

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
im. JERZEGO KUKUCZKI
W KATOWICACH

WYDZIAŁ WYCHOWANIA FIZYCZNEGO

Marcin Żak

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

Autoreferat rozprawy na stopień doktora nauk o kulturze fizycznej

Promotor:

Prof. dr hab. Adam Maszczyk

Promotor pomocniczy:

dr n. med. Paweł Dobrakowski, Akademia Humanitas Sosnowiec

KATOWICE 2025

Spis treści

1. Wprowadzenie	4
2. Cel, pytania i hipotezy badawcze	8
2.1 Cel badawczy	8
2.2. Pytania badawcze.....	8
2.3. Hipotezy badawcze	8
3. Materiał i metody badań.....	9
3.1. Charakterystyka badanych.....	9
3.2. Procedura badawcza.....	10
3.2.1. Etapy pomiarowe.....	10
3.2.2. Pomiary EEG w pierwszym i trzecim etapie badania	11
3.2.3. Wyciskanie sztangi leżąc na ławce płaskiej	12
3.2.4. Treningi EEG biofeedback	13
4. Wyniki badań.....	15
4.1. Narzędzia analizy statystycznej.....	15
4.2. Kluczowe wyniki badań.....	16
5. Wnioski	22
6. Ograniczenie badań	23
7. Bibliografia	25

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. Wprowadzenie

W pracy inspirowano się szeroko dyskutowanym w literaturze zagadnieniem wpływu kondycji psychicznej na osiągi sportowców. Szczególną uwagę zwrócono na motywację, rozumianą jako zespół procesów organizujących, ukierunkowujących i pobudzających aktywność układu nerwowego w taki sposób, aby zachowanie skutecznie realizowało cel zgodny z treścią motywu (Gracz, Sankowski, 2007). W badaniach psychologicznych podkreśla się, że motywacja stanowi podstawę zaangażowania i jakości wykonywanych działań, a w sporcie – jeden z głównych czynników różnicujących poziom uzyskiwanych wyników (Niv, 2007; Gracz, Sankowski, 2007). W dyscyplinach siłowych, które wymagają stałego doskonalenia techniki ruchu, kluczową rolę przypisuje się procesom uwagi. Uwaga definiowana jest jako zdolność do selektywnego kierowania zasobów poznawczych na bodźce istotne dla realizowanego zadania przy równoczesnym tłumieniu bodźców nieistotnych (Yarrow, Brown, 2009). Badania dowodzą, że wzrost poziomu zmotywowania sprzyja poprawie efektywności uwagi poprzez wzmocnienie przetwarzania informacji w warunkach istotnych motywacyjnie (Engelmann, Pessoa, 2014; Bello i wsp., 2019). W konsekwencji za właściwe kształtowanie motywacji uznaje się warunek utrzymania wysokiej jakości wykonania, szczególnie przy rosnących obciążeniach treningowych (Ericsson i wsp., 1993).

Inspiracją dla podjętych badań była możliwość zobiektywizowania wybranych procesów motywacyjnych za pomocą elektroencefalografii (EEG). Metoda ta umożliwia nieinwazyjny, bezpośredni pomiar aktywności neuronalnej w czasie rzeczywistym, dostarczając unikalnego wglądu w mechanizmy odpowiedzialne za planowanie, kontrolę i regulację zachowania ruchowego. W rejestrowanym sygnale EEG wyróżnia się pasma częstotliwości – delta (0,5–4 Hz), theta (4–7 Hz), alfa (8–13 Hz), beta (13–30 Hz) oraz gamma (30–80 Hz) – które odzwierciedlają różne stany i procesy neurofizjologiczne, w tym czujność, pobudzenie, hamowanie korowe, a także przetwarzanie sensoryczne i poznawcze (Knyazev, 2007; Engel, Fries, 2010; Jia, Kohn, 2011). Pomimo ograniczonej rozdzielczości przestrzennej, EEG charakteryzuje się bardzo wysoką rozdzielczością czasową, co czyni tę metodę szczególnie przydatną do śledzenia szybkich procesów czuciowo-ruchowych i poznawczych związanych z realizacją zadań sportowych (Park i wsp., 2015).

W pracy szczególne znaczenie przypisano analizie aktywności pasma alfa (8–13 Hz), które w warunkach spoczynku odzwierciedla stan relaksacji, natomiast w trakcie realizacji zadań ruchowych stanowi wskaźnik aktywnego hamowania procesów nieistotnych dla celu zadania (Pfurtscheller, Lopes da Silva, 1999; Klimesch i wsp., 2000, 2007; Cooper i wsp., 2003). Spadek aktywności pasma alfa interpretowany jest jako zwiększona aktywizacja korowa, natomiast jej wzrost – jako ograniczenie przetwarzania informacji ubocznych.

Ponieważ aktywność w zakresie pasma alfa odzwierciedla stopień zaangażowania poznawczego i emocjonalnego, w badaniu szczególną uwagę skupiono na asymetrii czołowej alfy (frontal alpha asymmetry, FAA) – wskaźniku różnic aktywności pomiędzy lewą i prawą okolicą czołową, uznawanym za neuronalny korelat procesów motywacyjnych i afektywnych. Wskaźnik ten odzwierciedla lateralizację funkcji kory przedczołowej i jest szeroko wykorzystywany w badaniach nad regulacją emocji, podejmowaniem działania oraz kontrolą uwagi. Zgodnie z ujęciem Davidsons'a i współpracowników (2000) oraz Coana i Allena (2004), względnie wyższa aktywność pasma alfa po stronie prawej wskazuje na silniejsze pobudzenie lewej kory czołowej, które związane jest z motywacją ukierunkowaną na działanie (motywacją proaktywną) oraz dominacją pozytywnego afektu. Natomiast względnie wyższa aktywność pasma alfa po stronie lewej odpowiada stanom wycofania i przetwarzania bodźców o charakterze negatywnym (Heller, 1993; Harmon-Jones, Gable, 2009; Berkman, Lieberman, 2010).

W pracy skupiono się na zagadnieniu modyfikowania aktywności bioelektrycznej mózgu za pomocą treningu EEG-biofeedback (EEG-BF). Metoda ta opiera się na wykorzystaniu biologicznego sprzężenia zwrotnego, które umożliwia świadomą regulację własnej aktywności neuronalnej. W trakcie sesji uczestnik otrzymuje w czasie rzeczywistym bodźce wizualne lub akustyczne zależne od bieżącego stanu EEG, ucząc się wzmacniania pożądanых wzorców i tłumienia tych niekorzystnych (George, Fuller, 1977; Marzbani i wsp., 2016). W literaturze opisano liczne protokoły EEG-BF, w tym treningi alfa i alfa-theta wykorzystywane w redukcji stresu oraz poprawie koncentracji, a także protokół SMR (12–15 Hz) stosowany w celu poprawy czuwania przy zachowaniu relaksacji mięśniowej (Serman i Wyrwicka, 1967; Serman i wsp., 1974; Vernon, 2005; Dempster, 2012; Kober i wsp., 2014). Skuteczność EEG-biofeedback potwierdzono zarówno w terapii zaburzeń klinicznych (ADHD, autyzm, bezsenność, szumy uszne), jak i w eksperymentach dotyczących lęku i nastroju (Arns i wsp., 2009; Coben i wsp., 2010; Cortoos i in., 2010; Hartmann i wsp., 2013; Dobrakowski, Łebecka, 2019).

W ostatnich latach EEG i EEG-biofeedback znalazły szerokie zastosowanie również w naukach o sporcie. Badania wskazują, że zawodnicy o wysokim poziomie mistrzostwa sportowego charakteryzują się odmiennym profilem aktywności bioelektrycznej mózgu w porównaniu z osobami nietreningowymi. Różnice te dotyczą m.in. aktywności pasma alfa, interpretowanej jako przejaw bardziej ekonomicznego funkcjonowania neuronalnego (Hatfield i wsp., 1984; Crews, Landers, 1993; Del Percio i wsp., 2007a, 2011). Wykazano również, że skuteczność wykonywania zadań ruchowych może być związana z charakterystycznym wzorcem aktywności pasma alfa w określonych rejonach mózgu – np. niższą aktywnością alfy nad lewą półkulą u strzelców przed oddaniem strzału (Haufler i wsp., 2000, 2002) czy asymetrią czołową korelującą z celnością uderzeń u golfistów (Baumeister i wsp., 2008).

Inspiracją dla podjęcia badań była także rosnąca liczba doniesień wskazujących, że poprzez EEG-biofeedback można modulować asymetrię czołową. W badaniach Allen i wsp. (2001) oraz Quaedflieg i wsp. (2016) wykazano, iż pojedyncze sesje EEG-BF mogą powodować względne zwiększenie aktywności lewej kory czołowej, co wiąże się z silniejszym ukierunkowaniem na działanie i redukcją stresu. W eksperymencie Mottoli i wsp. (2021) potwierdzono, że modyfikacja aktywności pasma alfa w lewym płacie czołowym przyczyniła się do zwiększenia wytrzymałości wysiłkowej w próbie na cykloergometrze, co sugeruje możliwość transferu zmian neuronalnych na parametry fizyczne.

W świetle tych doniesień w pracy przyjęto założenie, że trening EEG-biofeedback może stanowić skuteczne narzędzie wspierające regulację aktywności korowej i utrzymanie zachowań ukierunkowanych na cel w trakcie wysiłku siłowego. Zagadnienie to nabiera szczególnego znaczenia w kontekście ćwiczeń wykonywanych do odmowy, takich jak wyciskanie sztangi leżąc, w których decydują nie tylko zdolności obwodowe, lecz także czynniki centralne związane z percepcją wysiłku i zaangażowaniem mentalnym (Dantzer i wsp., 2014; Ishii i wsp., 2014). W literaturze opisano, że zmęczenie psychiczne może wpływać na zdolność podtrzymania wysiłku pomimo braku zmian w parametrach fizjologicznych mięśni, co wiąże się z obserwowanym wzrostem aktywności pasma alfa w okolicach czołowych i potylicznych (Marcora i wsp., 2009; Pageaux i wsp., 2014, 2015; Kathner i wsp., 2014).

Podjęte w pracy badania miały na celu ocenę, czy trening EEG-biofeedback wpływa na liczbę powtórzeń wykonywanych do odmowy podczas wyciskania sztangi leżąc przy różnych poziomach obciążenia zewnętrznego (30% i 50% 1RM), oraz czy towarzyszą temu

systematyczne zmiany w asymetrii aktywności pasma alfa płatów czołowych, spójne z koncepcją motywacji proaktywnej.

2. Cel, pytania i hipotezy badawcze

2.1 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.

2.2. 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?

2.3. 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.

3. Materiał i metody badań

3.1. 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. Pomiaru 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.

3.2. Procedura badawcza

3.2.1. Etapy pomiarowe

Badania zostały podzielone na trzy etapy. Pierwszy etap obejmował wyznaczenie maksymalnego obciążenia na jedno powtórzenie. Pomiaru 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 mikroskładników. 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.

3.2.2. 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 (pomiar z lewego płata czołowego) oraz alfa P (pomiar 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:

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

3.2.3. 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 asekurowających, 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.

3.2.4. 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 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 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.

4. Wyniki badań

4.1. 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.

4.2. Kluczowe wyniki badań

Tabela 1 Wyniki wieloczynnikowej analizy wariancji z powtarzanymi pomiarami dla asymetrii czołowej alfy (FAI) w zależności od grupy, obciążenia zewnętrznego i etapu pomiarowego.

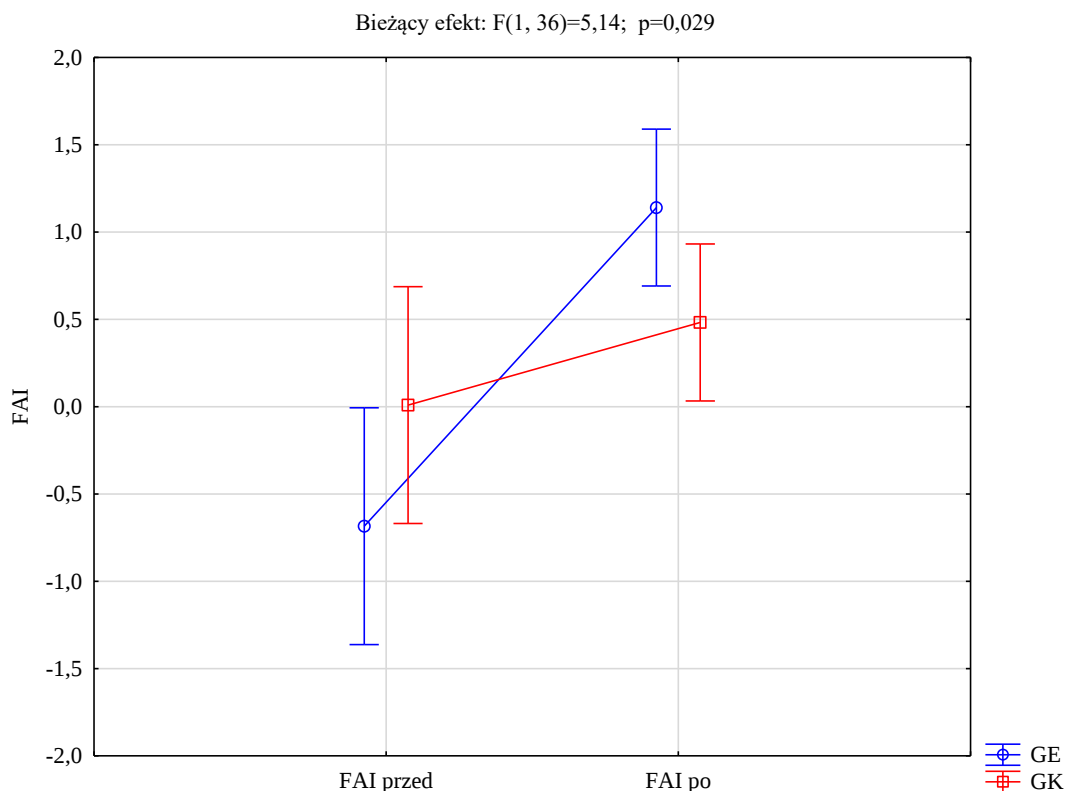
Efekt	F	p	Eta-kwadrat częściowe
Grupa	0,007	0,94	0,0002
Obciążenie	0,071	0,79	0,0020
Grupa*Obciążenie	3,04	0,090	0,078
Przed-Po	11,82	0,0015	0,25
Przed-Po*Grupa	5,14	0,029	0,14
Przed-Po*Obciążenie	7,35	0,010	0,17
Przed-Po*Grupa*Obciążenie	4,24	0,047	0,11

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

Tabela 1 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 częściowym $\eta^2 = 0,0002$; 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); $p = 0,049$.

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.

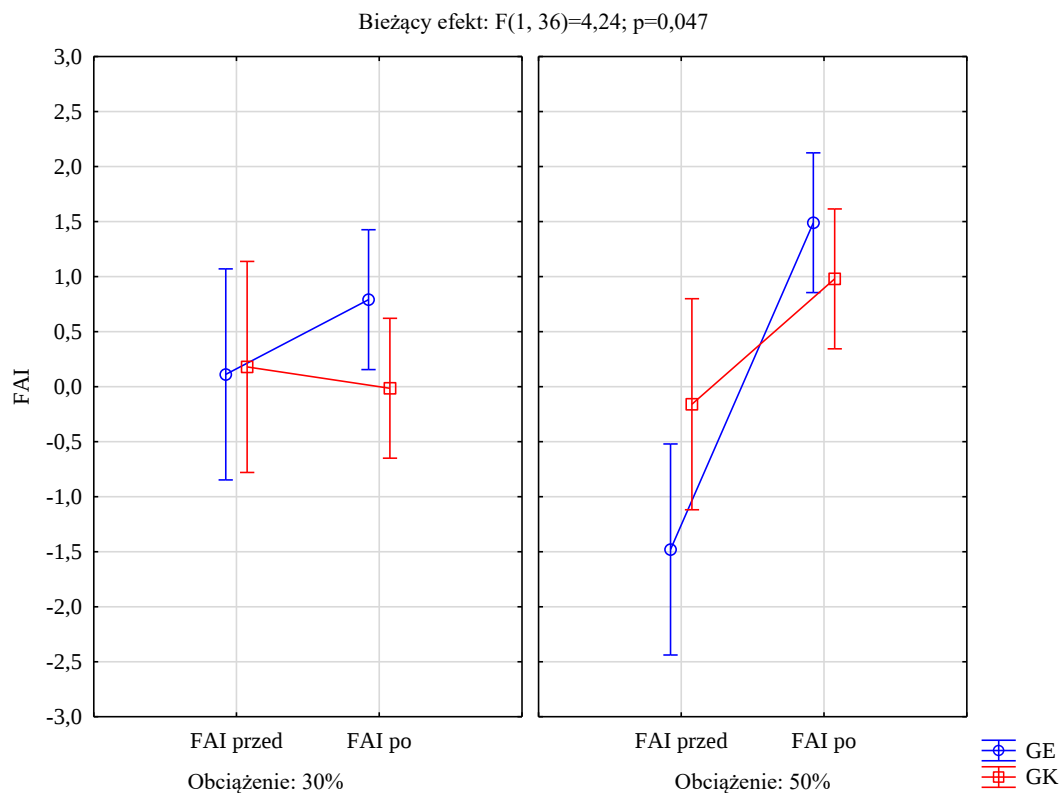
W grupie eksperymentalnej zaobserwowano istotny statystycznie ($p=0,0025$) wzrost wartości FAI pomiędzy etapami pomiarowymi, co ilustruje linia wznosząca się od wartości ujemnych przed treningiem do wartości dodatnich po treningu. Wartości te są wyższe w porównaniu do grupy kontrolnej, szczególnie w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

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.

Tabela 2 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 2 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.

Tabela 3 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 3 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.

Tabela 4 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 4 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 5 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.

Para zmiennych	N ważnych	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 5 przedstawia wyniki testu kolejności par Wilcoxona 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.

5. 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.

6. Ograniczenie badań

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. 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

7. Bibliografia

1. Allen, J. J. B., Coan, J. A., & Nazarian, M. (2001). Issues and assumptions on the road from raw signals to metrics of frontal EEG asymmetry in emotion. *Biological Psychology*, 67(1–2), 183–218.
2. American Clinical Neurophysiology Society. (2006). Guideline 2: Minimum technical standards for pediatric electroencephalography. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 23(1), 92–96.
3. Arns, M., de Ridder, S., Strehl, U., Breteler, M., & Coenen, A. (2009). Efficacy of neurofeedback treatment in ADHD: The effects on inattention, impulsivity and hyperactivity: A meta-analysis. *Clinical EEG and Neuroscience*, 40(3), 180–189.
4. 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.
5. Baechle, T. R. (1994). *Essentials of strength training and conditioning*. Human Kinetics.
6. Baechle, T. R., & Earle, R. W. (2008). *Essentials of Strength Training and Conditioning* (3rd ed.). Human Kinetics.
7. 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.
8. Bello, T., et al. (2019). Motivational modulation of attentional control in the human brain. *NeuroImage*, 202, 116090.
9. 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.
10. Chapman, L. J., & Chapman, J. P. (1987). The measurement of handedness. *Brain and Cognition*, 6(2), 175–183.
11. Coan, J. A., & Allen, J. J. B. (2003). Frontal EEG asymmetry and the behavioral activation and inhibition systems. *Psychophysiology*, 40(1), 106–114.
12. Coan, J. A., & Allen, J. J. B. (2004). Frontal EEG asymmetry as a moderator and mediator of emotion. *Biological Psychology*, 67(1–2), 7–49.

13. 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.
14. Cooper, N. R., Burgess, A. P., Croft, R. J., & Gruzelier, J. H. (2003). Investigating evoked and induced electroencephalogram activity in task-related alpha power increases during performance of an attention task. *NeuroReport*, 14(16), 2093–2098.
15. Cortoos, A., Verstraeten, E., Paepe, A. D., & Cluydts, R. (2010). Effect of neurofeedback on the subjective perception of sleep and objective sleep quality in patients with primary insomnia: A pilot study. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 35(2), 125–134.
16. 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.
17. Dantzer, R., et al. (2014). From inflammation to sickness and depression: When the immune system subjugates the brain. *Nature Reviews Neuroscience*, 9(1), 46–56.
18. 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.
19. Del Percio, C., et al. (2007). Cortical alpha rhythms are correlated with successful performance in elite athletes. *European Journal of Applied Physiology*, 100(1), 89–99.
20. Del Percio, C., et al. (2011). Functional coupling of parietal alpha rhythms is enhanced in athletes before visuomotor performance: A coherence analysis. *Neuroscience Letters*, 512(1), 27–32.
21. Dempster, T. (2012). An integrated model of neurofeedback and quantitative EEG for optimizing performance. *NeuroConnections*, 14, 21–25.
22. Dobrakowski, P., & Łebecka, G. (2019). EEG biofeedback w terapii ADHD. *Psychiatria Polska*, 53(2), 277–289.
23. Engel, A. K., & Fries, P. (2010). Beta-band oscillations—Signalling the status quo? *Current Opinion in Neurobiology*, 20(2), 156–165.
24. Engelmann, J. B., & Pessoa, L. (2014). Motivation and cognitive control: From behavior to neural mechanism. *Annual Review of Psychology*, 65, 693–717.
25. 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.

26. 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.
27. George, F., & Fuller, B. (1977). Biofeedback and self-control. *Biofeedback and Self Regulation*, 2(4), 395–408.
28. Gracz, J., & Sankowski, T. (2007). *Psychologia w sporcie*. Akademia Wychowania Fizycznego w Poznaniu.
29. Harmon-Jones, E., & Gable, P. A. (2009). Incorporating motivational intensity and direction into the study of emotions: Implications for brain mechanisms of emotion and motivation. *Psychological Science*, 20(3), 289–294.
30. Hartmann, T., Lachenmeier, S., & Schlee, W. (2013). Neurofeedback for tinnitus treatment—Review and clinical guidelines. *Frontiers in Human Neuroscience*, 7, 471.
31. 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.
32. 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.
33. Haufler, A. J., Spalding, T. W., Santa Maria, D. L., & Hatfield, B. D. (2002). Electro-cortical indices of selective attention during visually guided motor performance in experienced and novice marksmen. *Biological Psychology*, 60(2–3), 75–88.
34. Heller, W. (1993). Neuropsychological mechanisms of individual differences in emotion, personality, and arousal. *Neuropsychology*, 7(4), 476–489.
35. International Federation of Societies for EEG and Clinical Neurophysiology. (1983). *Recommendations for practice of clinical neurophysiology*. Elsevier.
36. Ishii, A., Tanaka, M., & Watanabe, Y. (2014). Neural mechanisms of mental fatigue. *Reviews in the Neurosciences*, 25(4), 469–479.
37. Jaspers, H. H. (1958). The ten–twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 10, 371–375.
38. Jia, X., & Kohn, A. (2011). Gamma rhythms in the brain. *PLoS Biology*, 9(4), e1001045.
39. Kathner, I., Wriessnegger, S. C., Müller-Putz, G. R., & Kübler, A. (2014). Effects of mental fatigue on brain activity during motor imagery. *Brain Research*, 1529, 62–70.

40. Klimesch, W., Doppelmayr, M., Pachinger, T., & Ripper, B. (1997). Brain oscillations and human memory: EEG correlates in the upper alpha and theta band. *Neuroscience Letters*, 238(1–2), 9–12.
41. Klimesch, W., Sauseng, P., & Hanslmayr, S. (2007). EEG alpha oscillations: The inhibition–timing hypothesis. *Brain Research Reviews*, 53(1), 63–88.
42. Knyazev, G. G. (2007). Motivation, emotion, and their inhibitory control mirrored in brain oscillations. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 31(3), 377–395.
43. Kober, S. E., et al. (2014). Learning to modulate sensorimotor rhythm and its functional effects: A review and meta-analysis. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8, 475.
44. Landers, D. M., Petruzzello, S. J., Salazar, W., Crews, D. J., Kubitz, K. A., Gannon, T. L., & Han, M. (1991). The influence of electrocortical biofeedback on performance in pre-elite archers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23(1), 123–129.
45. Marcora, S. M., Staiano, W., & Manning, V. (2009). Mental fatigue impairs physical performance in humans. *Journal of Applied Physiology*, 106(3), 857–864.
46. Marzbani, H., Marateb, H. R., & Mansourian, M. (2016). Methodological considerations in neurofeedback research: A narrative review and recommendations. *Basic and Clinical Neuroscience*, 7(2), 143–158.
47. Mottola, F., et al. (2021). Frontal alpha asymmetry modulation via neurofeedback training improves endurance performance. *International Journal of Psychophysiology*, 164, 90–97.
48. 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, 357–376.
49. Pageaux, B., Lepers, R., Dietz, K. C., & Marcora, S. M. (2014). Response inhibition impairs subsequent self-paced endurance performance. *European Journal of Applied Physiology*, 114(5), 1095–1105.
50. Pageaux, B., Marcora, S. M., & Lepers, R. (2015). Prolonged mental exertion does not alter neuromuscular function of the knee extensors. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 47(6), 1241–1251.
51. Park, J. L., Fairweather, M. M., & Donaldson, D. I. (2015). Making the case for mobile cognition: EEG and sports performance. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 52, 117–130.

52. Pfurtscheller, G., & Lopes da Silva, F. H. (1999). Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: Basic principles. *Clinical Neurophysiology*, 110(11), 1842–1857.
53. Quaedflieg, C. W. E. M., et al. (2016). Neurofeedback training of frontal EEG asymmetry in healthy participants: Stability and effects on emotion regulation. *Frontiers in Human Neuroscience*, 10, 529.
54. 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.
55. Serman, M. B., & Wyrwicka, W. (1967). EEG correlates of sleep: Evidence for a subcortical inhibitory mechanism. *Brain Research*, 1(3), 300–311.
56. Serman, M. B., Howe, R. C., & MacDonald, L. R. (1974). Facilitation of spindle-burst sleep by conditioning of electroencephalographic activity while awake. *Science*, 183(4127), 210–212.
57. 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.
58. Vernon, D. (2005). Can neurofeedback training enhance performance? An evaluation of the evidence with implications for future research. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 30(4), 347–364.
59. 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.
60. Wojciszke, B., & Baryła, W. (2004). Skale do pomiaru nastroju i sześciu emocji. *Czasopismo Psychologiczne*, 11(1), 31–47.
61. 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.