywa podstawową rolę podczas integracji sensomotorycznej oraz działa jak interfejs czuciowo-ruchowy. Istnieje kilka badań (Karabanov i wsp., 2012) sugerujących, że integracja słuchowo-ruchowa oraz wzrokowo-ruchowa podczas uczenia się ruchu odzwierciedla aktywność właśnie w PPC. Podczas kontroli ruchów ręką niezwykle istotna jest integracja sensomotoryczna, co potwierdzają badania z wykorzystaniem EEG i fMRI. Anatomicznie PPC jest silnie połączona z obszarami ruchowymi i przedruchowymi. Motawar i wsp. (2012) wykazali, że chwyt siłowy kontrolowany jest przez ścieżki korowo-rdzeniowe w mniejszym stopniu niż w trakcie precyzyjnego chwytu, gdzie w swoich badaniach zaobserwowali wzrost SICI wraz z relaksacją mięśni po wykonaniu chwytu siłowego. Może to być spowodowane tym, że pobudliwość kory ruchowej zmienia się w podobny sposób dla precyzyjnego i siłowego chwytu, ale z różnymi poziomami korowej kontroli (Flament i wsp., 1993). Badania Motowar i wsp. (2012) i Buccolieri i wsp. (2004) dowodzą, że wzrost SICI

podczas relaksacji mięśni może zahamować skurcz mięśnia poprzez zmniejszone torowanie korowo-rdzeniowe lub aktywację rdzeniowych neuronów hamujących za pośrednictwem interneuronów. Podobne wyniki uzyskali Schieppati i Crenna (1984, 1985), którzy wykazali zmniejszoną pobudliwość rdzeniowych neuronów ruchowych podczas dowolnego rozluźnienia mięśni szkieletowych. Według Ashby (1995) rozluźnienie mięśni może reprezentować aktywność neuronalną, która może bezpośrednio hamować rdzeniowe neurony ruchowe lub też wynikać z korowego hamowania. Ostatni mechanizm nie jest jednak wystarczający do całkowitego wyjaśnienia fizjologicznych korelacji relaksacji mięśni, ponieważ zakłada, że synapsy hamujące, choć mniej liczne, wykazują większą efektywność i mniejsze zużycie energii w porównaniu do synaps pobudzających.

Uzyskane w niniejszej pracy niższe wartości MRCP po zastosowanym MT na półkuli ipsi- oraz kontralateralnej podczas relaksacji wykonywanej kończyną niedominującą są wynikiem procesu uczenia się kończyny niedominującej. W dostępnej literaturze istnieją dowody świadczące o tym, że ręczność również wpływa na uczenie się umiejętności motorycznych. Osoby praworęczne wykazują znacznie większą poprawę umiejętności w zakresie ręki dominującej w porównaniu z niedominującą, osoby leworęczne wykazują porównywalne efekty uczenia się w przypadku obu rąk (McGrath i Katak, 2016). Wang i wsp. (2020) w swoich badaniach zaobserwowali różnice w procesie nabywania zdolności motorycznych między leworęcznymi a praworęcznymi uczestnikami badania, obejmujące zarówno trenowaną kończynę, jak i nietrenowaną kończynę. Zjawisko transferu międzykończynowego (edukacji krzyżowej) jest kontrolowane na wielu poziomach układu nerwowego, w tym w sieciach korowych, podkorowych i rdzeniowych (Hortobágyi, 2005; Barss i wsp., 2016). Verstynen i wsp. (2005) w swoim badaniu z wykorzystaniem fMRI sugerują, że ipsilateralna aktywność kory ruchowej w zadaniach unilateralnych różni się u osób leworęcznych i praworęcznych. Aktywność ta jest powiązana ze złożonością (trudnością) zadania (tj. w zależności od wykonania zadania za pomocą ruchów obejmujących jeden palec, wiele palców lub sekwencyjnych ruchów palców). Dotychczasowe wyniki badań dotyczą zachowania się amplitudy MRCP podczas wykonania ruchu, a nie relaksacji, ale wyniki badań przedstawione w niniejszej dysertacji mogą wskazywać na inny mechanizm regulujący ten transfer. Yokoyama i wsp. (2019) z użyciem fMRI wykazali różnice w aktywacji korowej, szczególnie w PM pomiędzy dominującą

(prawą) i niedominująca (lewą) ręką podczas zadań generowania siły i relaksacji mięśni. Sugeruje to, że PM lewej półkuli u osób praworęcznych odgrywa ważną rolę zarówno w skurczu jak i relaksacji. Dodatkowo analiza latencji (szczytowych opóźnień; ang. *peak latencies*) pokazała, że występowały one znacznie później na półkuli ipsilateralnej niż na półkuli kontralateralnej w PPC i PM, ale nie w M1. Z kolei Toma i wsp. (1999) zaobserwowali wzrost BOLD po relaksacji w kontralateralnej M1 i bilateralnej SMA, a Spraker i wsp. (2009) stwierdzili również wyższą aktywność w prawej DLPFC w porównaniu do generowania siły. Buccolieri i wsp. (2004) wyróżnili trzy możliwe mechanizmy dla relaksacji mięśni. Pierwszy z nich obejmuje aktywację motoneuronów korowych, które rzutują na rdzeniowe interneurony hamujące, co potwierdzają także badania innych autorów (Terada i wsp., 1995; Yazawa i wsp., 1999; Toma i wsp., 1999). Drugi mechanizm odnosi się do zmniejszenia udziału obszarów przedruchowych na aktywność pierwotnej kory ruchowej, jednak w badaniu przeprowadzonym przez Pope i wsp. (2007) nie znalazło to potwierdzenia. Trzeci mechanizm dotyczy z kolei hamowania kory ruchowej za pośrednictwem interneuronów hamujących, co zostało również potwierdzone z wykorzystaniem TMS badającej krótkotrwałe hamowanie wewnątrzkomórkowe poprzedzające generowanie siły i relaksację mięśni. Czwarty możliwy mechanizm związany z relaksacją mięśni został zasugerowany przez Shahani i Young (1976) na podstawie zjawiska miokloni ujemnej spowodowanej przez przerwanie tonicznej aktywności mięśni. Badania Toma i wsp. (1999) z wykorzystaniem fMRI ujawniły czasowe zahamowanie odpowiedzi hemodynamicznej na początku skurczu dowolnego i relaksacji mięśni w kontralateralnej do ruchu M1 i SMA. Z kolei Spraker i wsp. (2009) stwierdzili różnice w lokalnych wzorcach aktywności mózgowej i na ich podstawie wywnioskowali istnienie różnych mechanizmów związanych z generowaniem skurczu i relaksacją mięśni. Unilateralny ruch jest zasadniczo kontrolowany przez pierwotną korę ruchową (M1) w kontralateralnej do ruchu półkuli. Badania z wykorzystaniem fMRI i TMS (Aramaki i wsp., 2006; Hayashi i wsp., 2008) wykazały, że aktywacja neuronalna w ipsilateralnej M1 podczas jednostronnego ruchu ręki jest często wyższa w lewej półkuli (M1) niż w prawej wśród osób praworęcznych. Wskazuje to, że asymetryczna aktywność neuronalna w M1 jest zaangażowana w wykonywanie ruchu, a lewa półkula specjalizuje się w ruchu dla obu rąk u osób praworęcznych. Ponadto, Verstynen i wsp. (2005) wykazali, że aktywacja

neuralna w ipsilateralnej M1 była wyższa podczas złożonych niż podczas prostych zadań ruchowych, co sugeruje, że rekrutacja aktywności neuralnej w ipsilateralnej M1 jest związana ze stopniem trudności zadania motorycznego. Na podstawie wyników badań przedstawionych w niniejszej pracy można stwierdzić, że w proces relaksacji mięśni w większym stopniu zaangażowane są obszary kory czuciowo-ruchowej po stronie ipsilateralnej do kończyny wykonującej zadanie. Może to sugerować, że podczas relaksacji mięśni szkieletowych większa aktywność korowa wynika z hamowania międzypółkulowego. W badaniu Hanakawa i wsp. (2003) analiza mapowania wykazała większe zaangażowanie M1, PMd, SMA, płatów przedśrodkowych, wieczka ciemieniowo-skroniowego, przednio-przyśrodkowej części półkuli mózdzku i robaka mózdzku w wykonaniu ruchu niż w trakcie jego wyobrażenia. Wyższą aktywność obserwowano po stronie kontralateralnej kory do wykonywanego ruchu, podczas gdy aktywność mózdzku była wyższa po stronie ipsilateralnej.

VI 4. Wpływ 4-tygodniowego treningu mentalnego na czynność bioelektryczną mięśni szkieletowych podczas relaksacji

W ramach eksperymentu oceniono również wpływ 4-tygodniowego treningu mentalnego na czynność bioelektryczną mięśni szkieletowych podczas relaksacji. Po analizie uzyskanych wyników stwierdzono, że nie wystąpiły istotne zmiany w amplitudzie sygnału EMG (RMS [μ V]) mięśni FDI i APB po zastosowaniu MT. Nie zaobserwowano istotnych zmian zarówno w amplitudzie EMG podczas relaksacji z poziomu maksymalnego (MVIC), jak i submaksymalnego (SVIC) rozwijanej siły, niezależnie, czy chwyt wykonywany był kończyną dominującą czy niedominującą. Nie zaobserwowano także różnic w amplitudzie sygnału EMG pomiędzy kończynami (dominującą i niedominującą), przed, jak i po treningu mentalnym. Zanotowany brak zmian amplitudy sygnału EMG podczas relaksacji może świadczyć o braku wpływu MT na mechanizm derekrutacji jednostek motorycznych do poziomu spadku siły o 50%. Amplituda sygnału EMG podczas relaksacji zależy od derekrutacji (wyłączania się) jednostek motorycznych, zmniejszenia częstotliwości ich wyładowań (pobudzeń) oraz ich synchronizacji. Może to sugerować, że zastosowany MT, niezależnie od kończyny, nie wpłynął na mechanizmy strategii wyłączania (derekrutacji) jednostek motorycznych,

jak również na zmniejszenie częstotliwości wyładowań motoneuronów derekrutowanych jednostek ruchowych. MT nie miał również wpływu na mechanizmy derekrutacji jednostek motorycznych niezależnie od poziomu siły (MVIC czy SVIC). Orizio i wsp. (2004) sugerują, że próg derekrutacji jednostek motorycznych w trakcie relaksacji z poziomu maksymalnego skurczu dowolnego podczas stopniowego spadku siły zginaczy stawu łokciowego jest wyższy niż próg rekrutacji jednostek motorycznych podczas stopniowego narastania siły. W przypadku spadku siły w trakcie szybkiej relaksacji z poziomu submaksymalnego (20% MVIC) proces derekrutacji jednostek motorycznych jest regulowany głównie przez liczbę derekrutowanych, aktywnych jednostek motorycznych głównie typu S (ang. *slow*, jednostki motoryczne wolnokurczliwe) i FR (ang. *fast resistance*, jednostki motoryczne szybko kurczliwe, odporne na zmęczenie). Zatem, poziom siły determinuje udział różnych jednostek (S, FR, FF (ang. *fast fatigable*, jednostki motoryczne szybko kurczliwe męczące się)) oraz ilość aktywnych jednostek motorycznych. Zastosowany MT zgodnie z założeniami treningu mentalnego wg Schuster i wsp. (2011) był ukierunkowany na wykonanie zadania polegającego na wyobrażeniu sobie przez osobę badaną ruchu sięgania i chwytania. Zatem nie był ukierunkowany jedynie na dezaktywację mięśni (relaksację), co mogło się przyczynić do braku zaobserwowanych zmian w strategii dezaktywacji mięśni podczas relaksacji. Trening funkcjonalnego zadania zawierał fazy dezaktywacji mięśni, które związane były z kontrolą zmiany przyspieszenia podczas sięgania oraz dopasowania dłoni podczas fazy chwytu. Podczas codziennych aktywności OUN musi kontrolować nie tylko generowanie siły, ale również jej zmniejszanie (Jaskólska i wsp., 2003; Kisiel-Sajewicz i wsp., 2005; Kisiel-Sajewicz, 2012). Badania dotyczące zmian w rekrutacji MUs i częstotliwości ich wyładowań (De Luca i wsp., 1982; Spiegel i wsp., 1996) przy tym samym poziomie generowanej siły podczas jej narastania lub relaksacji sugerują, że strategia dezaktywacji jednostek motorycznych nie odzwierciedla dokładnie strategii ich aktywacji, co prowadzi w konsekwencji do nieprzewidzianych zmian w kontroli siły wyjściowej (Orizio i wsp., 2010). Ter Haar Romeny i wsp. (1982) wykazali, że poziom siły podczas relaksacji po izometrycznym skurczu dowolnym, po którym określona jednostka motoryczna (ang. *motor unit*, MU) zostaje zderekrutowana, może być inny niż poziom siły, przy którym następuje aktywacja tej jednostki podczas skurczu mięśnia. W mięśniu dwugłowym ramienia (głowa długa) większość jednostek motorycznych zostaje

wyłączona przy stosunkowo niskich poziomach siły, co oznacza, że w tym mięśniu przy określonym poziomie siły więcej jednostek motorycznych jest aktywowanych podczas relaksacji niż podczas skurczu. Ponadto, ter Haar Romeny i wsp. (1982) stwierdzili, że częstość wyładowań jednostek motorycznych jest niższa podczas relaksacji niż podczas skurczu przy tym samym poziomie siły. Potwierdzają to badania innych autorów (De Luca i wsp., 1982; Gorassini i wsp., 2002), którzy stwierdzili, że próg derekrutacji jednostek motorycznych jest niższy niż próg ich rekrutacji podczas dowolnej relaksacji mięśni. Podczas relaksacji średnia częstotliwość wyładowań jednostek motorycznych jest niższa niż podczas wzrostu siły zarówno w mięśniach kończyn górnych, jak i dolnych. Ten efekt wynika z adaptacji jednostek motorycznych do częstotliwości pobudzeń oraz zmniejszonej liczby wpływów zarówno pobudzających, jak i hamujących na synapsy motoneuronów (Kisiel-Sajewicz, 2012). Gorassini i in. (2002) wskazali, że głównym mechanizmem odpowiedzialnym za zmniejszoną liczbę wyładowań motoneuronów podczas relaksacji jest wpływ ciągłego prądu dokomórkowego, regulowanego przez napięciowo-zależne kanały sodowe i wapniowe.

W badaniach MT pomiary EMG były i są najczęściej wykorzystywane do kontrolowania jawnych ruchów spowodowanych aktywnością mięśnia. Większość badaczy (m.in. Yue i Cole, 1992; Roth i wsp., 1996; Roure i wsp., 1998; Zabicki i wsp., 2019) bada i opisuje wpływ MT na OUN i zmiany w poziomie generowanej siły. Badania sugerują, że MT towarzyszy aktywność EMG, a nawet specyficzna selektywna aktywacja mięśni (Gandevia i wsp., 1997; Hashimoto i Rothwell, 1999). Autorzy ci rejestrowali aktywność podprogową, przy czym wielkość aktywacji stanowiła ułamek tej obserwowanej podczas rzeczywistego wykonania ruchu. Stwierdzili również, że wyobrażenie ruchu znajduje odzwierciedlenie w wielkości i lokalizacji obrazu EMG. Wyobrażenie wewnętrzne skutkuje wówczas znacznie większym pobudzeniem mięśni niż wyobrażenie zewnętrzne (Harris i Robinson, 1986; Bakker i wsp., 1996). Ponadto Bakker i wsp. (1996) oraz Boschker (2002) podali, że podczas MT przy ruchu jednej kończyny aktywność mięśni w aktywnej kończynie była większa niż w kończynie biernej, a wyobrażenie sobie podniesienia ciężkiego przedmiotu powodowało większą aktywność EMG niż w przypadku lżejszego przedmiotu (9 [kg] vs. 4.5 [kg]). Dane te sugerują zatem, że reakcje fizjologiczne odzwierciedlają organizację ruchu przestrzennego i ilościową charakterystykę MT.

Do tej pory nikt jeszcze nie przeprowadził badań, które sprawdzałyby skuteczność tego treningu na obwodowe mechanizmy relaksacji mięśni w kontekście zmian wielkości amplitudy RMS [μV].

Obserwowane w przedstawionej pracy zbliżone amplitudy sygnału EMG badanych mięśni przed i po treningu mentalnym mogą wskazywać na stabilną strategię derekrutacji jednostek motorycznych niezależnie od poziomu siły, z którego następuje relaksacja, zarówno dla kończyny dominującej i niedominującej. Na stabilność strategii dezaktywacji jednostek motorycznych, która nie ulega zmianie pod wpływem treningu mentalnego również może mieć wpływ udział elementów sprężystych mięśni szkieletowych odpowiadających za bierny mechanizm relaksacji.

VI 5. Wpływ 4-tygodniowego treningu mentalnego na obwodowe mechanizmy relaksacji mięśni oceniane poprzez analizę czasu połowy relaksacji oraz gradientu połowy relaksacji w warunkach skurczu maksymalnego oraz submaksymalnego

W ramach badania istotną kwestią była również ocena wpływu 4-tygodniowego treningu mentalnego na obwodowe mechanizmy relaksacji mięśni oceniane poprzez analizę czasu połowy relaksacji (PtR) oraz gradientu połowy relaksacji (GPR) w warunkach skurczu maksymalnego (MVIC) oraz submaksymalnego (SVIC).

W badaniach nie odnotowano wpływu MT na wartość maksymalnej siły skurczu dowolnego. W odniesieniu do relaksacji z obu poziomów (MVIC i SVIC) zanotowano duży wpływ efektu czynnika kończyny (dominująca vs niedominująca) (odpowiednio: $\eta^2=0.494$; $\eta^2=0.462$). Uzyskane wyniki dotyczące wartości maksymalnej siły skurczu dowolnego odbiegają od tych uzyskanych przez innych badaczy. Badania Verdijk i wsp. (2009) wykazały wzrost siły po zastosowaniu MT, co wynikało z wywołanego treningiem mentalnym wzmocnienia ośrodkowego sterowania mięśniami szkieletowymi. Innymi przyczynami wzrostu siły mięśniowej może być również adaptacja nerwowo-mięśniowa i specyfika adaptacji treningowej. Wyobrażanie mentalne organizuje program motoryczny i aktywuje neurony w różnych obszarach mózgu odpowiedzialnych za przygotowanie wykonania polecenia motorycznego, co, jak się uważa, prowadzi do zwiększenia wydajności ruchu oraz wspomaga proces uczenia się poprzez wielokrotne

używanie wyobrażeń. Guillot i Collet (2005) wykazali obecność bioelektrycznej aktywności mięśni podczas podprogowej mentalnej symulacji ruchu ukierunkowanego na wytwarzanie siły. Teoria psycho-nerwowo-mięśniowa postuluje, że sprężenie zwrotne generowane podczas wyobrażeń mentalnych pomaga wzmocnić program motoryczny odpowiadający zadaniu motorycznemu (Jacobson, 1931).

W niniejszych badaniach zanotowano istotne statystycznie skrócenie czasu połowy relaksacji (PtR) po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla kończyny niedominującej w skurczu maksymalnym. Nie wykazano jednak istotnego wpływu treningu na PtR w skurczu submaksymalnym. Dla kończyny dominującej nie zaobserwowano istotnego wpływu MT na zmianę PtR zarówno podczas relaksacji w skurczu maksymalnym oraz submaksymalnym. Uzyskane wyniki mogą sugerować, że trening mentalny może wpływać na parametr wykonawczy relaksacji, czyli skrócenie PtR dla kończyny niedominującej. Badania wielu autorów (Jaskólska i Jaskólski, 1997; Jaskólska, 1998; Andrzejewska i wsp., 2014) sugerują, że na czas połowy relaksacji mogą mieć wpływ różne czynniki, takie jak zmęczenie mięśniowe, poziom aktywności neuronalnej oraz właściwości biomechaniczne mięśnia. Poziom aktywności neuronalnej może wpływać na PtR poprzez regulację aktywności motoneuronów i synchronizację ich deaktywacji. Ponadto, właściwości biomechaniczne mięśnia, takie jak elastyczność i sprężystość, mogą mieć również wpływ na PtR poprzez regulację ich kinetyki. Poza elementami kurczliwymi, mięśnie są również wyposażone w elementy elastyczne (sprężyste). W ludzkich mięśniach można wyróżnić dwa główne typy włókien mięśniowych: szybko i wolno kurczące się (FT i ST). Różnią się one zawartością elementów elastycznych, związanych z różną ilością kolagenu. Włókna wolno kurczące się (ST) charakteryzują się większą liczbą włókien kolagenowych niż włókna szybko kurczące się (FT), co w rezultacie wpływa na większą sztywność włókien ST (Kovanen i wsp., 1984). W związku z tym skład włókien w danym mięśniu szkieletowym będzie miał istotny wpływ na jego właściwości mechaniczne. Ponadto, nie tylko skład, ale także liczba włókien mięśniowych wpływa na ilość elementów elastycznych w mięśniu (Jaskólska i Jaskólski, 2020). Wyobrażenie ruchu może sprzyjać bardziej efektywnemu wykorzystaniu sygnałów nerwowych, co może skutkować skróceniem czasu potrzebnego do relaksacji mięśni. Relaksacja mięśni szkieletowych jest inicjowana przez zmniejszenie stężenia sarkoplazmatycznego jonów wapnia (Ca^{2+}).

Głównie o efektywności tego procesu decydują trzy kolejne etapy usuwania Ca^{2+} : dysocjacja Ca od troponiny C, translokacja Ca do siateczki sarkoplazmatycznej (SR), oraz pobieranie Ca do SR przez pompę wapniową (Westerblad i wsp., 1997). SR jest głównym regulatorem wewnątrzkomórkowych jonów Ca^{2+} w mięśniach szkieletowych, a co za tym idzie proces relaksacji i zwiększony wychwyty Ca mogą wpływać na czas relaksacji w kierunku jej skrócenia. Szybkość odłączania mostków poprzecznych i rozpad cytoplazmatycznego Ca^{2+} przez aktywność sarkoplazmatyczną Ca^{2+} -ATPazy są głównymi determinantami szybkości relaksacji mięśni szkieletowych (Gillis, 1985; Dux, 1993). Wydłużenie PtR jest obserwowane z kolei w sytuacji zmęczenia mięśni szkieletowych, któremu towarzyszy również spadek maksymalnej siły (MacIntosh i wsp., 1994). W przypadku zmęczenia, wydłużenie PtR wynika z działania kilku mechanizmów. Jednym z głównych czynników jest spowolnienie wychwyty Ca^{2+} przez SR. Zmniejszona szybkość wewnątrzkomórkowego usuwania Ca^{2+} może spowolnić dysocjację miofilamentów, przedłużając w ten sposób relaksację mięśni, a także może wpłynąć na stechiometrię pomiędzy pobieraniem a uwalnianiem Ca^{2+} powodując zmniejszone jego uwalnianie i w konsekwencji spadek napięcia mięśniowego (Booth i wsp., 1997). Proces relaksacji stanowi istotną część całkowitego zużycia energii w mięśniach podczas krótkich, powtarzających się skurczów mięśni. Zatem podczas cyklicznych ruchów o dużej intensywności usprawnienie relaksacji mięśni może prawdopodobnie przyczynić się do zmniejszenia całkowitego wydatku energetycznego, zarówno poprzez zmniejszenie kosztu energetycznego relaksacji, jak i zmniejszenie aktywności współskurczy (van Leemputte i wsp., 1999). Można oczekiwać, że skrócenie PtR na skutek treningu poprawi efektywność ruchu w zadaniach zawierających serię szybkich koncentrycznych skurczów, ponieważ czas relaksacji po koncentrycznym skurczu jest krytyczny dla wielkości spadku siły po skurczu. Zatem podczas aktywności mięśni polegających na szybkich, powtarzalnych, krótkich skurczach i rozkurczach mięśni, bez przerw pomiędzy nimi, szybsza relaksacja mięśni może znacząco przyczynić się do poprawy mocy samego mięśnia. Ruch jest wynikiem pracy antagonistycznych par mięśni, które cyklicznie się wydłużają i skracają. Mechaniczne właściwości mięśni szkieletowych są zależne od długości mięśnia (zależność siła-długość), a generowana wielkość siły zależy od prędkości skracania (zależność siła-prędkość), co determinuje generowaną przez mięśnie moc (Hill, 1973; Huxley i Simmons, 1971).

Przebieg relaksacji po skurczu dowolnym jest również powiązany z aktywnością mięśni synergistycznych i antagonistycznych, co ma kluczowe znaczenie podczas wykonywania szybkich ruchów cyklicznych. Zwiększenie szybkości relaksacji umożliwia szybsze rozwinięcie kolejnego skurczu, co wpływa na efektywność ruchów dowolnych (Adach, 2002). Jeśli mięsień agonistyczny nie rozluźnia się wystarczająco szybko, mięsień antagonistyczny musi zużyć energię, aby przeciwstawić się sile generowanej przez aktywowany mięsień agonistyczny. Zatem zwiększenie szybkości aktywacji mięśni w celu zwiększenia siły podczas skracania oraz zwiększenie szybkości relaksacji w celu zmniejszenia oporu podczas wydłużania, zwiększy moc wyjściową mięśni wynikającą z cyklicznych skurczów. Należy jednak pamiętać, że szybsze tempo aktywacji i relaksacji jest kosztowne energetycznie. Aby zwiększyć szybkość aktywacji, wymagana jest większa liczba kanałów dla uwalniania jonów Ca i większa objętość SR, co zmniejsza przestrzeń włóknistą dla białek kurczliwych. Jeszcze bardziej energochłonne jest zwiększenie szybkości relaksacji, ponieważ potrzeba więcej Ca²⁺-ATPaz, aby zwiększyć wychwytywanie wapnia z mioplazmy do SR (Calderón i wsp., 2014).

W niniejszej dysertacji oceniono również wpływ 4-tygodniowego treningu mentalnego na gradient połowy relaksacji (GPR) na dwóch poziomach siły (maksymalnej i submaksymalnej). Na podstawie uzyskanych wyników zaobserwowano istotny wpływ MT na GPR w skurczu maksymalnym (MVIC) dla kończyny niedominującej. Dla kończyny dominującej nie stwierdzono istotnych zmian w gradiencie połowy relaksacji. Na GPR mogą wpływać w pośredni sposób czynniki związane ze zmianą aktywności korowej (poprzez regulację tempa deaktywacji jednostek motorycznych oraz synchronizację ich aktywności), zmiany metaboliczne w mięśniach szkieletowych (poprzez regulację poziomu ATP i jonów wapniowych w mięśniach) oraz ich właściwości biomechaniczne (takie jak elastyczność i sprężystość mięśnia).

Przeprowadzona ocena wpływu 4-tygodniowego treningu mentalnego na mechanizmy relaksacji mięśni, wykorzystując analizę czasu połowy relaksacji (PtR) oraz gradientu połowy relaksacji (GPR) podczas skurczu maksymalnego (MVIC) i submaksymalnego (SVIC) wykazały wpływ MT na czas połowy relaksacji (PtR) podczas MVIC dla kończyny niedominującej, podczas gdy dla kończyny dominującej

nie zaobserwowano żadnych zmian. Zmiany w PtR i GPR mogą być wynikiem treningu mentalnego, co ma potencjalne znaczenie dla efektywności ruchu oraz wydajności pracy mięśni podczas różnych działań fizycznych. Ponadto, skrócenie czasu relaksacji może przyczynić się do zmniejszenia całkowitego wydatku energetycznego i zwiększenia siły mięśniowej, szczególnie w przypadku cyklicznych skurczów mięśni.

Na podstawie wyników uzyskanych w niniejszej dysertacji można stwierdzić, że 4-tygodniowy trening mentalny, który koncentrował się na wyobrażeniach ruchu, miał wpływ na mechanizmy relaksacji mięśni. Wyniki te wskazują, że trening mentalny może mieć zróżnicowane efekty na ośrodkowe i obwodowe aspekty kontroli spadku siły (relaksacji). Podczas analizy wpływu treningu mentalnego na siłę maksymalnego skurczu dowolnego nie zaobserwowano znaczących zmian. Niemniej jednak, obserwowano istotne zmiany w czasie połowy relaksacji (PtR) dla kończyny niedominującej po skurczu maksymalnym. To sugeruje, że trening mentalny może mieć bardziej wyraźny wpływ na relaksację mięśni kończyny niedominującej niż dominującej. Analiza gradientu połowy relaksacji (GPR) wykazała istotne zmiany po treningu dla kończyny niedominującej, zwłaszcza w kontekście skurczu maksymalnego. Zanotowane wyniki mogą mieć istotne konsekwencje dla praktyki sportowej oraz terapeutycznej, sugerując, że trening mentalny może być skuteczną metodą poprawy efektywności relaksacji, przez to sprawności pracy mięśni. Skrócenie czasu relaksacji może również przyczynić się do zmniejszenia zmęczenia mięśniowego i poprawy ogólnej wydolności fizycznej. Wnioski te wskazują na potencjalne zastosowania treningu mentalnego w celu poprawy kontroli motorycznej u sportowców oraz osób z zaburzeniami kontroli napięcia mięśniowego. Dodatkowe badania są jednak konieczne w celu lepszego zrozumienia mechanizmów wpływających na relaksację mięśni i optymalnego wykorzystania treningu mentalnego w celu poprawy funkcji motorycznych. Przedstawione w niniejszej pracy wyniki badań mogą znaleźć zastosowanie w pracach nad interfejsami mózg-komputer oraz mogą zostać wykorzystane przez fizjoterapeutów do poszerzenia swojej praktyki w pracy z pacjentem/klientem o trening mentalny oparty na wyobrażeniu ruchowym.

VI 6. Ograniczenia przeprowadzonych badań

W przeprowadzonych badaniach można wykazać kilka elementów, które w przyszłości można zweryfikować i dogłębniej zanalizować. Ponieważ przedstawione wyniki odnoszą się do badań podstawowych na grupie osób młodych i zdrowych, należałoby rozszerzyć grupę docelową o inne osoby (np. pacjentów z oddziałów neurologicznych czy też osób starszych). Zastosowany w niniejszej rozprawie trening mentalny oparty na wyobrażeniu przez osoby badane ruchu chwytania jest trudny do obiektywnego monitorowania. Jako osoby przeprowadzające trening nigdy nie mamy zupełnej pewności czy osoba poddana treningowi rzeczywiście wyobraża sobie zadany ruch. Jako że w niniejszej pracy wykorzystano trening zaprojektowany na podstawie podejścia PETTLEP (Schuster i wsp., 2011) oznaczającego odniesienie do aspektu fizycznego, środowiska (otoczenia), parametru czasowego, zadania (dobranego do treningu), uczenia się, emocji oraz perspektywy (MI oraz EMI – opisane w rozdziale Wstęp oraz Materiał i metody badawcze) należy wziąć pod uwagę różnicę w wynikach własnych oraz badań innych autorów. W zastosowanym treningu wykorzystano specyficzne zadanie motoryczne (ruch sięgania i chwytania), a czas wykonania tego zadania nie był odgórnie narzucony ze względu na istniejącą zmienność osobniczą. Brak istotnego wpływu MT na relaksację mięśni szkieletowych (FDI i APB) mógł z kolei wynikać z doboru treningu. W przyszłości planowane są badania z wykorzystaniem treningu mentalnego ukierunkowanego stricte na proces relaksacji mięśni. Wyniki zaprezentowane w pracy wpływu MT na ośrodkowe i obwodowe mechanizmy relaksacji poszerzyły dotychczasową wiedzę na temat mechanizmów organizacji i sterowania relaksacją mięśni szkieletowych, ale nadal wiele aspektów kontroli tego złożonego procesu nie jest jasnych. Przyszłe badania z wykorzystaniem MT ukierunkowanego na relaksację mięśni i jego wpływu na mózgowie, pozwolą nam dokładniej zbadać mechanizmy ośrodkowe leżące u podstaw relaksacji. Szersza analiza procesów dynamicznych zachodzących w obszarach kory mózgu zostanie uzupełniona podczas przygotowywania danych do artykułu naukowego. Za pomocą analizy koherencji sygnałów EEG pomiędzy różnymi elektrodami oraz pomiędzy sygnałem EEG i EMG będzie można dokładniej określić mechanizmy leżące u podstaw relaksacji i wpływu treningu mentalnego na te mechanizmy. Dodatkowo wykonanie analizy w dziedzinie częstotliwości poprzez analizę zjawisk synchronizacji (ERS) i desynchronizacji (ERD)

związanych z relaksacją pozwoli nam uzupełnić informacje przedstawione w niniejszej dysertacji.

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 ciemieniowej) 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 PIŚMIENICTWO

1. Adach Z. Charakterystyka cech siłowo-szybkościowych wybranych grup mięśniowych u mężczyzn w różnym wieku a poziom wydolności anaerobowej-fosfagenowej. Akademia Wychowania Fizycznego im. Eugeniusza Piaseckiego w Poznaniu 2002, Monografie Nr 350.
2. Andrzejewska R, Jaskólski A, Jaskólska A, Gobbo M, Orizio C. Electromyogram features during linear torque decrement and their changes with fatigue. *Eur J Appl Physiol* 2014, 114(10): 2105-2117.
3. Aramaki Y, Honda M, Sadato N. Suppression of the non-dominant motor cortex during bimanual symmetric finger movement: a functional magnetic resonance imaging study. *Neuroscience* 2006, 141(4): 2147-2153.
4. Asanuma H, Okuda O. Effects of transcallosal volleys on pyramidal tract cell activity of cat. *J Neurophysiol* 1962, 25: 198-208.
5. Ashby P. Some spinal mechanisms of negative motor phenomena in humans. *Adv Neurol* 1995, 67: 305-320.
6. Auriat AM, Neva JL, Peters S, Ferris JK, Boyd LA. A Review of transcranial magnetic stimulation and multimodal neuroimaging to characterize post-stroke neuroplasticity. *Front Neurol* 2015, 6: 226.
7. Bakker FC, Boschker MSJ, Chung T. Changes in muscular activity while imagining weight lifting using stimulus or response propositions. *J Sport Exerc Psychol* 1996, 18: 313–324.
8. Barss TS, Pearcey GE, Zehr EP. Cross-education of strength and skill: an old idea with application in the aging nervous system. *Yale J Biol Med* 2016, 89(1): 81-86.
9. Begum T, Mima T, Oga T, Hara H, Satow T, Ikeda A, Nagamine T, Fukuyama H, Shibasaki H. Cortical mechanisms of unilateral voluntary motor inhibition in humans. *Neurosci Res* 2005, 53(4): 428-435.
10. 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.

11. Belus A, Piroddi N, Tesi C. Mechanism of cross-bridge detachment in isometric force relaxation of skeletal and cardiac myofibrils. *J Muscle Res Cell Motil* 2003, 24(4-6): 261-267.
12. Booth J, McKenna MJ, Ruell PA, Gwinn TH, Davis GM, Thompson MW, Harmer AR, Hunter SK, Sutton JR. Impaired calcium pump function does not slow relaxation in human skeletal muscle after prolonged exercise. *J Appl Physiol* (1985) 1997, 83(2): 511-521.
13. Boschker MS, Bakker FC, Michaels CF. Effect of mental imagery on realizing affordances. *Q J Exp Psychol A* 2002, 55(3): 775-792.
14. Braun SM, Beurskens AJ, Borm PJ, Schack T, Wade DT. The effects of mental practice in stroke rehabilitation: a systematic review. *Arch Phys Med Rehabil* 2006, 87(6): 842-852.
15. Buccolieri A, Abbruzzese G, Rothwell JC. Relaxation from a voluntary contraction is preceded by increased excitability of motor cortical inhibitory circuits. *J Physiol* 2004, 558(Pt 2): 685-695.
16. 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.
17. Calderón JC, Bolaños P, Caputo C. The excitation-contraction coupling mechanism in skeletal muscle. *Biophys Rev* 2014, 6(1): 133-160.
18. 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.
19. Camus M, Ragert P, Vandermeeren Y, Cohen LG. Mechanisms controlling motor output to a transfer hand after learning a sequential pinch force skill with the opposite hand. *Clin Neurophysiol* 2009, 120(10): 1859-1865.
20. Carroll TJ, Herbert RD, Munn J, Lee M, Gandevia SC. Contralateral effects of unilateral strength training: evidence and possible mechanisms. *J Appl Physiol* (1985) 2006, 101(5): 1514-1522.
21. Chen R, Cohen LG, Hallett M. Role of ipsilateral motor cortex in voluntary movement. *Can J Neurol Sci* 1997, 24(4): 284-291.

22. Chowdhury RH, Reaz MB, Ali MA, Bakar AA, Chellappan K, Chang TG. Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors (Basel)* 2013, 13(9): 12431-12466.
23. Corcos DM, Chen CM, Quinn NP, McAuley J, Rothwell JC. Strength in Parkinson's disease: relationship to rate of force generation and clinical status. *Ann Neurol* 1996, 39(1): 79-88.
24. Dai TH, Liu JZ, Sahgal V, Brown RW, Yue GH. Relationship between muscle output and functional MRI-measured brain activation. *Exp Brain Res* 2001, 140(3): 290-300.
25. Decety J. The neurophysiological basis of motor imagery. *Behav Brain Res* 1996, 77(1-2): 45-52.
26. Decety J, Grèzes J. The power of simulation: imagining one's own and other's behavior. *Brain Res* 2006, 24(1): 4-14.
27. Decety J, Jeannerod M, Prablanc C. The timing of mentally represented actions. *Behav Brain Res* 1989, 34(1-2): 35-42.
28. 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.
29. De Luca CJ, LeFever R, McCure M, Xenakis A. Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *J Physiol* 1982, 329: 113-128.
30. Dettmers C, Ridding MC, Stephan KM, Lemon RN, Rothwell JC, Frackowiak RS. Comparison of regional cerebral blood flow with transcranial magnetic stimulation at different forces. *J Appl Physiol (1985)* 1996, 81(2): 596-603.
31. 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.
32. Dragert K, Zehr EP. High-intensity unilateral dorsiflexor resistance training results in bilateral neuromuscular plasticity after stroke. *Exp Brain Res* 2013, 225(1): 93-104.

33. 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.
34. Duque J, Mazzocchio R, Stefan K, Hummel F, Olivier E, Cohen LG. Memory formation in the motor cortex ipsilateral to a training hand. *Cereb Cortex* 2008, 18(6): 1395-1406.
35. Dux L. Muscle relaxation and sarcoplasmic reticulum function in different muscle types. *Rev Physiol Biochem Pharmacol* 1993, 122: 69-147.
36. 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.
37. Enoka RM. Muscle strength and its development. New perspectives. *Sports Med* 1988, 6(3): 146-168.
38. Flament D, Goldsmith P, Buckley CJ, Lemon RN. Task dependence of responses in first dorsal interosseous muscle to magnetic brain stimulation in man. *J Physiol* 1993, 464: 361-378.
39. Folgheraiter M, Jordan M, Straube S, Seeland A, Kim SU, Kirchner EA. Measuring the improvement of the interaction comfort of a wearable exoskeleton. *Int J Soc Robot* 2012, 4: 285-302.
40. Formaggio E, Cavinato M, Storti SF, Tonin P, Piccione F, Manganotti P. Assessment of event-related EEG power after single-pulse TMS in unresponsive wakefulness syndrome and minimally conscious state patients. *Brain Topogr* 2016, 29(2): 322-333.
41. Gandevia SC, Wilson LR, Inglis JT, Burke D. Mental rehearsal of motor tasks recruits alpha-motoneurons but fails to recruit human fusimotor neurons selectively. *J Physiol* 1997, 505(1): 259-266.
42. Gentili R, Han CE, Schweighofer N, Papaxanthis C. Motor learning without doing: trial-by-trial improvement in motor performance during mental training. *J Neurophysiol* 2010, 104(2): 774-783.

43. Gerardin E, Sirigu A, Lehericy S, Poline JB, Gaymard B, Marsault C, Agid Y, Le Bihan D. Partially overlapping neural networks for real and imagined hand movements. *Cerebral Cortex* 2000, 10: 1093–1104.
44. Gillis JM. Relaxation of vertebrate skeletal muscle. A synthesis of the biochemical and physiological approaches. *Biochim Biophys Acta* 1985, 811(2): 97-145.
45. Gorassini M, Yang JF, Siu M, Bennett DJ. Intrinsic activation of human motoneurons: possible contribution to motor unit excitation. *J Neurophysiol* 2002, 87(4): 1850-1858.
46. 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.
47. Gregg M, Hall C, Butler A. The MIQ-RS: A suitable option for examining movement imagery ability. *eCAM* 2010, 7(2): 249-257.
48. Guillot A, Collet C. Duration of mentally simulated movement: a review. *J Mot Behav* 2005, 37(1): 10-20.
49. 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.
50. 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.
51. Haaland KY, Elsinger CL, Mayer AR, Durgerian S, Rao SM. Motor sequence complexity and performing hand produce differential patterns of hemispheric lateralization. *J Cogn Neurosci* 2004, 16(4): 621-634.
52. Hanakawa T, Immisch I, Toma K, Dimyan MA, Van Gelderen P, Hallett M. Functional properties of brain areas associated with motor execution and imagery. *J Neurophysiol* 2003, 89(2): 989-1002.
53. Harabst KB, Lazarus JA, Whittall J. Accuracy of dynamic isometric force production: the influence of age and bimanual activation patters. *Motor Control* 2000, 4(2): 232-256.

54. Harris DV, Robinson WJ. The effects of skill level on EMG activity during internal and external imagery. *J Sport Psychol* 1986, 8: 105-111.
55. Hashimoto R, Rothwell JC. Dynamic changes in corticospinal excitability during motor imagery. *Exp Brain Res* 1999, 125(1): 75-81.
56. Hayashi MJ, Saito DN, Aramaki Y, Asai T, Fujibayashi Y, Sadato N. Hemispheric asymmetry of frequency-dependent suppression in the ipsilateral primary motor cortex during finger movement: a functional magnetic resonance imaging study. *Cereb Cortex* 2008, 18(12): 2932-2940.
57. Herbert RD, Dean C, Gandevia SC. Effects of real and imagined training on voluntary muscle activation during maximal isometric contractions. *Acta Physiol Scand* 1998, 163(4): 361-368.
58. 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.
59. Hill TL. Theory of muscular contraction extended to groups of actin sites. *Proc Natl Acad Sci U S A* 1973, 70(10): 2732-2736.
60. Hinder MR, Schmidt MW, Garry MI, Carroll TJ, Summers JJ. Absence of cross-limb transfer of performance gains following ballistic motor practice in older adults. *J Appl Physiol* (1985) 2011, 10(1): 166-175.
61. Hortobágyi T. Cross education and the human central nervous system. *IEEE Eng Med Biol Mag* 2005, 24(1): 22-28.
62. Hummel F, Andres F, Altenmüller E, Dichgans J, Gerloff C. Inhibitory control of acquired motor programmes in the human brain. *Brain* 2002, 125(2): 404-420.
63. Huxley AF, Simmons RM. Proposed mechanism of force generation in striated muscle. *Nature* 1971, 233(5321): 533-538.
64. Ikeda A, Ohara S, Matsumoto R, Kunieda T, Nagamine T, Miyamoto S, Kohara N, Taki W, Hashimoto N, Shibasaki H. Role of primary sensorimotor cortices in generating inhibitory motor response in humans. *Brain* 2000, 123: 1710-1721.
65. Imamizu H, Shimojo S. The locus of visual-motor learning at the task or manipulator level: implications from intermanual transfer. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 1995, 21(4): 719-733.

66. Jacobson E. Electrical measurements of neuromuscular states during mental activities. V. Variations of specific muscle contracting during imagination. *Am J Physiol* 1931, 96: 115–121.
67. Jarque-Bou NJ, Sancho-Bru JL, Vergara M. A systematic review of EMG applications for the characterization of forearm and hand muscle activity during activities of daily living: Results challenges, and open issues. *Sensors (Basel)* 2021, 21(9): 3035.
68. 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.
69. Jaskólska A, Jaskólski A. The influence of intermittent fatigue exercise on early and late phases of relaxation from maximal voluntary contraction. *Can J Appl Physiol* 1997, 22(6): 573-84.
70. Jaskólska A, Jaskólski A. Właściwości fizjologiczne i mechaniczne mięśni szkieletowych – czy są takie same w różnych mięśniach u wszystkich osób? *KOSMOS* 2020, 69(4): 739-756.
71. Jaskólska A, Kisiel K, Brzenczek W, Jaskólski A. EMG and MMG of synergists and antagonists during relaxation at three joint angles. *Eur J Appl Physiol* 2003, 90(1-2): 58-68.
72. Jasper H, Panfield W. Electrocorticograms in man: effect of voluntary movement upon the electrical activity of the precentral gyrus. *Arch Psychiatr Z Ges Neurol* 1949, 183: 163-174.
73. 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.
74. Jeannerod M. Mental imagery in the motor context. *Neuropsych* 1995, 33: 1419-1432.
75. Jordan N, Sagar HJ, Cooper JA. Cognitive components of reaction time in Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1992, 55(8): 658-664.
76. Kamper DG, Harvey RL, Suresh S, Rymer WZ. Relative contributions of neural mechanisms versus muscle mechanics in promoting finger extension deficits following stroke. *Muscle Nerve* 2003, 28(3): 309-318.

77. Kang H. Sample size determination and power analysis using G*Power software. *J Educ Eval Health Prof* 2021, 18: 17.
78. Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. *Principles of Neural Science*. Fifth Edition, McGraw-Hill Medical, New York, 2000.
79. Karabanov A, Jin SH, Joutsen A, Poston B, Aizen J, Ellenstein A, Hallett M. Timing-dependent modulation of the posterior parietal cortex–primary motor cortex pathway by sensorimotor training. *J Neurophysiol* 2012, 107: 3190-3199.
80. 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.
81. Kato K, Vogt T, Kanosue K. Brain Activity Underlying Muscle Relaxation. *Front Physiol* 2019, 10: 1457.
82. Khokhar ZO, Xiao ZG, Menon C. Surface EMG pattern recognition for real-time control of a wrist exoskeleton. *Biomed Eng Online* 2010, ;9: 41.
83. Kim SG, Ashe J, Hendrich K, Ellermann JM, Merkle H, Uğurbil K, Georgopoulos AP. Functional magnetic resonance imaging of motor cortex: hemispheric asymmetry and handedness. *Science*, 1993, 261(5121): 615-617.
84. 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.
85. 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.
86. Kisiel-Sajewicz K, Jaskólski A, Jaskólska A. Current knowledge in studies on relaxation from voluntary contraction. *Hum Mov* 2005, 6(2): 136-148.
87. 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.

88. Kobayashi M, Hutchinson S, Schlaug G, Pascual-Leone A. Ipsilateral motor cortex activation on functional magnetic resonance imaging during unilateral hand movements is related to interhemispheric interactions. *Neuroimage* 2003, 20(4): 2259-2270.
89. Konrad P. *The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon; Scottsdale, AZ, USA 2005, 1–60.
90. Kornhuber HH, Deecke L. Hirnpotentialaenderungen bei willkuerbewegungen und passive bewegungen des menschen: Bereitschaftpotential und refferente potentiale (Changes in the brain potential in voluntary movements and passive movements in man: Readiness potential and refferent potentials). *Pflugers Arch Gesamte Physiol Menschen Tiere* 1965, 284: 1-17.
91. Kosslyn SM, Thomson WL, Ganis G. *The case for mental imagery*. 2006, New York: Oxford University Press.
92. Kovanen V, Suominen H, Heikkinen E. Mechanical properties of fast and slow skeletal muscle with special reference to collagen and endurance training. *J Biomech* 1984, 17(10): 725-735.
93. Kumar DK, Poosapadi Arjunan S, Singh VP. Towards identification of finger flexions using single channel surface electromyography--able bodied and amputee subjects. *J Neuroeng Rehabil* 2013, 10: 50.
94. 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.
95. Kunesch E, Schnitzler A, Tyercha C, Knecht S, Stelmach G. Altered force release control in Parkinson's disease. *Behav Brain Res* 1995, 67(1): 43-49.
96. Kutas M, Donchin E. Preparation to respond as manifested by movement-related brain potentials. *Brain Res* 1980, 202(1): 95-115.
97. Lee M, Hinder MR, Gandevia SC, Carroll TJ. The ipsilateral motor cortex contributes to cross-limb transfer of performance gains after ballistic motor practice. *J Physiol* 2010, 588: 201-212.

98. Leocani L, Cohen LG, Wassermann EM, Ikoma K, Hallett M. Human corticospinal excitability evaluated with transcranial magnetic stimulation during different reaction time paradigms. *Brain* 2000, 123(6): 1161-1173.
99. 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.
100. Liepert J, Dettmers C, Terborg C, Weiller C. Inhibition of ipsilateral motor cortex during phasic generation of low force. *Clin Neurophysiol* 2001, 112(1): 114-121.
101. Lotze M, Halsband U. Motor Imagery. *J Physiol Paris* 2006, 99 (4-6): 386-395.
102. Lüders HO, Dinner DS, Morris HH, Wyllie E, Comair YG. Cortical electrical stimulation in humans. The negative motor areas. *Adv Neurol* 1995, 67: 115-129.
103. MacIntosh BR, Grange RW, Cory CR, Houston ME. Contractile properties of rat gastrocnemius muscle during staircase, fatigue and recovery. *Exp Physiol* 1994, 79(1): 59-70.
104. Majid DS, Cai W, Corey-Bloom J, Aron AR. Proactive selective response suppression is implemented via the basal ganglia. *J Neurosci* 2013, 33(33): 13259-13269.
105. Masumoto J, Inui N. Control of increasing or decreasing force during periodic isometric movement of the finger. *Hum Mov Sci* 2010, 29(3): 339-348.
106. Matsumoto H, Takenaka Y, Suzuki T, Sugawara K. The effect of initiation prediction and non-prediction on muscle relaxation control. *J Phys Ther Sci* 2023, 35(4): 293-299.
107. Matsumura M, Nambu A, Yamaji Y, Watanabe K, Imai H, Inase M, Tokuno H, Takada M. Organization of somatic motor inputs from the frontal lobe to the pedunculopontine tegmental nucleus in the macaque monkey. *Neuroscience* 2000, 98(1): 97-110.
108. McBride ER, Rothstein AL. Mental and physical practice and the learning and retention of open and closed skills. *Perceptual and Motor Skills* 1979, 49(2): 359-365.

109. McGrath RL, Katak SS. Reduced asymmetry in motor skill learning in left-handed compared to right-handed individuals. *Hum Mov Sci* 2016, 45: 130-141.
110. 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 transverse upper-limb deficiency. *Front Psychol* 2021, 12: 638780.
111. Meyer BU, Röricht S, Woiciechowsky C. Topography of fibers in the human corpus callosum mediating interhemispheric inhibition between the motor cortices. *Ann Neurol* 1998, 43(3): 360-369.
112. Mikuni N, Ohara S, Ikeda A, Hayashi N, Nishida N, Taki J, Enatsu R, Matsumoto R, Shibasaki H, Hashimoto N. Evidence for a wide distribution of negative motor areas in the perirolandic cortex. *Clin Neurophysiol* 2006, 117(1): 33-40.
113. Miles J, Shevlin M. Applying Regression and Correlation. *Journal of the Royal Statistical Society. Series D (The Statistician)* 2001, 50(4).
114. 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.
115. 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.
116. Motawar B, Hur P, Stinear J, Seo NJ. Contribution of intracortical inhibition in voluntary muscle relaxation. *Exp Brain Res* 2012, 221(3): 299-308.
117. Muellbacher W, Facchini S, Boroojerdi B, Hallett M. Changes in motor cortex excitability during ipsilateral hand muscle activation in humans. *Clin Neurophysiol* 2000, 111(2): 344-349.
118. Mulder T. Motor imagery and action observation: cognitive tools for rehabilitation. *J Neural Transm* 2007, 114: 1265-1278.
119. Munn J, Herbert RD, Gandevia SC. Contralateral effects of unilateral resistance training: a meta-analysis. *J Appl Physiol (1985)* 2004, 96(5): 1861-1866.

120. Munzert J, Zentgraf K. Motor imagery and its implications for understanding the motor system. *Prog Brain Res* 2009, 174: 219-229.
121. 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.
122. Netz J, Ziemann U, Hömberg V. Hemispheric asymmetry of transcallosal inhibition in man. *Exp Brain Res* 1995, 104(3): 527-533.
123. Ohtaka C, Fujiwara M. Control strategies for accurate force generation and relaxation. *Percept Mot Skills* 2016, 123(2): 489-507.
124. Ohtaka C, Fujiwara M. Force control characteristics for generation and relaxation in the lower limb. *J Mot Behav* 2019, 51(3): 331-341.
125. Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh Inventory. *Neuropsych* 1971, 9: 97-113.
126. Orizio C, Baruzzi E, Gaffurini P, Diemont B, Gobbo M. Electromyogram and force fluctuation during different linearly varying isometric motor tasks. *J Electromyogr Kinesiol* 2010, 20(4): 732-741.
127. Orizio C, Gobbo M, Diemont B. Changes of the force-frequency relationship in human tibialis anterior at fatigue. *J Electromyogr Kinesiol* 2004, 14(5): 523-530.
128. 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.
129. Perez MA, Cohen LG. Mechanisms underlying functional changes in the primary motor cortex ipsilateral to an active hand. *J Neurosci* 2008, 28(22): 5631-5640.
130. Perez MA, Wise SP, Willingham DT, Cohen LG. Neurophysiological mechanisms involved in transfer of procedural knowledge. *J Neurosci* 2007, 27(5): 1045-1053.
131. Pfurtscheller G. Event-related synchronization (ERS): an electrophysiological correlate of cortical areas at rest. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1992, 83(1): 62-69.

132. Pfurtscheller G, Berghold A. Patterns of cortical activation during planning of voluntary movement. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1989, 72(3): 250-258.
133. 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.
134. Poggesi C, Tesi C, Stehle R. Sarcomeric determinants of striated muscle relaxation kinetics. *Pflugers Arch* 2005, 449(6): 505-517.
135. Pope PA, Holton A, Hassan S, Kourtis D, Praamstra P. Cortical control of muscle relaxation: a lateralized readiness potential (LRP) investigation. *Clin Neurophysiol.* 2007, 118(5): 1044-1052.
136. Raez MB, Hussain MS, Mohd-Yasin F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biol Proced Online* 2006, 8: 11-35.
137. 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.
138. Ranganathan VK, Siemionow V, Liu JZ, Sahgal V, Yue GH. From mental power to muscle power-gaining strength by using the mind. *Neuropsychologia* 2004; 42(7): 944-956.
139. Rau C, Plewnia C, Hummel F, Gerloff C. Event-related desynchronization and excitability of the ipsilateral motor cortex during simple self-paced finger movements. *Clin Neurophysiol* 2003, 114(10): 1819-1826.
140. Reed CL. Chronometric comparisons of imagery to action: visualizing versus physically performing springboard dives. *Mem Cognit* 2002, 30(8): 1169-1178.
141. Reynolds C, Ashby P. Inhibition in the human motor cortex is reduced just before a voluntary contraction. *Neurology* 1999, 53(4): 730-735.
142. Rojas-Martínez M, Mañanas MA, Alonso JF. High-density surface EMG maps from upper-arm and forearm muscles. *J Neuroeng Rehabil* 2012, 9: 85.

143. 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.
144. Rossignol S, Dubuc R, Gossard JP. Dynamic sensorimotor interactions in locomotion. *Physiol Rev* 2006, 86(1): 89-154.
145. 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.
146. 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.
147. Roure R, Collet C, Deschaumes-Molinari C, Dittmar A, Rada H, Delhomme G, Vernet-Maury E. Autonomic nervous system responses correlate with mental rehearsal in volleyball training. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1998, 78(2): 99-108.
148. Rubboli G, Mai R, Meletti S, Francione S, Cardinale F, Tassi L, Lo Russo G, Stanzani-Maserati M, Cantalupo G, Tassinari CA. Negative myoclonus induced by cortical electrical stimulation in epileptic patients. *Brain* 2006, 129: 65-81.
149. Ruddy KL, Carson RG. Neural pathways mediating cross education of motor function. *Front Hum Neurosci* 2013, 7: 397.
150. Sadato N, Campbell G, Ibáñez V, Deiber M, Hallett M. Complexity affects regional cerebral blood flow change during sequential finger movements. *J Neurosci* 1996, 16(8): 2691-2700.
151. Sale DG. Neural adaptation to resistance training. *Med Sci Sports Exerc* 1988, 20: S135-145.
152. Schieppati M, Crenna P. From activity to rest: gating of excitatory autogenetic afferences from the relaxing muscle in man. *Exp Brain Res* 1984, 56(3): 448-457.
153. Schieppati M, Crenna P. Excitability of reciprocal and recurrent inhibitory pathways after voluntary muscle relaxation in man. *Exp Brain Res* 1985, 59(2): 249-256.

154. Schuster C, Hilfiker R, Amft O, Scheidhauer A, Andrews B, Butler J, Kischka U, Ettl T. Best practice for motor imagery: a systematic literature review on motor imagery training elements in five different disciplines. *BMC Med* 2011, 17(9): 75-111.
155. Serrien DJ, Ivry RB, Swinnen SP. Dynamics of hemispheric specialization and integration in the context of motor control. *Nat Rev Neurosci* 2006, 7(2): 160-166.
156. Seitz RJ, Freund HJ. Plasticity of the human motor cortex. *Adv Neurol* 1997, 73:321-333.
157. Seo NJ, Rymer WZ, Kamper DG. Delays in grip initiation and termination in persons with stroke: effects of arm support and active muscle stretch exercise. *J Neurophysiol* 2009, 101(6): 3108-3115.
158. Shahani BT, Young RR. Physiological and pharmacological aids in the differential diagnosis of tremor. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1976, 39(8): 772-783.
159. Sharma N, Pomeroy VM, Baron JC. Motor imagery: a backdoor to the motor system after stroke? *Stroke* 2006, 37(7): 1941-1952.
160. Shibasaki H. Human brain mapping: hemodynamic response and electrophysiology. *Clin Neurophysiol* 2008, 119(4): 731-743.
161. Shibasaki H, Hallett M. What is the Bereitschaftspotential? *Clin Neurophysiol* 2006, 117(11): 2341-2356.
162. Shibasaki H, Sadato N, Lyshkow H, Yonekura Y, Honda M, Nagamine T, Suwazono S, Magata Y, Ikeda A, Miyazaki M, Fukuyama H, Asato R, Konishi J. Both primary motor cortex and supplementary motor area play an important role in complex finger movement. *Brain* 1993, 116(6): 1387-1398.
163. Sidaway B, Trzaska AR. Can mental practice increase ankle dorsiflexor torque? *Phys Ther* 2005, 85(10): 1053-1060.
164. 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.

165. Silmani M, Tod D, Chaabene H, Miraka B, Chamari K. Effects of mental imagery on muscular strength in healthy and patient participants: A systematic review. *J Sports Sci Med* 2016, 15(3): 434-450.
166. Sohn YH, Dang N, Hallett M. Suppression of corticospinal excitability during negative motor imagery. *J Neurophysiol* 2003, 90(4): 2303-2309.
167. Soto O, Valls-Solé J, Kumru H. Paired-pulse transcranial magnetic stimulation during preparation for simple and choice reaction time tasks. *J Neurophysiol* 2010, 104(3): 1392-1400.
168. Spiegel KM, Stratton J, Burke JR, Glendinning DS, Enoka RM. The influence of age on the assessment of motor unit activation in a human hand muscle. *Exp Physiol* 1996, 81(5): 805-819.
169. 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.
170. 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.
171. Stöckel T, Carroll TJ, Summers JJ, Hinder MR. Motor learning and cross-limb transfer rely upon distinct neural adaptation processes. *J Neurophysiol* 2016, 116(2): 575-586.
172. Sugawara K, Onishi H, Yamashiro K, Soma T, Oyama M, Kirimoto H, Tamaki H, Murakami H, Kameyama S. Repeated practice of a Go/NoGo visuomotor task induces neuroplastic change in the human posterior parietal cortex: an MEG study. *Exp Brain Res* 2013, 226(4): 495-502.
173. 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.
174. 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.

175. 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.
176. 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.
177. Takakusaki K. Forebrain control of locomotor behaviors. *Brain Res Rev* 2008, 57(1): 192-198.
178. Teixeira S, Machado S, Velasques B, Sanfim A, Minc D, Peressutti C, Bittencourt J, Budde H, Cagy M, Anghinah R, Basile LF, Piedade R, Ribeiro P, Diniz C, Cartier C, Gongora M, Silva F, Manaia F, Silva JG. Integrative parietal cortex processes: neurobiological and psychiatric aspects. *J Neurol Sci* 2014, 338(1-2): 12-22.
179. Terada K, Ikeda A, Nagamine T, Shibasaki H. Movement-related cortical potentials associated with voluntary muscle relaxation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1995, 95(5): 335-345.
180. 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.
181. ter Haar Romeny BM, Denier van der Gon JJ, Gielen CC. Changes in recruitment order of motor units in the human biceps muscle. *Exp Neurol* 1982, 78(2): 360-368.
182. Tod D, Edwards C, McGuigan M, Lovell G. A systematic review of the effect of cognitive strategies on strength performance. *Sports Med* 2015, 45(11): 1589-1602.
183. 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.
184. Ugawa Y, Hanajima R, Kanazawa I. Interhemispheric facilitation of the hand area of the human motor cortex. *Neurosci Lett* 1993, 160(2): 153-155.

185. Valls-Solé J, Valldeoriola F. Neurophysiological correlate of clinical signs in Parkinson's disease. *Clin Neurophysiol* 2002, 113(6): 792-805.
186. van den Berg FE, Swinnen SP, Wenderoth N. Involvement of the primary motor-cortex in controlling movements executed with the ipsilateral hand differs between left- and right-handers. *J Cogn Neurosci* 2011, 23(11): 3456-3469.
187. van Duinen H, Renken R, Maurits NM, Zijdwind I. Relation between muscle and brain activity during isometric contractions of the first dorsal interosseus muscle. *Hum Brain Mapp* 2008, 29(3): 281-299.
188. van Leemputte M, Vandenberghe K, Hespel P. Shortening of muscle relaxation time after creatine loading. *J Appl Physiol* (1985) 1999, 86(3): 840-844.
189. Verdijk LB, Gleeson BG, Jonkers RA, Meijer K, Savelberg HH, Dendale P, van Loon LJ. Skeletal muscle hypertrophy following resistance training is accompanied by a fiber type-specific increase in satellite cell content in elderly men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2009, 64(3): 332-339.
190. Verstynen T, Diedrichsen J, Albert N, Aparicio P, Ivry RB. Ipsilateral motor cortex activity during unimanual hand movements relates to task complexity. *J Neurophysiol* 2005, 93(3): 1209-1222.
191. Vogt T, Kato K, Flüthmann N, Bloch O, Nakata H, Kanosue K. Performance control in one consecutive motor task sequence – Approaching central neuronal motor behavior preceding isometric contraction onsets and relaxation offsets at lower distinct torques. *J Musculoskeletal Neuronal Interact* 2018, 18(1): 1-8.
192. 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.
193. Wang YF, Zhao J, Negyesi J, Nagatomi R. Differences in the magnitude of motor skill acquisition and interlimb transfer between left- and right-handed subjects after short-term unilateral motor skills practice. *Tohoku J Exp Med* 2020, 251(1): 31-37.
194. Westerblad H, Lännergren J, Allen DG. Slowed relaxation in fatigued skeletal muscle fibers of *Xenopus* and Mouse. Contribution of $[Ca^{2+}]_i$ and cross-bridges. *J Gen Physiol* 1997, 109(3): 385-399.

195. 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.
196. White KD, Ashton R, Lewis S. Learning a complex skill: Effects of mental practice, physical practice, and imagery ability. *International Journal of Sport Psychology* 1979, 10(2): 71–78.
197. Wing AM. A comparison of the rate of pinch grip force increases and decreases in parkinsonian bradykinesia. *Neuropsychologia* 1988, 26(3): 479-482.
198. Yao WX, Ranganathan VK, Allexandre D, Siemionow V, Yue GH. Kinesthetic imagery training of forceful muscle contractions increases brain signal and muscle strength. *Front Hum Neurosci* 2013, 7: 561.
199. Yazawa S, Ikeda A, Kaji R, Terada K, Nagamine T, Toma K, Kubori T, Kimura J, Shibasaki H. Abnormal cortical processing of voluntary muscle relaxation in patients with focal hand dystonia studied by movement-related potentials. *Brain* 1999, 122 (Pt 7): 1357-1366.
200. 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.
201. Yokoyama N, Ohtaka C, Kato K, Kubo H, Nakata H. The difference in hemodynamic responses between dominant and non-dominant hands during muscle contraction and relaxation: An fNIRS study. *PLoS One* 2019, 14(7): e0220100.
202. Yue G, Cole KJ. Strength increases from the motor program: comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle contractions. *J Neurophysiol* 1992, 67(5): 1114-1123.
203. Zaaroor M, Pratt H, Starr A. Influence of task-related ipsilateral hand movement on motor cortex excitability. *Clin Neurophysiol* 2001, 112(5): 908-916.
204. Zabicki A, de Haas B, Zentgraf K, Stark R, Munzert J, Krüger B. Subjective vividness of motor imagery has a neural signature in human premotor and parietal cortex. *Neuroimage* 2019, 197: 273-283.

205. Zijdewind I, Toering ST, Bessem B, Van Der Laan O, Diercks RL. Effects of imagery motor training on torque production of ankle plantar flexor muscles. *Muscle Nerve* 2003, 28(2): 168-173.

STRESZCZENIE

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

SŁOWA KLUCZOWE: wyobrażenie ruchu, relaksacja mięśni, EEG, EMG, czas połowy relaksacji, gradient połowy relaksacji

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.

W pracy przyjęto następujące hipotezy:

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.

Metody: W badaniu wzięło udział 25 praworęcznych, zdrowych, młodych osób (12 kobiet i 13 mężczyzn) w wieku 25 ± 3 lata. Osoby badane wzięły udział w czterotygodniowym treningu mentalnym (trzy treningi tygodniowo) polegającym na wyobrażeniu funkcjonalnego zadania motorycznego, skierowanego na cel (sięganie i chwyt książki). Eksperyment składał się z jednej sesji instruktazowej (podczas której dokonano pomiarów antropometrycznych wraz z oceną lateralizacją czynności ruchowych (dominacji prawej

lub lewej ręki) za pomocą Edynburskiej Skali Ręczności oraz oceną zdolności do wyobrażania czynności ruchowych za pomocą kwestionariusza MIQ-RS) oraz dwóch sesji pomiarowych (PRZED i PO treningu wyobrażeniowym), w trakcie których rejestrowano sygnał siły, czynność bioelektryczną kory mózgowej za pomocą 128-kanalowego systemu EEG oraz czynność bioelektryczną mięśni międzykostnego grzbietowego palca pierwszego i odwodziciela krótkiego kciuka z użyciem EMG podczas relaksacji (po wykonaniu chwytu kończyną dominującą i niedominującą). Do analizy wybrano 29 elektrod zlokalizowanych nad obszarami grzbietowo-bocznej kory przedczołowej, przed-dodatkowej kory czuciowej, dodatkowej kory czuciowej, kory przedruchowej, pierwotnej kory ruchowej, pierwszorzędowej kory czuciowej, drugorzędowej kory czuciowej oraz kory wzrokowej. Uzyskane z badań parametry, tj.: amplituda sygnału EEG, amplituda sygnału EMG, czas połowy relaksacji oraz gradient połowy relaksacji poddano analizie statystycznej. Analiza statystyczna została wykonana przy użyciu programu statystycznego SPSS (IBM SPSS 21.0, USA). Rozkład normalności danych został sprawdzony za pomocą testu Shapiro-Wilka. Za pomocą wieloczynnikowej analizy wariancji, ogólnego modelu liniowego dla powtarzanych pomiarów z poprawką Bonferroniego dokonano porównań przed i po czterotygodniowym treningu mentalnym dla parametrów: 1) amplitudy sygnału EEG; 2) amplitudy sygnału EMG; 3) momentu siły mięśniowej; 4) czasu połowy relaksacji; 5) gradientu relaksacji. Jako test post hoc zastosowano test t-Studenta dla prób zależnych.

Wyniki: Analiza ANOVA GLM dla powtarzanych pomiarów przeprowadzonych na 29 elektrodach wykazała istotny wpływ czynnika Lokalizacja elektrod ($F(8.207;196.964)=3.723$, $p=0.000$, $\eta_p^2=0.134$) oraz dla porównania krzyżowego Trening vs Ręka ($F(1;24)=11.577$, $p=0.002$, $\eta_p^2=0.325$). Analiza statystyczna z wykorzystaniem testu t-Studenta do porównania wartości czasu połowy relaksacji po wykonaniu MVIC oraz do porównania gradientu połowy relaksacji po wykonaniu MVIC przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym dla ręki niedominującej wykazała istotne statystycznie różnice (odpowiednio $p=0.011$, $p=0.009$).

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 ciemieniowej) 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.

ABSTRACT**EFFECT OF MENTAL TRAINING ON CORTICAL AND MUSCULAR BIOELECTRIC SIGNALS DURING MUSCLE RELAXATION**

KEYWORDS: motor imagery, muscle relaxation, EEG, EMG, half-time relaxation, half-relaxation gradient

The aim of this study was to evaluate the impact of a four-week mental training involving motor imagery of reaching and grasping on central and peripheral mechanisms of skeletal muscle relaxation, assessed using electroencephalography (EEG), electromyography (EMG), and force signal analysis during the decline of grip strength in the dominant and non-dominant limb of young, healthy people.

Three hypotheses were proposed as follows:

1. A four-week mental training involving imagery of a functional motor task, aimed at a goal (reaching and grasping a book), induces changes in the amplitude behavior of cortical potentials during relaxation, which are dependent on cortical areas and the limb (dominant or non-dominant) performing the task.
2. The level of bioelectric activity in the abductor pollicis brevis and first dorsal interosseous muscles during relaxation is lower after a four-week mental training for both the dominant and non-dominant limb.
3. The four-week mental training program affects the speed of relaxation (assessed by half-time relaxation and half-relaxation gradient) of maximal and submaximal contractions for both the dominant and non-dominant limb.

Methods: The study involved 25 right-handed, healthy young people (12 women and 13 men) aged 25 ± 3 years. Participants underwent a four-week mental training (three sessions per week) involving imagery of a functional motor task aimed at a goal (reaching and grasping a book). The experiment consisted of one instructional session (during which anthropometric measurements were taken, lateralization of motor activities was assessed using the Edinburgh Handedness Inventory, and the ability to imagine motor activities

was evaluated using the MIQ-RS questionnaire) and two measurement sessions (BEFORE and AFTER the mental training), during which force signals, bioelectric activity of the cerebral cortex using a 128-channel EEG system, and bioelectric activity of the first dorsal interosseous and abductor pollicis brevis muscles using EMG were recorded during relaxation (after performing a grip with the dominant and non-dominant limb). 29 electrodes located over the dorsolateral prefrontal cortex, pre-supplementary motor area, supplementary motor area, premotor cortex, primary motor cortex, primary somatosensory cortex, secondary somatosensory cortex, and visual cortex were selected for analysis. The parameters obtained from the study, i.e., EEG signal amplitude, EMG signal amplitude, half-time relaxation, and half-relaxation gradient, were subjected to statistical analysis. Statistical analysis was performed using the SPSS software (IBM SPSS 21.0, USA). The normality of the data distribution was checked using the Shapiro-Wilk test. Comparisons before and after the four-week mental training program for the parameters: 1) EEG signal amplitude; 2) EMG signal amplitude; 3) muscle strength moment; 4) half-time relaxation; 5) relaxation gradient were made using multivariate analysis of variance, general linear model for repeated measures with Bonferroni correction. The Student's t-test for dependent samples was used as a post hoc test.

Results: The ANOVA GLM analysis for repeated measures conducted on 29 electrodes showed a significant effect of the electrode location factor ($F(8.207;196.964)=3.723$, $p=0.000$, $\eta^2=0.134$) and for the cross-comparison Training vs. Hand ($F(1;24)=11.577$, $p=0.002$, $\eta^2=0.325$). Statistical analysis using the Student's t-test to compare the half-time relaxation values after MVIC and to compare the half-relaxation gradient after MVIC before and after the 4-week mental training for the non-dominant hand showed statistically significant differences ($p=0.011$ and $p=0.009$, respectively).

Conclusions:

1. The EEG signal amplitude during relaxation after performing a grip with the dominant limb was lower in the contralateral hemisphere (over the pre-supplementary motor area) and higher in the ipsilateral hemisphere (over the visual cortex, posterior parietal cortex, sensorimotor cortex, and primary parietal cortex) after the mental training. For the non-dominant limb, it was lower in the contralateral hemisphere (over the premotor cortex) and ipsilateral hemisphere (over the primary motor cortex and supplementary motor area).
2. No changes were observed in the EMG signal amplitude of the first dorsal interosseous and abductor pollicis brevis muscles during maximal and submaximal contraction relaxation after four weeks of mental training for both the dominant and non-dominant limb.
3. Significant shortening of the half-time relaxation and a higher half-relaxation gradient were observed in the maximal voluntary isometric contraction after the four-week mental training for the non-dominant limb. No significant changes in these parameters were observed for the dominant limb after training.

SPIS RYCIN

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].....32

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.....33

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.....34

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).....35

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.....38

Rycina 6. Schemat protokołu eksperymentu. 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.....40

Rycina 7. Schemat przedstawiający trzysekundowe okno analizowanego sygnału EEG wyznaczanego 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).....42

Rycina 8. Schemat przedstawiający okno analizowanego sygnału EMG wyznaczanego z zapisu siły podczas spadku siły chwytu (relaksacji). Linią (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 [μ V].....44

- Rycina 9. Schemat przedstawiający zapis siły z wyznaczonym na nim początkiem spadku siły (EF) po wykonanym skurczu stanowiącym początek relaksacji. Linia (kolor czerwony) oznaczono 50% spadek wartości siły końcowej (50% EF), stanowiący koniec czasu połowy relaksacji (PtR).....45
- 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.....53
- 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.....54
- 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.....55

Rycina 13. Wartości amplitudy potencjału korowego związanego z relaksacją (MRCP) [μ V] 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 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.....56

Rycina 14. Porównanie wyników amplitudy potencjału korowego związanego z relaksacją (MRCP) [μ V] sygnału EEG po wykonaniu chwytu ręką dominującą (prawą) i niedominującą (lewą) przed 4-tygodniowym treningiem 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 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.....57

Rycina 15. Wartości amplitudy potencjału korowego związanego z relaksacją (MRCP) [μ V] 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.....58

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 elektroda D22 wg nazewnictwa Biosemi; C5 wg międzynarodowego systemu 10-20). Analizę przeprowadzono za pomocą testu t-Studenta.....59

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.....60

Rycina 18. Wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG 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).....63

Rycina 19. Wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG 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).....64

- Rycina 20. Wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG 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).....65
- Rycina 21. Wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG 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).....65
- Rycina 22. Wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG 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).....66
- Rycina 23. Wartości amplitudy RMS [μV] sygnału EMG 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).....67
- Rycina 24. Wartości siły końcowej (EF) [Nm] 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.....70
- Rycina 25. Wartości momentu siły końcowej (EF) [Nm] 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.....71

- Rycina 26. Wartości momentu siły (EF) [Nm] 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.....72
- Rycina 27. Wartości czasu połowy relaksacji (PtR) [ms] 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.....75
- Rycina 28. Wartości czasu połowy relaksacji (PtR) [ms] 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.....76
- Rycina 29. Wartości czasu połowy relaksacji (PtR) [ms] 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.....77
- Rycina 30. Wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] 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.....80

Rycina 31. Wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] 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.....81

Rycina 32. Wartości gradientu połowy relaksacji (GPR) [Nm/ms] 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 (lewej) (słupki koloru pomarańczowego) przed i po 4-tygodniowym treningu mentalnym. Czarną gwiazdką oznaczono istotne statystycznie ($p\leq 0.05$) różnice.....82

SPIS TABEL

Tabela 1. Charakterystyka antropometryczna badanych osób.....	27
Tabela 2. Zestawienie rekomendowanych wytycznych do zastosowanego treningu mentalnego wyobrażania sięgania i chwytania książki zgodne z podejściem PETTLEP odnoszącym się do poszczególnych składowych treningu. Sporządzono na podstawie Schuster i wsp. (2011).....	28
Tabela 3. 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.....	48
Tabela 4. 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) [μ V] sygnału EEG dla 29 elektrod.....	52
Tabela 5. Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) GLM (Trening PRZED vs PO, Ręka dominująca vs niedominująca, Mięsień FDI vs APB) dla wartości amplitudy RMS [μ V] sygnału EMG podczas relaksacji po wykonaniu maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (MVIC) w funkcji chwytania.....	61
Tabela 6. Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) GLM (Trening PRZED vs PO, Ręka dominująca vs niedominująca, Mięsień FDI vs APB) dla wartości amplitudy [μ V] sygnału EMG podczas relaksacji po wykonaniu submaksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (SVIC) w funkcji chwytania.....	62
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 maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (MVIC) w funkcji chwytania.....	68

- Tabela 8. 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.....69
- 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 maksymalnego izometrycznego skurczu dowolnego (MVIC) w funkcji chwytania.....73
- Tabela 10. 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.....74
- Tabela 11. 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.....78
- Tabela 12. 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.....79