

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
im. JERZEGO KUKUCZKI
W KATOWICACH

WYDZIAŁ WYCHOWANIA FIZYCZNEGO

Marcin Żak

DYSERTACJA DOKTORSKA

**WPLYW TRENINGU EEG BIOFEEDBACK NA LICZBĘ POWTÓRZEŃ
WYKONYWANYCH DO ODMOWY PODCZAS WYCISKANIA
SZTANGI LEŻĄC W ASPEKCIE ASYMETRII PASMA ALFA ORAZ
OBCIĄŻENIA ZEWNĘTRZNEGO**

Promotor:

Prof. dr hab. Adam Maszczyk

Promotor pomocniczy:

dr n. med. Paweł Dobrakowski, Akademia Humanitas Sosnowiec

KATOWICE 2025

Spis treści

1. WSTĘP.....	4
2. MOTYWACJA I JEJ DIAGNOSTYKA U SPORTOWCÓW	6
2.1. MOTYWACJA A POZIOM SPORTOWY ZAWODNIKÓW	6
2.2. MOTYWACJA W KONTEKŚCIE BADAŃ Z UŻYCIEM EEG	7
2.3. EEG BIOFEEDBACK.....	10
2.4. EEG BIOFEEDBACK W SPORCIE	11
2.5. WYTRZYMAŁOŚĆ SIŁOWA W KONTEKŚCIE MOTYWACJI	13
3. PROBLEM BADAWCZY W ŚWIELE LITERATURY ŚWIATOWEJ	16
4. CEL, PYTANIA I HIPOTEZY BADAWCZE	19
4.1. CEL BADAWCZY.....	19
4.2. PYTANIA BADAWCZE	19
4.3. HIPOTEZY BADAWCZE	19
5. MATERIAŁ I METODY BADAŃ	21
5.1 CHARAKTERYSTYKA BADANYCH.....	21
5.2. PROCEDURA BADAWCZA	22
5.2.1. Etapy pomiarowe.....	22
5.2.2. Pomiary EEG w pierwszym i trzecim etapie badania.....	23
5.2.3. Wyciskanie sztangi leżąc na ławce płaskiej	24
5.2.4. Treningi EEG biofeedback	25
5.3 NARZĘDZIA ANALIZY STATYSTYCZNEJ	27
6. WYNIKI BADAŃ	28
6.1. STATYSTYKA OPISOWA WSKAŹNIKA ASYMETRII ALFA (FAI) ORAZ WSTĘPNA ANALIZA RÓŻNIC MIĘDZY GRUPAMI	28
6.2. ANALIZA EFEKTÓW TRENINGU EEG BIOFEEDBACK ORAZ RÓŻNIC MIĘDZY GRUPĄ EKSPERYMENTALNĄ I KONTROLNĄ PRZY OBCIĄŻENIU 30% 1RM	34
6.3. ANALIZA EFEKTÓW TRENINGU EEG BIOFEEDBACK ORAZ RÓŻNIC MIĘDZY GRUPĄ EKSPERYMENTALNĄ I KONTROLNĄ PRZY OBCIĄŻENIU 50% 1RM	44
7. DYSKUSJA.....	51
8. WNIOSKI	61
SPIS WYKRESÓW	62
SPIS TABEL.....	63
BIBLIOGRAFIA.....	64
STRESZCZENIE	81
ABSTRACT	85

Wykaz skrótów użytych w dysertacji

EEG – elektroencefalografia

EEG-BF – EEG biofeedback/neurofeedback

FAA – Frontal Alpha Asymmetry (asymetria alfy czołowej)

FAI – Frontal Asymmetry Index (wskaźnik asymetrii czołowej)

GE – grupa eksperymentalna

GK - grupa kontrolna

1. Wstęp

Wpływ kondycji psychicznej na osiągi sportowców stanowi przedmiot debaty od lat, w tym szczególnie stopień zmotywowania oraz metody jego stymulowania. Motywacja, rozumiana jako ogół procesów, organizuje, ukierunkowuje oraz pobudza czynności układu nerwowego tak, aby sterowana przez te czynności aktywność osiągała zamierzone cele zgodne z treścią motywu (Gracz, Sankowski 2007). Odnosi się zatem bezpośrednio do korzyści oraz wyników przedsięwziętych działań sportowca (Niv 2007). W ujęciu psychologicznym jako proces myślowy, stanowi podstawę zaangażowania w działania, przekładając się bezpośrednio na jakość i efekt aktywności, która w przypadku sportu może rzutować na osiągnięte przez sportowca wyniki (Gracz, Sankowski 2007).

Charakterystyczna dla sportów siłowych jest tendencja do stałego polepszania poziomu techniki wykonywanego zadania, co wskazuje na bardzo istotną rolę koncentracji. Uwaga jest procesem neuropsychicznym polegającym na swoistej koncentracji czynności poznawczych na określonym zadaniu bądź dokładnym uświadomieniu sobie działających bodźców (Yarrow, Brown 2009). Wykazano, iż podwyższony stan zmotywowania prowadzi do poprawy efektywności uwagi, a jeden z mechanizmów interakcji uwagi i motywacji obejmuje wyostrenie uwagi w warunkach istotnych motywacyjnie (Engelmann i Pessoa, 2014, Bello i wsp., 2019). W odniesieniu bezpośrednio do sportów siłowych, wymagających odpowiedniej techniki ruchu przy maksymalnym wysiłku w krótkim czasie, uwaga rozumiana jest jako kierowanie wszystkich zdolności recepcyjnych w sposób wybiórczy na bodźce istotne dla realizacji celu sportowego, zmniejszając równocześnie jego wrażliwość na bodźce nieistotne czy uboczne z punktu widzenia tego celu (Gracz, Sankowski 2007). W związku z tym stopień zmotywowania sportowca ma istotne znaczenie w procesie treningowym dla osiągniętych przez niego rezultatów. Jednocześnie, motywacja jest elementem powiązanym z poziomem wytrenowania zawodnika. Dotychczasowe wyniki wskazują, iż sportowcy na poziomie zawodowym czerpią mniej satysfakcji z etapów treningowych, co odzwierciedlać może ich świadomość prawdziwego celu praktyki sportowej. Odpowiednio wysoka motywacja, ukierunkowana na konkretny cel w dobie regularnych, często monotonicznych treningów, jest fundamentalnym elementem psychologicznym rzutującym na wysoki stopień wytrenowania (Ericsson i wsp. 1993).

Obrazowanie zmian aktywności elektrycznej mózgu odbywa się w czasie rzeczywistym, a różne przedziały częstotliwości w określonych obszarach kory są korelowane z różnymi

stanami emocjonalnymi, w tym motywacji (Thompson 2003), co w przypadku sportu, może odzwierciedlać aktualne możliwości zawodnika do podjęcia zadania ruchowego. Aktywność bioelektryczna mózgu ulega ciągłym zmianom, a wpływ na nią mogą mieć czynniki zewnętrzne, w tym obciążenie treningowe i wewnętrzne, m.in. poziom funkcjonowania poznawczego. Proces ten można monitorować za pośrednictwem elektroencefalografii (EEG).

Elektroencefalografia pozwala przybliżyć nam ocenę związku między mózgiem a zachowaniem zapewniając bezpośredni pomiar aktywności neuronalnej w czasie rzeczywistym. Jest nieinwazyjną metodą diagnostyczną, polegającą na rejestrowaniu bioelektrycznej aktywności mózgowej. Impulsy elektryczne pomiędzy dendrytami a aksonami komórek nerwowych mózgu są wykrywane i wzmacniane za pośrednictwem elektrod usytuowanych w określonych miejscach na skórze głowy, odpowiadających konkretnym ośrodkom kory mózgowej. Otrzymywany sygnał dzielony jest na pięć zakresów częstotliwości korelowanych z poszczególnymi stanami psychicznymi, jak również funkcjami poznawczymi (Knyazev, 2007). Do pasm wolnych zaliczamy pasma delta (0,5-4 Hz) dominujące w fazie głębokiego snu, pasma theta (4-7 Hz) korelowane z różnymi funkcjami poznawczymi, takimi jak kodowanie informacji oraz pasma alfa (8-13 Hz), odzwierciedlające tłumioną aktywność mózgową, będące charakterystyczne dla stanów spoczynku oraz dominujące przy oczach zamkniętych. Pasma szybkie, do których zaliczamy pasma beta (13-30 Hz) powiązane są ze stanem czujności i uwagi (Engel i Fries, 2010; Knyazev, 2007) oraz gamma (30-80Hz) związane z wyższym przetwarzaniem sensorycznym (Jia Kohn, 2011). Co ważne, mimo że EEG zapewnia ograniczoną rozdzielczość przestrzenną na temat pochodzenia aktywności neuronów, ma ono niezwykle wysoką rozdzielczość czasową co czyni go idealnym narzędziem do śledzenia szybkiej realizacji procesów czuciowych, motorycznych i poznawczych związanych z zachowaniem sportowców (Park i wsp. 2015). Metody elektroencefalografii na przestrzeni lat z powodzeniem zaczęto wykorzystywać do modyfikacji wzorców zachowań poprzez m.in. trening EEG biofeedback, który ułatwia rozpoznawanie i modyfikację stanów psychicznych związanych z określonymi wzorami pobudzenia korowego i towarzyszącymi im skutkami behawioralnymi (Kamiya 1968, Lubar and Shouse, 1976, Landers i wsp., 1991).

Dlatego też bardzo istotnym czynnikiem poszerzającym wiedzę w temacie behawiorystki wykonywania zadania ruchowego sportowca, będzie ocena wpływu treningu EEG biofeedback na liczbę wykonywanych powtórzeń do odmowy podczas wyciskaniu sztangi leżąc oraz ocena zmian w asymetrii pasma alfa płatów czołowych w odniesieniu do wzrastającego obciążenia zewnętrznego.

2. Motywacja i jej diagnostyka u sportowców

2.1. Motywacja a poziom sportowy zawodników

Analiza neurofizjologicznych aspektów w sporcie stała się ważniejsza na przestrzeni ostatnich lat. W szczególności ośrodkowy układ nerwowy jako głównym motor planowania i sterowania ruchem jest obecnie przedmiotem badań, a ich celem jest wypełnienie luki między badaniami behawioralnymi w naukach o sporcie i neurologicznymi modelami wspierającymi wyniki sportowe (Jansen-Osmann 2008, Yarrow i wsp. 2009, Reinecke i wsp. 2011, Cheron i wsp. 2016).

Procesy motywacyjne są konstrukcją psychologiczną, które skłaniają jednostkę w kierunku pożądanego celu i są uważane za siłę psychologiczną, która może wzmocnić przedsięwzięte działanie (Ball i wsp. 2014). Uważa się, że jest ona subiektywną przesłanką do formowania się postaw, opartych na potrzebach, które determinują specyficzne zachowania jednostki (Popescu-Neveanu 1978). Motywacja „to stan, który energetyzuje zachowanie i nadaje mu kierunek” (Cucui 2014). Za jej podstawę, w przypadku sportu, można uznać wszystkie potrzeby i korzyści płynące z osiągniętych wyników. Procesy motywacyjne determinują skupienie i wolę, wpływając bezpośrednio na zaangażowanie zawodnika w przygotowania i uczestnictwo w rywalizacjach sportowych (Mihăilescu i wsp. 2011).

Motywacji nie należy rozpatrywać jako cel w samo siebie, ale jako proces stymulujący sportowca do zdobywania osiągnięć. W tym kontekście związek między osiągnięciami a motywacją ma nie tylko teoretyczne, ale również praktyczne znaczenie (Ericsson i wsp. 1993). Wykazano, iż motywacja jest ściśle związana ze stałym podnoszeniem osiągnięć sportowych (Gillet i wsp. 2012, Gillet i wsp. 2013) jak również wytrwałości w procesie treningowym (Ryan i wsp. 1997). Sukcesy w sporcie są w dużym stopniu zależne od nastroju i stopnia zmotywowania (Gillet i wsp. 2013, Lazarus 2000), które współdziałając z funkcjami poznawczymi i motorycznymi mogą mieć wpływ na doskonalenie bądź pogarszanie poziomu sportowego (Pessoa 2009). W dwóch, długofalowych badaniach związanych z zaangażowaniem w kształtowaniu motywacji trenerów oraz rodziców u nastoletnich pływaków z krótkim stażem wykazano, iż odpowiednio ukierunkowana motywacja zwiększa wytrwałość w uprawianej dyscyplinie (Fortier 2000, Pelletier i wsp. 2001). Wpływ wysokiego stopnia zmotywowania skorelowano również z zwiększeniem wydajności zawodników (Deci i Ryan 1995). Korelacja ta przekłada się bezpośrednio na reprezentowany poziom sportowy (Bukowska i Marks 2012, Teodorescu i wsp. 2017), osiągane wyniki

(Teodorescu i wsp. 2017) czy gotowość do podjęcia aktywności fizycznej (Mullan i Markland 1997, Markland 1999, Rosa i wsp. 2018). Zatem, motywację postrzegać można zarówno jako warunek wstępny praktyki sportowej, jak również czynnik rzutujący na osiągnięcia w jej zakresie (Ericsson i wsp. 1993).

Motywacja jako proces neurofizjologiczny znajduje swoje odzwierciedlenie w bioelektrycznej aktywności mózgowej. Lata badań z wykorzystaniem encefalografii pozwoliło na wykorzystanie specyficznych oscylacji w zapisie do zrozumienia zaangażowania kory mózgowej podczas wykonywania różnych zadań. Zmiany początkowo są krótkotrwałe, ale przy odpowiednim i długotrwałym sprzężeniu zwrotnym wzorce fal mózgowych można modulować uzyskując poprawę elastyczności i kontroli poznawczej (Alatorre-Cruz i wsp. 2022).

2.2. Motywacja w kontekście badań z użyciem EEG

Korelacje bioelektrycznej aktywności poszczególnych okolic mózgu z towarzyszącymi jej emocjami wykazują znaczące różnice potencjałów w zależności od badanych obszarów mózgu. Wczesne koncepcje zakładały istotną rolę asymetrii aktywności czołowych płatów mózgowych w odczuwaniu różnych emocji. Jedna z nich zakładała model, zgodnie z którym, wzrost aktywności lewej okolicy czołowej wiąże się z emocjami skorelowanymi z podjęciem działania (motywacja proaktywna), podczas gdy wzrost aktywności okolicy czołowej prawej z emocjami związanymi z wycofaniem się (motywacja awersyjna) (Coan i Allen, 2003; Davidson i wsp. 2000.). Inny model, zakłada nadrzędność emocji nad tendencjami motywacyjnymi wskazując, iż pozytywne emocje są szczególnie związane z większą aktywnością lewej półkuli względem prawej, podczas gdy negatywne emocje związane są z wyższą aktywnością prawej półkuli (Heller 1993). Mimo zasadniczych różnic koncepcyjnych tych modeli, pokrywają się one pod względem prognoz empirycznych, to znaczy emocje pozytywne związane są z motywacją proaktywną, podczas gdy emocje negatywne z awersyjną (Davidson i wsp. 2000). Model asymetrii aktywności pasma alfa okolic czołowych (FAA) korelowany z motywacją znajduje potwierdzenie w dotychczasowych badaniach (Davidson i wsp. 2000, Coan i Allen 2004), a EEG daje możliwość rejestrowania zmian korowych w odniesieniu do tej koncepcji. Łącznie wyniki te pokazują, że widoczna w zapisach EEG asymetria czołowa odzwierciedla bardziej kierunek motywacji, ani jeżeli wartości emocjonalne. Istotną w badaniach nad sportowcami jest hipoteza, iż motywacja proaktywna i awersyjna związana jest z emocjami generowanymi podczas próby osiągnięcia

celu. Na przykład, motywacja proaktywna związana byłaby z emocjami pozytywnymi towarzyszącymi osiągnięciu zamierzonego celu. Zgodnie z tym poglądem emocje należy rozumieć w kontekście, w którym powstają (Davidson i wsp. 2000).

Jedne z pierwszych badań weryfikujących idee korelacji kierunku motywacji z FAA wykazały osobnicze różnice w deklarowanych cechach związanych z motywacją proaktywną a wyższą aktywnością lewego płata czołowego (Harmon-Jones i Allen, 1997; Sutton i Davidson, 1997)

Badania z wykorzystaniem EEG u sportowców koncentrują się przede wszystkim na paśmie alfa (8-13 Hz). Ten zakres częstotliwości w płatach potylicznych tworzy dominujący rytm podstawny charakterystyczny dla zamkniętych oczu. Występuje też w stanach głębokiego relaksu oraz jest najszerzej opisywany w literaturze naukowej (Başar 2012). W innych obszarach mózgowia uważa się, że aktywność w zakresie od 8 – 13 Hz należy wiązać z aktywnym hamowaniem niepotrzebnych lub kolidujących procesów przetwarzania w korze mózgowej (Cooper i wsp. 2003; Klimesch i wsp. 2007; Klimesch i wsp. 2000; Pfurtscheller, Lopes da Silva 1999). W związku z tym aktywność z zakresu 8 – 13 Hz można zaobserwować nad wieloma obszarami kory mózgowej. Pojawia się ona w odpowiedzi na zmieniający się zakres wymagań zadania, odzwierciedlając zmianę jego przetwarzania. Poparcie dla tego poglądu wynika z ustaleń, że różne węższe zakresy częstotliwości alfa (tzw. alfa niska i wysoka) wiążą się z wieloma operacjami, z których wiele ma duże znaczenie dla sportu, w tym stan pobudzenia i uwagi (Klimesch i wsp. 1996; Klimesch i wsp. 1997; Klimesch i wsp. 1998; Klimesch 1999).

Zauważono istotne różnice w średniej amplitudzie pasma alfa pomiędzy osobami trenującymi na poziomie zawodowym a nie-sportowcami (Hatfield i wsp. 1984, Collins i wsp. 1990, Salazar i wsp. 1990, Crews i Landers 1993, Shaw 1993 i 1996, Loze i wsp. 2001, Gualberto 2002, Del Percio i wsp. 2007a), co zdaje się szczególnie wiązać częstotliwości alfa z aktywnością fizyczną. Na przykład, badanie aktywności mózgu zarejestrowane przed oddaniem strzału w strzelectwie sportowym pokazuje, że zawodnicy z wysokim stażem i osiągnięciami wykazują mniejszą średnią amplitudę pasma alfa nad elektrodami w lewej półkuli mózgu niż nowicjusze (Haufler i wsp. 2000, Haufler i wsp. 2002). Ponadto, w badaniach z udziałem golfistów wykazano istotną korelację w asymetrii bioelektrycznej aktywności mózgowej z lepszą skutecznością wykonywanych uderzeń (Baumeister i wsp. 2008). Do podobnych wniosków doszli badacze porównujący bioelektryczną czynność pasma alfa w stanie spoczynku między zawodnikami karate stopnia eksperckiego, amatorskiego a osobami

niebędącymi sportowcami. Obserwowane różnice wykazały zmniejszoną aktywność pasma alfa w płatach czołowych i centralnych u zawodników (Del Percio i wsp. 2011) sugerując większą wydajność neuronalną względem osób nietrenujących. Badania prowadzone nad zawodnikami strzelectwa sportowego wykazały, iż lepsza celność korelowała z wyższą aktywnością alfy w lewych okolicach skroniowych (Janelle i Hatfield, 2008). Lewa kora skroniowa jest wiązana z funkcjami werbalno-analitycznymi i językowymi, podczas gdy prawa przewodzi w trakcie przetwarzania wizualno-przestrzennego (Springer i Deutsch, 1998).

Pomiary asymetrii płatów czołowych aktywności w paśmie alfa (8-13 Hz) za pośrednictwem EEG dokonywane są z obszarów brzuszno-bocznych kory czołowej (Papousek i wsp., 2017). Asymetryczna aktywność kory mierzona jest poprzez różnice w pasmach alfa z prawych odprowadzeń względem lewych. W związku z czym wartości dodatnie wskazują na większą aktywność alfy kory czołowej prawej a ujemne lewej (Smith i wsp. 2017). Pasma alfa jest wskaźnikiem procesów korowych, przy czym ich średnia amplituda jest odwrotnie proporcjonalna do stopnia zaktywizowania tych procesów: wyższa aktywność pasma alfa odzwierciedla niższy poziom aktywności przetwarzania kory. W związku z tym, jeżeli kora mózgowa płatów czołowych będzie zaktywizowana bądź jest aktywna, fale alfa zmniejszają się, na co wskazywać będzie niska wartość alfy w zapisie elektroencefalograficznym (Klimesch i wsp. 2007). W oparciu o ten asymetryczny wskaźnik, badania wykazały, że względna aktywacja lewej kory czołowej związana jest z pozytywnymi reakcjami na bodźce afektywne (Harmon-Jones i Gable, 2009) i motywacją do działania (Berkman i Lieberman, 2010). Wyniki te sugerują, że względna aktywność lewej kory czołowej inicjuje procesy motywacyjne i poznawcze, które sprzyjają utrzymaniu wydajności przy wzrastającym obciążeniu wysiłkowym. Co więcej, Allen i wsp. (2001) wykazali, że EEG biofeedback może być wykorzystywany do modyfikowania względnej asymetrii czołowej alfa.

Po uwzględnieniu powyższych informacji skorelowanie częstotliwości alfa (8-13Hz) z czołowych płatów mózgowych w odniesieniu do koncepcji motywacji proaktywnej i awersyjnej podczas wyciskaniu sztangi leżąc wydaje się zasadna. Co więcej, wprowadzić może ono innowacyjność w zakresie badań nad motywacją u sportowców dostarczając potencjalnie obiektywnego narzędzia do oceny tych procesów.

2.3. EEG biofeedback

EEG biofeedback, określany wymiennie jako neurofeedback, jest metodą terapeutyczną wykorzystywaną w uczeniu pacjenta modyfikowania własnej aktywności neuronalnej bazując na biologicznym sprzężeniu zwrotnym. Bazuje na wykorzystaniu specjalistycznego sprzętu do odzwierciedlenia procesów psychofizjologicznych, z których osoba nie zdaje sobie zwykle sprawy, a które można świadomie kontrolować (George Fuller, 1977). Założenia metody opierają na dwóch elementach. Pierwszy, że bioelektryczna aktywność mózgowa odzwierciedla stan psychiczny i druga, że tę aktywność można modulować przez trening.

W elektroencefalografii bioelektryczna aktywność mózgowa analizowana jest w zakresach częstotliwości 0,5-50 Hz. W tym przedziale rozróżniono pasma częstotliwości fal mózgowych na: Delta (0,5-4Hz), theta (5-8Hz), alfa (8-13Hz), beta1 (13-15Hz) beta2 (16-30Hz) i gamma (40-50Hz) korelując je ze stanami emocjonalnymi i funkcjami poznawczymi. Ponadto, w perspektywie wielu badań wyodrębniono z pasma beta rytm sensomotoryczny SMR (12-15 Hz) wykorzystywany w terapiach EEG biofeedback, którego aktywność jest rejestrowana w stanie spokojnego czuwania przy zmniejszonym tonusie mięśniowym, określanym jako stan relaksu przy zachowaniu uwagi (Serman i Wyrwicka, 1967; Wyrwicka i Serman, 1968; Serman i Friar, 1972; Serman i wsp., 1974). Jest to pasmo wolne częstotliwości beta (tzw. LoBeta). W trakcie sesji treningowej aktywność neuronalna jest rejestrowana w czasie rzeczywistym za pośrednictwem elektrod umiejscowionych w konkretnych punktach na skórze głowy. Uczestnik sesji otrzymuje informację zwrotną, związaną ze swoją bioelektryczną aktywnością mózgową, w postaci animacji wideo, sygnałów audio lub w połączeniu. Otrzymywane bodźce informacji zwrotnej ulegają zmianie w zależności od osiągniętych pułapów amplitudy poszczególnych zakresów częstotliwości fal mózgowych. Innymi słowy, osiągnięcie pożądanego w badaniu stanu aktywności neuronalnej wpływa na zachowanie animacji, dźwięku dając natychmiastową informację zwrotną badanej osobie o prawidłowej realizacji postawionych celów. Uczestnik uczy się w jaki sposób jego wewnętrzny stan psychiczny koreluje z sygnałem nerwowym, pozwalając w sposób świadomy osiągnąć i utrzymać pożądaną formę (Marzbani i wsp. 2016). Na przestrzeni lat opracowano wiele protokołów sesji EEG biofeedback w różnych aspektach neuronalnych, skoncentrowanych na poszczególnych pasmach częstotliwości lub stosunkach między nimi. Treningi pasma alfa wykorzystywany jest przy terapiach bólu, redukcji stresu i niepokoju. Ponadto stymulacje częstotliwości w zakresie 7-10Hz wspiera rozluźnianiu mięśni, regulacji czynności oddechowej

i zmniejszenia akcji serca (Dempster, 2012; Vernon, 2005). Jednym z protokołów terapeutycznych jest trening oparty o stosunek pasm alfa/theta, stanowiący wskaźnik między świadomością a snem, stosowany w terapiach redukcji terapiach lęku (Gruzelier, 2009; Raymond i wsp., 2005) czy umiejętności osiągnięcia stanu relaksu (Peniston i Kulkosky 1991, Raymond i wsp. 2005). Innym przykładem jest trening pasma sensomotorycznego SMR stosowanym w celu poprawy wydajności poznawczej. Protokół opiera się o wzmacnianie pasma z zakresu 13-15Hz przy jednoczesnym hamowaniu pasma beta2 z zakresu 16-30Hz (Kober i wsp. 2014).

W ujęciu klinicznym EEG biofeedback znajduje swe zastosowanie jako uzupełniająca metoda terapeutyczna przy zespole nadpobudliwości psychoruchowej z deficytem uwagi (ADHD; Arns i wsp. 2009, Lofthouse i wsp. 2012, Dobrakowski i Łebecka 2019), zaburzeń ze spektrum autyzmu (Coben i wsp. 2010), szumów usznych (Hartmann i wsp. 2013) czy bezsenności (Cortoo i in. 2010). Studia przypadków dotyczyły udarów mózgu (Bearden i wsp. 2003), lęku i depresji (Hammond 2005) czy dezorganizacji poznawczej z anhedonią w połączeniu z nadużywaniem narkotyków (Unterrainer i wsp. 2013).

2.4. EEG biofeedback w sporcie

Pierwsze badania z wykorzystaniem neurofeedbacku w sporcie sięgają roku 1991 (Landers i wsp. 1991), w trakcie których dokonano analizy wpływu skuteczności EEG biofeedback na celność oddawanych strzałów. 24 łuczników sportowych podzielono na trzy grupy: a) w której aktywizowano czynność lewej kory czołowej b) aktywizowano czynność w prawym płacie czołowym oraz c) która w trakcie sesji odpoczywała. Badania wykazały znaczącą poprawę skuteczności oddawanych strzałów w grupie a), wskazując na potencjał w wykorzystaniu metody przy pracy ze sportowcami.

Rozwój w dziedzinach neurobiologii i psychologii sportu w raz z postępem technologicznym umożliwił realizację różnych protokołów neurofeedbacku w wielu dyscyplinach sportowych w tym przede wszystkich tych, wymagających dużej precyzji jak strzelectwo, golf ale także sportów zespołowych jak piłka nożna czy koszykówka (Mirifar i wsp. 2017, Levy i Baldwin 2019). Poprzez możliwość samoregulacji funkcji mózgu, EEG biofeedback stało się obiecującym narzędziem pozwalającym na poprawę funkcji poznawczych, koncentracji uwagi, zarządzaniem stresem czy kontroli emocjonalnej,

co w sporcie jest niezbędne do osiągnięcia wysokich wyników (Kieffaber i Dickter 2013, Gruzelier 2014, Xiang i wsp. 2018).

Skuteczne koncertowanie się na zadaniu sportowym jest umiejętnością pożądaną w każdej dyscyplinie. Lepsze zdolności koncentracji mogą przekładać się na czas reakcji co stanowiło podstawę dla Bandmeyer'a i Delorma w 2020r. do implementacji neurofeedbacku w zwiększaniu wartości theta obszarów centralno-czołowych wpływając korzystnie na osiągane przez badanych wyniki czasu reakcji. Potencjał wykorzystania EEG biofeedback w kontekście szybkości reakcji dostrzeżono również u zawodników judo, u których trening oparty na stosunku pasm beta/theta przyczynił się do poprawy osiąganych wyników (Maszczyk i wsp. 2020). Poprawę w tym aspekcie dowiedziono także u kanadyjskiej kadry Łyżwiarstwa Szybkiego, u której Protokoły EEG biofeedback wprowadzono do programu przygotowawczego na Igrzyska Olimpijskie (Harvey i wsp. 2011).

Nadmierny stres i napięcie stanowią dla sportowca jedno z głównych zagrożeń w realizacji osiągnięcia wysokich wyników sportowych. W projekcie Dupee i Werthner wykorzystano neurofeedback w celu optymalizacji zarządzania reakcją na stres u 15 reprezentantów Kanady przygotowujących się na Olimpiadę w 2010r. Protokoły ukierunkowane na samoregulację poziomów aktywacji centralnego układu nerwowego pozwoliły trenerom i sportowcom zaopiniować interwencje EEG biofeedback jako skuteczną w radzeniu sobie ze stresem związanym z treningiem i zawodami, stanowiąc istotny czynnik poprawiający osiągane wyniki (Dupee i Werthner, 2011).

Treningi neurofeedbacku ukierunkowane na zwiększanie średniej amplitudy pasma alfa wykorzystywane są regulacji stanu emocjonalnego w radzeniu sobie w sytuacjach lękowych czy nadmiernego pobudzenia (Domingos i wsp. 2021), którego w przypadku sportu oprócz generowania zaburzeń w koordynacji spowodowanej zwiększonym napięciem mięśniowym, prowadzić mogą do rozpraszających efektów i nieistotnych myśli. Treningi pasma alfa prawej półkuli kory czuciowej pozwalają uczyć osiągania stanu relaksu. Domingos w 2021r. zauważył korelację między modulowaniem tych pasm a optymalizacją tętna sportowców w efekcie 4 tygodniowego treningu EEG biofeedback (Domingos i wsp. 2021).

W długofalowych badaniach Rostami i wsp. (2012) porównali wyniki 24 elitarnych zawodników strzelectwa, których podzielono na grupę eksperymentalną i kontrolną. W grupie eksperymentalnej przez okres 5 tygodni prowadzono 60-minutowe sesje neurofeedbacku promujące zakres SMR (13-15Hz) 3 razy w tygodniu przy jednoczesnym braku

tego treningu w grupie kontrolnej. Autorzy wskazali znaczącą poprawę celności oddawanych strzałów w grupie eksperymentalnej względem kontrolnej.

Modulacji asymetrii pasma alfa płatów czołowych podjęto się w 2001r. Allen i wsp. (2001) wykazali, że trening EEG biofeedback może być wykorzystywany do modyfikowania tej zależności. Uczestników podzielono na dwie grupy, w których zwiększano względną aktywność lewej lub prawej kory czołowej w trakcie 6 minutowych sesji neurofeedback na przestrzeni 5 dni. Dowiedziono, iż zwiększanie względnej aktywności lewej kory czołowej wpłynęło na zwiększenie zainteresowania oraz reakcji pozytywnych w odpowiedzi na prezentowane później treści wizualne. Podobne efekty osiągnięto w późniejszych badaniach (Peeters i wsp. 2014; Quaedflieg i wsp. 2016), w których wykazano skuteczność pojedynczej sesji neurofeedback w zmianie asymetrycznej aktywności korowej, co na poziomie behawioralnym przyczyniło się do redukcji odczuwanego stresu w grupie, u której zmniejszano aktywność pasm alfa z nad lewej kory czołowej.

Wykorzystanie powyższych wniosków do implikacji zmian w paśmie alfa płatów czołowych podjęto w 2021r. Mottola i wsp. zbadali wpływ zmniejszenia średniej amplitudy pasma alfa w lewym płacie czołowym na wytrzymałość w treningu na cykloergometrze. Badanych podzielono na trzy grupy. Grupę pierwszą poddano pojedynczej sesji EEG biofeedbacku mającą na celu obniżanie średniej amplitudy pasma alfa w lewym płacie czołowym, na którą składało się 6 bloków po 2 minuty treningu przy jednodominutowej przerwie. W grupie drugiej wzmacniano pasma alfa w lewym płacie przy jednoczesnym hamowaniu ich średniej amplitudy w prawym płacie. W grupie trzeciej symulowano trening poprzez oglądanie losowych sesji innych uczestników. Następnie uczestnicy przystępowali do treningu na cykloergometrze tak długo jak to możliwe. Zastosowano próbę krzyżową (cross-over) a wyniki wskazały na wzrost wytrzymałości w grupach, w których względnie zwiększano aktywność lewej kory czołowej. Powyższe badania były pierwszymi starającymi się udowodnić zależność asymetrii płatów czołowych alfa a osiąganymi wynikami sportowymi dając predykcję do poszerzania wiedzy w tym zakresie.

2.5. Wytrzymałość siłowa w kontekście motywacji

Aspekt motywacji jest szczególnie ważny w odniesieniu do wydajności i rosnących obciążeń dla trójboistów w trakcie wyciskania sztangi leżąc. Bench press (BP) jest złożonym

ćwiczeniem angażującym liczne grupy mięśniowe górnej części ciała, umożliwiając podnoszenie znacznych obciążeń zewnętrznych, wymagających dużej aktywności nerwowo-mięśniowej. Wyciskanie sztangi leżąc jest jednym z najbardziej popularnych rywalizacji w trójboju siłowym, stanowiąc oddzielną konkurencję, w której rozgrywa się mistrzostwa świata. Rezultaty osiągane przez siłaczy w tej konkurencji są łącznym efektem wytrenowanych zdolności motorycznych, techniki i w dużej mierze zaangażowania (nastawienia psychicznego). Potencjał bench press w zakresie rozwoju siły i popularność zawodów w tej technice sprawił, iż stał się on powszechnym ćwiczeniem wykorzystywanym do celów szkoleniowych, testowych oraz badawczych (Baechle i Earle, 2008). Dotychczasowe badania nad tym ćwiczeniem obejmowały: kinematykę ruchu wyciskania (van den Tillar i Ettema, 2010), efektywność różnych ćwiczeń klatki piersiowej (Welsch i wsp., 2005), wpływ niestabilnej powierzchni na aktywizację mięśni górnej części ciała (Anderson i Behm, 2004), wpływ zmęczenia (van den Tillaar i Saeterbakken, 2013), jak również analizę motywacyjną ćwiczeń BP z maksymalnymi i submaksymalnymi obciążeniami (Lebon et al., 2010; Colquhoun et al., 2017; Saeterbakken et al., 2017).

Motywacja sportowców jest wynikiem ich postrzegania wysiłku i potencjalnej nagrody, jaką przynosi przedsięwzięta aktywność (Dantzer i wsp. 2014). W ujęciu neurofizjologicznym zdefiniowano udział dwóch oddzielnych systemów w mózgu zaangażowanych w regulację zachowania: psychicznego hamowania i psychicznego ułatwiania (Ishii i wsp. 2014). Pierwszy hamuje działania sportowców poprzez zwiększenie postrzegania wysiłku a drugi, ułatwia ich realizację poprzez zwiększenie motywacji w kierunku nagrody (Ishii i wsp. 2014). Czynnikiem wpływającym na aktywację rejonów kory mózgowej zaangażowanych w system hamowania jest m.in. zmęczenie psychiczne (Marcora i wsp. 2009; Pageaux, 2014; Van Cutsem i wsp. 2017). Oprócz wpływu na system hamowania zakłada się, że zmęczenie psychiczne może mieć negatywny wpływ na mechanizmy ułatwiające, wpływając na obszary mózgu zaangażowane w procesy poznawcze funkcji motorycznych (Hallet, 2007). Z neurofizjologicznego punktu widzenia zatem jest prawdopodobne, iż zmęczenie psychiczne może wpływać na motywację oddziałując negatywnie na gotowość do wysiłku i uzyskaniem związanej z nim nagrody (Rudebeck i wsp., 2006; Walton i wsp. 2006).

Zmęczenie psychiczne powoduje zmiany w bioelektrycznej aktywności mózgowej. Należy je również odróżnić od zmęczenia mięśniowego, czyli stanu związanego z ciągłym i utrzymującym się skurczem mięśni, prowadzącym do wyczerpania glikogenu, niskiego poziomu tlenu i zwiększonego poziomu kwasu mlekowego, z którym nie ma pełnej korelacji.

(Allen i wsp. 2008) Dowiedziono, iż wraz ze wzrostem subiektywnego poziomu zmęczenia obserwuje się wzrost średniej amplitudy pasma alfa w okolicach czołowych i potylicznych wraz z thetą okolic czołowych (Kathner i wsp. 2014; Waschner i wsp. 2014). Bronwsberger i wsp. (2013) ponadto wykazano, iż zmiany aktywności neuronalnej okolic czołowych wiążą się bezpośrednio ze zwiększeniem postrzegania trudności wysiłku. Należy mieć jednak na uwadze, iż zmęczenie psychiczne i motywacja nie wpływa na maksymalną siłę, moc eksplozywną czy pracę beztlenową (Boksem i wsp., 2006; Dantzer i wsp. 2014; Martin i wsp., 2015; Van Cutsem i wsp., 2017) ze względu na zależność tych parametrów od dostępności substratów dostarczających energię (Coggan i Coyle, 1991). Badania nad wytrzymałością całego ciała wykazały, że subiektywna ocena odczuwanego wysiłku wpływa na zmniejszenie jego tolerancji niezależnie od zmian energetycznych w mięśniach (Marcora i wsp. 2009; Pageaux i wsp. 2014; 2015) podkreślając rolę mózgu w podstawowych procesach poznawczych, pośredniczących w wydajności ćwiczeń. Co więcej, zmęczenie psychiczne może wpływać na liczbę powtórzeń wykonywanych w ćwiczeniach oporowych do odmowy mimo braku zmian w ocenie wysiłku (Gantios i wsp. 2021). Prawdopodobnie spadek wydajności doświadczany przy zmęczeniu psychicznym wiąże się ze zmniejszonym przetwarzaniem korowym, co skutkuje zmniejszoną zdolnością podtrzymania zachowań ukierunkowanych na cel i skutecznego wykonywania zadań z nimi związanymi (Lorist, 2008). Powyższe wnioski mogą sugerować, iż zmiany w bioelektrycznej aktywności mózgowej korelowanej z motywacją, mogą wypłynąć korzystnie na liczbę wykonywanych powtórzeń w treningach oporowych.

3. Problem badawczy w świetle literatury światowej

Motywacja stanowi podstawowy czynnik determinujący osiągnięcia przez sportowca wyniki na każdym poziomie aktywności fizycznej (Dragos i wsp. 2017). Istotne zatem staje się poszerzenie wiedzy w zakresie procesów motywacyjnych, których zrozumienie może poprawić możliwości przygotowawcze zawodników w każdej dyscyplinie. W dotychczasowej literaturze skupiano się na motywacji w aspekcie przede wszystkim motywów, które kierują sportowcami (Bojkowski 2017, Cece i wsp. 2018, Ball i wsp. 2014), ich hierarchii (Dragos i wsp. 2017), a także zmian w czasie uprawianej dyscypliny (Cece i wsp. 2018). Liczne doniesienia korelują również motywację w odniesieniu do wydajności zawodnika i prezentowanych przez niego wyników sportowych (Deci i Ryan 1995, Bukowski i Marks 2012, Dragos 2014, Wang i wsp. 2017, Teodorescu i wsp. 2017). Ponad to, były rozpatrywane różnice w stopniu zmotywowania ze względu na uprawianą dyscyplinę (Bukowski i Marks 2012), a nawet jego wpływu na kondycję psychiczną zawodników (Sheehan i wsp. 2018). Brak jednak badań ukierunkowanych na zmiany w procesach motywacyjnych w trakcie wysiłku fizycznego. Mało jest również informacji dotyczących wpływu zmian obciążenia treningowego na wcześniej wspomniane procesy. Co więcej, bieżące doniesienia opierają się na subiektywnych opiniach badanych bazujących na specyficznych kwestionariuszach. Mało zatem jest badań, w zakresie motywacji sportowców, opierających się na empirycznych analizach z wykorzystaniem narzędzi diagnostycznych mogących w sposób obiektywny określić zmiany na poziomie neurofizjologicznym.

Dotychczasowe badania z wykorzystaniem EEG w sporcie dowodzą wysokiej użyteczności tej metody jako narzędzia diagnostycznego m.in. dzięki stwierdzonej zbieżności wyników w warunkach laboratoryjnych a warunkach rzeczywistego wyzwania sportowego (Reinecke i wsp. 2011). Niemniej, badanie mające na celu pomiar bioelektrycznej aktywności mózgowej ograniczały się do sportów o małym natężeniu ruchu jak łucznictwo (Salazar i wsp. 1990) czy strzelectwo (Haulfer i wsp. 2000, Hillman i wsp. 2000), gdzie problemy z przenoszeniem sprzętu i zaburzeń wynikających z aktywności mięśniowej nie stanowiły przeszkody. Skupiano się głównie na prostych zadaniach, mających na celu określenie różnic w aktywności mózgowej u zawodowców i amatorów w kontekście m.in. różnic w średnich amplitudach określonych częstotliwości aktywności mózgowej (Del Percio i wsp. 2009, Luchsinger i wsp. 2016), korelacji stanu skupienia a wybranych zakresu fal mózgowych (Hatfield 1984, Baumeister 2008) jak również międzyregionalnych zmian w zakresie

bioelektrycznej aktywności mózgowej (Gao i wsp. 2016, Baumeister i wsp. 2018). W golfie, Baumeister i wsp. (2008) udało się wykazać różnice między zawodowcami a amatorami w obciążeniu pamięci roboczej w trakcie uderzeń. Zawodowcy charakteryzowali się wyższymi wartościami średniej amplitudy pasma theta w okolicach czołowych i wyższymi wartościami średniej amplitudy pasma alfa w okolicach ciemieniowych. W koncepcji pamięci roboczej sugerowano, że reprezentuje to stan większej koncentracji uwagi i ekonomizacji wysiłku w przetwarzaniu informacji sensomotorycznych. Co więcej, Crews i Landers (1993) zbadali neuronalne korelaty wzorców uwagi przed uderzeniem u zawodowych golfistów. Babiloni i wsp. (2008) wykryli związek między udanymi uderzeniami w golfie a poziomem amplitudy pasma alfa w przedniej linii środkowej oraz prawym obszarze czuciowo-ruchowym mózgu. Przytoczone badania z wykorzystaniem EEG dostarczają wiarygodnych danych dotyczących aktywacji korowej podczas złożonego zadania motorycznego związanego ze sportem. W literaturze naukowej brak jednak doniesień związanych z wykorzystaniem tego narzędzia w analizie procesów motywacyjnych sportowców, jak również wpływu obciążenia treningowego na procesy neurofizjologiczne. Co więcej, dotychczasowe próby implikacji neurofeedbacku w celu bezpośredniej poprawy osiąganych wyników koncentrowały się na sportach wymagających dużej precyzji i koncentracji (Salazar i wsp. 1990, Haulfer i wsp. 2000; Hillman i wsp. 2000) czy sportach wytrzymałościowych (Mottola i wsp. 2021), w oparciu o krótkie sesje EEG-BF w dniu, lub na kilka dni przed podjęciem próby sportowej.

Nie brak za to w literaturze przedmiotu dowodów wpływu zmęczenia psychicznego na wydajność sportowców (Alix-Fages i wsp. 2023; Gantois i wsp. 2021), które może być interpretowane jako stan opozycyjny względem motywacji (Martin i wsp. 2018), bądź wpływać negatywnie na postrzeganie wysiłku (Martin i wsp. 2018). Dowiedziono, iż zwiększona średnia amplituda aktywności pasm w theta i alfa wiąże się z pogorszeniem sprawności umysłowej (Borghini i wsp. 2014, Kirov i wsp. 1996), a ta może wpływać na pogorszenie wydajności sportowca (Gantios i wsp. 2021). Brak jednak badań w przedmiocie korelacji zmian asymetrii pasm alfa płatów czołowych a wytrzymałością siłową sportowców.

Biorąc pod uwagę przedstawiony powyżej przegląd literatury dotyczący wykorzystania EEG i EEG biofeedback w sporcie, zasadną będzie próba określenia w sposób empiryczny różnic w poziomie asymetrii pasma alfa płatów czołowych w zależności od wielkości obciążenia zewnętrznego, oraz wpływ regularnego treningu neurofeedback na liczbę wykonywanych powtórzeń do odmowy. Spośród ćwiczeń siłowych wybrano wyciskanie sztangi leżąc, ponieważ

pozycja ciała przy tym ćwiczeniu umożliwia zminimalizowanie artefaktów mięśniowych w fazie poprzedzającej wysiłek, co pozwoliło na uzyskanie czystego sygnału EEG bezpośrednio przed podjęciem próby fizycznej.

4. Cel, pytania i hipotezy badawcze

4.1. Cel badawczy

Celem badań była ocena wpływu treningu EEG biofeedback na liczbę powtórzeń wykonywanych do odmowy podczas wyciskaniu sztangi leżąc oraz analiza zmian w asymetrii pasma alfa płatów czołowych w odniesieniu do wzrastającego obciążenia zewnętrznego, mierzonej przed podjęciem wysiłku u zawodników judo. Dodatkowo, oceniano zmiany aktywności pasma alfa płatów czołowych pod wpływem zastosowanego protokołu treningowego EEG biofeedback.

4.2. Pytania badawcze

Uwzględniając cel prowadzonych badań, w pracy postawione zostały następujące pytania badawcze:

1. Czy poziom obciążenia zewnętrznego podczas wyciskaniu sztangi leżąc istotnie różnicuje asymetrię pasma alfa w płatach czołowych, mierzoną przed podjęciem wysiłku u zawodników judo?
2. Czy trening EEG biofeedback istotnie różnicuje asymetrię pasma alfa w płatach czołowych u zawodników judo?
3. Czy zmiany asymetrii pasma alfa w płatach czołowych istotnie wpływają na liczbę powtórzeń wykonywanych do odmowy podczas wyciskaniu sztangi leżąc u zawodników judo?

4.3. Hipotezy badawcze

Analizując powyższe pytania badawcze oraz uwzględniając dotychczasowe ustalenia naukowe, sformułowano następujące hipotezy badawcze:

1. Poziom obciążenia zewnętrznego podczas wyciskaniu sztangi leżąc istotnie różnicuje asymetrię pasma alfa w płatach czołowych, mierzoną przed podjęciem wysiłku u zawodników judo.

2. Trening EEG biofeedback istotnie różnicuje asymetrię pasma alfa w płatach czołowych u zawodników Judo.
3. Zmiany asymetrii pasma alfa w płatach czołowych istotnie wpływają na liczbę powtórzeń wykonywanych do odmowy podczas wyciskaniu sztangi leżąc u zawodników judo.

5. Materiał i metody badań

5.1 Charakterystyka badanych

W badaniach uczestniczyło 20 mężczyzn posiadających klasę Międzynarodową i Mistrzowską (MM) w judo. Podstawowymi kryteriami włączenia do badań były: co najmniej 6-letni staż treningowy, brak historii zaburzeń psychiatrycznych lub neurologicznych, nieprzyjmowanie leków psychotropowych lub neurologicznych, praworęczność, wiek w przedziale od 18 do 23 lat oraz regularne uprawianie aktywności fizycznej co najmniej 5 razy w tygodniu. Wszyscy badani posiadali aktualne badania lekarskie, potwierdzające dobry stan zdrowia i zdolność do wykonywania intensywnych wysiłków fizycznych.

Oprogramowanie Research Randomizer (www.randomizer.org) zostało wykorzystane w celu losowego przydzielenia uczestników do dwóch grup: (GE) eksperymentalnej ($n=10$, wiek $19,6 \pm 1,4$ lat; wysokość ciała $182,2 \pm 5,1$ cm; masa ciała $78,6 \pm 7,9$ kg; procentowa zawartość tkanki tłuszczowej, %FAT $10,1 \pm 5,7\%$), która została poddana 14 sesjom treningu EEG biofeedback, oraz (GK) kontrolnej ($n=10$, wiek $20,1 \pm 1,6$ lat; wzrost $182,1 \pm 4,5$ cm; masa ciała $74,1 \pm 6,1$ kg, %FAT $8,8 \pm 1,7\%$), której uczestnicy zamiast sesji EEG biofeedback oglądali losowe sesje treningowe GE, mając podpiętą aparaturę symulującą warunki rzeczywistej sesji treningowej.

Wszyscy uczestnicy zostali zobowiązani do wyciskania sztangi leżąc do odmowy, odpowiednio przy obciążeniach wynoszących 30% i 50% aktualnego obciążenia maksymalnego, w pierwszym i trzecim etapie pomiarowym. Zawodnicy stanowili jednorodną grupę pod względem wieku (średni wiek $19,8 \pm 1,5$ lat), cech somatycznych oraz osiągnięć aerobowych i beztlenowych. Wszyscy uczestnicy byli praworęczni (uzyskali wyniki powyżej 35 punktów na 39 w skali Chapmana i Chapmana, 1987). Przed każdą sesją EEG oraz EEG biofeedback prowadzone były badania z wykorzystaniem kwestionariusza miar nastrojów i emocji Russkama, który ocenia 29 nastrojów i emocji na trzech poziomach intensywności (Sanchez i wsp., 2006). Uzyskane wyniki były analizowane w celu potencjalnego wykluczenia badanej osoby z danego dnia, jeśli nastroje były nieodpowiednie.

Uczestnicy zostali poinformowani, aby na wizyty przychodzili wypoczęci (co najmniej 7 godzin snu), unikali spożycia alkoholu i nikotyny przez co najmniej 48 godzin przed każdą sesją EEG oraz EEG biofeedback. Kofeiny na co najmniej 8 godzin oraz ograniczyli nadmierne korzystanie z telefonu komórkowego (Azevedo i wsp., 2016; Gantios i wsp., 2021)

na co najmniej 3 godziny przed każdą sesją. Ponadto, uczestnicy mieli spożyć posiłek zgodny z otrzymanymi zaleceniami żywieniowymi na 2 godziny przed każdą wizytą. Zgodność z tymi instrukcjami była weryfikowana na początku każdej wizyty.

Badani zostali poinformowani, zarówno pisemnie, jak i ustnie, o protokole eksperymentalnym oraz o możliwości wycofania się z eksperymentu na dowolnym etapie. Wyrazili pisemną zgodę na udział w badaniu. Badani byli informowani o celu realizowanego eksperymentu. Pomiary zostały przeprowadzone w Pracowni Siły i Mocy Mięśniowej Akademii Wychowania Fizycznego w Katowicach z wykorzystaniem EEG i EEG biofeedback. Badanie uzyskało akceptację Uczelnianej Komisji Bioetycznej ds. Badań Naukowych (7/2016 dla NRSA 4 040 54). Badania były prowadzone pod nadzorem lekarza specjalisty neurologa (z licencją EEG Polskiego Towarzystwa Neurofizjologii Klinicznej). Wszystkie zebrane dane były przechowywane w bazie chronionej hasłem, do której dostęp mieli tylko badacze zaangażowani w badanie. Wyniki zostały zanonimizowane, aby zachować poufność danych uczestników. Każdemu uczestnikowi przypisano unikalny identyfikator, co umożliwiło analizę danych bez ujawniania tożsamości badanych.

5.2. Procedura badawcza

5.2.1. Etapy pomiarowe

Badania zostały podzielone na trzy etapy. Pierwszy etap obejmował wyznaczenie maksymalnego obciążenia na jedno powtórzenie. Pomiary bioelektrycznej aktywności mózgowej pasma alfa płatów czołowych bezpośrednio przed podjęciem próby wysiłkowej, a także określenie maksymalnej liczby powtórzeń do odmowy w wyciskaniu sztangi leżąc przy obciążeniach wynoszących 30% oraz 50% 1RM.

W drugim etapie, trwającym 5 tygodni, wszyscy uczestnicy realizowali ten sam protokół treningowy przy indywidualnie dobranym planie żywieniowym z ustandaryzowanymi proporcjami makro- i mikrośkładników. Grupa eksperymentalna odbywała regularne sesje EEG biofeedback, których celem było zmniejszenie średniej amplitudy pasma alfa w lewym płacie czołowym. W grupie kontrolnej prowadzono symulowane sesje EEG biofeedback, polegające na oglądaniu przebiegu losowych sesji uczestników grupy eksperymentalnej, przy podpiętej, lecz wyłączonej aparaturze. Po dwóch tygodniach przeprowadzono ponowne badanie, zgodnie z procedurą z pierwszego etapu, aby zaobserwować potencjalne zmiany.

W trzecim etapie odtworzono protokół z etapu pierwszego w raz z ponownym wyznaczeniem maksymalnego obciążenia na jedno powtórzenie, w celu weryfikacji wpływu interwencji EEG biofeedback na liczbę wykonywanych powtórzeń do odmowy w wyciskaniu sztangi leżąc oraz oceny zmian w asymetrii pasma alfa płatów czołowych.

5.2.2. Pomiary EEG w pierwszym i trzecim etapie badania

Nagrania EEG zostały przeprowadzone zgodnie z procedurami Międzynarodowej Federacji Towarzystw Elektrofizjologicznych (1983) oraz Amerykańskiego Towarzystwa EEG (2006). EEG było rejestrowane za pomocą elektrod skalpowych AG/AgCl, umieszczonych zgodnie z międzynarodowym systemem 10-20 (Jaspers, 1958). Używane elektrody były aktywne i mocowane za pomocą elastycznej czapki z lycry. Żel przewodzący aplikowano na skórę głowy za pomocą tępej igły, natomiast do przygotowania miejsc na elektrody stosowano krem ścierny (Nuprep, Weaver i Company) oraz chusteczki nasączone alkoholem. Zapis EEG prowadzono na systemie EEGDigiTrack (ELMIKO BIOSIGNALS, Warszawa, Polska), wyposażonym w głowicę ExG-32. Jakość urządzenia była potwierdzona certyfikatem ISO oraz certyfikatem medycznym CE. Wymogiem rozpoczęcia diagnozy i treningu biofeedback EEG był poziom impedancji poniżej 5 k Ω oraz różnica pomiędzy elektrodami nieprzekraczająca 1 k Ω . Częstotliwość próbkowania wynosiła 1024/sekundę. Zastosowano filtr sieciowy 50 Hz oraz filtry górnoprzepustowy i dolnoprzepustowy (odpowiednio 1 i 40 Hz). Elektroda uziemiająca była umieszczona na płatku ucha. Aby ograniczyć artefakty wynikające z aktywności mięśniowej, na grzbietowej części szyi umieszczono poduszkę dopasowaną indywidualnie dla każdego uczestnika.

Badanie rozpoczynało się od 2-minutowego spoczynkowego zapisu EEG. Analizie poddano zapis z zamkniętymi oczami, w celu sprawdzenia, czy nie występują grafoelementy padaczkowe ani inne nieprawidłowości, oceniane przez specjalistę elektroencefalografii klinicznej. Po ich wykluczeniu, pozostała część zapisu i cała analiza były przeprowadzane z otwartymi oczami. Na 10 sekund przed rozpoczęciem wyciskania sztangi leżąc, uczestnikowi polecano skoncentrowanie się i zmotywowanie do zadania. Następnie jego zadaniem było wykonanie maksymalnej liczby powtórzeń przy obciążeniach wynoszących odpowiednio 30% i 50% 1RM. Przerwy między sesjami wynosiły 48 godzin. 15-sekundowe fragmenty zapisu EEG przed podjęciem próby, pochodzące z elektrod F3 i F4, były ręcznie analizowane i dzielone na 1-sekundowe epoki. Usuwano fragmenty, w których stwierdzono

artefakty wynikające z aktywności mięśniowej. Uśrednione wyniki z pozostałych epok zostały poddane szybkiej transformacji Fouriera. Wskaźnik asymetrii czołowej (FAI) obliczono dla każdego obciążenia przed podniesieniem sztangi zgodnie z formułą zaproponowaną przez Coana i Allena (2003). Analizowano pasmo częstotliwości 8-13 Hz (zakres alfa). Przeprowadzone pomiary umożliwiły wyznaczenie dwóch zmiennych: alfa L (pomiary z lewego płata czołowego) oraz alfa P (pomiary z prawego płata czołowego), które następnie poddano analizie porównawczej w celu zbadania różnic w wartościach pomiarowych. Wskaźnik asymetrii alfa płatów czołowych (FAI – Frontal Alpha Asymmetry) obliczono na podstawie aktywności alfa zarejestrowanej z elektrod F3 i F4 według wzoru:

$$FAI [\mu V] = \ln (Alfa P) - \ln (Alfa L) \text{ (Coan i Allen, 2003).}$$

5.2.3. Wyciskanie sztangi leżąc na ławce płaskiej

Pomiary przeprowadzono w Pracowni Siły i Mocy Mięśniowej na Akademii Wychowania Fizycznego w Katowicach. Odbywały się one w dwóch etapach badania: pierwszym i trzecim. Sesje polegały na wykonaniu dwóch serii maksymalnej liczby powtórzeń (do odmowy) w wyciskaniu sztangi leżąc z obciążeniami wynoszącymi 30% i 50% maksymalnego ciężaru na jedno powtórzenie (ang. One Repetition Maximum, 1RM; Baechle, 1994) w dwóch oddzielnych dniach, aby uniknąć wpływu zmęczenia na wyniki.

Każda sesja rozpoczynała się standardowym protokołem rozgrzewki, który obejmował ogólną rozgrzewkę (5 minut) na cykloergometrze ręcznym (z tętnem na poziomie około 130 uderzeń na minutę). Następnie wykonywano zestaw ćwiczeń przygotowawczych (10 minut) bez użycia dodatkowego obciążenia, ukierunkowanych na aktywizację i mobilizację struktur zaangażowanych podczas wyciskania sztangi leżąc. W jego skład wchodziły: krążenia ramion w przód i w tył w pełnym zakresie ruchu, dynamiczne rozciąganie mięśni piersiowych i obręczy barkowej (w formie naprzemiennych wykroków z otwarciem klatki piersiowej), pompki z rotacją tułowia do podporu bocznego, unoszenia ramion w przód i bok w pozycjach stojącej i leżącej (aktywacja mięśni naramiennych), rotacje zewnętrzne w stawie ramiennym z użyciem taśmy oporowej, podpór przodem z naprzemiennym dotykiem barków, oraz unoszenia bioder w leżeniu tyłem dla zapewnienia aktywacji mięśni pośladkowych i poprawy kontroli lędźwiowo-miednicznej. Wartość 1RM została wyznaczona tydzień przed rozpoczęciem pierwszego etapu badań, zgodnie z protokołem Tillaara i Saeterbakkena (2013).

Przed przystąpieniem do badań uczestnicy musieli powstrzymać się od jakiegokolwiek aktywności fizycznej przez 72 godziny. Podczas wyciskania sztangi badani kładli się na plecach, mając podłączone elektrody EEG, z głową opartą na indywidualnie dopasowanej poduszce typu kołnierz i tułowiem podpartym na ławce. Kolana były zgięte pod kątem prostym, a stopy spoczywały na podłodze. Każdy uczestnik wybierał preferowaną szerokość chwytu oraz pozycję stóp, a wartości tych ustawień były mierzone, kontrolowane i stosowane podczas każdej sesji. W przypadku trudności w doborze komfortowej szerokości chwytu, zalecano ustawienie szerokości na poziomie 150% odległości między wyrostkami barkowymi (odległość biakromialna).

Dwóch prowadzących badanie pełniło rolę asekurujących, pomagając uczestnikom w fazie wstępnego obciążenia, podnosząc i stabilizując olimpijską sztangę (średnica 2,8 cm; długość 1,92 m; masa 20 kg), aż uczestnik miał całkowicie wyprostowane ramiona. Sztanga była opuszczana w kontrolowany sposób, aż lekko dotykała klatki piersiowej, a następnie podnoszona z powrotem do pozycji wyjściowej, z całkowicie wyprostowanymi łokciami. Odbijanie sztangi od klatki piersiowej było niedozwolone. W celu zapewnienia standaryzacji wykonania ruchu, wszyscy uczestnicy wykonywali wyciskanie sztangi leżąc w tempie 3-0-X-0, tj. z kontrolowaną, trzysekundową fazą ekscentryczną, bez pauzy w dolnej pozycji oraz z możliwie dynamicznym uniesieniem sztangi. Takie tempo było egzekwowane z wykorzystaniem metronomu (dla fazy ekscentrycznej), co pozwalało na ograniczenie zmienności między uczestnikami i próbami. Wybór dynamicznej fazy koncentrycznej (oznaczonej jako „X”) miał na celu umożliwienie każdemu uczestnikowi wykonania maksymalnej liczby powtórzeń do odmowy — zgodnie z założeniem badania. Zastosowane tempo znajduje swoje uzasadnienie w przeglądzie literatury Wilka i wsp. (2021), według którego połączenie wolniejszej fazy ekscentrycznej z dynamiczną koncentryczną może stanowić optymalne rozwiązanie w treningu siły i hipertrofii, a także umożliwia rzetelne porównanie parametrów wysiłkowych w warunkach testowych.

5.2.4. Treningi EEG biofeedback

W drugim etapie badania grupa eksperymentalna realizowała sesje EEG biofeedback co drugi dzień przez okres 4 tygodni (14 sesji). Każdorazowo przed przystąpieniem do treningu EEG biofeedback badani byli weryfikowani pod kątem realizacji zaleceń treningowych, żywieniowych oraz spełnienia warunków przystąpienia do sesji. Ponadto, każdą sesję poprzedzało wypełnienie kwestionariusza Pomiaru Nastroju i Sześciu Emocji

(Wojciszke i Baryła, 2004). Trening EEG biofeedback wykonywano z wykorzystaniem aparatury EEGDigiTrack z głowicą ExG-32. Sygnał EEG rejestrowano z miejsc F3 i F4 zgodnie z systemem 10-20 (Jaspers, 1958), przy użyciu elektrod Ag/AgCl (Blue Sensor SP, Ambu), z częstotliwością próbkowania na poziomie 1024 Hz/sekundę. Badani realizowali trening, siedząc w wygodnych fotelach, na wprost monitora treningowego, z podpiętą aparaturą. Zalecono im powstrzymanie się od zbędnych ruchów w trakcie badania.

Pojedyncza sesja EEG biofeedback składała się z sześciu bloków treningowych, trwających po 2 minuty, z minutową przerwą między blokami. Zapis EEG był rejestrowany w czasie rzeczywistym i prezentowany osobie badanej w formie animacji oraz sygnałów dźwiękowych. Sesję treningową EEG biofeedback poprzedzał 2-minutowy zapis EEG w spoczynku. Na podstawie tego zapisu określano średnią amplitudę pasma alfa w elektrodzie nad punktem F3 (lewy płąt czołowy), co pozwalało ustalić wyjściowy próg treningowy. Zadaniem osoby badanej było utrzymanie średniej amplitudy pasma alfa w odprowadzeniu F3 poniżej ustalonego progu przez jak najdłuższy czas. Prawidłowa realizacja tego zadania była sygnalizowana osobie badanej poprzez konkretne zachowanie animacji. Dodatkowo, każda sekunda utrzymania pułapu była sygnalizowana efektem dźwiękowym.

Grupa kontrolna również była każdorazowo weryfikowana przed przystąpieniem do symulowanego treningu EEG biofeedback pod kątem realizacji zaleceń treningowych, żywieniowych oraz spełnienia warunków przystąpienia do sesji. Przed sesją uczestnicy wypełniali kwestionariusz Pomiaru Nastroju i Sześciu Emocji (Wojciszke i Baryła, 2004). Symulowany trening EEG biofeedback polegał na odtwarzaniu losowych sesji neurofeedbacku grupy eksperymentalnej, przy pełnym podłączeniu do aparatury EEGDigiTrack z głowicą ExG-32. Elektrody F3 i F4 były umieszczone zgodnie z systemem 10-20 (Jaspers, 1958), przy użyciu elektrod Ag/AgCl (Blue Sensor SP, Ambu). Badani realizowali symulowany trening, siedząc w wygodnych fotelach, na wprost monitora treningowego, na którym odtwarzano sesje grupy eksperymentalnej. Pojedyncza symulowana sesja EEG biofeedback składała się z sześciu bloków treningowych, trwających po 2 minuty, z minutową przerwą między blokami. Odtwarzane sesje uwzględniały animacje oraz sygnały dźwiękowe. Symulowaną sesję poprzedzał 2-minutowy rzeczywisty zapis EEG w spoczynku. Przed przystąpieniem do sesji osoby badane były informowane o konieczności utrzymania średniej amplitudy pasma alfa w odprowadzeniu F3 poniżej ustalonego progu przez jak najdłuższy czas.

5.3 Narzędzia analizy statystycznej

Na początku procesu analitycznego zostały obliczone statystyki opisowe dla analizowanych zmiennych w każdym analizowanym okresie, aby sprawdzić strukturę danych (średnia, odchylenie standardowe, błąd standardowy, 95% przedziały ufności dla wartości średniej). Wartości te posłużyły do prezentacji poziomu sportowego badanych zawodników. Przyjęto poziom istotności dla wykonywanych analiz $p < 0.05$. Normalność rozkładu zmiennych została sprawdzona testem Shapiro-Wilka. Wyniki przeprowadzonych testów jednoznacznie określiły, iż zmienne posiadały rozkład normalny lub zbliżony do normalnego ($p > 0.05$). Do weryfikacji jednorodności wariancji zastosowano testu Levene'a. Do weryfikacji istotności różnic zastosowano analizę wariancji z powtarzanymi pomiarami (Babbie E., 2009). Weryfikacji poddano również założenia o sferyczności, przy pomocy testu Mauchley'a, gdy założenie nie było spełnione, stosowano poprawkę Greenhousa-Geissera. W przypadku wystąpienia istotnych statystycznie różnic w analizie wariancji do weryfikacji, pomiędzy którymi grupami wystąpiły istotne różnice zastosowano testy wielokrotnych porównań post-hoc Bonferoniego. Siłę efektu dla interakcji obliczono przy pomocy współczynnika η^2 . Siła efektu była klasyfikowana jako słaba, gdy η^2 należała do przedziału 0,01-0,059; przeciętna 0,06-0,137 oraz duża $> 0,137$ (Prajzner, 2022). W przypadku delta-efektów zmiennych, które nie miały rozkładu normalnego do weryfikacji istotności różnic zastosowano nieparametryczny test U Manna-Whitneya. Wszystkie analizy wykonano przy pomocy pakietu Statistica 13.1. Dla wszystkich analiz przyjęto poziom istotności równy 0,05.

6. WYNIKI BADAŃ

6.1. Statystyka opisowa wskaźnika asymetrii alfa (FAI) oraz wstępna analiza różnic między grupami

Sprawdzono rozkłady wszystkich analizowanych zmiennych, uzyskanych podczas przeprowadzonych pomiarów. Parametry oraz statystyki opisowe zaprezentowano w tabelach 1-2. W przypadku wszystkich zmiennych nie stwierdzono podstaw do odrzucenia hipotezy zerowej o normalności rozkładu (Ferguson, Takane 1989; Maestas i Preuhs 2000; Knusel 2002).

Tabela 1 Statystyki opisowe FAI w grupie eksperymentalnej i kontrolnej w pierwszym i trzecim etapie pomiarowym z uwzględnieniem obciążenia zewnętrznego.

Etap pomiarowy		Grupa	Obciążenie zewnętrzne	N	M [μV]	SD [μV]	SE [μV]	-95%CI [μV]	95%CI [μV]
Pierwszy (przed)	Ogółem			20	-0.34	1.59	0.25	-0.85	0.17
	Grupa	GE	30%	10	-0.68	1.62	0.36	-1.44	0.07
	Grupa	GK	50%	10	0.01	1.53	0.34	-0.70	0.72
	Obciążenie	GE	30%	10	0.15	1.01	0.23	-0.33	0.62
	Obciążenie	GK	50%	10	-0.82	1.92	0.43	-1.72	0.08
	Grupa*Obciążenie	GE	30%	10	0.11	0.96	0.30	-0.58	0.80
	Grupa*Obciążenie	GE	50%	10	-1.48	1.78	0.56	-2.76	-0.20
	Grupa*Obciążenie	GK	30%	10	0.18	1.10	0.35	-0.61	0.97
	Grupa*Obciążenie	GK	50%	10	-0.16	1.90	0.60	-1.52	1.20
Trzeci (po)	Ogółem			20	0.81	1.10	0.17	0.46	1.16
	Grupa	GE	30%	10	1.14	1.23	0.28	0.56	1.72
	Grupa	GK	50%	10	0.48	0.85	0.19	0.08	0.88
	Obciążenie	GE	30%	10	0.39	0.92	0.21	-0.04	0.82
	Obciążenie	GK	50%	10	1.24	1.12	0.25	0.71	1.76
	Grupa*Obciążenie	GE	30%	10	0.79	0.94	0.30	0.12	1.46
	Grupa*Obciążenie	GE	50%	10	1.49	1.44	0.45	0.46	2.52
	Grupa*Obciążenie	GK	30%	10	-0.02	0.74	0.23	-0.54	0.51
	Grupa*Obciążenie	GK	50%	10	0.98	0.67	0.21	0.50	1.46

N – liczebność; M – średnia; SD – odchylenie standardowe; SE – odchylenie standardowe średniej; CI – przedział ufności

Tabela 1 przedstawia szczegółowe statystyki opisowe dotyczące asymetrii czołowej alfy (FAI) w grupie eksperymentalnej i kontrolnej przed (pierwszy etap) oraz po (trzeci etap) treningu

EEG biofeedback. Statystyki są również przedstawione w zależności od obciążenia zewnętrznego (30% i 50% 1RM) oraz ich interakcji z grupami badawczymi.

Tabela 2 Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji z powtarzanymi pomiarami dla asymetrii czołowej alfy (FAI) w zależności od grupy, obciążenia zewnętrznego i etapu pomiarowego.

Efekt	F	p	Eta-kwadrat cząstkowe
Grupa	0,007	0,94	0,0002
Obciążenie	0,071	0,79	0,0020
Grupa*Obciążenie	3,04	0,090	0,078
Przed-Po	11,82	0,0015	0,25
Przed-Po*Grupa	5,14	0,029	0,14
Przed-Po*Obciążenie	7,35	0,010	0,17
Przed-Po*Grupa*Obciążenie	4,24	0,047	0,11

F – wartość statystyki analizy wariancji; p – wartość istotności statystycznej; Eta-kwadrat cząstkowe – wskaźnik wielkości efektu.

Tabela 2 przedstawia wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji z powtarzanymi pomiarami, która bada wpływ grupy badawczej (eksperymentalna i kontrolna), obciążenia zewnętrznego (30% i 50% 1RM) oraz etapu pomiarowego (przed i po treningu EEG biofeedback) na asymetrię czołową alfy. Analiza uwzględnia także interakcje między tymi czynnikami. Główny efekt grupy osiągnął wartość $F = 0,007$; $p = 0,94$; przy eta-kwadracie cząstkowym $\eta^2 = 0,0002$; co wskazuje na brak statystycznie istotnych różnic między grupą eksperymentalną a kontrolną. Główny efekt obciążenia również nie był statystycznie istotny ($F = 0,071$; $p = 0,79$; $\eta^2 = 0,0020$), co oznacza, że różne poziomy obciążenia zewnętrznego (30% i 50% 1RM) nie wpłynęły istotnie na badane zmienne. Interakcja grupy i obciążenia zewnętrznego uzyskała wartość $F = 3,04$; $p = 0,090$; $\eta^2 = 0,078$, co oznacza, że wynik ten nie osiągnął poziomu istotności statystycznej, chociaż zbliżył się do granicy istotności. Natomiast główny efekt etapu pomiarowego (przed i po treningu EEG biofeedback) był statystycznie istotny ($F = 11,82$, $p = 0,0015$, $\eta^2 = 0,25$), co wskazuje na znaczące zmiany w wynikach między etapami pomiarowymi. Analiza wariancji pozwoliła na stwierdzenie istotnych różnic w przypadku interakcji przed-po*grupa $F(1; 36) = 5,14$; $p = 0,029$ (Wykres 1).

Przed rozpoczęciem treningu średnia asymetria czołowa alfy w całej próbie wynosiła - 0.34 (SD = 1.59), z większą różnorodnością wyników w grupie kontrolnej przy obciążeniu 50% 1RM (SD = 1.53) w porównaniu do grupy eksperymentalnej przy obciążeniu 30% 1RM (SD = 1.62). Po zakończeniu treningu zauważono istotny wzrost średnich wartości w grupie

eksperymentalnej ($M = 1.14$, $SD = 1.23$) w porównaniu do grupy kontrolnej ($M = 0.48$, $SD = 0.85$); $p=0,049$.

Tabela 3 Testy wielokrotnych porównań post-hoc Bonferoniego dla wskaźnika FAI.

Nr podkl.	Grupa	R1	{1} -0,69	{2} 1,14	{3} 0,0095	{4} 0,48
1	GE	FAI przed		0,0025	0,32	0,025
2	GE	FAI po	0,0025		0,032	0,049
3	GK	FAI przed	0,32	0,032		0,75
4	GK	FAI po	0,025	0,049	0,75	

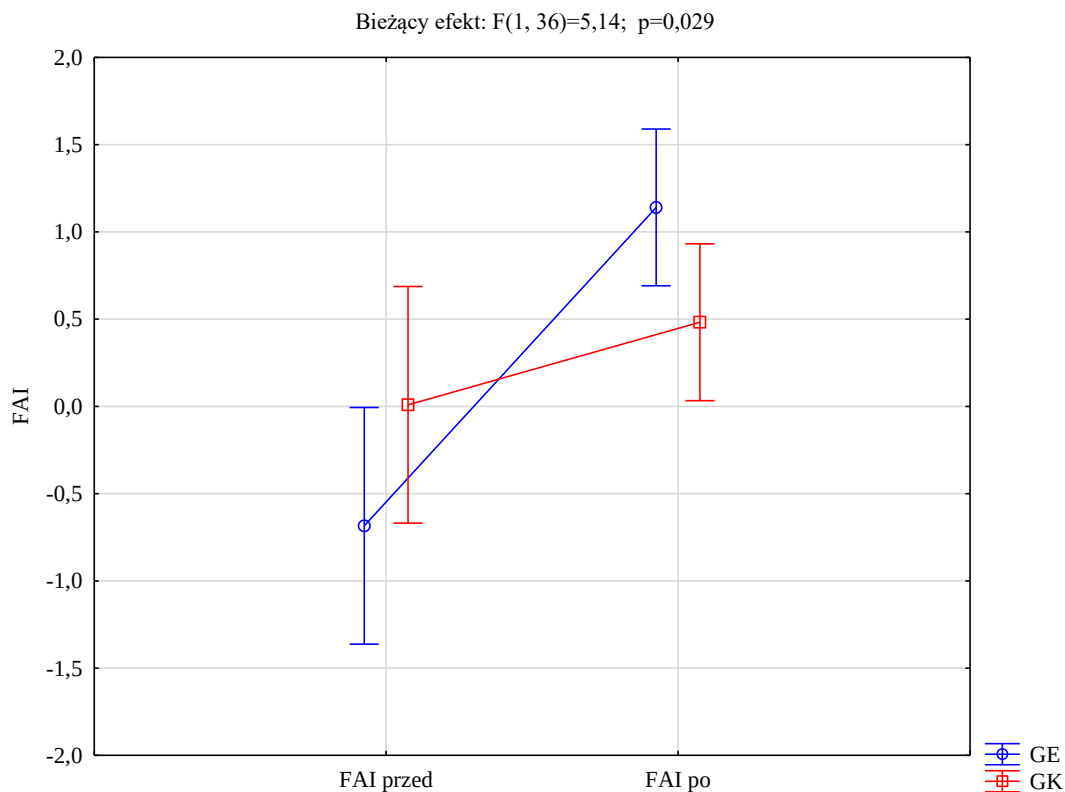
GE – grupa eksperymentalna, GK – grupa kontrolna; FAI – wskaźnik asymetrii czołowej alfy; R1 – etap pomiarowy

Tabela 3 przedstawia porównanie średnich wartości FAI (asymetrii czołowej alfy) dla grupy eksperymentalnej oraz grupy kontrolnej przed (FAI przed) i po (FAI po) treningu EEG biofeedback. Wartości podano w ramach czterech podklas uwzględniających interakcje między grupą badawczą a etapem pomiarowym.

Dla grupy eksperymentalnej przed treningiem (podklasa 1) średnia wartość FAI wynosiła $M = -0,69$, natomiast po treningu (podklasa 2) wartość ta istotnie statystycznie wzrosła do $M = 1,14$; $p = 0,0025$. W grupie kontrolnej przed treningiem (podklasa 3) średnia FAI wynosiła $M = 0,0095$, a po treningu (podklasa 4) wzrosła do $M = 0,48$.

Dla grupy eksperymentalnej błędy standardowe były niższe po treningu, co może wskazywać na bardziej stabilne wyniki w tej grupie. W przypadku grupy kontrolnej różnice między przedziałami ufności przed i po treningu są większe, co może sugerować większą zmienność w tej grupie.

Wykres 1 Zmiany średnich wartości FAI w grupie eksperymentalnej i kontrolnej przed i po treningu EEG biofeedback.



Wykres 1 przedstawia średnie wartości FAI (asymetrii czołowej alfy) w dwóch grupach badawczych: eksperymentalnej i kontrolnej, w dwóch etapach pomiarowych – przed (FAI przed) i po (FAI po) treningu EEG biofeedback.

W grupie eksperymentalnej zaobserwowano istotny statystycznie ($p=0,0025$) wzrost wartości FAI pomiędzy etapami pomiarowymi, co ilustruje linia wznosząca się od wartości ujemnych przed treningiem do wartości dodatnich po treningu. Wartości te są wyższe w porównaniu do grupy kontrolnej, szczególnie w etapie po treningu.

Grupa kontrolna charakteryzuje się mniejszym wzrostem wartości FAI, a średnie wartości w obu etapach pomiarowych pozostają blisko zera, co wskazuje na bardziej stabilny poziom asymetrii czołowej alfy w tej grupie.

Zakresy błędów standardowych są widoczne dla każdej średniej, co pozwala na ocenę zmienności wyników w obu grupach.

Dodatkowo, nad wykresem przedstawiono wartość testu F ($F(1,36)=5,14$) oraz poziom istotności statystycznej ($p=0,029$), co wskazuje na statystycznie istotną interakcję między grupą a etapem pomiarowym.

Tabela 4 Testy wielokrotnych porównań post-hoc Bonferoniengo dla wskaźnika FAI.

Nr podkl.	Grupa	Obciążenie	R1	{1} 0,11	{2} 0,79	{3} -1,48	{4} 1,49	{5} 0,18	{6} -,0150	{7} -0,16	{8} 0,98
1	GE	30%	FAI przed		0,97	0,11	0,25	1,00	1,00	1,00	0,79
2	GE	30%	FAI po	0,97		0,0040	0,92	0,96	0,84	0,70	1,00
3	GE	50%	FAI przed	0,11	0,0040		0,0020	0,09	0,18	0,30	0,0014
4	GE	50%	FAI po	0,25	0,92	0,0020		0,30	0,16	0,09	0,99
5	GK	30%	FAI przed	1,00	0,96	0,09	0,30		1,00	1,00	0,85
6	GK	30%	FAI po	1,00	0,84	0,18	0,16	1,00		1,00	0,65
7	GK	50%	FAI przed	1,00	0,70	0,30	0,09	1,00	1,00		0,68
8	GK	50%	FAI po	0,79	1,00	0,0014	0,99	0,85	0,65	0,68	

GE – grupa eksperymentalna, GK – grupa kontrolna; FAI – wskaźnik asymetrii czołowej alfy; R1 – etap pomiarowy

Tabela 4 przedstawia porównanie średnich wartości FAI w grupach eksperymentalnej i kontrolnej, uwzględniając dwa poziomy obciążenia zewnętrznego (30% i 50% 1RM) oraz etapy pomiarowe: przed (FAI przed) i po (FAI po) treningu EEG biofeedback.

Analiza wariancji pozwoliła na stwierdzenie istotnych różnic w przypadku interakcji Grupa* obciążenie*przed-po $F(1; 36)=4,24$; $p=0,047$ (Wykres 2) .

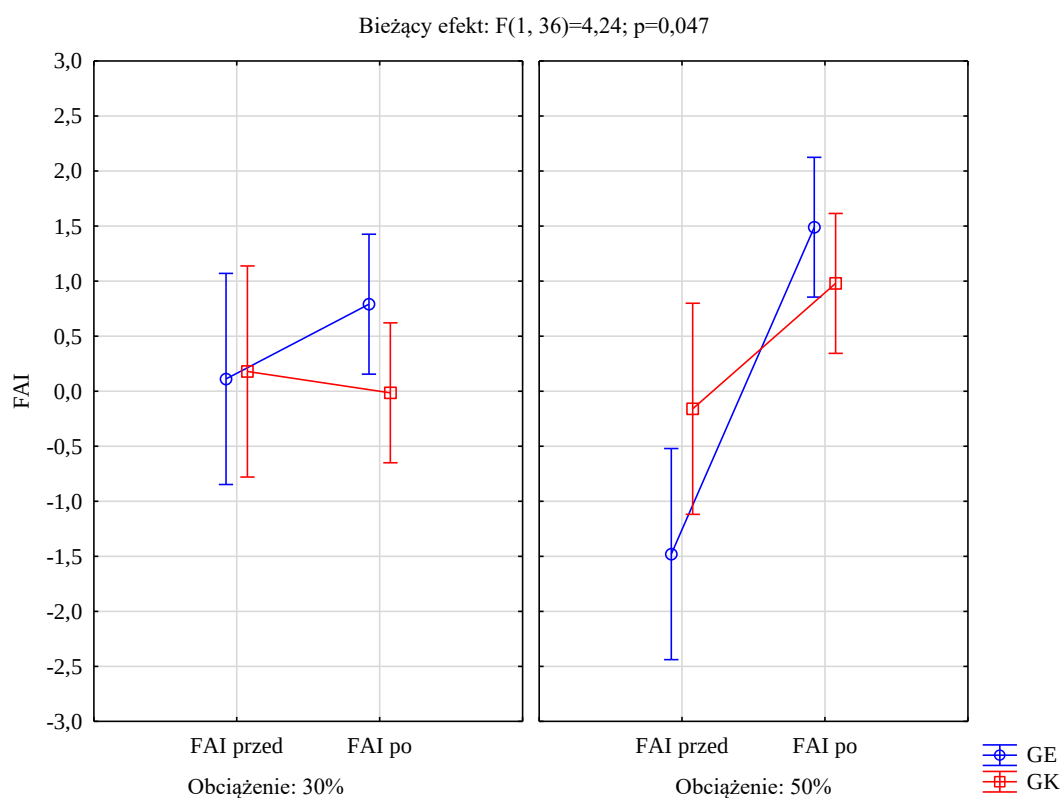
Dla grupy eksperymentalnej, istotny statystycznie wzrost wyników zaobserwowano tylko przy obciążeniu 50% 1RM, gdzie wartości FAI zmieniły się z $M=-1,48$ przed treningiem do $M=1,49$; $p=0,0020$ po treningu EEG biofeedback, co wskazuje na wyraźne zmiany w tej

grupie. Przy obciążeniu 30% 1RM, wartości FAI nie zmieniły się istotnie statystycznie przed i po treningu $p=0,97$.

W grupie kontrolnej przy obciążeniu 30% 1RM średnia FAI przed treningiem wynosiła $M=0,18$, a po treningu $M=-0,015$. Przy obciążeniu 50% 1RM średnia wartość FAI wzrosła z $M=-0,16$ przed treningiem do $M=0,98$ po treningu EEG biofeedback. Nie stwierdzono istotnych różnic ($p>0,05$).

Wyniki te potwierdza również poniższa rycina.

Wykres 2 Zmiany średnich wartości FAI w grupie eksperymentalnej i kontrolnej przed i po treningu EEG biofeedback, w zależności od obciążenia zewnętrznego.



Wykres 2 przedstawia zmiany średnich wartości FAI (asymetrii czołowej alfy) w grupie eksperymentalnej i kontrolnej w dwóch etapach pomiarowych – przed (FAI przed) i po (FAI po) treningu EEG biofeedback. Wykres uwzględnia dwa poziomy obciążenia zewnętrznego: 30% 1RM oraz 50% 1RM.

6.2. Analiza efektów treningu EEG biofeedback oraz różnic między grupą eksperymentalną i kontrolną przy obciążeniu 30% 1RM

Analizy rozpoczęto od przedstawienia podstawowych statystyk opisowych dla analizowanych zmiennych.

Tabela 5 Statystyki opisowe dla liczby powtórzeń wykonywanych do odmowy w wyciskaniu sztangi leżąc w grupie eksperymentalnej przy obciążeniu 30% 1RM.

Zmienna	N	M	Me	Min	Max	Q1	Q3	SD
Powtórzenia - przed	10	26,10	26,50	23,00	28,00	25,00	27,00	1,60
Powtórzenia - po	10	30,40	31,50	25,00	33,00	29,00	32,00	2,67
Delta powtórzenia	10	4,40	5,00	1,00	7,00	3,00	6,00	2,07

N – liczebność; M – średnia; Me – mediana; Min – wartość minimalna; Max – wartość maksymalna; Q1 – dolny kwartył; Q3 – górny kwartył; SD – odchylenie standardowe

Tabela 5 przedstawia statystyki opisowe dla liczby powtórzeń w wyciskaniu sztangi leżąc do odmowy w grupie eksperymentalnej przed i po treningu EEG biofeedback oraz różnicy (delta) liczby powtórzeń między tymi etapami przy obciążeniu 30% 1RM.

Przed treningiem EEG biofeedback średnia liczba powtórzeń wynosiła $M=26,1$ z medianą na poziomie $Me=26,5$. Wyniki mieściły się w zakresie od 23 do 28 powtórzeń, z dolnym kwartylem równym 25 i górnym kwartylem równym 27. Odchylenie standardowe wynosiło $SD=1,60$.

Po treningu EEG biofeedback średnia liczba powtórzeń wzrosła do $M=30,40$ z medianą na poziomie $Me=31,50$. Zakres wyników wynosił od 25 do 33 powtórzeń, z dolnym kwartylem równym 29 i górnym kwartylem równym 32. Odchylenie standardowe wynosiło $SD=2,67$.

Średnia różnica (delta) liczby powtórzeń między etapami wynosiła $M=4,40$ z medianą $Me=5,00$. Zakres różnic wynosił od 1 do 7 powtórzeń, z dolnym kwartylem równym 3 i górnym kwartylem równym 6. Odchylenie standardowe wynosiło $SD=2,07$.

Tabela 6 Statystyki opisowe dla liczby powtórzeń wykonywanych do odmowy w wyciskaniu sztangi w grupie kontrolnej przy obciążeniu 30% 1RM.

Zmienna	N	M	Me	Min	Max	Q1	Q3	SD
Powtórzenia - przed	10	26,70	27,00	24,00	29,00	25,00	28,00	1,83
Powtórzenia - po	10	27,70	28,00	25,00	30,00	26,00	29,00	1,77
Delta powtórzenia	10	1,00	1,00	0,00	2,00	1,00	1,00	0,67

N – liczebność; M – średnia; Me – mediana; Min – wartość minimalna; Max – wartość maksymalna; Q1 – dolny kwartył; Q3 – górny kwartył; SD – odchylenie standardowe, Delta powtórzeń - różnica liczby powtórzeń pomiędzy pomiarem po i przed treningiem EEG biofeedback.

Tabela 6 przedstawia statystyki opisowe dla liczby powtórzeń w wyciskaniu sztangi leżąc do odmowy w grupie kontrolnej przed i po treningu EEG biofeedback oraz różnicy (delta) liczby powtórzeń między tymi etapami przy obciążeniu 30% 1RM.

Przed treningiem EEG biofeedback średnia liczba powtórzeń wynosiła $M=26,70$ z medianą $Me=27,00$. Zakres wyników wynosił od 24 do 29 powtórzeń, z dolnym kwartylem równym 25 i górnym kwartylem równym 28. Odchylenie standardowe wynosiło $SD=1,83$.

Po treningu EEG biofeedback średnia liczba powtórzeń wzrosła do $M=27,70$ z medianą $Me=28,00$. Wyniki mieściły się w zakresie od 25 do 30 powtórzeń, z dolnym kwartylem równym 26 i górnym kwartylem równym 29. Odchylenie standardowe wynosiło $SD=1,77$.

Średnia różnica (delta) liczby powtórzeń między etapami wynosiła $M=1,00$, z medianą $Me=1,00$. Zakres różnic wynosił od 0 do 2 powtórzeń, z dolnym i górnym kwartylem równym odpowiednio 1. Odchylenie standardowe wynosiło $SD=0,67$.

Tabela 7 Wyniki testu U Manna-Whitneya dla FAI (przed i po treningu EEG biofeedback) oraz różnicy liczby powtórzeń (delta) w grupie eksperymentalnej i kontrolnej przy obciążeniu 30% 1RM.

Zmienna	Suma rang GE	Suma rang GK	U	Z	p
FAI przed	92,00	118,00	37,00	-0,94	0,34
FAI po	132,00	78,00	23,00	2,00	0,045
Delta powtórzeń	149,00	61,00	6,00	3,29	0,001

GE – grupa eksperymentalna; GK – grupa kontrolna; FAI – wskaźnik asymetrii czołowej pasma alfa; Delta powtórzeń – różnica liczby powtórzeń wykonanych do odmowy pomiędzy pomiarem przed i po interwencji; U – wartość statystyki testu U Manna-Whitneya; Z – znormalizowana wartość statystyki; p – poziom istotności statystycznej.

Tabela 7 przedstawia wyniki testu U Manna-Whitneya (z poprawką na ciągłość), który porównuje grupę eksperymentalną i kontrolną pod względem wartości FAI (asymetrii czołowej alfy) przed i po treningu EEG biofeedback, a także różnicy (delta) liczby powtórzeń między etapami pomiarowymi. Analiza przeprowadzona została dla obciążenia 30% 1RM, a zaznaczone wyniki są istotne statystycznie przy poziomie istotności ($p < 0,05$).

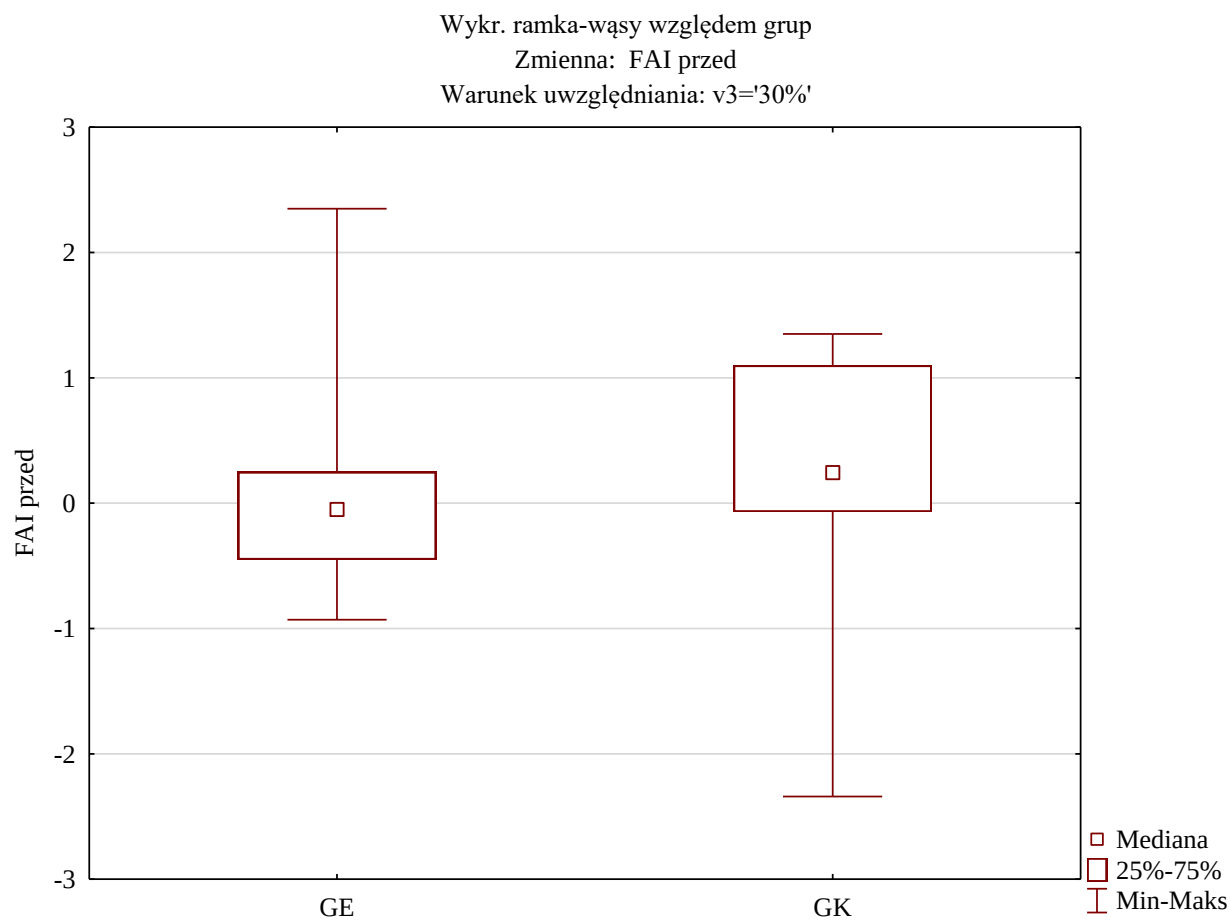
Suma rang FAI przed treningiem EEG biofeedback w grupie eksperymentalnej wynosiła 92,00, a w grupie kontrolnej 118,00. Wartość statystyki $Z = -0,94$; $p = 0,34$ co wskazuje na brak statystycznie istotnych różnic między grupami przed treningiem.

Suma rang FAI po treningu EEG biofeedback w grupie eksperymentalnej wzrosła do 132,00 a w grupie kontrolnej wyniosła 78,00. Wartość statystyki $Z = 2,00$; $p = 0,045$ co oznacza, że różnice między grupami po treningu są statystycznie istotne.

Suma rang delta liczby powtórzeń w grupie eksperymentalnej wyniosła 149,00 a w grupie kontrolnej 61,00. Wartość statystyki $Z = 3,29$; $p = 0,001$ co wskazuje na istotną statystycznie różnicę w zmianie liczby powtórzeń pomiędzy grupami.

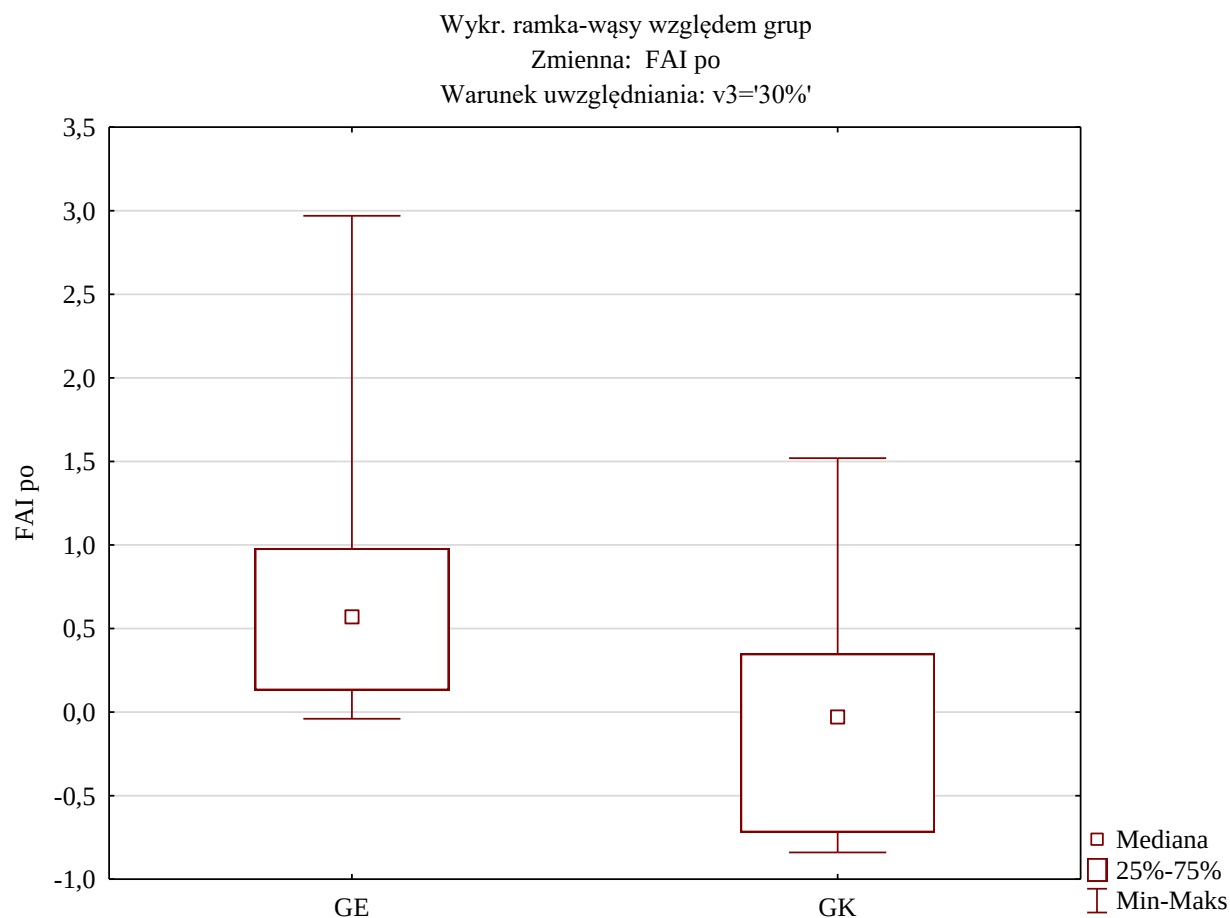
Wyniki te potwierdza poniższa rycina.

Wykres 3 Porównanie wartości FAI przed treningiem w grupie eksperymentalnej i kontrolnej przy obciążeniu 30% 1RM.



Wykres 3 przedstawia rozkład wartości FAI przed treningiem EEG biofeedback w grupach eksperymentalnej i kontrolnej dla obciążenia 30% 1RM.

Wykres 4 Porównanie wartości FAI po treningu w grupie eksperymentalnej i kontrolnej przy obciążeniu 30% 1RM.

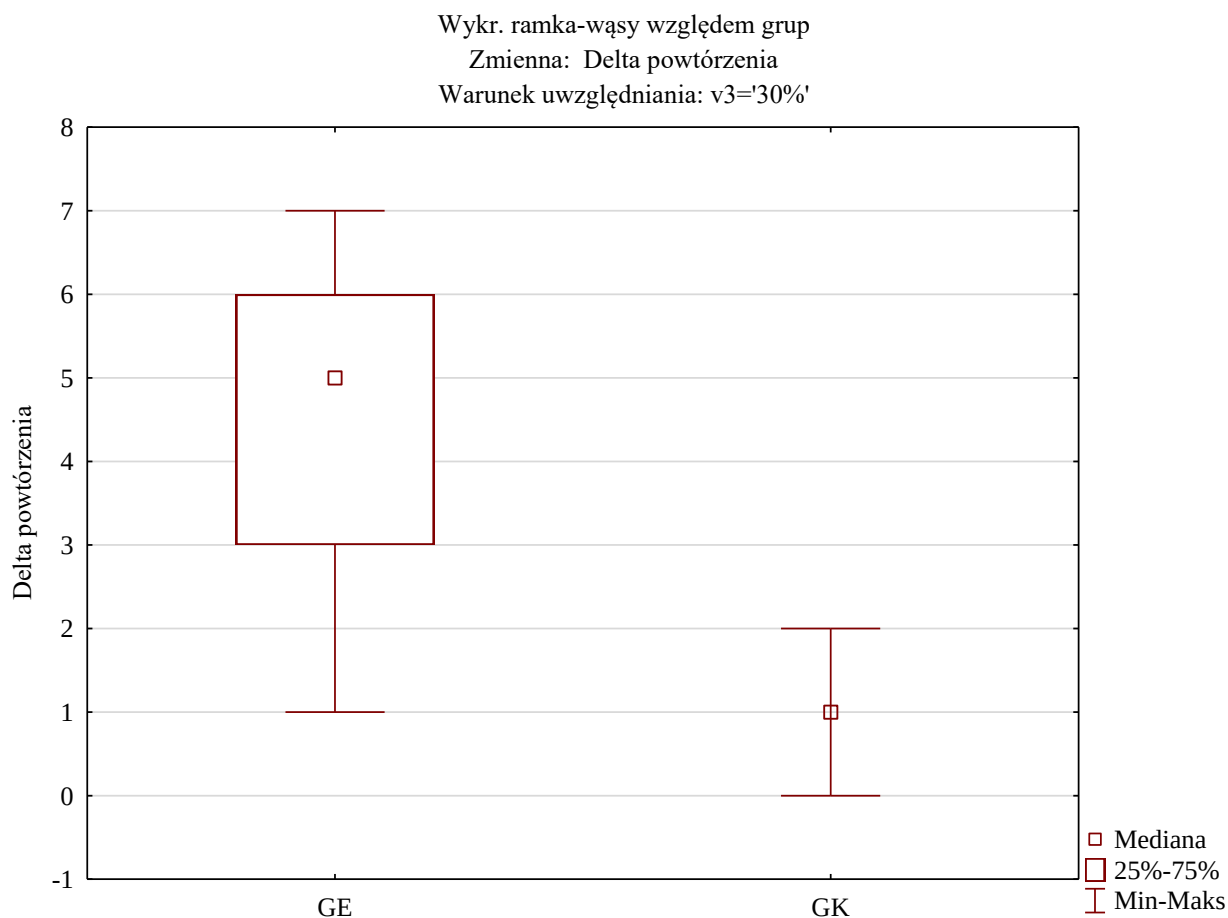


Wykres 4 przedstawia rozkład wartości FAI po treningu EEG biofeedback w grupach eksperymentalnej i kontrolnej dla obciążenia 30% 1RM.

W grupie eksperymentalnej mediana FAI jest wyraźnie wyższa w porównaniu do grupy kontrolnej, osiągając wartość dodatnią w granicach 1.0. Rozstęp międzykwartylowy w grupie eksperymentalnej jest relatywnie szeroki, a wartości maksymalne sięgają ponad 3.0.

Grupa kontrolna charakteryzuje się niższą medianą, bliską wartości 0, oraz mniejszym zakresem wartości maksymalnych w porównaniu do grupy eksperymentalnej. Wartości minimalne są niższe w tej grupie, co wskazuje na większe rozproszenie wyników w dolnym zakresie. Porównanie obu grup wskazuje na zauważalne istotne statystycznie różnice w wartościach FAI po treningu dla grupy eksperymentalnej w porównaniu do grupy kontrolnej $Z=2,00$, $p=0,045$ (tab. 7 wykres 4).

Wykres 5 Porównanie różnicy liczby powtórzeń w grupie eksperymentalnej i kontrolnej przy obciążeniu 30%.



Wykres 5 przedstawia rozkład różnicy (delta) liczby powtórzeń w wyciskaniu sztangi do odmowy między etapami pomiarowymi (przed i po treningu EEG biofeedback) w grupach eksperymentalnej i kontrolnej dla obciążenia 30% 1RM.

W grupie eksperymentalnej zaobserwowano znaczący wzrost liczby powtórzeń, z medianą na poziomie około 5.0. Rozstęp międzykwartylowy jest szeroki, co świadczy o dużej różnorodności wyników w tej grupie. Wartości maksymalne sięgają ponad 7, a minimalne wynoszą 0.

W grupie kontrolnej delta liczby powtórzeń jest znacznie niższa, z medianą poniżej 2.0. Rozstęp międzykwartylowy jest węższy niż w grupie eksperymentalnej, co wskazuje na większą spójność wyników. Wartości maksymalne wynoszą około 3, a minimalne zbliżają się do 1.

Porównanie grup wskazuje na istotny statystycznie wyższy efekt w grupie eksperymentalnej niż w grupie kontrolnej $Z=3,29$; $p=0,001$

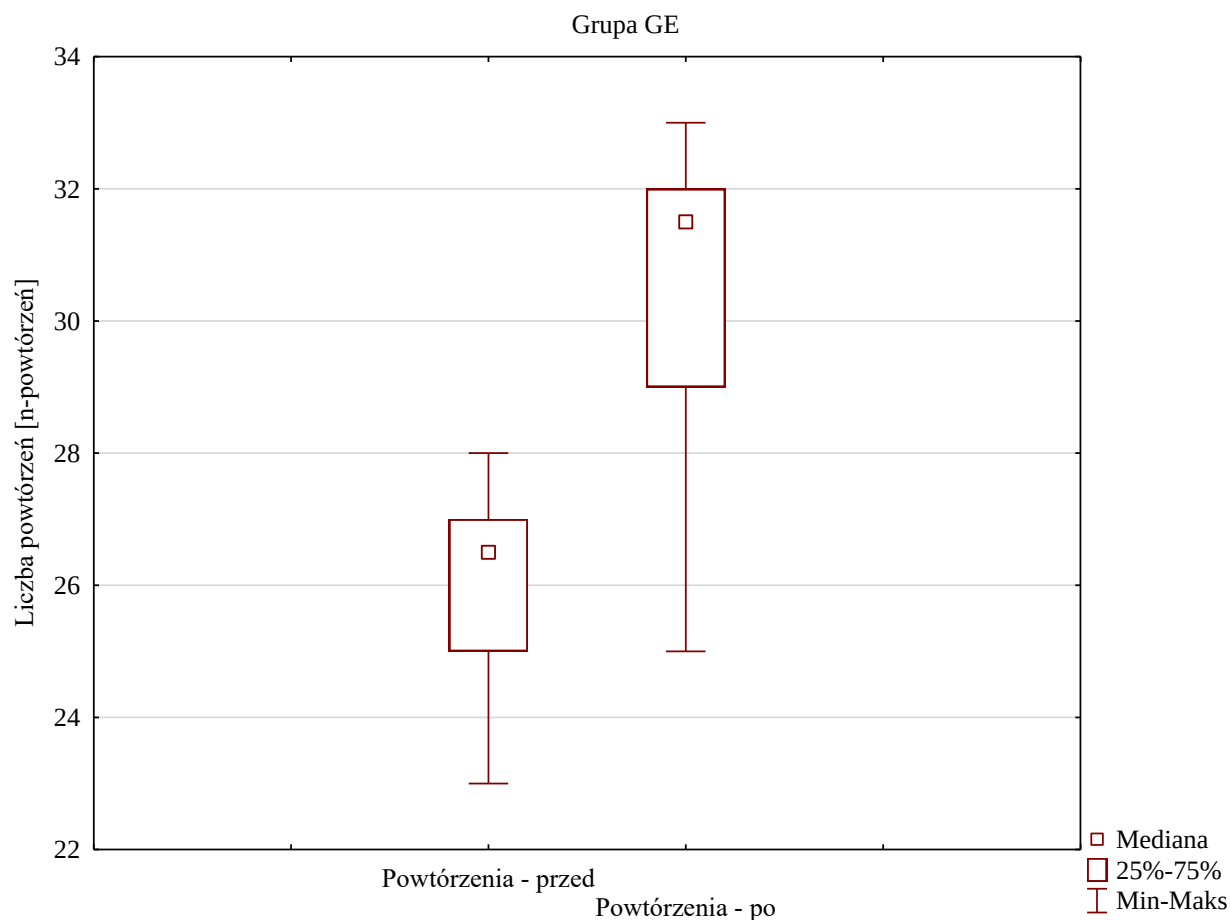
Tabela 8 Wyniki testu Wilcoxona dla liczby powtórzeń wykonywanych do odmowy w wyciskaniu sztangi przed i po treningu EEG biofeedback w grupie eksperymentalnej przy obciążeniu 30% 1RM.

Para zmiennych	N	T	Z	p
Powtórzenia – przed & powtórzenia po	10	0,00	2,80	0,0051

N – liczebność; T – wartość statystyki testowej Wilcoxona (suma rang mniejszych różnic bez wartości zerowych); Z – standaryzowana wartość statystyki testowej, p – poziom istotności statystycznej.

Tabela 8 przedstawia wyniki testu kolejności par Wilcoxona dla grupy eksperymentalnej w obciążeniu 30% 1RM. Analiza została przeprowadzona w celu porównania liczby powtórzeń w wyciskaniu sztangi do odmowy przed i po treningu EEG biofeedback. Stwierdzono istotny statystycznie wzrost liczby powtórzeń po przeprowadzonym treningu $Z=2,80$; $p=0,0051$. Wyniki te pozwalają na stwierdzenie, że liczba powtórzeń w grupie eksperymentalnej istotnie wzrosła po treningu EEG biofeedback przy obciążeniu 30% 1RM (tab. 8; wykres 6).

Wykres 6 Porównanie liczby powtórzeń w wyciskaniu sztangi leżąc do odmowy przed i po treningu EEG biofeedback w grupie eksperymentalnej przy obciążeniu 30% 1RM.



Wykres 6 przedstawia różnice w liczbie powtórzeń w wyciskaniu sztangi leżąc do odmowy w grupie eksperymentalnej przed i po treningu EEG biofeedback przy obciążeniu 30% 1RM.

Przed treningiem mediana liczby powtórzeń wynosiła około 26, z rozstępem międzykwartylowym od około 25 do 28 powtórzeń. Wartości minimalne i maksymalne wynoszą odpowiednio około 22 i 28 powtórzeń. Po treningu mediana liczby powtórzeń wzrosła do około 31, z rozstępem międzykwartylowym od około 30 do 32 powtórzeń. Wartości minimalne i maksymalne wynoszą odpowiednio około 29 i 34 powtórzenia.

Tabela 9 Wyniki testu Wilcoxona dla liczby powtórzeń wykonywanych do odmowy w wyciskaniu sztangi przed i po treningu EEG biofeedback w grupie kontrolnej przy obciążeniu 30% 1RM.

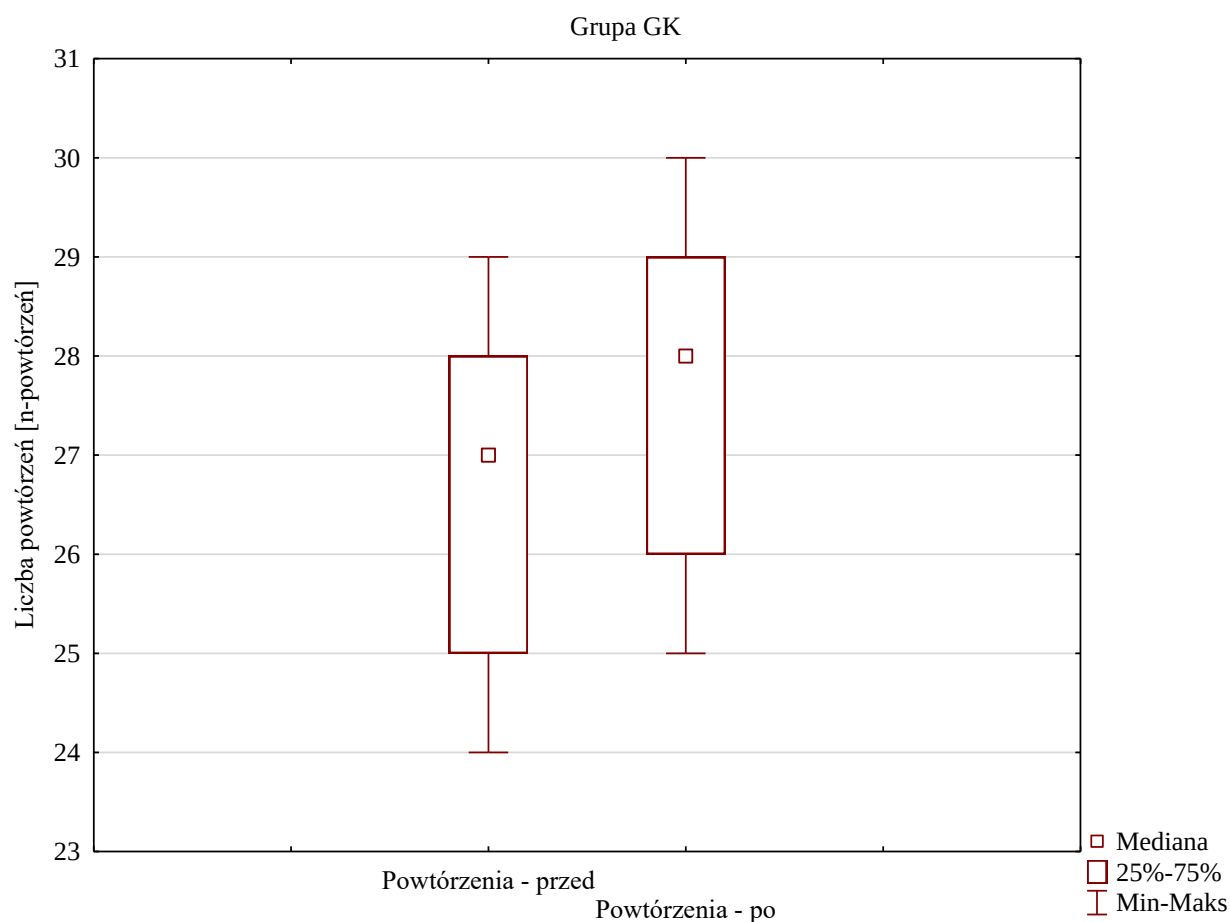
Para zmiennych	N	T	Z	p
Powtórzenia – przed & powtórzenia po	10	0,00	1,93	0,083

N – liczebność; T – wartość statystyki testowej Wilcoxona (suma rang mniejszych różnic bez wartości zerowych); Z – standaryzowana wartość statystyki testowej, p – poziom istotności statystycznej.

Tabela 9 przedstawia wyniki testu kolejności par Wilcoxona dla grupy kontrolnej w obciążeniu 30% 1RM. Analiza została przeprowadzona w celu porównania liczby powtórzeń w wyciskaniu sztangi do odmowy przed i po treningu EEG biofeedback.

Stwierdzono istotnego statystycznie wzrostu liczby powtórzeń po przeprowadzonym treningu $Z=1,93$; $p=0,083$. (tab. 9; wykres 7).

Wykres 7 Porównanie liczby powtórzeń w wyciskaniu sztangi leżąc do odmowy przed i po treningu EEG biofeedback w grupie kontrolnej przy obciążeniu 30% 1RM.



Wykres 7 przedstawia różnice w liczbie powtórzeń w wyciskaniu sztangi leżąc do odmowy w grupie kontrolnej przed i po treningu EEG biofeedback przy obciążeniu 30% 1RM.

Przed treningiem mediana liczby powtórzeń wynosiła około 27, z rozstępem międzykwartylowym od około 26 do 29 powtórzeń. Wartości minimalne i maksymalne wynoszą odpowiednio około 24 i 29 powtórzeń.

Po treningu mediana liczby powtórzeń wzrosła do około 28, z rozstępem międzykwartylowym od około 27 do 30 powtórzeń. Wartości minimalne i maksymalne wynoszą odpowiednio około 25 i 30 powtórzeń.

6.3. Analiza efektów treningu EEG biofeedback oraz różnic między grupą eksperymentalną i kontrolną przy obciążeniu 50% 1RM

Analizy dla 50% 1RM rozpoczęto od przedstawienia podstawowych statystyk opisowych dla analizowanych zmiennych.

Tabela 10 Statystyki opisowe dla liczby powtórzeń wykonywanych do odmowy w wyciskaniu sztangi leżąc w grupie eksperymentalnej przy obciążeniu 50% 1RM.

Zmienna	N	M	Me	Min	Max	Q1	Q3	SD
Powtórzenia - przed	10	18,20	18,00	16,00	21,00	17,00	19,00	1,81
Powtórzenia - po	10	22,30	22,00	20,00	24,00	22,00	23,00	1,25
Delta powtórzenia	10	3,50	3,00	2,00	5,00	3,00	5,00	1,18

N – liczebność; M – średnia; Me – mediana; Min – wartość minimalna; Max – wartość maksymalna; Q1 – dolny kwartył; Q3 – górny kwartył; SD – odchylenie standardowe, Delta powtórzeń - różnica liczby powtórzeń pomiędzy pomiarem po i przed treningiem EEG biofeedback.

Tabela 10 przedstawia statystyki opisowe dla liczby powtórzeń w wyciskaniu sztangi leżąc do odmowy w grupie eksperymentalnej przed i po treningu EEG biofeedback oraz różnicy (delta) liczby powtórzeń między tymi etapami przy obciążeniu 50% 1RM.

Przed treningiem EEG biofeedback średnia liczba powtórzeń wynosiła $M=18,20$, z medianą $Me=18,00$. Wyniki mieściły się w zakresie od 16 do 21 powtórzeń, z dolnym kwartylem równym 17 i górnym kwartylem równym 19. Odchylenie standardowe wynosiło $SD=1,81$.

Po treningu EEG Biofeedback średnia liczba powtórzeń wzrosła do $M=22,30$, z medianą $Me=22,00$. Wyniki mieściły się w zakresie od 20 do 24 powtórzeń, z dolnym kwartylem równym 22 i górnym kwartylem równym 23. Odchylenie standardowe wynosiło $SD=1,25$.

Średnia różnica (delta) liczby powtórzeń między etapami wynosiła $M=3,50$, z medianą $Me=3,00$. Zakres różnic wynosił od 2 do 5 powtórzeń, z dolnym kwartylem równym 3 i górnym kwartylem równym 5. Odchylenie standardowe wynosiło $SD=1,18$.

Tabela 11 Statystyki opisowe dla liczby powtórzeń wykonywanych do odmowy w wyciskaniu sztangi leżąc w grupie kontrolnej dla obciążenia 50% 1RM.

Zmienna	N	M	Me	Min	Max	Q1	Q3	SD
Powtórzenia - przed	10	18,10	18,00	17,00	19,00	18,00	19,00	0,74
Powtórzenia - po	10	19,50	20,00	14,00	22,00	19,00	21,00	2,17
Delta powtórzenia	10	1,40	1,50	-4,00	4,00	1,00	3,00	2,27

N – liczebność; M – średnia; Me – mediana; Min – wartość minimalna; Max – wartość maksymalna; Q1 – dolny kwartył; Q3 – górny kwartył; SD – odchylenie standardowe, Delta powtórzeń - różnica liczby powtórzeń pomiędzy pomiarem po i przed treningiem EEG biofeedback.

Tabela 11 przedstawia statystyki opisowe dla liczby powtórzeń w wyciskaniu sztangi leżąc do odmowy w grupie kontrolnej przed i po treningu EEG biofeedback oraz różnicy (delta) liczby powtórzeń między tymi etapami przy obciążeniu 50% 1RM.

Przed treningiem EEG biofeedback średnia liczba powtórzeń wynosiła $M=18,10$, z medianą $Me=18,00$. Wyniki mieściły się w zakresie 17 do 19 powtórzeń, z dolnym kwartylem równym 18 i górnym kwartylem równym 19. Odchylenie standardowe wynosiło $SD=0,74$.

Po treningu EEG biofeedback średnia liczba powtórzeń wzrosła do $M=19,50$, z medianą $Me=20,00$. Wyniki mieściły się w zakresie 14 do 22 powtórzeń, z dolnym kwartylem równym 19 i górnym kwartylem równym 21. Odchylenie standardowe wynosiło $SD=2,17$.

Średnia różnica (delta) liczby powtórzeń między etapami wynosiła $M=1,40$ z medianą $Me=1,50$. Zakres różnic wynosił od -4 do 4 powtórzeń, z dolnym kwartylem równym 1 i górnym kwartylem równym 3. Odchylenie standardowe wynosiło $SD=2,27$.

Tabela 12 Wyniki testu U Manna-Whitneya dla FAI (przed i po treningu EEG biofeedback) oraz różnicy liczby powtórzeń (delta) w grupie eksperymentalnej i kontrolnej przy obciążeniu 50% 1RM.

Zmienna	Suma rang GE	Suma rang GK	U	Z	p
FAI przed	103,00	107,00	48,00	-0,11	0,91
FAI po	146,50	63,50	8,50	3,10	0,0019
Delta powtórzeń	135,50	74,50	19,50	2,27	0,023

GE – grupa eksperymentalna; GK – grupa kontrolna; FAI – wskaźnik asymetrii czołowej pasma alfa; Delta powtórzeń – różnica liczby powtórzeń wykonanych do odmowy pomiędzy pomiarem przed i po interwencji; U – wartość statystyki testu U Manna-Whitneya; Z – znormalizowana wartość statystyki; p – poziom istotności statystycznej

Tabela 12 przedstawia wyniki testu U Manna-Whitneya (z poprawką na ciągłość), który porównuje grupę eksperymentalną i kontrolną pod względem liczby powtórzeń w wyciskaniu sztangi do odmowy przed i po treningu EEG biofeedback oraz różnicy (delta) liczby powtórzeń między tymi etapami. Analiza została przeprowadzona dla obciążenia 50% 1RM. Zaznaczone wyniki są statystycznie istotne przy poziomie $p < 0,050$.

Dla powtórzeń wykonywanych przed treningiem EEG biofeedback suma rang dla grupy eksperymentalnej wynosiła 103,00 a dla grupy kontrolnej 107,00. Wartość statystyki $U=48,00$; $Z=-0,11$; $p=0,91$ co wskazuje na brak statystycznie istotnych różnic w liczbie powtórzeń przed treningiem między grupami.

Dla powtórzeń wykonywanych po treningach EEG biofeedback suma rang w grupie eksperymentalnej wzrosła do 146,50 natomiast w grupie kontrolnej wyniosła 63,50. Wartość statystyki $U=8,50$; $Z=3,10$; $p=0,0019$, co wskazuje na statystycznie istotne różnice między grupami po treningu EEG biofeedback.

Suma rang dla delty liczby powtórzeń w grupie eksperymentalnej wynosiła 135,50; a w grupie kontrolnej 74,50. Wartość statystyki $U=19,50$; $Z=2,27$; $p=0,0233$; co również wskazuje na istotne statystycznie różnice w zmianie liczby powtórzeń między grupą eksperymentalną a kontrolną.

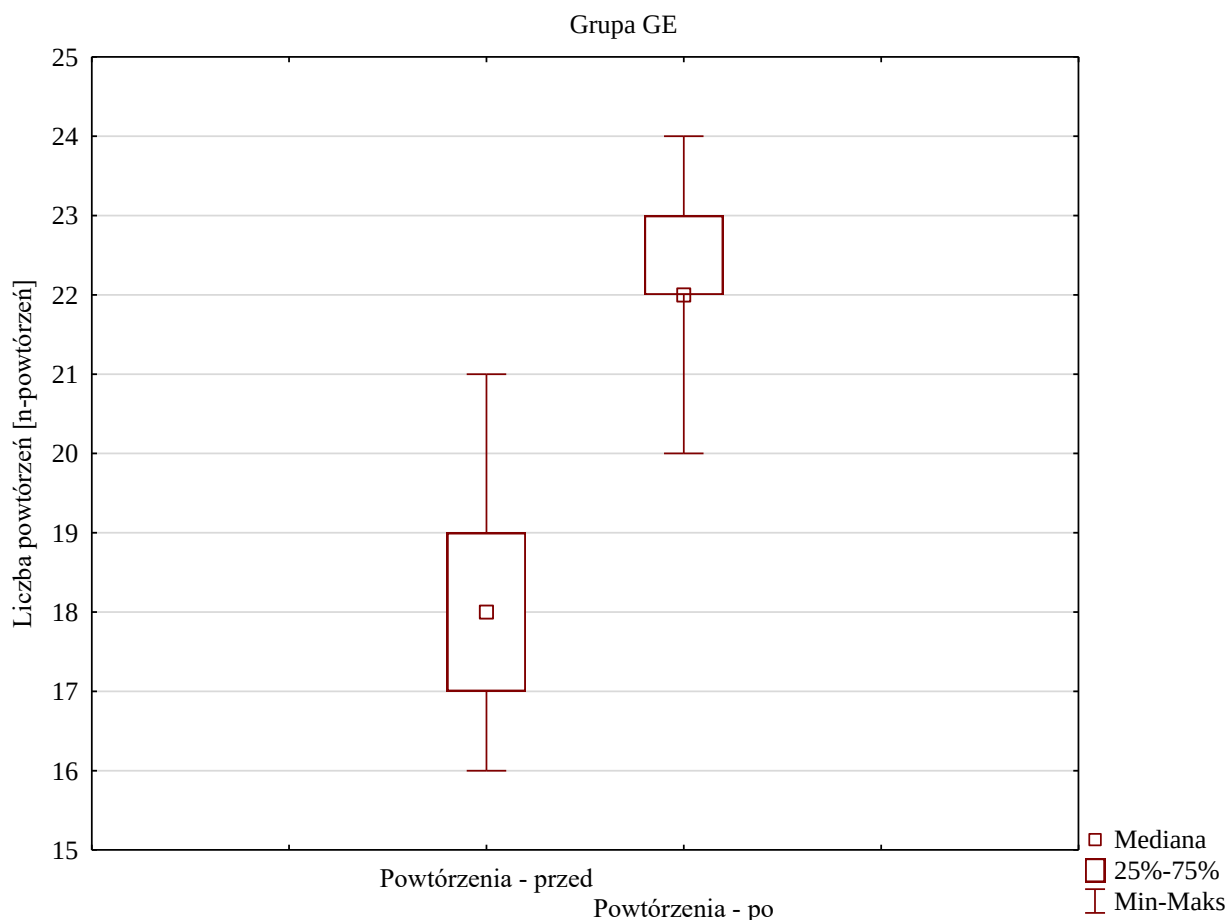
Tabela 13 Wyniki testu Wilcozona dla liczby powtórzeń wykonywanych do odmowy w wyciskaniu sztangi przed i po treningu EEG biofeedback w grupie eksperymentalnej przy obciążeniu 50% 1RM.

Para zmiennych	N ważnych	T	Z	p
Powtórzenia – przed & powtórzenia po	10	0,00	2,80	0,0051

N – liczebność; T – wartość statystyki testowej Wilcozona (suma rang mniejszych różnic bez wartości zerowych); Z – standaryzowana wartość statystyki testowej, p – poziom istotności statystycznej.

Tabela 13 przedstawia wyniki testu kolejności par Wilcozona dla grupy eksperymentalnej w obciążeniu 50% 1RM. Analiza została przeprowadzona w celu porównania liczby powtórzeń w wyciskaniu sztangi do odmowy przed i po treningu EEG biofeedback. Stwierdzono istotny statystycznie wzrost liczby powtórzeń po przeprowadzonym treningu $Z=2,803060$; $p=0,005062$. Wyniki te pozwalają na stwierdzenie, że liczba powtórzeń w grupie eksperymentalnej istotnie wzrosła po treningu EEG biofeedback przy obciążeniu 50% 1RM (tab. 13, wykres 8)

Wykres 8 Porównanie liczby powtórzeń w wyciskaniu sztangi leżąc do odmowy przed i po treningu EEG biofeedback w grupie eksperymentalnej przy obciążeniu 50% 1RM.



Wykres 8 przedstawia różnice w liczbie powtórzeń w wyciskaniu sztangi leżąc do odmowy w grupie eksperymentalnej przed i po treningu EEG biofeedback przy obciążeniu 50% 1RM.

Przed treningiem mediana liczby powtórzeń wynosiła około 18, z rozstępem międzykwartylowym od około 17 do 19 powtórzeń. Wartości minimalne i maksymalne wynoszą odpowiednio około 16 i 19 powtórzeń. Po treningu mediana liczby powtórzeń wzrosła do około 22, z rozstępem międzykwartylowym od około 21 do 23 powtórzeń. Wartości minimalne i maksymalne wynoszą odpowiednio około 21 i 24 powtórzeń.

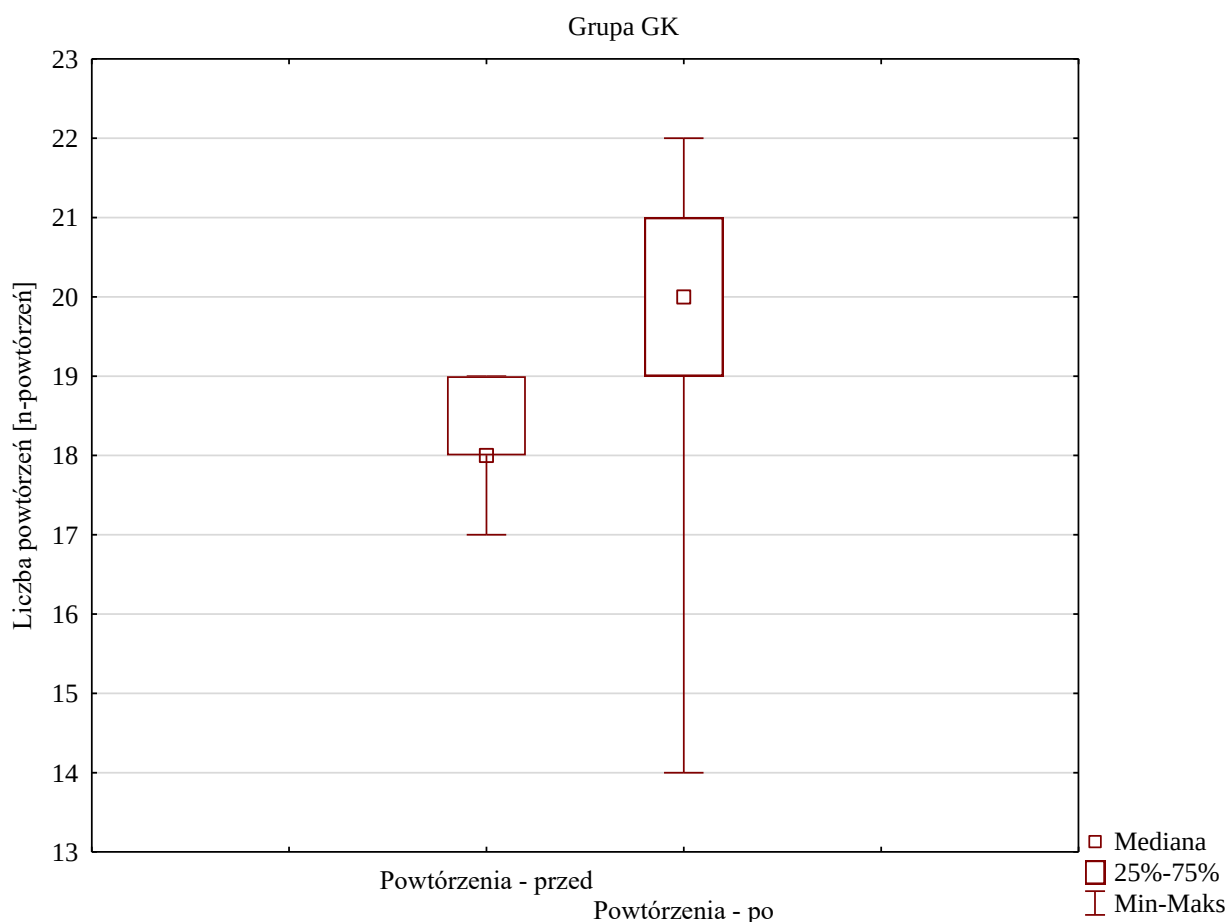
Tabela 14 Wyniki testu Wilcoxona dla liczby powtórzeń wykonywanych do odmowy w wyciskaniu sztangi przed i po treningu EEG biofeedback w grupie kontrolnej przy obciążeniu 50% 1RM.

Para zmiennych	N ważnych	T	Z	p
Powtórzenia – przed & powtórzenia po	10	8,50	1,66	0,097

N – liczebność; T – wartość statystyki testowej Wilcoxona (suma rang mniejszych różnic bez wartości zerowych); Z – standaryzowana wartość statystyki testowej, p – poziom istotności statystycznej.

Tabela 14 przedstawia wyniki testu kolejności par Wilcoxona dla grupy kontrolnej w obciążeniu 50% 1RM. Stwierdzono brak istotnych statystycznie różnic w liczbie powtórzeń po przeprowadzonym treningu $Z=1,658577$; $p=0,097202$. Wyniki te sugerują, że liczba powtórzeń w grupie kontrolnej nie zmieniła się istotnie między etapami pomiarowymi przy obciążeniu 50% 1RM.. (tab. 14; wykres 9).

Wykres 9 Porównanie liczby powtórzeń w wyciskaniu sztangi leżąc do odmowy przed i po treningu EEG biofeedback w grupie kontrolnej dla obciążenia 50% 1RM.



Wykres 9 przedstawia różnice w liczbie powtórzeń w wyciskaniu sztangi leżąc do odmowy w grupie kontrolnej przed i po treningu EEG biofeedback przy obciążeniu 50% 1RM.

Przed treningiem mediana liczby powtórzeń wynosiła około 18, z bardzo wąskim rozstępem międzykwartylowym wskazującym na małą zmienność wyników. Wartości minimalne i maksymalne mieszczą się w zakresie około 17–19 powtórzeń. Po treningu mediana liczby powtórzeń wzrosła do około 20, z szerszym rozstępem międzykwartylowym od około 19 do 21 powtórzeń. Wartości maksymalne wynoszą około 22, natomiast minimalne spadły do około 14. Wyniki analizy statystycznej (test Wilcoxona) wskazują na brak istotnych statystycznie różnic ($p=0,097$).

7. Dyskusja

Niniejsze badania były pierwszymi, które implikowały trening EEG biofeedback w zwiększaniu względnej aktywności lewej kory czołowej w kontekście oceny wpływu na liczbę powtórzeń wykonanych do odmowy podczas wyciskania sztangi leżąc. Podstawą ich przeprowadzenia był model asymetrii pasma alfa płatów czołowych, zgodnie z którym większa aktywność lewej kory czołowej wiąże się ze stanem motywacji do podjęcia działania (motywacja proaktywna) oraz regulacją afektywną w tym kierunku (Haehl i wsp., 2020; Papousek i wsp., 2017). Pasma alfa (8-13 Hz) jest wskaźnikiem procesów korowych, a jego aktywność jest odwrotnie proporcjonalna do aktywności przetwarzania korowego. Z tego względu, gdy kora czołowa lub jej poszczególne półkule stają się aktywne, średnia amplituda pasma alfa w tym obszarze maleje (Klimesch i wsp., 2007).

Celem badania była ocena wpływu zwiększania aktywności lewej kory czołowej na liczbę powtórzeń wykonywanych do odmowy w wyciskaniu sztangi leżąc. Dodatkowo analizowano, czy wielkość obciążenia zewnętrznego różnicuje wartości asymetrii średniej amplitudy pasma alfa płatów czołowych mierzonej przed podjęciem wysiłku oraz jaki wpływ na tę zależność ma trening EEG biofeedback. W badaniach zastosowano metodę elektroencefalografii (EEG). Zmienne podlegające obserwacji obejmowały aktywność pasma alfa w lewym i prawym płacie czołowym, co umożliwiło określenie współczynnika FAI – Frontal Asymmetry Index. Współczynnik ten, odzwierciedlający różnicę czynności pasma alfa między obiema półkulami, wskazywał kierunek zmian asymetrii i podlegał dalszym analizom. Wzrost wartości FAI sugerował spadek aktywności pasma alfa w lewym płacie czołowym.

Aby uzyskać odpowiedzi na postawione pytania badawcze oraz zweryfikować hipotezy, przeprowadzono eksperyment, w którym uczestników podzielono na grupę eksperymentalną i kontrolną. Tylko grupa eksperymentalna była poddana rzeczywistemu treningowi EEG biofeedback, który miał na celu redukcję średniej amplitudy pasma alfa w lewym płacie czołowym. Wyniki badania dostarczyły nowych spostrzeżeń na temat neurofizjologicznych i fizycznych adaptacji wynikających z tego rodzaju interwencji.

Pierwsza hipoteza badawcza zakładała, że poziom obciążenia zewnętrznego podczas wyciskania sztangi leżąc istotnie różnicuje asymetrię pasma alfa w płatach czołowych, mierzoną przed wysiłkiem. Wyniki wykazały, że w grupie kontrolnej i eksperymentalnej nie zaobserwowano istotnych statystycznie zmian we współczynniku FAI mierzonym przed

podjęciem wysiłku. W związku z tym hipoteza ta nie znalazła potwierdzenia w przeprowadzonych badaniach.

W literaturze brakuje analiz dotyczących zmiany asymetrii pasma alfa płatów czołowych podczas zwiększania obciążenia, jednak podejmowano próby opisanie tych zmian bezpośrednio po wysiłku. Xiao i wsp. (2020) wykorzystali EEG do obserwacji zmian w asymetrii pasma alfa płatów czołowych przed i po aktywności fizycznej. 66 uczestników podzielono na dwie grupy – grupę sportową, wykonującą 20-minutowe ćwiczenia na rowerze stacjonarnym, oraz kontrolną, która odpoczywała. Wykazano, że wybrane ćwiczenie przyczyniło się do zwiększenia aktywności lewej kory czołowej w porównaniu do grupy kontrolnej. Podobne obserwacje poczynili Vernon i wsp. (2018) w pilotażowych badaniach, wskazując na różnice związane z płcią – aktywność fizyczna wywołała znaczące zmiany w asymetrii pasma alfa płatów czołowych tylko u mężczyzn.

Należy podkreślić, że przeprowadzone badania dotyczyły zmian w asymetrii pasma alfa bezpośrednio lub krótko przed podjęciem wysiłku fizycznego. Deslandes i wsp. (2010) zbadali wpływ długotrwałej aktywności fizycznej na FAA u osób starszych ze zdiagnozowaną depresją. Uczestników podzielono na dwie grupy, z których jedna uczestniczyła w regularnych ćwiczeniach aerobowych przez 12 miesięcy, a druga była leczona farmakologicznie. Chociaż wyniki nie wykazały bezpośrednich zmian w FAA, w grupie kontrolnej zaobserwowano spadek aktywności prawej kory czołowej, co wskazuje na korzystny wpływ aktywności fizycznej na utrzymanie czynności pasma alfa płatów czołowych u osób starszych z depresją.

Z kolei u nastolatków wpływ regularnych ćwiczeń na zmiany FAA został zaobserwowany przez Hong i wsp. (2020). Wykazali oni, że połączenie aktywności fizycznej z terapią poznawczo-behawioralną w leczeniu uzależnienia od gier komputerowych wyraźnie zwiększyło asymetrię pasma alfa płatów czołowych w porównaniu do grupy, która uczestniczyła wyłącznie w terapii. Zmiany w FAA znalazły odzwierciedlenie w znacznie niższych wynikach Inwentarza Skali Depresji Becka oraz Skali Uzależnień od Internetu Younga, co sugeruje spadek objawów depresji.

Poszukiwanie mechanizmów odpowiadających za uzyskane efekty nie jest łatwe ze względu na kontrowersyjne dane w literaturze naukowej, szczególnie w kontekście intensywności ćwiczeń. W przeprowadzonym eksperymencie jednak intensywność ćwiczeń nie wpłynęła na sposób, w jaki bodziec był oceniany – niezależnie od poziomu intensywności, ćwiczenia były postrzegane jako bodziec pożądany lub przyjemne doświadczenie.

W efekcie, zmiana aktywacji czołowej i stanu afektywnego miała charakter poznawczy lub percepcyjny, a pozytywna ocena bodźca wywołującego emocje skutkowała przesunięciem w kierunku większej względnej lewostronnej aktywacji czołowej (Coan i Allen, 2004). Oznacza to, że zarówno ćwiczenia o niższej, jak i wyższej intensywności nie różnicowały reakcji afektywnej – uczestnicy wykazywali podobne wzorce odpowiedzi zorientowanej na podjęcie (pozytywny afekt), podczas gdy reakcje zorientowane na wycofanie (negatywny afekt) pozostawały niezmienione. Koncepcja ta znajduje potwierdzenie we wcześniejszych badaniach, które wykazały, że zmniejszeniu lęku po ćwiczeniach towarzyszył względny wzrost aktywacji lewego przedniego płata czołowego (Petruzzello i Landers, 1994).

Wyniki nie potwierdzają zależności dawka-odpowiedź, charakteryzującej się krzywą w kształcie odwróconej litery U, jak zaproponował Ojanen (1994), ponieważ nie stwierdzono istotnych zmian wskaźnika FAA przy różnych poziomach intensywności wysiłku. Ćwiczenia o wysokiej intensywności nie modyfikowały reakcji afektywnych w porównaniu do ćwiczeń o niższej intensywności. Przeprowadzenie pomiaru EEG jest nowatorskim podejściem do oceny poziomu motywacji przed wykonaniem ćwiczeń fizycznych i dotychczas niespotykanym protokołem stosowanym w doniesieniach naukowych. Z tego względu nie jest możliwe odniesienie do identycznych badań, jednak baza eksperymentów z pomiarem EEG po aktywności fizycznej jest nieco bardziej obszerna i można zauważyć w niej pewne nieścisłości. Podobnie do uzyskanych wyników, w badaniu oceniającym wpływ trzech różnych poziomów intensywności wysiłku na FAA (Hall i wsp., 2010) nie wykazano istotnych różnic ani wpływu warunku lub interakcji warunku z czasem na reakcje afektywne, co sugeruje, że intensywność ćwiczeń nie zmienia afektywnej odpowiedzi uczestników. Może to wynikać z faktu, że badana próba stanowiła grupę wysoce aktywnych i sprawnych studentów, u których dyspozycja do pozytywnego afektu oraz boczna asymetria czołowa były niezależne od poziomu intensywności wysiłku. W efekcie, pomimo innych sygnałów wysyłanych przez organizm – takich jak wzrost stężenia mleczanu we krwi, zaburzenia równowagi czynnościowej czy zwiększone tętno – zgłaszany pozostaje pozytywny afekt, co jest zgodne z obserwacjami pozytywnego afektu w okresie bezpośrednio po zakończeniu ćwiczeń, nawet gdy afekt zgłaszany podczas wysiłku jest mniej pozytywny lub wręcz negatywny (Backhouse i wsp., 2007). Nie jest wykluczone, że wybrana w eksperymencie intensywność na poziomie 50% nie była w stanie różnicować odpowiedzi afektywnej. Zamiana tego poziomu intensywności na wyższy lub wprowadzenie kolejnej, bardziej intensywniej interwencji mogłoby poszerzyć spektrum odpowiedzi i wnieść kontrastu do interpretacji wyników.

Zgodnie z teorią Davidsona (1998), poszczególne osoby różnią się pod względem progu reakcji na bodziec o określonej intensywności. Podczas gdy u niektórych reakcja afektywna występuje już przy niskiej intensywności bodźca, inni wymagają bardziej intensywnego bodźca, aby osiągnąć podobną odpowiedź. W związku z tym wybór większych obciążeń treningowych mógłby teoretycznie zwiększyć prawdopodobieństwo modyfikacji FAA poprzez silniejszą aktywację bodźców. W literaturze obserwuje się związek między FAA a afektem, szczególnie w badaniach dotyczących wysiłku o wysokiej intensywności, w których wyniki są bardziej spójne (Hall i wsp., 2010; Petruzzello i Tate, 1997; Woo i in., 2010). Należy jednak podkreślić, że w przeprowadzonych badaniach większa intensywność ćwiczeń nie przekładała się na zmiany wskaźnika FAI, co sugeruje, że różnice w intensywności (ani większa różnica w obciążeniach do 1RM) nie modyfikowały afektywnej odpowiedzi uczestników.

Potencjalnym wyjaśnieniem reakcji pasma alfa na trening może być kontrola współczulnego i przywspółczulnego układu nerwowego przez mózg (Craig, 2009). Coraz więcej dowodów sugeruje, że podobnie jak w przypadku motywacji proaktywnej i awersyjnej, kontrola współczulna i przywspółczulna jest podzielona między prawy i lewy przedni obszar kory mózgowej (Craig, 2005). Podczas ćwiczeń lub zadań ruchowych wymagających wyższej rekrutacji neuronalnej, następuje wzrost aktywności współczulnego układu nerwowego (Roatta i Farina, 2010). Po zakończeniu tego wymagającego wysiłku, aktywność przywspółczulna prawdopodobnie wzrośnie, aby utrzymać homeostazę i przeciwdziałać poprzedniej aktywności współczulnej. Ta regulacja aktywności przywspółczulnej byłaby kontrolowana przez zwiększenie aktywności w lewych przednich obszarach mózgu oraz zmniejszenie aktywności w regionach kontrolujących aktywność współczulną (prawa przednia kora wyspowa). Zmiana w autonomicznej kontroli po wysiłku może być przynajmniej częściowo odpowiedzialna za względną desynchronizację aktywności pasma alfa (zmniejszoną średnią amplitudę pasma alfa) w lewych obszarach czołowych w porównaniu z prawymi. W świetle tych wyników można założyć, że aktywność fizyczna przyczynia się do zmian w asymetrii pasma alfa płatów czołowych, a zwiększanie obciążenia wysiłkowego może te zmiany stymulować do pewnego etapu. Warto jednak zaznaczyć, że wspomniane badania dotyczą przede wszystkim ćwiczeń aerobowych, co nie musi przekładać się na podobne zmiany w czynności płatów czołowych podczas wykonywania ćwiczeń siłowych. Niemniej jednak, teza ta wymaga dokładniejszych badań nad wpływem stale rosnącego obciążenia na zmiany w asymetrii pasma alfa płatów czołowych, z uwzględnieniem specyfiki aktywności fizycznej oraz płci.

Druga hipoteza zakładała, że trening EEG biofeedback istotnie różnicuje wartości asymetrii pasma alfa w płatach czołowych. Uczestników badania podzielono na dwie grupy. W grupie eksperymentalnej, która przez okres 5 tygodni uczestniczyła w regularnych sesjach neurofeedbacku opartych na hamowaniu czynności pasma alfa w lewym płacie czołowym, oraz w grupie kontrolnej, która otrzymała placebo. Analizy międzygrupowe ujawniły, że istotne modyfikacje wskaźnika FAI były charakterystyczne wyłącznie dla grupy eksperymentalnej, podczas gdy grupa kontrolna nie wykazała podobnych zmian.

Wyniki uzyskane w grupie poddanej sesjom EEG biofeedback korespondują z wynikami innych badaczy. Escolano i wsp. (2011) przeprowadzili badania nad wpływem wzmacniania, poprzez neurofeedback, szczytowej wartości amplitudy pasma alfa okolic ciemieniowych i potylicznych na poprawę pamięci roboczej. Autorzy zaobserwowali istotne zwiększenie średniej amplitudy pasma alfa zarówno podczas wykonywania testów pamięci roboczej, jak i w stanie spoczynku po 5 sesjach treningowych. Wraz ze zmianami grupa treningowa osiągnęła lepsze wyniki w testach względem grupy kontrolnej oraz względem wyników uzyskanych przed interwencją EEG biofeedback. Analogicznie, Kerson i wsp. (2009) wykazali, że trening neurofeedback, mający na celu zmniejszenie względnej aktywności prawej części kory czołowej, może prowadzić do adaptacji w FAA i późniejszej redukcji lęku u pacjentów z zaburzeniami lękowymi. Badanych poproszono o zmniejszenie wielkości pasma alfa w korze czołowej o 10% przez 30 minut lub dłużej, co zajęło od 6 do 16 sesji. Po osiągnięciu sukcesu w tłumieniu pasma alfa, osoby zostały przeszkolone w celu poprawy poziomu symetrii pasma alfa między obszarami czołowymi o 15% przez 30 minut lub dłużej. Osiągnięcie tego wyniku zajęło od 8 do 32 sesji, a ostatecznie wszystkie osiem osób było w stanie zmniejszyć asymetrię pasma alfa.

Do podobnych wniosków doszli Hsueh i wsp. (2016), wskazując, iż zauważalne zmiany następowały dopiero po 5-7 sesjach EEG biofeedback, a największe zmiany miały miejsce między 8. a 12. sesją. Obserwacje te stoją w opozycji do wyników Zoefela i wsp. (2011), którzy wskazywali na liniowy zakres zmian w aktywności szczytowej alfa z sesji na sesję. Należy jednak zauważyć, że w zestawionych badaniach zastosowano różne częstotliwości sesji treningowych.

W badaniach nad leczeniem depresji (Choi i wsp., 2011) trening neurofeedback wywołał dominację lewej okolicy czołowej po 10 jednostkach treningowych. Średnia amplituda pasma alfa prawego obszaru czołowego wzrosła, a wskaźniki asymetrii zwiększyły się wyłącznie w grupie treningowej. Efekt treningu zaobserwowano jedynie

w paśmie alfa, które było pierwotnym celem treningu neurofeedback. Ponieważ średnia amplituda pasma alfa odwrotnie koreluje z aktywnością odpowiadającego jej obszaru mózgu (Ray, 1990; Shagass, 1972), wzrost wskaźnika asymetrii można interpretować jako wskazujący, że neurofeedback osłabił aktywność prawego obszaru czołowego. Zmiana asymetrycznego wzorca aktywności mózgu stwierdzono wyłącznie w warunkach otwartych oczu. To odkrycie jest zgodne z wcześniejszymi badaniami (Lynch i wsp., 1974; Paskewitz i Orne, 1973), w których stwierdzono, że efekt wzmocnienia pasma alfa był wyraźnie widoczny w określonych warunkach, w których prezentowano dane wizualne.

Przeprowadzone badania podkreślają znaczenie oceny efektu treningu skupionego na pasmie alfa w warunkach otwartych oczu (lub podobnych warunkach „blokowania alfa”). Niezależnie jednak od przyjętego protokołu, wpływ neurofeedbacku na zmiany w aktywności neuronalnej znajduje potwierdzenie w wielu badaniach (Angelakis i wsp., 2007; Hanslmayr i wsp., 2005; Zoefel i wsp., 2011; Hsueh i wsp., 2016). Wyniki badań Mennelli i wsp. (2017) potwierdzają skuteczność treningu neurofeedback w zwiększaniu wskaźnika asymetrii czołowej alfa (odprowadzenia F4 a F3), zgodnie z wcześniejszymi badaniami (Harmon-Jones i in., 2008; Peeters, Ronner i wsp., 2014). Efekt ten wynikał ze specyficznego zmniejszenia aktywności prawego obszaru kory czołowej, co zostało ujawnione przez znaczny wzrost średniej amplitudy pasma alfa w prawej, ale nie lewej części kory czołowej.

Wzrost FAI grupy eksperymentalnej w trzecim etapie pomiarowym, zarówno względem pierwszego etapu, jak i grupy kontrolnej, wskazuje na skuteczność treningu EEG biofeedback w indukowaniu pożądanых zmian w asymetrii pasma alfa, co jest zgodne z celami badania.

Analiza zmian asymetrii pasma alfa w grupie kontrolnej pokazuje, że nawet bez aktywnego treningu neurofeedback, samo uczestnictwo w badaniu i psychologiczne aspekty oczekiwania mogą wpływać na aktywność mózgową. Dlatego zastosowanie w eksperymencie sesji pozorowanej, identycznej do interwencji, może stanowić ograniczenie w interpretacji uzyskanych danych. Efekt placebo w grupie kontrolnej mógł być silniejszy ze względu na symulowane sesje EEG biofeedback. Chociaż procedura symulacji miała na celu minimalizację różnic w doświadczeniu badanych, nie można całkowicie wykluczyć różnic w motywacji i percepcji uczestników, co mogło wpływać na wyniki. Obserwacje Schabusa i wsp. (2017) dotyczyły skuteczności treningu neurofeedback (NFT) w leczeniu pierwotnej bezsenności w porównaniu z kontrolnym treningiem placebo (PFT). Wyniki wykazały, że NFT i PFT okazały się równie skuteczne, co autorzy tłumaczą brakiem

specyficznej skuteczności metody poza efektami placebo. Brak różnic między treningiem EEG biofeedback a placebo wykazano również w badaniach nad ADHD (Lansbergen i wsp., 2011; Arnold i wsp., 2013). Thibault i wsp. (2015) podkreślają konieczność bardziej rygorystycznych protokołów badawczych z EEG biofeedback, uwzględniających trzy grupy kontrolne, podwójnie ślepą próbę oraz zbieranie subiektywnych danych uczestników na każdym etapie badania, co mogłoby wzmocnić dowody na poparcie neurofeedbacku jako realnego narzędzia do regulacji pracy mózgu.

Trzecia hipoteza dotyczyła wpływu zmian w asymetrii pasma alfa na wytrzymałość siłową, mierzoną liczbą powtórzeń wykonywanych do odmowy podczas wyciskaniu sztangi leżąc. W grupie eksperymentalnej, po zakończeniu interwencji, zaobserwowano istotny wzrost liczby powtórzeń do odmowy przy obciążeniach 30% i 50% 1RM. Średnia liczba powtórzeń wzrosła z 26 do 30 przy obciążeniu 30% 1RM oraz z 18 do 22 przy obciążeniu 50% 1RM. W grupie kontrolnej średnia liczba powtórzeń pozostała niemal niezmienną. Te wyniki wskazują, że zmiany w asymetrii pasma alfa, osiągnięte dzięki EEG biofeedback, mogą prowadzić do poprawy sprawności fizycznej, jednak nie poprzez bezpośredni wpływ na parametry fizjologiczne mięśni, lecz poprzez zwiększenie tolerancji na wysiłek. Zmęczenie psychiczne powoduje zmiany w bioelektrycznej aktywności mózgu i wpływa na postrzeganą trudność wysiłku (Allen i wsp., 2008; Kathner i wsp., 2014; Wascher i wsp., 2014), co może ograniczać zdolność do jego kontynuowania. Wykazano, że wzrost aktywności fal alfa i theta w okolicach czołowych towarzyszy subiektywnemu zmęczeniu, a zmiany w aktywności neuronalnej tej części mózgu wiążą się ze zwiększonym postrzeganiem trudności wysiłku (Brownsberger i wsp., 2013). Badania sugerują, że zmęczenie psychiczne i motywacja nie wpływają bezpośrednio na maksymalną siłę, moc eksplozywną czy pracę beztlenową (Boksem i wsp., 2006; Dantzer i wsp., 2014; Martin i wsp., 2015; Van Cutsem i wsp., 2017), ponieważ są one zależne od dostępności substratów energetycznych (Coggan i Coyle, 1991). Natomiast w treningu wytrzymałościowym subiektywna ocena wysiłku odgrywa kluczową rolę w jego tolerancji, niezależnie od zmian energetycznych w mięśniach (Marcora i wsp., 2009; Pageaux i wsp., 2014, 2015). Co więcej, zmęczenie psychiczne może wpływać na liczbę powtórzeń wykonywanych w ćwiczeniach oporowych do odmowy, mimo braku zmian w ocenie wysiłku (Gantios i wsp., 2021), co może wynikać ze zmniejszonego przetwarzania korowego i ograniczonej zdolności do podtrzymania zachowań ukierunkowanych na cel (Lorist, 2008). W tym kontekście EEG biofeedback może wspierać zarządzanie zmęczeniem psychicznym i regulację motywacji,

co pośrednio przekłada się na większą liczbę powtórzeń wykonywanych do odmowy, pomimo braku zmian w zasobach energetycznych mięśni.

Treningi EEG biofeedback sukcesywnie znajdują zastosowanie w populacjach sportowych. Ta metoda może pomóc sportowcom nauczyć się elastycznie dostosowywać poziom frontalnej asymetrii (Mennella i wsp., 2017), aby przygotować się na nadchodzący wysiłek, jak to miało miejsce w przeprowadzonym eksperymencie. Pomimo ogromnego potencjału wykorzystania EEG biofeedback w sporcie, nadal nie jest jasne, jaka liczba i częstotliwość sesji treningowych pozwala uzyskać optymalne wyniki.

Podobne badania przeprowadził Prończuk i wsp. (2024). Celem ich pracy było zbadanie wpływu treningu EEG biofeedback na motywację i efektywność zawodników trójboju siłowego podczas wyciskania sztangi leżąc, w odniesieniu do obciążenia zewnętrznego oraz poziomu wytrenowania. W badaniu wzięło udział 18 trójboistów, podzielonych na grupy średniozaawansowaną i zaawansowaną. Trening EEG biofeedback odbywał się co trzy dni i trwał 27 minut. W grupie zaawansowanej zaobserwowano istotne różnice między 65% 1RM a 30% 1RM, a w grupie mniej zaawansowanej między 30% 1RM a 50%, 65% i 80% 1RM. Zmiany te zostały wyjaśnione poprzez FAI uzyskane w EEG przed i po treningu biofeedback. Szczególnie znaczące zmiany w poprawie efektywności wyciskania na ławce po treningu EEG biofeedback uzyskano dla obciążeń zewnętrznych 65-100% 1RM, co jest zgodne z danymi z przeprowadzonych badań, gdzie doszło do wzrostu współczynnika FAI przy zwiększaniu obciążenia z 30% 1RM do 50% 1RM w obu etapach pomiarowych.

Maszczyk i wsp. (2019) mieli na celu zidentyfikowanie wzorców intensywności motywacji poprzez ocenę FAA tuż przed próbami wyciskania na ławce przy różnych procentach maksymalnego obciążenia dla 1RM. Stwierdzili oni różnice między elitarnymi i początkującymi trójboistami siłowymi w odniesieniu do FAA, przy czym elitarni trójboiści siłowi skutecznie zmieniali swoją motywację (tj. zwiększając i zmniejszając FAA) w celu optymalizacji wydajności.

Wzmocniona FAA tuż przed lub w trakcie ćwiczeń została uznana za odzwierciedlenie czynników motywacyjnych. Jak wspomniano wcześniej, większość eksperymentów skupiała się na wpływie treningu neurofeedback na wydolność aerobową. Jednak w literaturze badawczej można znaleźć niewiele dowodów dotyczących krótkotrwałego wysiłku, bazującego na innych systemach energetycznych. Na przykład wyniki z serii badań Mottola i wsp. (2021) dostarczają dowodów na to, że zwiększenie względnej aktywności lewej kory czołowej poprzez EEG-

neurofeedback ma korzystny wpływ na wydajność w ćwiczeniach wytrzymałościowych do wyczerpania. Odkrycie to zostało powtórzone w drugim eksperymencie, gdzie uczestnicy jeździli na rowerze o około 2 minuty (11%) dłużej. Blanchfield i in. (2014) wykazali, że interwencje psychologiczne mogą poprawić wydajność ćwiczeń wytrzymałościowych, wpływając na zmniejszenie percepcji wysiłku. To sugeruje, że różne metody wpływania na motywację i postrzeganie wysiłku mogą prowadzić do wzrostu wydajności. Również Kerick i wsp. (2000) potwierdzili związek między FAA a wydajnością w zadaniu strzelania z karabinu, gdzie FAA korelowała pozytywnie z wynikami w sytuacjach niskiego sprzężenia zwrotnego.

Ograniczeniem przeprowadzonych badań może być brak monitoringu obciążenia wewnętrznego w trakcie wysiłku, co mogłoby przybliżyć zrozumienie procesów odpowiadających za poprawę wytrzymałości siłowej, wyrażonej poprzez większą maksymalną liczbę wykonanych powtórzeń podczas ćwiczenia wyciskania sztangi leżąc. W serii podobnych eksperymentów (Mottola i wsp., 2021) zgodnie z hipotezą, częstotliwość skurczów serca i postrzegany wysiłek podczas testu rosły i osiągały średnio odpowiednio 96% i 100% swoich maksymalnych wartości. Monitoring obciążenia wewnętrznego mógłby zatem pogłębić wnioski z przeprowadzonych badań.

Dodatkowym ograniczeniem jest dobór próby badawczej, obejmującej niewielką liczbę elitarnych zawodników judo ($N = 20$). Taki dobór, choć uzasadniony celami badania i jego specyfiką, ogranicza możliwość uogólniania wyników na szerszą populację, w szczególności na osoby nieuprawiające sportu wyczynowego lub trenujące w sposób rekreacyjny. W związku z tym, uzyskane rezultaty należy interpretować w kontekście analizowanej grupy – sportowców wysokiego poziomu – u których profil fizjologiczny, stopień adaptacji treningowej oraz reakcje na bodźce mogą różnić się od populacji ogólnej.

Ograniczeniem badania była również wrażliwość aparatury EEG na artefakty mięśniowe, które mogą zakłócać wiarygodność rejestrowanych sygnałów. W celu ich minimalizacji, jako główne ćwiczenie testowe zastosowano wyciskanie sztangi leżąc, umożliwiające zachowanie względnie stabilnej pozycji głowy i tułowia, a tym samym uzyskanie bardziej przejrzystego sygnału EEG, szczególnie w kluczowym momencie – tuż przed podjęciem wysiłku. Należy jednak zauważyć, że choć ćwiczenie to jest biomechanicznie proste i sprzyja standaryzacji warunków pomiarowych, nie odzwierciedla w pełni specyfiki wysiłku charakterystycznego dla dyscypliny judo. Wybór bardziej złożonych lub dynamicznych zadań ruchowych – potencjalnie lepiej oddających realia treningowe judoki – wiązałby się jednak

ze znacznym zwiększeniem ryzyka zakłóceń sygnału EEG, co uniemożliwiłoby realizację głównego celu badania, jakim była analiza zmian aktywności mózgu w warunkach maksymalnego wysiłku siłowego.

Kolejnym ograniczeniem może być dobór poziomu obciążeń testowych, które w badaniu zostały ustalone na poziomie 30% oraz 50% 1RM. Choć taki wybór pozwolił na realizację głównego założenia badania – wykonania powtórzeń do odmowy – to dodanie trzeciego, wyższego poziomu obciążenia mogłoby potencjalnie poszerzyć wnioski i lepiej zobrazować wpływ treningu neurofeedback na różne strefy intensywności wysiłku.

Warto jednak podkreślić, że decyzja ta została podyktowana kilkoma czynnikami praktycznymi i metodologicznymi. Po pierwsze, badana grupa nie była grupą trenującą siłowo, a więc zastosowanie bardzo wysokich obciążeń mogłoby nie tylko ograniczyć liczbę możliwych do wykonania powtórzeń, ale także zwiększyć ryzyko kontuzji lub błędów technicznych. Po drugie, w kontekście pracy z EEG i EEG-Biofeedback, brakuje literatury opisującej wpływ różnych poziomów obciążenia na aktywność mózgową w kontekście treningu siłowego, co ograniczyło możliwość odwołania się do wcześniejszych ustaleń. Ponadto, przy bardzo wysokich obciążeniach (np. 70–90% 1RM), dominującą rolę zaczynają odgrywać takie czynniki jak technika, synchronizacja motoryczna czy siła eksplozywna (Schoenfeld i wsp., 2021), a nie wytrzymałość siłowa, która była kluczową zmienną analizowaną w niniejszym badaniu

8. Wnioski

Na podstawie uzyskanych wyników badań sformułowano następujące wnioski:

1. Wzrost obciążenia zewnętrznego podczas wyciskaniu sztangi leżąc nie prowadzi do istotnego zwiększania wartości asymetrii pasma alfa, mierzonej przed podjęciem wysiłku u zawodników judo.
2. Trening EEG biofeedback istotnie różnicuje asymetrię mocy pasma alfa, co przejawia się istotnym wzrostem wartości współczynnika FAI.
3. Zmiany asymetrii pasma alfa w płatach czołowych, wywołane treningiem EEG biofeedback, istotnie wpłynęły na liczbę powtórzeń wykonywanych do odmowy podczas wyciskaniu sztangi leżąc z obciążeniami 30% i 50% 1RM u zawodników judo.

Spis wykresów

WYKRES 1 ZMIANY ŚREDNICH WARTOŚCI FAI W GRUPIE EKSPERYMENTALNEJ I KONTROLNEJ PRZED I PO TRENINGU EEG BIOFEEDBACK.	31
WYKRES 2 ZMIANY ŚREDNICH WARTOŚCI FAI W GRUPIE EKSPERYMENTALNEJ I KONTROLNEJ PRZED I PO TRENINGU EEG BIOFEEDBACK, W ZALEŻNOŚCI OD OBCIĄŻENIA ZEWNĘTRZNEGO.....	33
WYKRES 3 PORÓWNANIE WARTOŚCI FAI PRZED TRENINGIEM W GRUPIE EKSPERYMENTALNEJ I KONTROLNEJ PRZY OBCIĄŻENIU 30% 1RM.	37
WYKRES 4 PORÓWNANIE WARTOŚCI FAI PO TRENINGU W GRUPIE EKSPERYMENTALNEJ I KONTROLNEJ PRZY OBCIĄŻENIU 30% 1RM.	38
WYKRES 5 PORÓWNANIE RÓŻNICY LICZBY POWTÓRZEŃ W GRUPIE EKSPERYMENTALNEJ I KONTROLNEJ PRZY OBCIĄŻENIU 30%.	39
WYKRES 6 PORÓWNANIE LICZBY POWTÓRZEŃ W WYCISKANIU SZTANGI LEŻĄC DO ODMOWY PRZED I PO TRENINGU EEG BIOFEEDBACK W GRUPIE EKSPERYMENTALNEJ PRZY OBCIĄŻENIU 30% 1RM.	41
WYKRES 7 PORÓWNANIE LICZBY POWTÓRZEŃ W WYCISKANIU SZTANGI LEŻĄC DO ODMOWY PRZED I PO TRENINGU EEG BIOFEEDBACK W GRUPIE KONTROLNEJ PRZY OBCIĄŻENIU 30% 1RM.	43
WYKRES 8 PORÓWNANIE LICZBY POWTÓRZEŃ W WYCISKANIU SZTANGI LEŻĄC DO ODMOWY PRZED I PO TRENINGU EEG BIOFEEDBACK W GRUPIE EKSPERYMENTALNEJ PRZY OBCIĄŻENIU 50% 1RM.	48
WYKRES 9 PORÓWNANIE LICZBY POWTÓRZEŃ W WYCISKANIU SZTANGI LEŻĄC DO ODMOWY PRZED I PO TRENINGU EEG BIOFEEDBACK W GRUPIE KONTROLNEJ DLA OBCIĄŻENIA 50% 1RM.	50

Spis tabel

TABELA 1 STATYSTYKI OPISOWE FAI W GRUPIE EKSPERYMENTALNEJ I KONTROLNEJ W PIERWSZYM I TRZECIM ETAPIE POMIAROWYM Z UWZGLĘDNIENIEM OBCIĄŻENIA ZEWNĘTRZNEGO.....	28
TABELA 2 WYNIKI WIELOCZYNNIKOWEJ ANALIZY WARIANCJI Z POWTARZANYMI POMIARAMI DLA ASYMETRII CZOŁOWEJ ALFY (FAI) W ZALEŻNOŚCI OD GRUPY, OBCIĄŻENIA ZEWNĘTRZNEGO I ETAPU POMIAROWEGO.	29
TABELA 3 TESTY WIELOKROTNYCH PORÓWNAŃ POST-HOC BONFERONIENGO DLA WSKAŹNIKA FAI	30
TABELA 4 TESTY WIELOKROTNYCH PORÓWNAŃ POST-HOC BONFERONIENGO DLA WSKAŹNIKA FAI.	32
TABELA 5 STATYSTYKI OPISOWE DLA LICZBY POWTÓRZEŃ WYKONYWANYCH DO ODMOWY W WYCISKANIU SZTANGI LEŻĄC W GRUPIE EKSPERYMENTALNEJ PRZY OBCIĄŻENIU 30% 1RM.....	34
TABELA 6 STATYSTYKI OPISOWE DLA LICZBY POWTÓRZEŃ WYKONYWANYCH DO ODMOWY W WYCISKANIU SZTANGI W GRUPIE KONTROLNEJ PRZY OBCIĄŻENIU 30% 1RM.	35
TABELA 7 WYNIKI TESTU U MANNA-WHITNEYA DLA FAI (PRZED I PO TRENINGU EEG BIOFEEDBACK) ORAZ RÓŻNICY LICZBY POWTÓRZEŃ (DELTA) W GRUPIE EKSPERYMENTALNEJ I KONTROLNEJ PRZY OBCIĄŻENIU 30% 1RM.....	36
TABELA 8 WYNIKI TESTU WILCOXONA DLA LICZBY POWTÓRZEŃ WYKONYWANYCH DO ODMOWY W WYCISKANIU SZTANGI PRZED I PO TRENINGU EEG BIOFEEDBACK W GRUPIE EKSPERYMENTALNEJ PRZY OBCIĄŻENIU 30% 1RM.....	40
TABELA 9 WYNIKI TESTU WILCOXONA DLA LICZBY POWTÓRZEŃ WYKONYWANYCH DO ODMOWY W WYCISKANIU SZTANGI PRZED I PO TRENINGU EEG BIOFEEDBACK W GRUPIE KONTROLNEJ PRZY OBCIĄŻENIU 30% 1RM.	42
TABELA 10 STATYSTYKI OPISOWE DLA LICZBY POWTÓRZEŃ WYKONYWANYCH DO ODMOWY W WYCISKANIU SZTANGI LEŻĄC W GRUPIE EKSPERYMENTALNEJ PRZY OBCIĄŻENIU 50% 1RM.	44
TABELA 11 STATYSTYKI OPISOWE DLA LICZBY POWTÓRZEŃ WYKONYWANYCH DO ODMOWY W WYCISKANIU SZTANGI LEŻĄC W GRUPIE KONTROLNEJ DLA OBCIĄŻENIA 50% 1RM.	45
TABELA 12 WYNIKI TESTU U MANNA-WHITNEYA DLA FAI (PRZED I PO TRENINGU EEG BIOFEEDBACK) ORAZ RÓŻNICY LICZBY POWTÓRZEŃ (DELTA) W GRUPIE EKSPERYMENTALNEJ I KONTROLNEJ PRZY OBCIĄŻENIU 50% 1RM.....	46
TABELA 13 WYNIKI TESTU WILCOXONA DLA LICZBY POWTÓRZEŃ WYKONYWANYCH DO ODMOWY W WYCISKANIU SZTANGI PRZED I PO TRENINGU EEG BIOFEEDBACK W GRUPIE EKSPERYMENTALNEJ PRZY OBCIĄŻENIU 50% 1RM.....	47
TABELA 14 WYNIKI TESTU WILCOXONA DLA LICZBY POWTÓRZEŃ WYKONYWANYCH DO ODMOWY W WYCISKANIU SZTANGI PRZED I PO TRENINGU EEG BIOFEEDBACK W GRUPIE KONTROLNEJ PRZY OBCIĄŻENIU 50% 1RM.	49

Bibliografia

1. Alatorre-Cruz, G. C., Fernández, T., Castro-Chavira, S. A., González-López, M., Sánchez-Moguel, S. M., Silva-Pereyra, J. (2022). One-year follow-up of healthy older adults with electroencephalographic risk for neurocognitive disorder after neurofeedback training. *Journal of Alzheimer's Disease*, 85(4), 1767–1781. <https://doi.org/10.3233/JAD-220175>
2. Alix-Fages, C., Grgic, J., Jiménez-Martínez, P., Baz-Valle, E., Balsalobre-Fernández, C. (2023). Effects of mental fatigue on strength endurance: A systematic review and meta-analysis. *Motor Control*, 27(2), 442–461. <https://doi.org/10.1123/mc.2022-0083>
3. Allen, D. G., Lamb, G. D., Westerblad, H. (2008). Skeletal muscle fatigue: Cellular mechanisms. *Physiological Reviews*, 88(1), 287–332. <https://doi.org/10.1152/physrev.00015.2007>
4. Allen, J. J. B., Harmon-Jones, E., Cavender, J. H. (2001). Manipulation of frontal EEG asymmetry through biofeedback alters self-reported emotional responses and facial EMG. *Psychophysiology*, 38(4), 685–693. <https://doi.org/10.1017/S0048577201991373>
5. American Clinical Neurophysiology Society. (2006). Guideline 2: Minimum technical standards for pediatric electroencephalography. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 23(1), 92–96. <https://doi.org/10.1097/01.WNP.0000198004.20078.DF>
6. Anderson, K. G., Behm, D. G. (2004). Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(3), 637–640. [https://doi.org/10.1519/1533-4287\(2004\)18<637:MOEALO>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1519/1533-4287(2004)18<637:MOEALO>2.0.CO;2)
7. Angelakis, E., Stathopoulou, S., Frymiare, J. L., Green, D. L., Lubar, J. F., Kounios, J. (2007). EEG neurofeedback: A brief overview and an example of peak alpha frequency training for cognitive enhancement in the elderly. *Clinical Neuropsychologist*, 21(1), 110–129. <https://doi.org/10.1080/13854040600788131>
8. Arnold, L., Lofthouse, N., Hersch, S., Hurt, E., Pan, X. (2013). EEG neurofeedback for ADHD: Double-blind sham-controlled randomized pilot feasibility trial. *Journal of Attention Disorders*, 17(5), 410–419. <https://doi.org/10.1177/1087054712446173>
9. Arns, M., de Ridder, S., Strehl, U., Breteler, M., Coenen, A. (2009). Effects of neurofeedback treatment on ADHD: The effect on inattention, impulsivity and hyperactivity: A meta-analysis. *Clinical EEG and Neuroscience*, 40(3), 180–189. <https://doi.org/10.1177/155005940904000311>
10. Azevedo, R., Silva-Cavalcante, M. D., Gualano, B., Lima-Silva, A. E., Bertuzzi, R. (2016). Effects of caffeine ingestion on endurance performance in mentally fatigued individuals. *European Journal of Applied Physiology*, 116(11-12), 2293–2303. <https://doi.org/10.1007/s00421-016-3473-8>
11. Babbie, E. (2009). *Podstawy badań społecznych*. Warszawa: Wydawnictwo Naukowe PWN.
12. Babiloni, C., Del Percio, C., Iacoboni, M., Infarinato, F., Lizio, R., Marzano, N., et al. (2008). Golf putt outcomes are predicted by sensorimotor cerebral EEG rhythms. *Journal of Physiology*, 586(1), 131–139. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2007.141630>

13. Backhouse, S. H., Ekkekakis, P., Biddle, S. J. H., Foskett, A., Williams, C. (2007). Exercise makes people feel better but people are inactive: Paradox or artifact? *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 29(4), 498–517. <https://doi.org/10.1123/jsep.29.4.498>
14. Baechle, T. R. (1994). *Essentials of strength training and conditioning*. Human Kinetics.
15. Baechle, T. R., Earle, R. W. (2008). *Essentials of strength training and conditioning* (3rd ed.). Human Kinetics.
16. Ball, W. J., Bice, R. M., Parry, T. (2014). Adults' motivation for physical activity: Differentiating motives for exercise, sport, and recreation. *Recreational Sports Journal*, 38(2), 130–142. <https://doi.org/10.1123/rsj.2013-0021>
17. Başar, E. (2012). A review of alpha activity in integrative brain function: Fundamental physiology, sensory coding, cognition and pathology. *International Journal of Psychophysiology*, 86(1), 1–24. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2012.07.002>
18. Baumeister, J., Reinecke, K., Liesen, H., Weiss, M. (2008). Cortical activity of skilled performance in a complex sports-related motor task. *European Journal of Applied Physiology*, 104(4), 625–631. <https://doi.org/10.1007/s00421-008-0812-1>
19. Baumeister, R. F., Vohs, K. D. (2018). The strength model of self-regulation: Conclusions from the second decade of willpower research. *Perspectives on Psychological Science*, 13(2), 141–145. <https://doi.org/10.1177/1745691617716946>
20. Bearden, T. S., Cassisi, J. E., Pineda, M. (2003). Neurofeedback training for a patient with thalamic and cortical infarctions. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 28(3), 241–253. <https://doi.org/10.1023/A:1025392101207>
21. Bello, F. D., Giamundo, M., Brunamonti, E., Cirillo, R., Ferraina, S. (2019). The puzzling relationship between attention and motivation: Do motor biases matter? *Neuroscience*, 406, 150–158. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2019.03.011>
22. Berkman, E. T., Lieberman, M. D. (2010). Approaching the bad and avoiding the good: Lateral prefrontal cortical asymmetry distinguishes between action and valence. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 22(9), 1970–1979. <https://doi.org/10.1162/jocn.2009.21317>
23. Berntson, G. G., Norman, G. J., Cacioppo, J. T. (2011). Comment: Laterality and evaluative bivalence: A neuroevolutionary perspective. *Emotion Review*, 3(3), 344–346. <https://doi.org/10.1177/1754073911402397>
24. Blanchfield, A. W., Hardy, J., De Morree, H. M., Staiano, W., Marcora, S. M. (2014). Talking yourself out of exhaustion: The effects of self-talk on endurance performance. *Medicine Science in Sports Exercise*, 46(5), 998–1007. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000184>
25. Bojkowski, Ł. (2017). Motywacja kobiet trenujących zespołowe gry sportowe. *Rozprawy Naukowe Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu*, 58, 38–45.
26. Boksem, M. A., Meijman, T. F., Lorist, M. M. (2006). Mental fatigue, motivation and action monitoring. *Biological Psychology*, 72(2), 123–132. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2005.08.007>

27. Borghini, G., Astolfi, L., Vecchiato, G., Mattia, D., Babiloni, F. (2014). Measuring neurophysiological signals in aircraft pilots and car drivers for the assessment of mental workload, fatigue and drowsiness. *Neuroscience Biobehavioral Reviews*, 44, 58–75.
<https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2012.10.003>
28. Brandmeyer, T., Delorme, A. (2020). Closed-loop frontal midline θ neurofeedback: A novel approach for training focused-attention meditation. *Frontiers in Human Neuroscience*, 14, 67.
<https://doi.org/10.3389/fnhum.2020.00067>
29. Brownsberger, J., Edwards, A., Crowther, R., Cottrell, D. (2013). Impact of mental fatigue on self-paced exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 34(11), 1029–1036.
<https://doi.org/10.1055/s-0033-1333690>
30. Bukowska, K., Marks, M. (2012). Lęk i motywacja osiągnięć a wynik sportowy lekkoatletów wybranych konkurencji. *Rozprawy Naukowe Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu*, 38, 33–40.
31. Cece, V., Lienhart, N., Nicaise, V., Descas, E. G., Martinent, G. (2018). Longitudinal sport motivation among young athletes in intensive training settings: The role of basic psychological needs satisfaction and thwarting in the profiles of motivation. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 40(3), 186–195. <https://doi.org/10.1123/jsep.2018-0023>
32. Chapman, L. J., Chapman, J. P. (1987). The measurement of handedness. *Brain and Cognition*, 6(2), 175–183. [https://doi.org/10.1016/0278-2626\(87\)90118-7](https://doi.org/10.1016/0278-2626(87)90118-7)
33. Cheron, G., Petit, G., Cheron, J., Leroy, A., Cebolla, A., Cevallos, C., Petieau, M., Hoellinger, T., Zarka, D., Clarinval, A. M., Dan, B. (2016). Brain oscillations in sport: Toward EEG biomarkers of performance. *Frontiers in Psychology*, 7, 246. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2016.00246>
34. Choi, S. W., Chi, S. E., Chung, S. Y., Kim, J. W., Ahn, C. Y., Kim, H. T. (2011). Is alpha wave neurofeedback effective with randomized clinical trials in depression? A pilot study. *Neuropsychobiology*, 63(1), 43–51. <https://doi.org/10.1159/000322290>
35. Coan, J. A., Allen, J. J. B. (2003). Frontal EEG asymmetry and the behavioral activation and inhibition systems. *Psychophysiology*, 40(1), 106–114. <https://doi.org/10.1111/1469-8986.00011>
36. Coan, J. A., Allen, J. J. B. (2004). Frontal EEG as a moderator and mediator of emotion. *Biological Psychology*, 67(1-2), 7–49. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2004.03.002>
37. Coben, R., Linden, M., Myers, T. E. (2010). Neurofeedback for autistic spectrum disorder: A review of the literature. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 35(1), 83–105.
<https://doi.org/10.1007/s10484-009-9117-y>
38. Coggan, A. R., Coyle, E. F. (1991). Carbohydrate ingestion during prolonged exercise: Effects on metabolism and performance. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 19, 1–40.
39. Collins, D., Powell, G., Davies, I. (1990). An electroencephalographic study of hemispheric processing patterns during karate performance. *Journal of Sport Exercise Psychology*, 12(3), 223–234.

40. Colquhoun, R. J., Gai, C. M., Walters, J., Brannon, A. R., Kilpatrick, M. W., D'Agostino, D. P., Campbell, B. I. (2017). Comparison of powerlifting performance in trained men using traditional and flexible daily undulating periodization. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(2), 283–291. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001512>
41. Cooper, N. R., Croft, R. J., Dominey, S. J., Burgess, A. P., Gruzelier, J. H. (2003). Paradox lost? Exploring the role of alpha oscillations during externally vs. internally directed attention and the implications for idling and inhibition hypotheses. *Psychophysiology*, 47(1), 65–74. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2003.00127.x>
42. Cortoos, A., De Valck, E., Arns, M., Breteler, M. H. M., Cluydts, R. (2010). An exploratory study on the effects of tele-neurofeedback and tele-biofeedback on objective and subjective sleep in patients with primary insomnia. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 35, 125–134. <https://doi.org/10.1007/s10484-009-9126-x>
43. Craig, A. D. (2005). Forebrain emotional asymmetry: A neuroanatomical basis? *Trends in Cognitive Sciences*, 9(12), 566–571. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2005.10.005>
44. Craig, A. D. (2009). How do you feel—now? The anterior insula and human awareness. *Nature Reviews Neuroscience*, 10(1), 59–70. <https://doi.org/10.1038/nrn2555>
45. Crews, D. J., Landers, D. M. (1993). Electroencephalographic measures of attentional patterns prior to the golf putt. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25(1), 116–126. <https://doi.org/10.1249/00005768-199301000-00016>
46. Cucui, I. A., Cucui, G. G. (2014). Motivation and its implications in sports performance (Note I). *Palestrica of the Third Millennium—Civilization and Sport*, 15(1), 67–71.
47. Dantzer, R., Heijnen, C. J., Kavelaars, A., Laye, S., Capuron, L. (2014). The neuroimmune basis of fatigue. *Trends in Neurosciences*, 37(1), 39–46. <https://doi.org/10.1016/j.tins.2013.10.003>
48. Davidson, R. J. (1993). Cerebral asymmetry and emotion: Conceptual and methodological conundrums. *Cognition and Emotion*, 7(1), 115–138. <https://doi.org/10.1080/02699939308409180>
49. Davidson, R. J. (1998). Affective style and affective disorders: Perspectives from affective neuroscience. *Cognition and Emotion*, 12(3), 307–330. <https://doi.org/10.1080/026999398379628>
50. Davidson, R. J., Jackson, D. C., Kalin, N. H. (2000). Emotion, plasticity, context, and regulation: Perspectives from affective neuroscience. *Psychological Bulletin*, 126(6), 890–909. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.126.6.890>
51. Davidson, R. J., Marshall, J. R., Tomarken, A. J., Henriques, J. B. (2000). While a phobic waits: Regional brain electrical and autonomic activity in social phobics during anticipation of public speaking. *Biological Psychiatry*, 47(2), 85–95. [https://doi.org/10.1016/S0006-3223\(99\)00222-X](https://doi.org/10.1016/S0006-3223(99)00222-X)
52. Deci, E. L., Ryan, R. M. (1985). *Intrinsic motivation and self-determination in human behavior*. Plenum Press.
53. Deci, E. L., Ryan, R. M. (1995). Human autonomy: The basis for true self-esteem. In M. Kernis (Ed.), *Efficacy, agency, and self-esteem* (pp. 31–49). Plenum Press.

54. Del Percio, C., Babiloni, C., Marzano, N., Iacoboni, M., Infarinato, F., Vecchio, F., Lizio, R., Aschieri, P., Fiore, A., Toran, G., Gallamini, M., Baratto, M., Eusebi, F. (2009). Neural efficiency of athletes' brain for upright standing: A high-resolution EEG study. *Brain Research Bulletin*, 79(3), 193–200. <https://doi.org/10.1016/j.brainresbull.2009.02.001>
55. Del Percio, C., Brancucci, A., Bergami, F., Marzano, N., Fiore, A., Di Ciolo, E., Aschieri, P., Lino, A., Vecchio, F., Iacoboni, M., Gallamini, M., Babiloni, C. (2007). Cortical alpha rhythms are correlated with body sway during quiet open-eyes standing in athletes: A high-resolution EEG study. *NeuroImage*, 36, 822–829. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2007.04.002>
56. Del Percio, C., Infarinato, F., Marzano, N., Iacoboni, M., Aschieri, P., Lizio, R., Soricelli, A., Limatola, C., Rossini, P. M., Babiloni, C. (2011). Reactivity of alpha rhythms to eyes opening is lower in athletes than non-athletes: A high-resolution EEG study. *International Journal of Psychophysiology*, 82(3), 240–247. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2011.09.007>
57. Dempster, T. (2012). An investigation into the optimum training paradigm for alpha electroencephalographic biofeedback (PhD Thesis). Canterbury Christ Church University.
58. Deslandes, A. C., Moraes, H., Alves, H., Pompeu, F. A. M. S., Silveira, H., Mouta, R., Arcoverde, C., Ribeiro, P., Cagy, M., Piedade, R. A. M., Laks, J., Cuntinho, E. S. F. (2010). Effect of aerobic training on EEG alpha asymmetry and depressive symptoms in the elderly: A 1-year follow-up study. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 43(6), 585–592. <https://doi.org/10.1590/S0100-879X2010007500059>
59. Dobrakowski, P., Łebecka, G. (2019). Individualized neurofeedback training may help achieve long-term improvement of working memory in children with ADHD. *Clinical EEG and Neuroscience*, 51(1), 1–8. <https://doi.org/10.1177/1550059419852812>
60. Domingos, C., Silva, C. M. D., Antunes, A., Prazeres, P., Esteves, I., Rosa, A. C. (2021). The influence of an alpha band neurofeedback training in heart rate variability in athletes. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(23), 12579. <https://doi.org/10.3390/ijerph182312579>
61. Dragos, P. F. (2014). Study regarding the role of motivation in the sport performance activities. *Baltic Journal of Health and Physical Activity*, 6(1), 48–55. <https://doi.org/10.2478/bjha-2014-0006>
62. Dupee, M., Werthner, P. (2011). Managing the stress response: The use of biofeedback and neurofeedback with Olympic athletes. *Biofeedback*, 39(3), 92–94. <https://doi.org/10.5298/1081-5937-39.3.92>
63. Engel, A. K., Fries, P. (2010). Beta-band oscillations—Signalling the status quo? *Current Opinion in Neurobiology*, 20(2), 156–165. <https://doi.org/10.1016/j.conb.2010.02.015>
64. Engelmann, J. B., Pessoa, L. (2014). Motivation sharpens exogenous spatial attention. *Motivation Science*, 1(S), 64–72. <https://doi.org/10.1037/2333-8113.1.S.64>

65. Ericsson, K. A., Krampe, R. T., Tesch-Römer, C. (1993). The role of deliberate practice in the acquisition of expert performance. *Psychological Review*, 100(3), 363–406.
<https://doi.org/10.1037/0033-295X.100.3.363>
66. Escolano, C., Aguilar, M., Minguez, J. (2011). EEG-based upper alpha neurofeedback training improves working memory performance. In *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (pp. 2327–2330).
<https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090643>
67. Ferguson, G. A., & Takane, Y. (1989). *Statistical analysis in psychology and education* (6th ed.). McGraw-Hill.
68. Fortier, M. S. (2000). Examining the time-lagged relationships between adolescents' and parents' motivation towards physical activity and physical activity behavior. *Journal of Sport Exercise Psychology*, 22, 39–40. <https://doi.org/10.1123/jsep.22.1.39>
69. Francesca, M., Blanchfield, A., Hardy, J., Cooke, A. (2021). EEG neurofeedback improves cycling time to exhaustion. *Psychology of Sport Exercise*, 55, 101944.
<https://doi.org/10.1016/j.psychsport.2021.101944>
70. Fuller, G. (1977). *Biofeedback: Methods and procedures in clinical practice*. Biofeedback Press.
71. Gantios, P., Lima-Junior, D., Fortes, L., et al. (2021). Mental fatigue from smartphone use reduces volume-load in resistance training: A randomized, single-blinded cross study. *Perceptual and Motor Skills*, 128(5), 1640–1659. <https://doi.org/10.1177/00315125211015955>
72. Gao, J., Wang, W., Zhang, J. (2016). Explore interregional EEG correlations changed by sport training using feature selection. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2016, Article 3547957. <https://doi.org/10.1155/2016/3547957>
73. Gillet, N., Berjot, S., Vallerand, R. J., Amoura, C. (2012). Examining the motivation-performance relationship in competitive sport: A cluster-analytic approach. *International Journal of Sport Psychology*, 42(2), 79–102. <https://doi.org/10.7352/IJSP.2012.42.079>
74. Gillet, N., Vallerand, R. J., Lafrenière, M. A. K., Bureau, J. S. (2013). The mediating role of positive and negative affect in the situational motivation-performance relationship. *Motivation and Emotion*, 37(3), 465–479. <https://doi.org/10.1007/s11031-012-9314-5>
75. Gracz, J., Sankowski, T. (2007). *Psychologia aktywności sportowej*. Akademia Wychowania Fizycznego im. Eugeniusza Piasecznego w Poznaniu.
76. Gruzelier, J. (2009). A theory of alpha/theta neurofeedback, creative performance enhancement, long-distance functional connectivity and psychological integration. *Cognitive Processing*, 10(1), 101–109. <https://doi.org/10.1007/s10339-008-0248-5>
77. Gruzelier, J. H. (2014). EEG-neurofeedback for optimizing performance. I: A review of cognitive and affective outcome in healthy participants. *Neuroscience Biobehavioral Reviews*, 44, 124–141. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2013.09.015>

78. Gualberto, C. J. (2002). The effects of imagery perspective as a function of skill level on alpha activity. *International Journal of Psychophysiology*, 43(3), 261–271. [https://doi.org/10.1016/S0167-8760\(01\)00181-5](https://doi.org/10.1016/S0167-8760(01)00181-5)
79. Haehl, W., Mirifar, A., Luan, M., Beckmann, J. (2020). Dealing with failure: Prefrontal asymmetry predicts affective recovery and cognitive performance. *Biological Psychology*, 155, Article 107927. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2020.107927>
80. Hagemann, D., Naumann, E., Thayer, J. F., Bartussek, D. (2002). Does resting electroencephalograph asymmetry reflect a trait? An application of latent state-trait theory. *Journal of Personality and Social Psychology*, 82(4), 619–641. <https://doi.org/10.1037/0022-3514.82.4.619>
81. Hall, E. E., Ekkekakis, P., Petruzzello, S. J. (2010). Predicting affective responses to exercise using resting EEG frontal asymmetry: Does intensity matter? *Biological Psychology*, 83(3), 201–206. <https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2009.11.003>
82. Hall, E. E., Ekkekakis, P., Van Landuyt, L. M., Petruzzello, S. J. (2000). Resting frontal asymmetry predicts self-selected walking speed but not affective responses to a short walk. *Research Quarterly for Exercise Sport*, 71(1), 74–79. <https://doi.org/10.1080/02701367.2000.10608885>
83. Hallett, M. (2007). Volitional control of movement: The physiology of free will. *Clinical Neurophysiology*, 118(6), 1179–1192. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2007.03.019>
84. Hammond, D. C. (2005). Neurofeedback treatment of depression and anxiety. *Journal of Adult Development*, 12(2-3), 131–137. <https://doi.org/10.1007/s10804-005-7029-5>
85. Hanslmayr, S., Sauseng, P., Doppelmayr, M., Schabus, M., Klimesch, W. (2005). Increasing individual upper alpha power by neurofeedback improves cognitive performance in human subjects. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 30(1), 1–10. <https://doi.org/10.1007/s10484-005-2169-8>
86. Harmon-Jones, E., Allen, J. J. B. (1997). Behavioral activation sensitivity and resting frontal EEG asymmetry: Covariation of putative indicators related to risk for mood disorders. *Journal of Abnormal Psychology*, 106(1), 159–163. <https://doi.org/10.1037/0021-843X.106.1.159>
87. Harmon-Jones, E., Gable, P. A. (2009). Neural activity underlying the effect of approach-motivated positive affect on narrowed attention. *Psychological Science*, 20(4), 406–409. <https://doi.org/10.1111/j.1467-9280.2009.02302.x>
88. Harmon-Jones, E., Harmon-Jones, C., Fearn, M., Sigelman, J. D., Johnson, P. (2008). Left frontal cortical activation and spreading of alternatives: Tests of the action-based model of dissonance. *Journal of Personality and Social Psychology*, 94(1), 1–15. <https://doi.org/10.1037/0022-3514.94.1.1>
89. Hartmann, T., Lorenz, I., Müller, N., Langguth, B., Weisz, N. (2013). The effects of neurofeedback on oscillatory processes related to tinnitus. *Brain Topography*, 27(1), 149–157. <https://doi.org/10.1007/s10548-013-0301-3>
90. Harvey, R. H., Beauchamp, M. K., Saab, M., Beauchamp, P. (2011). Biofeedback reaction-time training: Toward Olympic gold. *Biofeedback*, 39(1), 7–14. <https://doi.org/10.5298/1081-5937-39.1.7>

91. Hatfield, B. D., Landers, D. M., Ray, W. J. (1984). Cognitive processes during self-paced motor performance: An electroencephalographic profile of skilled marksmen. *Journal of Sport Psychology*, 6(1), 42–59. <https://doi.org/10.1123/jsp.6.1.42>
92. Haufler, A. J., Spalding, T. W., Santa Maria, D. L., Hatfield, B. D. (2000). Neuro-cognitive activity during a self-paced visuospatial task: Comparative EEG profiles in marksmen and novice shooters. *Biological Psychology*, 53(2-3), 131–160. [https://doi.org/10.1016/S0301-0511\(00\)00047-8](https://doi.org/10.1016/S0301-0511(00)00047-8)
93. Haufler, A. J., Spalding, T. W., Santa Maria, D. L., Hatfield, B. D. (2002). Erratum to Neuro-cognitive activity during a self-paced visuospatial task: Comparative EEG profiles in marksmen and novice shooters. *Biological Psychology*, 59(1), 87–88. [https://doi.org/10.1016/S0301-0511\(02\)00024-6](https://doi.org/10.1016/S0301-0511(02)00024-6)
94. Heller, W. (1993). Neuropsychological mechanisms of individual differences in emotion, personality, and arousal. *Neuropsychology*, 7(4), 476–489. <https://doi.org/10.1037/0894-4105.7.4.476>
95. Hillman, C. H., Apparies, R. J., Janelle, C. M., Hatfield, B. D. (2000). An electrocortical comparison of executed and rejected shots in skilled marksmen. *Biological Psychology*, 52(1), 71–83. [https://doi.org/10.1016/S0301-0511\(99\)00035-5](https://doi.org/10.1016/S0301-0511(99)00035-5)
96. Hong, J. S., Kim, S. M., Kang, K. D., Han, D. H., Kim, J. S., Hwang, H., Min, K. J., Choi, T. Y., Lee, Y. S. (2020). Effect of physical exercise intervention on mood and frontal alpha asymmetry in internet gaming disorder. *Mental Health and Physical Activity*, 18, 100318. <https://doi.org/10.1016/j.mhpa.2020.100318>
97. Hsueh, J. J., Chen, T. S., Shaw, F. Z. (2016). Neurofeedback training of EEG alpha rhythm enhances episodic and working memory. *Human Brain Mapping*, 37(7), 2662–2675. <https://doi.org/10.1002/hbm.23200>
98. International Federation of Societies for EEG and Clinical Neurophysiology. (1983). *Recommendations for practice of clinical neurophysiology*. Elsevier.
99. Ishii, A., Tanaka, M., Watanabe, Y. (2014). Neural mechanisms of mental fatigue. *Reviews in the Neurosciences*, 25(4), 469–479. <https://doi.org/10.1515/revneuro-2014-0028>
100. Ishii, A., Tanaka, M., Watanabe, Y. (2014). Neural mechanisms of mental fatigue. *Reviews in the Neurosciences*, 25(4), 469–479. <https://doi.org/10.1515/revneuro-2014-0028>
101. Janelle, C. M., Hatfield, B. D. (2008). Visual attention and brain processes that underlie expert performance: Implications for sport and military psychology. *Military Psychology*, 20(1), S39–S69. <https://doi.org/10.1080/08995600701804798>
102. Jansen-Osmann, P. (2008). Der Einfluss der Neurowissenschaften auf die Sportwissenschaft. *Sportwissenschaft*, 38(1), 24–35. <https://doi.org/10.1007/s12662-008-0010-7>
103. Jaspers, H. H. (1958). The ten twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 10, 371–375. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(58\)90053-1](https://doi.org/10.1016/0013-4694(58)90053-1)

104. Jia, X., Kohn, A. (2011). Gamma rhythms in the brain. *PLOS Biology*, 9(4), e1001045.
<https://doi.org/10.1371/journal.pbio.1001045>
105. Kamiya, J. (1968). Conscious control of brain wave activity. *Psychology Today*, 57–60.
106. Käthner, I., Wriessnegger, S. C., Müller-Putz, G. R., Kübler, A., Halder, S. (2014). Effects of mental workload and fatigue on the P300, alpha, and theta band power during operation of an ERP (P300) brain–computer interface. *Biological Psychology*, 102, 118–129.
<https://doi.org/10.1016/j.biopsycho.2014.07.014>
107. Kerick, S. E., Douglass, L. W., Hatfield, B. D. (2004). Cerebral cortical adaptations associated with visuomotor practice. *Medicine Science in Sports Exercise*, 36(1), 118–129.
<https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000106185.73775.52>
108. Kerick, S. E., Iso-Ahola, S. E., Hatfield, B. D. (2000). Psychological momentum in target shooting: Cortical, cognitive-affective, and behavioral responses. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 22(1), 1–20. <https://doi.org/10.1123/jsep.22.1.1>
109. Kerson, C., Sherman, R. A., Kozlowski, G. P. (2009). Alpha suppression and symmetry training for generalized anxiety symptoms. *Journal of Neurotherapy*, 13(3), 146–155.
<https://doi.org/10.1080/10874200903107405>
110. Kieffaber, P. D., Dickter, C. L. (2013). *EEG methods for the psychological sciences*. Sage Publications, Ltd.
111. Kirov, V. N., Warsawskaya, L. V., Voynov, V. B. (1996). EEG after prolonged mental activity. *International Journal of Neuroscience*, 85(1-2), 31–43.
<https://doi.org/10.3109/00207459608986344>
112. Klimesch, W. (1999). EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: A review and analysis. *Brain Research Reviews*, 29(2-3), 169–195. [https://doi.org/10.1016/S0165-0173\(98\)00056-3](https://doi.org/10.1016/S0165-0173(98)00056-3)
113. Klimesch, W., Doppelmayr, M., Pachinger, T., Russegger, H. (1997). Event-related desynchronization in the alpha band and the processing of semantic information. *Cognitive Brain Research*, 6(2), 83–94. [https://doi.org/10.1016/S0926-6410\(97\)00018-9](https://doi.org/10.1016/S0926-6410(97)00018-9)
114. Klimesch, W., Doppelmayr, M., Röhms, D., Pollhuber, D., Stadler, W. (2000). Simultaneous desynchronization and synchronization of different alpha responses in the human electroencephalograph: A neglected paradox? *Neuroscience Letters*, 284(1-2), 97–100.
[https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(00\)00958-1](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(00)00958-1)
115. Klimesch, W., Doppelmayr, M., Russegger, H., Pachinger, T., Schwaiger, J. (1998). Induced alpha band power changes in the human EEG and attention. *Neuroscience Letters*, 244(2), 73–76.
[https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(98\)00122-0](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(98)00122-0)
116. Klimesch, W., Doppelmayr, M., Schimke, H., Pachinger, T. (1996). Alpha frequency, reaction time and the speed of processing information. *Clinical Neurophysiology*, 13(6), 511–518.

117. Klimesch, W., Sauseng, P., Hanslmayr, S. (2007). EEG alpha oscillations: The inhibition–timing hypothesis. *Brain Research Reviews*, 53(1), 63–88.
<https://doi.org/10.1016/j.brainresrev.2006.06.003>
118. Klimesch, W., Sauseng, P., Hanslmayr, S. (2007). EEG alpha oscillations: The inhibition-timing hypothesis. *Brain Research Reviews*, 53(1), 63–88.
<https://doi.org/10.1016/j.brainresrev.2006.06.003>
119. Knüsel, L. (2002). On the reliability of Microsoft Excel XP for statistical purposes. *Computational Statistics & Data Analysis*, 39(1), 109–110. [https://doi.org/10.1016/S0167-9473\(01\)00024-0](https://doi.org/10.1016/S0167-9473(01)00024-0)
120. Knyazev, G. G. (2007). Motivation, emotion, and their inhibitory control mirrored in brain oscillations. *Neuroscience Biobehavioral Reviews*, 31(3), 377–395.
<https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2006.10.004>
121. Kober, S. E., Witte, M., Stangl, M., Våljamäe, A., Neuper, C., Wood, G. (2014). Shutting down sensorimotor interference unblocks the networks for stimulus processing: An SMR neurofeedback training study. *Clinical Neurophysiology*, 125(1), 106–116.
<https://doi.org/10.1016/j.clinph.2013.06.020>
122. Landers, D. M., Petruzzello, S. J., Salazar, W., Crews, D. J. (1991). The influence of electrocortical biofeedback on performance in pre-elite archers. *Medicine Science in Sports Exercise*, 23(1), 123–128. <https://doi.org/10.1249/00005768-199101000-00018>
123. Landers, D. M., Petruzzello, S. J., Salazar, W., Crews, D. J., Kubitz, K. A., Gannon, T. L. (1991). The influence of electrocortical biofeedback on performance in pre-elite archers. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 32(1), 73–88. <https://doi.org/10.1007/BF01000021>
124. Lansbergen, M., Van Dongen-Boomsma, M., Buitelaar, J., Slaats-Willemse, D. (2011). ADHD and EEG-neurofeedback: A double-blind randomized placebo-controlled feasibility study. *Journal of Neural Transmission*, 118(2), 275–284. <https://doi.org/10.1007/s00702-010-0524-2>
125. Lazarus, R. S. (2000). How emotions influence performance in competitive sports. *The Sport Psychologist*, 14(3), 229–252. <https://doi.org/10.1123/tsp.14.3.229>
126. Lebon, F., Collet, C., Guillot, A. (2010). Benefits of motor imagery training on muscle strength. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(6), 1680–1687.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181d8e936>
127. Levy, J. J., Baldwin, D. R. (2019). Psychophysiology and biofeedback of sport performance. In *APA Handbook of Sport and Exercise Psychology: Sport Psychology* (pp. 413–426). American Psychological Association. <https://doi.org/10.1037/0000123-022>
128. Lofthouse, N., Arnold, L. E., Hersch, S., Hurt, E., DeBeus, R. (2012). A review of neurofeedback treatment for pediatric ADHD. *Journal of Attention Disorders*, 16(5), 351–372.
<https://doi.org/10.1177/1087054711427530>

129. Lopes da Silva, F. H., Pijn, J., Veris, D., Nijssen, P. C. G. (1997). Alpha rhythms: Noise, dynamics and models. *International Journal of Psychophysiology*, 26(1-3), 237–250.
[https://doi.org/10.1016/S0167-8760\(97\)00762-0](https://doi.org/10.1016/S0167-8760(97)00762-0)
130. Lorist, M. M. (2008). Impact of top-down control during mental fatigue. *Brain Research*, 1232, 113–123. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2008.07.053>
131. Loze, G. M., Collins, D., Holmes, P. S. (2001). Pre-shot EEG alpha-power reactivity during expert air-pistol shooting: A comparison of best and worst shots. *Journal of Sports Sciences*, 19(9), 727–733. <https://doi.org/10.1080/02640410152475856>
132. Lubar, J. F., Shouse, M. N. (1976). EEG and behavioral changes in a hyperkinetic child concurrent with training of the sensorimotor rhythm (SMR): A preliminary report. *Biofeedback and Self-Regulation*, 1(3), 293–306. <https://doi.org/10.1007/BF01001170>
133. Luchsinger, H., Sandbakk, Ø., Schubert, M., Ettema, G., Baumeister, J. (2016). A comparison of frontal theta activity during shooting among biathletes and cross-country skiers before and after vigorous exercise. *PLOS ONE*, 11(3), e0150461. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0150461>
134. Lynch, J. J., Paskewitz, D. A., Orne, M. T. (1974). Inter-session stability of human alpha rhythm densities. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 36(5), 538–540.
[https://doi.org/10.1016/0013-4694\(74\)90175-7](https://doi.org/10.1016/0013-4694(74)90175-7)
135. Maestas, C. D., & Preuhs, R. R. (2000). Modeling volatility in political time series. *Electoral Studies*, 19(1), 95–110. [https://doi.org/10.1016/S0261-3794\(98\)00045-6](https://doi.org/10.1016/S0261-3794(98)00045-6)
136. Marcora, S. M., Staiano, W., Manning, V. (2009). Mental fatigue impairs physical performance in humans. *Journal of Applied Physiology*, 106(3), 857–864.
<https://doi.org/10.1152/japplphysiol.91324.2008>
137. Markland, D. (1999). Self-determination moderates the effects of perceived competence on intrinsic motivation in an exercise setting. *Journal of Sport Exercise Psychology*, 21(4), 351–361.
<https://doi.org/10.1123/jsep.21.4.351>
138. Martin, J. (2015). Behavior analysis in sport and exercise psychology. *Behavior Analysis: Research and Practice*, 15(2), 148–151. <https://doi.org/10.1037/bar0000026>
139. Martin, K., Meeusen, R., Thompson, K. G., Keegan, R., Rattray, B. (2018). Mental fatigue impairs endurance performance: A physiological explanation. *Sports Medicine*, 48(9), 2041–2051.
<https://doi.org/10.1007/s40279-018-0946-9>
140. Marzbani, H., Marateb, H., Mansourian, M. (2016). Neurofeedback: A comprehensive review on system design, methodology, and clinical applications. *Basic and Clinical Neuroscience Journal*, 7(2), 143–158. <https://doi.org/10.15412/J.BCN.03070208>
141. Maszczyk, A., Dobrakowski, P., Nitychoruk, M., Żak, M., Kowalczyk, M. (2020). The effect of neurofeedback training on the visual processing efficiency in judo athletes. *Journal of Human Kinetics*, 71(1), 219–227. <https://doi.org/10.2478/hukin-2020-0011>

142. Maszczyk, A., Dobrakowski, P., Żak, M., Gozdowski, P., Krawczyk, M., Małecki, A., Stastny, P., Zajac, T. (2019). Differences in motivation during the bench press movement with progressive loads using EEG analysis. *Biology of Sport*, 36(4), 351–356.
<https://doi.org/10.5114/biolsport.2019.88754>
143. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23, 123–129.
144. Mennella, R., Patron, E., Palomba, D. (2017). Frontal alpha asymmetry neurofeedback for the reduction of negative affect and anxiety. *Behaviour Research and Therapy*, 92, 32–40.
<https://doi.org/10.1016/j.brat.2017.02.002>
145. Mihăilescu, L., Haralambie, A., Mihăilescu, N. (2011). Determining the motivations features at formative stages in athletics. *Gymnasium. Physical Education Sports*, 12(1), 142–147.
146. Mirifar, A., Beckmann, J., Ehrlenspiel, F. (2017). Neurofeedback as supplementary training for optimizing athletes' performance: A systematic review with implications for future research. *Neuroscience Biobehavioral Reviews*, 75, 419–432.
<https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2017.02.005>
147. Mottola, F., Blanchfield, A., Hardy, J., Cooke, A. (2021). EEG neurofeedback improves cycling time to exhaustion. *Psychology of Sport and Exercise*, 55, 101944.
<https://doi.org/10.1016/j.psychsport.2021.101944>
148. Mullan, E., Markland, D. (1997). Variations in self-determination across the stages of change for exercise in adults. *Motivation and Emotion*, 21(4), 349–362.
<https://doi.org/10.1023/A:1024481816596>
149. Niv, Y. (2007). Cost, benefit, tonic, phasic: What do response rates tell us about dopamine and motivation? *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1104(1), 357–376.
<https://doi.org/10.1196/annals.1390.018>
150. Ojanen, M. (1994). Can the true effects of exercise on psychological variables be separated from placebo effects? *International Journal of Sport Psychology*, 25, 63–80.
151. Pageaux, B. (2014). The psychobiological model of endurance performance: An effort-based decision-making theory to explain self-paced endurance performance. *Sports Medicine*, 44(10), 1319–1320. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0198-2>
152. Pageaux, B., Marcora, S. M., Rozand, V., Lepers, R. (2015). Mental fatigue induced by prolonged self-regulation does not exacerbate central fatigue during subsequent whole-body endurance exercise. *Frontiers in Human Neuroscience*, 9, 67. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00067>
153. Palmiero, M., Piccardi, L. (2017). Frontal EEG asymmetry of mood: A mini-review. *Frontiers in Behavioral Neuroscience*, 11, 224. <https://doi.org/10.3389/fnbeh.2017.00224>
154. Papousek, I., Weiss, E. M., Perchtold, C. M., Weber, H., de Assunção, V. L., Schuster, G., Lackner, H. K., Fink, A. (2017). The capacity for generating cognitive reappraisals is reflected in asymmetric activation of frontal brain regions. *Brain Imaging and Behavior*, 11(2), 577–590.
<https://doi.org/10.1007/s11682-016-9524-6>

155. Park, L. J., Fairweather, M. M., Donaldson, I. D. (2015). Making the case for mobile cognition: EEG and sports performance. *Neuroscience Biobehavioral Reviews*, 52, 117–130.
<https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2015.02.014>
156. Paskewitz, D. A., Orne, M. T. (1973). Visual effects on alpha feedback training. *Science*, 181(4097), 360–363. <https://doi.org/10.1126/science.181.4097.360>
157. Peeters, F., Ronner, J., Bodar, L., van Os, J., Lousberg, R. (2014). Validation of a neurofeedback paradigm: Manipulating frontal EEG alpha-activity and its impact on mood. *International Journal of Psychophysiology*, 93(1), 116–120. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2014.04.001>
158. Pelletier, G., Fortier, M. S., Vallerand, R. J. (2001). Associations among perceived autonomy support, forms of self-regulation, and persistence: A prospective study. *Motivation and Emotion*, 25(4), 279–306. <https://doi.org/10.1023/A:1014805132406>
159. Pelletier, L. G., Fortier, M. S., Vallerand, R. J., Tuson, K. M., Briere, K. M., Blais, M. R. (1995). Toward a new measure of intrinsic motivation, extrinsic motivation, and amotivation in sport: The sport motivation scale (SMS). *Journal of Sport Exercise Psychology*, 17(1), 35–53.
<https://doi.org/10.1123/jsep.17.1.35>
160. Peniston, E. G., Kulkosky, P. J. (1991). Alpha-theta brainwave neurofeedback for Vietnam veterans with combat-related post-traumatic stress disorder. *Medical Psychotherapy*, 4, 47–60.
161. Pessoa, L. (2009). How do emotion and motivation direct executive control? *Trends in Cognitive Sciences*, 13(4), 160–166. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2009.01.006>
162. Petruzzello, S. J., Landers, D. M. (1994). State anxiety reduction and exercise: Does hemispheric activation reflect such changes? *Medicine Science in Sports Exercise*, 26, 1028–1035.
<https://doi.org/10.1249/00005768-199408000-00018>
163. Petruzzello, S. J., Tate, A. K. (1997). Brain activation, affect, and aerobic exercise: An examination of both state-independent and state-dependent relationships. *Psychophysiology*, 34(5), 527–533. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1997.tb02131.x>
164. Pfurtscheller, G., Lopes da Silva, F. H. (1999). Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: Basic principles. *Clinical Neurophysiology*, 110(11), 1842–1857.
[https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(99\)00141-8](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(99)00141-8)
165. Popescu-Neveanu, P. (1978). *Dictionar de psihologie*. Albatros.
166. Prajzner, A. (2022). Wybrane wskaźniki wielkości efektu w badaniach psychologicznych. *Annales Universitatis Mariae Curie-Skłodowska, sectio J – Paedagogia-Psychologia*, 35(4), 139–157.
167. Prończuk, M., Chamera, T., Markowski, J., et al. (2024). The impact of EEG biofeedback training on the athletes' motivation and bench press performance. *Biology of Sport*, 41(3), 97–104.
<https://doi.org/10.5114/biolsport.2024.127065>
168. Quaedflieg, C. W. E. M., Smulders, F. T. Y., Meyer, T., Peeters, F., Merckelbach, H., Smeets, T. (2016). The validity of individual frontal alpha asymmetry EEG neurofeedback. *Social Cognitive and Affective Neuroscience*, 11(1), 33–43. <https://doi.org/10.1093/scan/nsv091>

169. Ray, W. J. (1990). The electrocortical system. In J. T. Cacioppo L. G. Tassinary (Eds.), *Principles of psychophysiology: Physical, social, and inferential elements* (pp. 385–412). Cambridge University Press.
170. Raymond, J., Varney, C., Parkinson, L. A., Gruzeliier, J. H. (2005). The effects of alpha/theta neurofeedback on personality and mood. *Cognitive Brain Research*, 23(2-3), 287–292.
<https://doi.org/10.1016/j.cogbrainres.2004.10.023>
171. Reinecke, K., Cordes, M., Lerch, K., Koutsandreou, F., Schubert, M., Weiss, M., Baumeister, J. (2011). From lab to field conditions: A pilot study on EEG methodology in applied sports sciences. *Psychophysiology Biofeedback*, 36(4), 265–271. <https://doi.org/10.1007/s10484-011-9162-7>
172. Roatta, S., Farina, D. (2010). Sympathetic actions on the skeletal muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 38(1), 31–35. <https://doi.org/10.1097/JES.0b013e3181c5cd73>
173. Rosa, A. F., Reis, N. M., Vieira, M. C. S., Folle, A., Guimarães, C. A. (2018). The practice of dance as an extracurricular activity is related to higher motivation and physical activity level in students. *Motricidade*, 14(2-3), 3–10. <https://doi.org/10.6063/motricidade.14991>
174. Rostami, R., Sadeghi, H., Karami, K. A., Abadi, M. N., Salamati, P. (2012). The effects of neurofeedback on the improvement of rifle shooters' performance. *Journal of Neurotherapy*, 16(4), 264–269. <https://doi.org/10.1080/10874208.2012.730412>
175. Rudebeck, P. H., Walton, M. E., Smyth, A. N., Bannerman, D. M., Rushworth, M. F. S. (2006). Separate neural pathways process different decision costs. *Nature Neuroscience*, 9(9), 1161–1168. <https://doi.org/10.1038/nn1756>
176. Ryan, R. M., Frederick, C. M., Lipes, D., Rubio, N., Sheldon, K. M. (1997). Intrinsic motivation and exercise adherence. *International Journal of Sport Psychology*, 28(4), 335–354.
177. Saeterbakken, A. H., Mo, D. A., Scott, S., Andersen, V. (2017). The effects of bench press variations in competitive athletes on muscle activity and performance. *Journal of Human Kinetics*, 57(1), 61–71. <https://doi.org/10.1515/hukin-2017-0051>
178. Salazar, W., Landers, D. M., Petruzzello, S. J., Han, M., Crews, D. J., Kubitz, K. A. (1990). Hemispheric asymmetry, cardiac response, and performance in elite archers. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 61(4), 351–359. <https://doi.org/10.1080/02701367.1990.10607498>
179. Schabus, M., Griessenberger, H., Gnjezda, M. T., Heib, D. P., Wislowska, M., Hoedlmoser, K. (2017). Better than sham? A double-blind placebo-controlled neurofeedback study in primary insomnia. *Brain*, 140(4), 1041–1052. <https://doi.org/10.1093/brain/awx011>
180. Schoenfeld, B. J., Grgic, J., Van Every, D. W., & Plotkin, D. L. (2021). Loading recommendations for muscle strength, hypertrophy, and local endurance: A re-examination of the repetition continuum. *Sports*, 9(2), 32. <https://doi.org/10.3390/sports9020032>
181. Shagass, C. (1972). Electrical activity of the brain. In N. S. Greenfield R. H. Sternback (Eds.), *Handbook of psychophysiology* (pp. 263–328). Rinehart Wilson.

182. Shaw, J. C. (1993). Electroencephalographic measures of attentional patterns prior to golf putt. *Medicine Science in Sports Exercise*, 25(10), 1084–1085. <https://doi.org/10.1249/00005768-199310000-00018>
183. Shaw, J. C. (1996). Intention as a component of the alpha-rhythm response to mental activity. *International Journal of Psychophysiology*, 24(1-2), 7–23. [https://doi.org/10.1016/S0167-8760\(96\)00048-2](https://doi.org/10.1016/S0167-8760(96)00048-2)
184. Sheehan, R. B., Herring, M. P., Campbell, M. J. (2018). Associations between motivation and mental health in sport: A test of the hierarchical model of intrinsic and extrinsic motivation. *Frontiers in Psychology*, 9, 707. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2018.00707>
185. Smith, E. E., Reznik, S. J., Stewart, J. L., Allen, J. J. B. (2017). Assessing and conceptualizing frontal EEG asymmetry: An updated primer on recording, processing, analyzing, and interpreting frontal alpha asymmetry. *International Journal of Psychophysiology*, 111, 98–114. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2016.11.005>
186. Springer, S. P., Deutsch, G. (1998). *Left Brain-Right Brain: Perspectives from Cognitive Neuroscience* (6th ed.). W. H. Freeman Co.
187. Stermann, M. B., Friar, L. (1972). Suppression of seizures in an epileptic following sensorimotor EEG feedback training. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 33(1), 89–95. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(72\)90028-4](https://doi.org/10.1016/0013-4694(72)90028-4)
188. Stermann, M. B., Wyrwicka, W. (1967). EEG correlates of sleep: Evidence for separate forebrain substrates. *Brain Research*, 6(1), 143–163. [https://doi.org/10.1016/0006-8993\(67\)90132-6](https://doi.org/10.1016/0006-8993(67)90132-6)
189. Stermann, M. B., MacDonald, L. R., Stone, R. K. (1974). Biofeedback training of the sensorimotor EEG rhythm in man: Effects on epilepsy. *Epilepsia*, 15(3), 395–417. <https://doi.org/10.1111/j.1528-1157.1974.tb04076.x>
190. Sutton, S. K., Davidson, R. J. (1997). Prefrontal brain asymmetry: A biological substrate of the behavioral approach and inhibition systems. *Psychological Science*, 8(3), 204–210. <https://doi.org/10.1111/j.1467-9280.1997.tb00413.x>
191. Teodorescu, S. A., Butu, I. M., Catuna, G. C. (2017). Motivation of achievement—Factor in obtaining performance in individual sports. *Science, Movement and Health*, 17(2), 523–528.
192. Thibault, R., Lifshitz, M., Birbaumer, N., Raz, A. (2015). Neurofeedback, self-regulation, and brain imaging: Clinical science and fad in the service of mental disorders. *Psychotherapy and Psychosomatics*, 84(4), 193–207. <https://doi.org/10.1159/000371714>
193. Thompson, M., Thompson, L. (2003). *Neurofeedback: Wprowadzenie do podstawowych koncepcji psychofizjologii stosowanej*. Wrocław: Wydawnictwo Biomed Neurotechnologie.
194. Tillaar, R. V. D., Ettema, G. (2013). Comparison of muscle activity in concentric and counter-movement maximum bench press. *Journal of Human Kinetics*, 38(1), 63–71. <https://doi.org/10.2478/hukin-2013-0044>

195. Unterrainer, H., Chen, M. J. L., Gruzelier, J. H. (2013). EEG-neurofeedback and psychodynamic psychotherapy in adolescent anhedonia with substance misuse: A single case study. *International Journal of Psychophysiology*, 88(2), 140–145. <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2013.03.005>
196. Van Cutsem, J., Marcora, S., De Pauw, K., Bailey, S., Meeusen, R., Roelands, B. (2017). The effects of mental fatigue on physical performance: A systematic review. *Sports Medicine*, 47(8), 1569–1588. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0672-0>
197. Van den Tillaar, R., Ettema, G. (2010). The “sticking period” in a maximum bench press. *Journal of Sports Sciences*, 28(5), 529–535. <https://doi.org/10.1080/02640410903536442>
198. Van den Tillaar, R., Saeterbakken, A. H. (2013). Fatigue effects upon sticking region and electromyography in a six-repetition maximum bench press. *Journal of Sports Sciences*, 31(16), 1823–1830. <https://doi.org/10.1080/02640414.2013.803589>
199. Vernon, D. J. (2005). Can neurofeedback training enhance performance? An evaluation of the evidence with implications for future research. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 30(4), 347–364. <https://doi.org/10.1007/s10484-005-8421-4>
200. Vernon, J. B., Osby, A., Obisesan, T., Kumar, K., Pemminati, S., Gorantla, V. R., Volkova, Y. A., Millis, R. M. (2018). Effects of aerobic exercise on frontal EEG asymmetry, coherence, and mood: A pilot study. *Howard University Cancer Center Faculty Publications*, 19, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.psychsport.2017.10.004>
201. Walton, M. E., Kennerley, S. W., Bannerman, D. M., Phillips, P. E., Rushworth, M. F. (2006). Weighing up the benefits of work: Behavioral and neural analyses of effort-related decision making. *Neural Networks*, 19(8), 1302–1314. <https://doi.org/10.1016/j.neunet.2006.03.005>
202. Wang, M., Chow, A., Amemiya, J. (2017). Who wants to play? Sport motivation trajectories, sport participation, and the development of depressive symptoms. *Journal of Youth and Adolescence*, 46(9), 1982–1998. <https://doi.org/10.1007/s10964-017-0649-5>
203. Welsch, E. A., Bird, M., Mayhew, J. L. (2005). Electromyographic activity of the pectoralis major and anterior deltoid muscles during three upper-body lifts. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(2), 449–452. <https://doi.org/10.1519/00124278-200505000-00029>
204. Wilk, M., Zajac, A., & Tufano, J. J. (2021). The influence of movement tempo during resistance training on muscular strength and hypertrophy responses: A review. *Sports Medicine*, 51(8), 1629–1653. <https://doi.org/10.1007/s40279-021-01442-y>
205. Wojciszke, B., Baryła, W. (2004). Skale do pomiaru nastroju i szczęścia emocji. *Czasopismo Psychologiczne*, 11(1), 31–47.
206. Woo, M., Kim, S., Kim, J., Petruzzello, S. J., Hatfield, B. D. (2010). The influence of exercise intensity on frontal electroencephalographic asymmetry and self-reported affect. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 81(3), 349–359. <https://doi.org/10.1080/02701367.2010.10599683>

207. Wyrwicka, W., Sterman, M. B. (1968). Instrumental conditioning of sensorimotor cortex EEG spindles in the waking cat. *Physiology and Behavior*, 3(5), 703–707. [https://doi.org/10.1016/0031-9384\(68\)90086-5](https://doi.org/10.1016/0031-9384(68)90086-5)
208. Xiang, M. Q., Hou, X. H., Liao, B. G., Liao, J. W., Hu, M. (2018). The effect of neurofeedback training for sport performance in athletes: A meta-analysis. *Psychology of Sport and Exercise*, 36, 114–122. <https://doi.org/10.1016/j.psychsport.2018.02.004>
209. Xiao, Z., Long, Z., Gao, P., Qin, C., Liu, G. (2020). Effects of acute moderate intensity exercise on the EEG frontal alpha asymmetry. *Journal of Physics: Conference Series*, 1486, 072063. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1486/7/072063>
210. Yarrow, K., Brown, P., Krakauer, J. W. (2009). Inside the brain of an elite athlete: The neural processes that support high achievement in sports. *Nature Reviews Neuroscience*, 10(8), 585–596. <https://doi.org/10.1038/nrn2672>
211. Zoefel, B., Huster, R. J., Hermann, C. S. (2011). Neurofeedback training of the upper alpha frequency band in EEG improves cognitive performance. *NeuroImage*, 54(2), 1427–1431. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2010.08.078>

Streszczenie

W pracy dokonano analizy wpływu treningu EEG biofeedback na liczbę wykonanych powtórzeń do odmowy w wyciskaniu sztangi leżąc. Przedmiotem rozważań jest znaczenie motywacji w kształtowaniu rezultatów sportowych. Motywacja, definiowana jako proces kierujący działaniami w sposób zorganizowany i ukierunkowany, wpływa na aktywność sportowca, determinując jego koncentrację i wytrwałość. Sporty siłowe, które wymagają wysokiego poziomu techniki oraz skupienia, stawiają przed zawodnikami szczególne wyzwania w zakresie kontroli uwagi i motywacji. Wzrost motywacji może korzystnie wpływać na efektywność uwagi, co pozwala sportowcom na skupienie się na bodźcach istotnych dla realizacji celu.

Równocześnie omówiono możliwości zastosowania elektroencefalografii (EEG) jako metody monitorowania aktywności elektrycznej mózgu oraz EEG biofeedbacku jako techniki modyfikacji tej aktywności w czasie rzeczywistym. EEG biofeedback umożliwia świadome sterowanie stanami motywacji i uwagi poprzez dostarczanie informacji zwrotnej na temat aktywności mózgowej. Podstawą przeprowadzonych badań jest koncepcja asymetrii pasma alfa (8-13Hz) płatów czołowych, czyli różnic w aktywności pasm alfa między półkulami mózgu, odzwierciedlającymi poziom motywacji i stan emocjonalny. Zgodnie z założeniem, niska aktywność pasma alfa w danej okolicy kory mózgowej odzwierciedla wyższą aktywność neuronalną. W kontekście motywacji zakłada się, iż wzrost aktywności lewej okolicy czołowej wiąże się z emocjami skorelowanymi z podjęciem działania (motywacja proaktywna), podczas gdy wzrost aktywności okolicy czołowej prawej z emocjami związanymi z wycofaniem się (motywacja awersyjna). Celem badań była ocena wpływu treningu EEG biofeedback na liczbę wykonywanych powtórzeń do odmowy podczas wyciskaniu sztangi leżąc oraz ocena zmian w asymetrii pasma alfa płatów czołowych w odniesieniu do wzrastającego obciążenia zewnętrznego mierzonej przed podjęciem wysiłku. Dodatkowo, oceniano zmiany czynności pasm alfa płatów czołowych pod wpływem zastosowanego protokołu treningowego EEG biofeedback.

Badanie przeprowadzono na grupie 20 mężczyzn z Klasą Międzynarodową i Mistrzowską (MM) w judo, spełniających określone kryteria, takie jak: co najmniej sześć lat stażu treningowego, brak zaburzeń neurologicznych i psychiatrycznych, praworęczność oraz wiek od 18 do 23 lat. Wszyscy uczestnicy byli w dobrym stanie zdrowia i aktywnie trenowali przynajmniej pięć razy w tygodniu. Grupa została losowo podzielona na dwie części:

eksperymentalną, która przeszła 14 sesji treningu EEG biofeedback, oraz kontrolną, w której zastosowano symulowany trening EEG biofeedback.

Eksperyment obejmował trzy etapy: w pierwszym i trzecim przeprowadzono testy wyciskania sztangi leżąc z obciążeniami 30% i 50% maksymalnego ciężaru (1RM) z jednodniową przerwą między próbami, wykonywane do odmowy. Wartości 1RM dla poszczególnych uczestników zostały wyznaczone na tydzień przed rozpoczęciem zasadniczych badań. Oba etapy poprzedzała procedura rejestrowania spoczynkowej aktywności mózgowej z wykorzystaniem elektroencefalografii. Przeprowadzone pomiary umożliwiły wyznaczenie dwóch zmiennych: alfa L (pomiar z lewego płata czołowego) z punktu F3 oraz alfa P (pomiar z prawego płata czołowego) z punktu F4, które następnie poddano analizie porównawczej w celu zbadania różnic w wartościach pomiarowych. Na ich podstawie wyliczony został wskaźnik asymetrii alfa płatów czołowych FAI (Frontal Alpha Asymmetry), który stanowił różnicę między uzyskanymi wartościami średniej amplitudy pasma alfa między prawą a lewą okolicą czołową. Innymi słowy, wzrost współczynnika FAI wskazywał na wzrost aktywności lewej okolicy czołowej.

W drugim etapie badania grupa eksperymentalna realizowała sesje EEG biofeedback co drugi dzień przez okres 5 tygodni (14 sesji). Każdorazowo przed przystąpieniem do treningu EEG biofeedback badani byli weryfikowani pod kątem realizacji zaleceń treningowych, żywieniowych oraz spełnienia warunków przystąpienia do sesji. Pojedyncza sesja EEG biofeedback składała się z sześciu bloków treningowych, trwających po 2 minuty, z minutową przerwą między blokami. Zapis EEG był rejestrowany w czasie rzeczywistym i prezentowany osobie badanej w formie animacji oraz sygnałów dźwiękowych. Sesję treningową EEG biofeedback poprzedzał 2-minutowy zapis EEG w spoczynku. Na podstawie tego zapisu określano średnią amplitudę pasma alfa w elektrodzie nad punktem F3 (lewy płat czołowy), co pozwalało ustalić wyjściowy próg treningowy. Zadaniem osoby badanej było utrzymanie średniej amplitudy pasma alfa w odprowadzeniu F3 poniżej ustalonego progu przez jak najdłuższy czas. Prawidłowa realizacja tego zadania była sygnalizowana osobie badanej poprzez konkretne zachowanie animacji. Dodatkowo, każda sekunda utrzymania pułapu była sygnalizowana efektem dźwiękowym.

Grupa kontrolna w drugim etapie pomiarowym realizowała symulowany trening EEG biofeedback polegający na odtwarzaniu losowych sesji neurofeedbacku grupy eksperymentalnej, przy pełnym podłączeniu do aparatury. Odtwarzane sesje uwzględniały animacje oraz sygnały dźwiękowe. Symulowaną sesję poprzedzał 2-minutowy rzeczywisty zapis EEG w spoczynku.

Przed przystąpieniem do sesji osoby badane były informowane o konieczności utrzymania średniej amplitudy pasma alfa w odprowadzeniu F3 poniżej ustalonego progu przez jak najdłuższy czas.

Przeprowadzone badania były jednymi z pierwszych, które implikowały trening EEG biofeedback w zwiększaniu względnej aktywności lewej kory czołowej w kontekście oceny wpływu na liczbę wykonanych powtórzeń do odmowy podczas wyciskania sztangi leżąc.

Pierwsza hipoteza badawcza zakładała, że wielkość obciążenia zewnętrznego podczas wyciskania sztangi leżąc istotnie różnicowała wartości asymetrii pasma alfa płatów czołowych mierzonych przed wysiłkiem. Wyniki wykazały, że w grupie kontrolnej i eksperymentalnej nie zaobserwowano istotnych statystycznie zmian we współczynniku FAI mierzonym przed podjęciem wysiłku dla obciążeń 30% 1RM i 50% 1RM. W związku z tym hipoteza ta nie znalazła potwierdzenia w przeprowadzonych badaniach.

Druga hipoteza zakładała, że trening EEG biofeedback istotnie różnicuje wartości asymetrii pasma alfa płatów czołowych. Uczestników badania podzielono na dwie grupy. W grupie eksperymentalnej, która przez okres 5 tygodni uczestniczyła w regularnych sesjach neurofeedbacku opartych na hamowaniu czynności pasma alfa w lewym płacie czołowym, oraz w grupie kontrolnej, która otrzymała placebo. Analizy międzygrupowe ujawniły, że istotne modyfikacje wskaźnika FAI były charakterystyczne wyłącznie dla grupy eksperymentalnej, podczas gdy grupa kontrolna nie wykazała podobnych zmian.

Trzecia hipoteza dotyczyła wpływu zmian w asymetrii pasma alfa na wytrzymałość siłową, mierzoną liczbą powtórzeń wykonywanych do odmowy podczas wyciskaniu sztangi leżąc. W grupie eksperymentalnej, po zakończeniu interwencji, zaobserwowano istotny wzrost liczby powtórzeń do odmowy przy obciążeniach 30% i 50% 1RM. Średnia liczba powtórzeń wzrosła z 26 do 30 przy obciążeniu 30% 1RM oraz z 18 do 22 przy obciążeniu 50% 1RM. W grupie kontrolnej średnia liczba powtórzeń pozostała niemal niezmienną. Te wyniki wskazują, że zwiększanie asymetrii pasma alfa, osiągnięte dzięki EEG biofeedback, może prowadzić do poprawy sprawności fizycznej.

Ograniczeniem przeprowadzonych badań może być brak monitoringu obciążenia wewnętrznego w trakcie wysiłku, co mogłoby przybliżyć zrozumienie procesów odpowiadających za poprawę wytrzymałości, wyrażonej poprzez większą maksymalną liczbę powtórzeń podczas ćwiczenia wyciskania sztangi leżąc. Ponadto, ograniczeniem badania była niewielka liczebność próby ($N = 20$), obejmującej elitarnych zawodników judo, co ogranicza

możliwość uogólniania wyników na szerszą populację. Dodatkowo, wybór ćwiczenia testowego (wyciskanie sztangi leżąc), podyktowany koniecznością redukcji artefaktów w zapisie EEG, nie oddaje w pełni specyfiki wysiłku charakterystycznego dla judo. Dobór obciążeń (30% i 50% 1RM) pozwolił na realizację próby do odmowy, lecz wykluczył analizę efektów przy wyższej intensywności. Niemniej, przeprowadzone analizy dostarczają nowych dowodów na skuteczność EEG biofeedback jako narzędzia wspierającego poprawę osiąganych wyników sportowych.

Abstract

This study analyzed the impact of EEG biofeedback training on the number of repetitions performed to failure in the bench press exercise. The subject of consideration was the role of motivation in shaping athletic performance. Motivation, defined as a process that organizes and directs actions, influences an athlete's activity by determining their focus and perseverance. Strength sports, which require a high level of technique and concentration, pose particular challenges for athletes in terms of attention control and motivation. An increase in motivation may positively affect attentional efficiency, enabling athletes to focus on stimuli that are crucial for achieving their goals.

Additionally, the study discussed the potential use of electroencephalography (EEG) as a method of monitoring brain activity and EEG biofeedback as a technique for modifying that activity in real time. EEG biofeedback allows for conscious regulation of motivational and attentional states by providing real-time feedback on brainwave activity. The study was based on the concept of frontal alpha asymmetry (8–13 Hz), which refers to differences in alpha band activity between the brain's hemispheres and reflects the motivational and emotional state. Lower alpha power in a given cortical area reflects higher neuronal activity. In the context of motivation, increased left frontal activation is associated with approach-related emotions (proactive motivation), whereas increased right frontal activation is linked to withdrawal-related emotions (aversive motivation).

The aim of the study was to assess the effect of EEG biofeedback training on the number of repetitions performed to failure in the bench press exercise and to evaluate changes in frontal alpha asymmetry in relation to increasing external load, measured immediately before the effort. Additionally, changes in frontal alpha activity following the EEG biofeedback protocol were analyzed.

The study involved a group of 20 male judo athletes with International or Master Class level qualifications, meeting specific criteria such as at least six years of training experience, no neurological or psychiatric disorders, right-handedness, and age between 18 and 23. All participants were in good health and actively trained at least five times per week. The group was randomly divided into two parts: an experimental group that underwent 14 sessions of EEG biofeedback training, and a control group that received simulated EEG biofeedback.

The experiment consisted of three stages. In the first and third stages, participants performed bench press tests at 30% and 50% of their one-repetition maximum (1RM), carried out to failure with a one-day break between trials. The 1RM values were established one

week before the start of the main study. Each testing stage was preceded by the recording of resting brain activity using EEG. The measurements enabled calculation of two variables: alpha L (from the left frontal lobe, F3) and alpha P (from the right frontal lobe, F4), which were then analyzed to examine interhemispheric differences. Based on these values, the Frontal Alpha Asymmetry Index (FAI) was calculated as the difference in mean alpha amplitude between the right and left frontal areas. In this context, an increase in the FAI indicated an increase in left frontal cortical activity.

During the second stage of the study, the experimental group completed EEG biofeedback sessions every other day for five weeks (14 sessions in total). Prior to each session, participants were screened for compliance with training and dietary recommendations and eligibility for the session. Each EEG biofeedback session consisted of six 2-minute training blocks with 1-minute breaks between them. EEG data were recorded in real time and presented to participants in the form of animations and auditory signals. Each session was preceded by a 2-minute resting EEG recording to determine the baseline alpha amplitude at F3 (left frontal area), which served as the training threshold. Participants were instructed to maintain their alpha amplitude below this threshold for as long as possible. Correct execution of the task was reinforced by visual and auditory feedback.

In the control group, the second stage involved simulated EEG biofeedback consisting of replayed neurofeedback sessions from the experimental group, with full connection to the equipment. These sessions included identical visual and auditory feedback. Each session was also preceded by a 2-minute resting EEG recording. Participants were instructed to maintain the alpha amplitude at F3 below the established threshold for as long as possible.

This study was among the first to apply EEG biofeedback training to increase relative left frontal cortical activity in the context of improving performance in a strength endurance task, specifically the number of repetitions performed to failure in the bench press.

The first research hypothesis assumed that the magnitude of external load in the bench press would significantly differentiate the values of frontal alpha asymmetry measured prior to exertion. The results showed no statistically significant differences in the FAI index for loads of 30% and 50% 1RM, in either the experimental or control group. Therefore, this hypothesis was not confirmed.

The second hypothesis posited that EEG biofeedback training would significantly affect frontal alpha asymmetry. Participants were divided into two groups: the experimental group, which received alpha suppression training targeting the left frontal cortex, and a control group receiving placebo intervention. Between-group analyses revealed that significant FAI changes

occurred only in the experimental group, while the control group did not show comparable changes.

The third hypothesis concerned the relationship between frontal alpha asymmetry and strength endurance, measured by the number of repetitions performed to failure. In the experimental group, a significant increase in repetitions was observed following the EEG biofeedback intervention at both load levels: from an average of 26 to 30 reps at 30% 1RM, and from 18 to 22 reps at 50% 1RM. In the control group, the number of repetitions remained virtually unchanged. These findings suggest that enhancing frontal alpha asymmetry through EEG biofeedback may improve physical performance.

One limitation of the study was the absence of internal load monitoring during exertion, which could have provided greater insight into mechanisms responsible for the observed improvements in strength endurance. Furthermore, the small sample size ($N = 20$), despite being composed of elite judo athletes, limits the generalizability of the results to broader populations. The choice of test exercise—bench press—was guided by the need to minimize EEG artifacts, though it does not fully reflect the specific movement demands of judo. The use of 30% and 50% 1RM loads allowed for the execution of sets to failure but limited the ability to assess performance at higher intensities. Nonetheless, the findings offer novel evidence supporting EEG biofeedback as a tool for enhancing athletic performance.