

**Akademia Wychowania Fizycznego  
im. Jerzego Kukuczki w Katowicach**

Magdalena Nitychoruk

**WPLYW TRENINGU EEG BIOFEEDBACK WYKONYWANEGO W  
WARUNKACH NORMOKSJI I HIPOKSJI NORMOBARCZYNEJ NA  
CZAS REAKCJI PROSTEJ I ZŁOŻONEJ  
U ZAWODNIKÓW JUDO**

Rozprawa na stopień doktora nauk o kulturze fizycznej

Promotor  
prof. dr hab. Adam Maszczyk

Promotor pomocniczy  
dr Paweł Dobrakowski

**Katowice 2024**

## Spis treści

1.	Wprowadzenie.....	5
2.	Problematyka badawcza w świetle literatury światowej.....	7
2.1	Znaczenie czasu reakcji w judo.....	8
2.2	Czynniki determinujące czas reakcji oraz metody jej kształtowania.....	9
2.3	Trening EEG biofeedback.....	11
2.4	Zastosowanie treningu EEG Biofeedback w sporcie.....	14
2.5	Trening w warunkach hipoksji.....	17
2.6	Zastosowanie treningu w warunkach hipoksji normobarycznej i jej wpływ na zwiększenie efektywności sportowej.....	18
3.	Cel badań.....	23
3.1	Pytania badawcze.....	23
3.2	Hipotezy badawcze.....	24
4.	Materiał i metody badań.....	24
4.1	Charakterystyka badanych.....	24
4.2	Protokoły badawcze.....	25
4.2.1	Zapis EEG.....	26
4.2.2	Trening EEG Biofeedback.....	27
4.2.3	Testy czasu reakcji.....	28
4.3	Metody statystyczne.....	29
5.	Wyniki.....	31
5.1	Analizy wstępne – statystyki opisowe w grupie badanej i kontrolnej.....	31
5.2	Analiza dynamiki zmienności wartości amplitudy fal Theta i Beta uzyskanych po treningach biofeedback w normoksji i hipoksji normobarycznej, w grupie badanej i kontrolnej	

5.3	Analiza różnic w wartościach amplitudy fal Theta i Beta uzyskanych po treningach biofeedback w normoksji i hipoksji normobarycznej, w grupie badanej i kontrolnej (wewnątrzgrupowe i międzygrupowe).....	50
5.4	Analiza dynamiki zmienności wartości czasu reakcji prostej i złożonej przed i po treningach biofeedback w testach wiedeńskich .....	53
5.5	Analiza różnic w czasów reakcji prostej i złożonej przed i po treningach biofeedback, w grupie badanej i kontrolnej (między cyklowe) w testach wiedeńskich.....	56
5.6	Analiza porównawcza zmian wewnątrzgrupowych pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji i hipoksji normobarycznej, w w poszczególnych cyklach treningowych.....	60
6.	Dyskusja.....	66
7.	Wnioski .....	73
	Streszczenie.....	74
	Summary .....	76
	Spis rycin.....	76
	Spis tabel .....	80
	Bibliografia.....	82
	Załączniki .....	100
	Skala Nastroju Ogólnego .....	100
	Skale Nastroju .....	101
	Kwestionariusz Emocji.....	102

## Wykaz skrótów użytych w dysertacji

**EEG-BF** – EEG Biofeedback

**EEG** - Encefalografia

**NFB** – Neurofeedback

**TBR** – (ang. Theta Beta Ratio) – wskaźnik theta/beta

**HRV-BF** – HRV-Biofeedback – Biofeedback mierzący zmienność rytmu zatokowego

**SMR** - fale z zakresu częstotliwości 12Hz – 15Hz

**GB** – grupa badana

**GK** – grupa kontrolna

**Cz** – punkt umiejscowienia elektrody w części środkowej w obszarze centralnym głowy

**C3** - punkt umiejscowienia elektrody w części środkowej w obszarze centralnym głowy, leżący po lewej stronie od punktu Cz

**RT** – Czas reakcji

**WST** – Wiedeński System Testowy

**IHT** – metoda treningu przerywanej hipoksji

**FiO<sub>2</sub>** – zawartość tlenu w mieszaninie oddechowej

**VO<sub>2</sub>max** – maksymalny pobór tlenu

**VEGF** - czynnik wzrostu śródbłonna naczyniowego

**BDNF** - neurotroficzny czynnik pochodzenia mózgowego

**CBF** – mózgowy przepływ krwi

## 1. Wprowadzenie

Przygotowanie wytrzymałościowe, siłowe, techniczne oraz taktyczne zawodników sportów wyczynowych jest obecnie na bardzo wysokim poziomie. Wobec tego poszukuje się nowych innowacyjnych metod, które wpłyną pozytywnie na proces szkolenia sportowców, zwiększą ich efektywność, a ostatecznie pomogą zmaksymalizować wydajność sportowca podczas rywalizacji sportowej.

Czas reakcji odgrywa decydującą rolę w wielu dyscyplinach sportowych, dlatego kształtowanie i rozwój tej zdolności należy do priorytetów procesu treningowego. W sporcie, takim jak judo, gdzie uwaga wizualna oraz jej wkład w proces podejmowania decyzji i planowania właściwej odpowiedzi motorycznej ma kluczowe znaczenie dla powodzenia działań zawodnika, wysoki poziom koncentracji i zdolność do szybkiego reagowania na bodźce przeciwnika jest szczególnie ważna. Ze względu na szybkie tempo podczas walki oraz dynamicznie zmieniającą się sytuację na macie, a także złożoność i precyzję ruchów zawodników, decydującym czynnikiem w walce jest reakcja na bodźce przeciwnika. Dlatego też wskazanym jest, aby w procesie treningowym judoków dążyć do doskonalenia umiejętności właściwego skupiania uwagi, aby usprawnić ich mechanizmy przetwarzania wzrokowego oraz poprawić czas reagowania na bodźce.

Wysoka koncentracja i związana z nią wzmożona czujność zawodników, osiągnana w warunkach optymalnego pobudzenia ich układu nerwowego, usprawnia przebieg procesów poznawczych oraz wpływa na skrócenie ich czasów reakcji (Kaur i wsp. 2006, Rietjens i wsp. 2005, Decroix i wsp. 2016, Le Meur i wsp. 2013). Jedną z innowacyjnych metod poprawiającą czas reakcji jest trening EEG Biofeedback (EEG-BF). EEG Biofeedback jest metodą diagnostyczno-terapeutyczną polegającą na dostarczaniu badanemu bieżących informacji o zmianach fizjologicznych zachodzących w jego organizmie (Malik i Dua 2020, Schwartz 1979, Yu i wsp 2018). Jest bezpieczną, nieinwazyjną metodą stosowaną początkowo w rehabilitacji, a następnie stopniowo rozszerzaną w treningu sportowym (Frank i wsp. 2010, Jacini i wsp. 2018, Malik i Dua 2020). Istnieje wiele doniesień na temat poprawy czasu reakcji po zastosowaniu treningu EEG Biofeedback, jednak znacznie różnią się one wykorzystanymi protokołami badawczymi (Gruzelier i wsp. 2006, Beauchamp i wsp. 2012, Bielas, Michalczyk 2001, Horvath i wsp. 2023, Mikicin 2015).

W doniesieniach naukowych wykazano korzystne zmiany wpływu hipoksji na poprawę zdolności buforowych krwi, wzrost aktywności enzymów oksydacyjnych i glikolitycznych, wzrost kapilaryzacji włókien mięśniowych, poprawę pojemności glikolitycznej, oraz zwiększenie zawartości mioglobiny w mięśniach (Dufour i wsp. 2006, Zoll i wsp. 2006, Vogt i wsp. 2001). W związku z tym zaczęto wykorzystywać warunki hipoksji normobarycznej w celach rehabilitacyjnych, aby zmniejszyć powikłania udaru niedokrwiennego (Stowe i wsp. 2011, Monson i wsp. 2014, Selvaraj i wsp. 2017), ale także w celu zmniejszenia czynników ryzyka chorób naczyniowo-mózgowych (Lyamina i wsp. 2011, Urdampilleta i wsp. 2012, Serebrovska i wsp. 2017). Istnieją analizy mówiące o pozytywnym wpływie treningu w środowisku hipoksji normobarycznej na optymalizację stanu funkcjonalnego sportowców oraz wzrost ich wydajności podczas zawodów (Bolotin, Bakajew 2017a, Bołotin, Bakajew 2017b, Bołotin, Bakajew 2017c). Co więcej, połączenie łagodnego niedotlenienia i treningu aerobowego wydaje się poprawiać funkcje poznawcze u osób starszych (Schega 2016). W badaniu przeprowadzonym przez Loprinzi i wsp. (2019) zaobserwowano pozytywny wpływ ostrej hipoksji normobarycznej na zakłócenia pamięci (Loprinzi 2019). Jednak istnieją liczne badania, które wykazały, że niedotlenienie normobaryczne na różnych symulowanych wysokościach ma szkodliwy wpływ na czas reakcji i poziom błędów podczas wydajności poznawczej. Chociaż niedotlenienie może prowadzić do postępujących zaburzeń metabolizmu mózgu, powodując późniejsze zaburzenia funkcji poznawczych, może również indukować syntezę katecholamin i neurotrofin, takich jak neurotroficzny czynnik pochodzenia mózgowego (BDNF) czy czynnik wzrostu śródbłonna naczyniowego (VEGF), a także przyspieszać mózgowy przepływ krwi (CBF), pozytywnie wpływając na neurogenezę i unaczynienie mózgu (McMorris 2017, Taylor 2015, Virues-Ortega 2004). Niedotlenienie może indukować uwalnianie BDNF, istotnego dla tworzenia i wzmacniania pamięci; dlatego można oczekiwać pozytywnego efektu (Wang 2006). Ponadto bezpośrednio po ekspozycji na hipoksję można spodziewać się efektu reperfuzji, a co za tym idzie poprawy funkcji poznawczych, co opisano już na modelach zwierzęcych (Guo 2016), a także u ludzi (Bayer 2017, Jung 2018, Serebrovska 2019, Shimada 2019).

Badania w zakresie wpływu hipoksji normobarycznej na poprawę funkcji poznawczych są niejednoznaczne. Coraz więcej nowych dowodów sugeruje jednak, że umiarkowane niedotlenienie może nie mieć niekorzystnego wpływu na funkcje poznawcze (Davranche i wsp. 2016, Morrison i wsp. 2019, Sun i wsp. 2019). Należy zwrócić uwagę na wcześniej opisaną dużą indywidualną odpowiedź na ekspozycję na hipoksję (Chapman 2013, Friedman 2007).

Wydaje się również, że reakcja na ekspozycję na hipoksję normobaryczną jest w dużej mierze zależna od trybu i protokołu hipoksji (hipobaryczny/normobaryczny, przerywany/ciągły), wieku uczestników, poziomu sprawności i stanu zdrowia, typu zadania poznawczego, czasu wykonanego testu po badaniach i innych czynników zakłócających analizy (McMorris 2017, Friedmann 2005, Navarrete-Opazo 2014, Rodriguez 2000, Twomey 2017). Konieczne jest dostosowanie właściwego czasu ekspozycji czy też ustalenie odpowiedniego wysycenia krwi tlenem, co może być kluczowym czynnikiem, aby odpowiedź na ekspozycję na hipoksję była pozytywna (Rybnikova 2005, Zhu 2010).

Celem niniejszej pracy była ocena wpływu warunków normoksji oraz hipoksji normobarycznej w celu poprawy czasów reakcji prostej i złożonej u zawodników judo oraz poszerzenie dotychczasowej wiedzy dotyczącej skuteczności zastosowania szkolenia EEG-BF w sporcie wyczynowym, a także opracowanie optymalnego protokołu treningowego, wykorzystującego elektroencefalografię (EEG) oraz biologiczne sprzężenie zwrotne.

## **2. Problematyka badawcza w świetle literatury światowej**

Narażenie organizmu ludzkiego na niedotlenienie to dobrze znany fizjologiczny i środowiskowy czynnik stresogenny, który może modyfikować funkcje ośrodkowego układu nerwowego (OUN). Uważa się, że niedotlenienie ma szkodliwy wpływ na OUN poprzez zmniejszenie ciśnienia tętniczego  $O_2$  ( $PaO_2$ ) i nasycenia tętniczego  $O_2$  ( $SaO_2$ ) (Kolb i wsp. 2004), prowadząc do deficytów neurologicznych i upośledzenia funkcji poznawczych w spoczynku (Wilson i wsp. 2009). Dowiedziono, że niedotlenienie upośledza funkcje poznawcze (Ando i wsp. 2020). Wraz ze wzrostem poziomu niedotlenienia i wydłużaniem się czasu ekspozycji, czas reakcji i wskaźnik błędów również wydłużają się w zadaniach poznawczych (Li i wsp. 2000, Kourtidou-Papadeli i wsp. 2008). Coraz więcej nowych dowodów sugeruje jednak, że umiarkowane niedotlenienie może nie mieć niekorzystnego wpływu na funkcje poznawcze (Davranche i wsp. 2016, Morrison i wsp. 2019, Sun i wsp. 2019). Niektórzy badacze odkryli nawet u młodych kobiet prowadzących siedzący tryb życia, że zarówno ćwiczenia fizyczne, jak i krótkotrwałe ciężkie niedotlenienie mogą mieć korzystny wpływ na funkcje poznawcze (Lei i wsp. 2019). Szkodliwy lub korzystny wpływ hipoksji normobarycznej na wydajność poznawczą zależy przede wszystkim od czasu trwania ekspozycji na niedotlenienie oraz rodzaju testowanego zadania poznawczego (Ando i wsp. 2020). Wielu badaczy stwierdziło, że bardziej złożone zadania są bardziej wrażliwe na niedotlenienie niż proste zadania (Li XY 2000).

Badania dostarczają sprzecznych informacji. Niektóre doniesienia wykazały poprawę funkcji poznawczych w odpowiedzi na połączone skutki ostrego wysiłku fizycznego i niedotlenienia (Komiyama i wsp. 2017, Seo i wsp. 2017), podczas gdy inne wykazały, że wydajność poznawcza w takich warunkach została upośledzona (Lefferts i wsp. 2016, Ochi i wsp. 2018). Niemniej jednak wydaje się, że istnieje konsensus oparty na badaniach, poparty coraz większą liczbą dowodów, sugerujący, że ćwiczenia o umiarkowanej intensywności w warunkach niedotlenienia rzeczywiście poprawiają wydajność poznawczą (Chang i wsp. 2012). Powyższe zjawisko można przynajmniej częściowo wytłumaczyć zwiększonym rzutem serca i mózgowym przepływem krwi, które odgrywają kluczową rolę w utrzymaniu dostaw tlenu do OUN (Aimslie i Subudhi 2014). Opisane powyżej niespójne wyniki uzyskano przede wszystkim w badaniach prowadzonych na młodych mężczyznach prowadzących siedzący tryb życia, a powstałe różnice można przypisać różnym protokołom badawczym (Dinoff i wsp. 2016).

## **2.1 Znaczenie czasu reakcji w judo**

Czas reakcji odgrywa decydującą rolę w wielu dyscyplinach sportowych, dlatego kształtowanie i rozwój tej zdolności należy do priorytetów procesu treningowego. Zawodnicy judo wykazują umiejętność szybkiej analizy sytuacji w trakcie walki i przewidywania ruchów przeciwnika oraz zdolność do podejmowania natychmiastowych decyzji dotyczących rodzaju ruchu przeciwnika. Ze względu na szybkie tempo podczas walki oraz dynamicznie zmieniającą się sytuację na macie, a także złożoność i precyzję ruchów zawodników, decydującym czynnikiem w walce jest szybkość, która dzieli się na składowe: czas reakcji (prosty i złożony), szybkość pojedynczego ruchu oraz częstotliwość ruchów (Osiński 2003, Starosta 2003, Raczek 2002, Sozański 1999).

Pod pojęciem czasu reakcji rozumie się okres, jaki upływa od momentu prezentacji bodźca do momentu zapoczątkowania ruchu w odpowiedzi na niego (Madden 2001). Jest to proces, który przebiega wieloetapowo, począwszy od powstania pobudzenia w receptorze (t1), poprzez jego przekazanie do ośrodkowego układu nerwowego (OUN) (t2), kolejno do ośrodka ruchowego, gdzie po uformowaniu sygnału wykonawczego (t3) i przekazaniu go do mięśnia (t4), następuje jego pobudzenie, zmiana jego napięcia i zainicjowanie ruchu (t5). Można zatem przedstawić go według wzoru:  $T = t1 + t2 + t3 + t4 + t5$  (gdzie T = czas reakcji) (Sozański i wsp. 2015). Wyróżniono trzy typy reakcji: reakcję prostą (jeden bodziec – jedna odpowiedź), różnicową (dwa lub więcej bodźców przy konieczności reakcji tylko na jeden z nich) oraz



reakcję z wyborem (różne reakcje na różne bodźce) (Welford 1980, Luce 1986). Ich pomiarów dokonuje się za pomocą specjalnych urządzeń rejestrujących czas odpowiedzi z dokładnością do 0,01 lub 0,001 sek. Szybka oraz precyzyjna odpowiedź na działanie przeciwnika powoduje, że zawodnicy o dobrze rozwiniętych mechanizmach percepcji wzrokowej będą zyskiwać przewagę nad przeciwnikiem.

## **2.2 Czynniki determinujące czas reakcji oraz metody jej kształtowania**

Czas reakcji zawodnika na bodźce uzależniony jest od wielu czynników, a na przestrzeni lat badacze sprawdzali czy powyższą cechę da się wytrenować. Dowiedziono, że czas reakcji zależny jest od m.in. od wieku oraz płci. Sterkowicz i wsp. wykazali, że zawodniczki judo charakteryzowały się wolniejszą reakcją na bodźce niż zawodnicy płci męskiej uprawiający judo (Sterkowicz i wsp. 2009). Do podobnych wniosków doszli również Der i Deary (2006), obserwując zwiększony czas reakcji złożonej wśród kobiet (Der i Deary 2006). Skrócony czas reakcji u płci męskiej zarówno na bodziec słuchowy jak i wzrokowy wykazała w swoich badaniach Jain i wsp. 2015. Jednak u dzieci nie stwierdzono różnic w czasie reakcji ze względu na płeć. Jest to spowodowane brakiem wpływu estrogenu przed przetwarzanie informacji i uwagę, co wpływa na regulację zmienności w przetwarzaniu informacji (Jain i wsp. 2015, Nikam i wsp. 2012, Ghisletta 2018).

Wpływ wieku na czas reakcji także został dobrze poznany. Zarówno u dzieci jak i u osób starszych wykazano wolniejszy czas reakcji na bodziec (Jain i wsp. 2015). Sterkowicz i wsp. (2012) wykazali, że judocy należący do kategorii juniorów uzyskiwali lepsze minimalne czasy reakcji złożonej niż seniorzy (Sterkowicz i wsp. 2012), co potwierdza wcześniejsze ustalenia naukowe sugerujące, że wraz z wiekiem stopniowo wzrasta czas odpowiedzi na bodźce (Deary 2011).

Kolejnym czynnikiem, który rozpatrywany jest w kontekście oddziaływania na czas reakcji jest stopień wytrenowania zawodników. Bańkosz i wsp. (2011) wykazali, że grupa zawodników uprawiająca badminton charakteryzowała się krótszymi czasami reakcji niż osoby nieaktywne fizycznie, co prawdopodobnie jest konsekwencją wykonywanego treningu (Bańkosz i wsp. 2011). Do takich samych wniosków doszli w badaniu Wang i wsp. (2009) Przetestowali zarówno precyzję ruchu, jak i czas reakcji i udowodnili, że sportowcy uprawiający badminton charakteryzowali się zmniejszonym czasem reakcji niż ich rówieśnicy, którzy nie trenują żadnej dyscypliny sportowej (Wang i wsp. 2009). Wpływ wieloletnich

treningów na sprawność procesów przetwarzania informacji, a co za tym idzie na krótszy czas reakcji sugeruje badanie przeprowadzone przez Grushko i wsp. (2016). Porównano zawodników sportów walki i wykazano, że elitarni zawodnicy posiadali średnie czasy reakcji lepsze niż ich mniej wytrenowani współzawodnicy (Grushko i wsp. 2016). Chmura (2000) natomiast wykazał w swoich badaniach związek między szybkością reagowania, a poziomem wytrenowania piłkarzy nożnych. Wraz z rozwojem zawodnika następuje automatyzacja czynności ruchowych, co przekłada się na lepsze czasy reakcji (Chmura 2000). Podobne dane uzyskano badając grupę szermierzy, gdzie stopień doświadczenia sportowego wyraźnie korelował z krótszymi czasami reakcji (Williams i Walmsley 2000).

Niektórzy badacze twierdzą, że istnieje mała różnica pomiędzy zaawansowanymi i mniej zaawansowanymi sportowcami w czasie reakcji prostej, a różnią ich bardziej złożone czynniki, takie jak złożone czasy reakcji, zdolność przewidywania oraz umiejętność koncentrowania się czy też umiejętność szybkiej analizy sytuacji (Borusiuk 2002, Żukowski 1989, 1995).

Istotnym aspektem wpływającym na czas reakcji jest pora dnia, w której został dokonany pomiar. Większość badań wykazała, że proste czasy reakcji na bodźce słuchowe i wzrokowe najniższe są wczesnym wieczorem między 16:00 a 17:00 w porównaniu z innymi punktami czasowymi w ciągu dnia (Bougard 2015, Ceglarek 2021, Reilly 2007, Souissi 2019). Jednakże w dwóch badaniach, w których mierzono czas reakcji prostej u bramkarzy piłki ręcznej płci męskiej, wykazano, że były one najlepsze rano w porównaniu z innymi punktami czasowymi (Jarraya 2014, Jarraya 2014). Natomiast w badaniach Hanumantha i wsp. (2021) nie stwierdzono żadnych różnic w ciągu dnia (Hanumantha 2021).

W czterech badaniach wykazano szybszy czas reakcji wieczorem, który był lepszy od 9 do 13,4% w porównaniu z czasem reakcji w innych porach dnia (Bougard 2015, Ceglarek 2021, Edward 2007, Souissi 2019).

Zaobserwowane różnice w czasach reakcji mogą wynikać z poprawy koordynacji wzrokowo-ruchowej (Streng 2002), temperatury rdzenia (Edwards 2008) oraz wzrostu szybkości przewodzenia nerwowego (Ferrario 1980) w ciągu dnia, co przekłada się na poprawę czasu reakcji i dlatego może ona osiągać szczyt wczesnym popołudniem lub wieczorem (Atkinson 1998, Edwards 2007, Drust 2014).

Istotą treningu w celu poprawy czasu reakcji są zazwyczaj ćwiczenia polegające na wielokrotnym reagowaniu na otrzymane bodźce. W zależności od rodzaju reakcji – prostej lub

złożonej – oraz rodzaju czynnika pobudzającego (wzrokowego, czuciowego, słuchowego lub mieszanego), wyznaczane są zadania zróżnicowane pod względem rodzaju i natężenia bodźca oraz sposobu odpowiedzi na niego (np. ekspozycja kilku różnych impulsów przy konieczności reagowania tylko na jeden z nich lub podejmowanie odmiennych reakcji na poszczególne bodźce). Wielu badaczy skupiających się na problematyce czasu reakcji i jego znaczenia w sporcie wskazują, że można go jednak poprawić w ograniczonym stopniu, ponieważ w dużej mierze zależy od indywidualnych właściwości nerwowych i układów mięśniowych (Maćkała 2011). Jednak, jak wspomniano powyżej, można znaleźć również opinie przeciwne. Na przykład, Ando i wsp. (2002) wykazali, że możliwa jest poprawa czasu reakcji. W badaniu wzięło udział szesnastu studentów, którzy zostali poddani treningowi EMG-RT. Po trzech tygodniach treningu znacznie poprawili czasy reakcji na bodźce wzrokowe (Ando i wsp. 2002). Pilianidis i wsp. (2012) porównali m.in. czasy reakcji sprinterów biorących udział w olimpiadzie w latach 2000, 2004 i 2008. Wykazano, że czasy reakcji osiągnięte przez lekkoatletów stale się poprawiają – w 2008 roku były krótsze niż w 2000 i 2004 roku (Pilianidis i wsp. 2012). Zmniejszone czasy reakcji pod wpływem treningu lekkoatletycznego zaobserwował Prus (1995). Sutyło i Socha (1962) stwierdzili, że intensywny trening spowodował skrócenie czasu reakcji prostej u siatkarek, a Borysiuk (2002) otrzymał podobne rezultaty badając szermierzy (Prus 1995, Sutyło i Socha 1962, Borysiuk 2002).

Dotychczasowe ustalenia naukowe wykazują, że intensywny trening poprawiający koordynację wzrokowo-ruchową powoduje skrócenie czasu reakcji prostej (Sutyło, Socha 1962, Borysiuk 2002), jednak brakuje doniesień naukowych odnośnie wytrenowania czasu reakcji złożonej. Brak skutecznych metod rozwijających powyższą cechę motoryczną skłania do poszukiwania nowych, innowacyjnych rozwiązań. Jednym z nich może być zastosowanie treningu EEG-BF wykonywany w warunkach normoksji i hipoksji normobarycznej w szkoleniu sportowców.

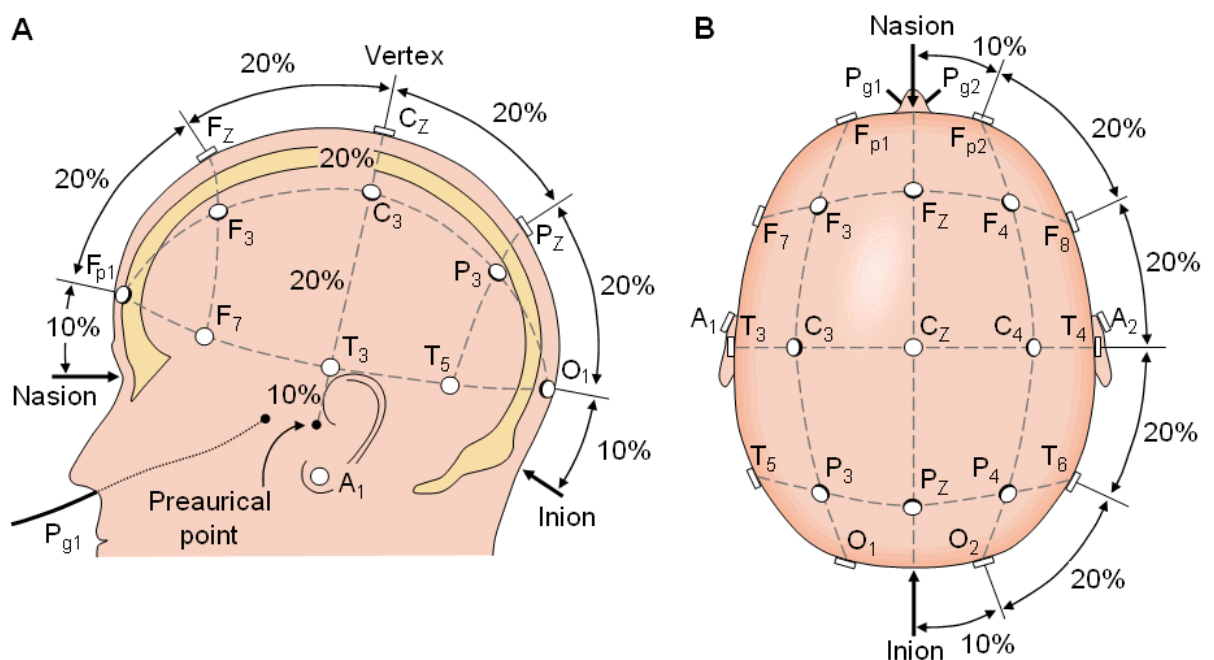
### **2.3 Trening EEG biofeedback**

EEG Biofeedback jest metodą diagnostyczno-terapeutyczną polegającą na dostarczaniu badanemu bieżących informacji o zmianach fizjologicznych zachodzących w jego organizmie (Malik i Dua 2020, Schwartz 1979, Yu i wsp. 2018). Jest bezpieczną, nieinwazyjną metodą stosowaną początkowo w rehabilitacji, a następnie stopniowo rozszerzaną w treningu sportowym (Frank i wsp. 2010, Jacini i wsp. 2018, Malik i Dua 2020). Badania naukowe nad skutecznością treningu EEG-BF analizują jego zastosowanie w aspekcie regulowania takich

zaburzeń jak m.in. zespół deficytu uwagi, przewlekły ból, wysokie ciśnienie krwi (Yucha i Montgomery 2008), leczeniu epilepsji (Sterman 2000) czy bezsenności (Cortooos i wsp. 2010). Celem treningu EEG-BF jest rozpoznanie oraz modulowane ważnych reakcji fizjologicznych, aby osiągnąć odpowiedni stan relaksacji lub pobudzenia (Schwartz, Andrasik 2018). Osoba badana w czasie rzeczywistym uczy się rozpoznawać, oceniać i modulować swoje reakcje fizjologiczne w celu ich kontrolowania, tak aby w konsekwencji podnieść swoją wydajność.

Za pomocą biofeedbacku można wpłynąć na aktywność bioelektryczną mózgu (EEG biofeedback, neurofeedback), reakcję elektrodermalną skóry (biofeedback GSR), rytm i długość oddechów (biofeedback oddechowy), zmienność rytmu zatokowego (biofeedback HRV), napięcie mięśniowe (biofeedback EMG), czy temperatury ciała (biofeedback temperaturowy) (Thompson i Thompson 2003, Monda i wsp. 2009, Russo i wsp. 2013, Sorrentino i wsp. 2019, Windthorst i wsp. 2015).

Rejestrowanie pomiarów odbywa się za pomocą specjalistycznego sprzętu, który przekształca zapisane zmiany fizjologiczne na formę akustyczną lub multimedialną. Aktywność neuronów kory mózgowej rejestrowana jest i zapisywana w postaci fal. Rejestracja sygnałów EEG odbywa się za pomocą elektrod umieszczonych na skórze głowy osoby badanej. Elektrody umieszczane są za pomocą pasty klejąco – przewodzącej lub żelu przewodzącego w określonych punktach głowy, zgodnie z międzynarodowym systemem 10 – 20 określającym dziesięć i dwudziestoprocentowe odległości pomiędzy standardowymi punktami orientacyjnymi czaszki: nasion, inion, vertex i preaurical (Jasper 1958).



**Ryc. 1.** Międzynarodowy system 10-20.

Miejsce rejestracji oraz układ elektrod ustala się indywidualnie adekwatnie do wyznaczonych celów szkolenia. Natomiast zakres amplitudy fal mózgowych wzmacnianych i hamowanych ustala się na podstawie analizy danych uzyskanych podczas badania EEG tak, aby osiągnąć odpowiedni stan pobudzenia lub relaksacji. Zapis EEG-BF koncentruje się na analizie aktywności pięciu zakresów częstotliwości: delta (1 – 3 Hz), theta (4 – 8 Hz), alfa (8 – 12 Hz) oraz beta, którą dzieli się na tzw. niską betę – beta 1 (13 – 21 Hz) oraz wysoką betę – beta 2 (21 – 34 Hz) (Pacheco 2016).

Aktywność każdego pasma częstotliwości związana jest z określonym poziomem pobudzenia układu nerwowego. Przyjmuje się, że fale wolne (poniżej 10 Hz) – w zależności od ich częstotliwości – stają się dominujące podczas snu, w stanach zmęczenia, rozkojarzenia, a także podwyższonej kreatywności, rozluźnienia i relaksacji. Fale szybkie (powyżej 13 Hz), takie jak beta 1, związane są z kolei z koncentracją uwagi i wysoką aktywnością umysłową, sprzyjającą zwiększonej percepcji wzrokowej oraz efektywności działania. Nadmierne emocje, stres i pobudzenie pojawiają się natomiast przy dominującej aktywności fal beta 2. Ich długotrwały wzrost związany z przewlekłym napięciem emocjonalnym powoduje obniżenie aktywności pozostałych fal, wpływając negatywnie na funkcje poznawcze, kontrolę emocji i wydajność działania.

Istotą metody EEG-BF jest założenie, że aktywność bioelektryczna mózgu stanowi odzwierciedlenie stanów emocjonalnych badanego oraz że aktywność tę można kontrolować i modyfikować pod wpływem treningu (Thompson 2003).

Przyjmując, że określone częstotliwości poszczególnych fal mózgowych mogą odpowiadać konkretnym stanom emocjonalnym, na podstawie zapisu EEG możemy określić aktualny poziom pobudzenia osoby badanej. Dzięki temu możliwe jest zaplanowanie odpowiedniego treningu, polegającego na dokonaniu modyfikacji w zakresie częstotliwości wybranych fal mózgowych (hamowanie lub ich wzmacnianie w określonych zakresach) tak, aby zawodnik opanował umiejętność odpowiedniego pobudzenia lub wyhamowania aktywności bioelektrycznej mózgu, odpowiedzialnej za osiągnięcie stanu optymalnej koncentracji i gotowości do wykonania określonego celu badania.

Zdolności do regulowania funkcji fizjologicznych uzależnione są od wielu zmiennych (płeć, wiek, stan organizmu, poziom wytrenowania, cechy układu nerwowego, czynniki patologiczne takie jak choroba, czynniki zewnętrzne i wewnętrzne – lęk, niepokój, czynniki fizjologiczne – głód, senność ) dlatego też każdy trening EEG-BF powinien być indywidualnie dopasowany do osoby badanej, a tym samym celem pierwszych sesji treningowych jest

zapoznanie sportowca z używanymi narzędziami i nowym rodzajem treningu (Malik i Dua 2020).

Liczba sesji także zależy od kilku czynników, takich jak zmienności osobnicze czy też zastosowany rodzaj protokołu badawczego oraz cel, który ma zostać osiągnięty dzięki treningowi EEG-BF.

Pomimo szerokiego zastosowania metody EEG-BF w badaniach klinicznych nie jest ona w pełni wykorzystywana w naukach o sporcie. Zastosowanie jej wiąże się z pewnymi trudnościami. Samo przygotowanie do badania jest długie, uczestnicy badania mają zakładany czepek z elektrodami na głowę, gdzie wymagane jest zastosowanie żelu. Nie jest to komfortowe dla badanego. Jednak rozwiązaniem może być technologia suchej elektrody. Niektóre badania wykazały, że wydajność technologii suchej elektrody jest zbliżona do elektrody tradycyjnej i uzyskano dobre wyniki eksperymentalne (Collado-Mateo i in., 2015). Częste występowanie artefaktów związanych z ruchem zawodnika czy napięciem mięśniowym może znacznie utrudniać zebranie danych i nie jest możliwe podczas normalnego treningu sportowego. Ważne jest stworzenie jak najbardziej odpowiednich warunków pomiaru oraz ścisłe przestrzeganie określonych zasad rejestracji sygnału. Istotne znaczenie w eliminowaniu występowania większości zakłóceń ma przede wszystkim dokładny montaż elektrod, zapewniający ich stabilność oraz monitorowanie i utrzymywanie stałego, niskiego poziomu impedancji. Zastosowanie elektroencefalografii w sporcie stawia więc przed naukowcami pewne wyzwanie związane z uzyskiwaniem odpowiedniego zapisu EEG, jednak dzięki właściwemu planowaniu badań i zapewnieniu odpowiednich warunków pomiaru można skutecznie zmniejszać wpływ powstałych zakłóceń, otrzymując miarodajne wyniki.

#### **2.4 Zastosowanie treningu EEG Biofeedback w sporcie**

Przegląd literatury wskazuje, że w wyniku zastosowania treningu EEG-BF można wpłynąć na nauczanie i kształtowanie określonych wzorców aktywności kory mózgowej, co korzystnie wpływa na zwiększenie efektywności osób badanych i osiąganych wyników sportowych (Sherlin i wsp. 2015). Badania naukowe wykazały, że trening EEG-BF może być wsparciem w treningu sportowców. Poprzez kształtowanie zdolności do uzyskiwania właściwego poziomu pobudzenia układu nerwowego, sportowcy generowali odpowiednią koncentrację i automatyzm działania, co przełożyło się do poprawy czasu reakcji na bodźce wzrokowe i słuchowe (Stults-Kolehmainen i Sinha 2014). Celem podczas treningu EEG-BF jest stymulacja odpowiednich cech neuronalnych, przywrócenie równowagi psychofizycznej

oraz umiejętność radzenia sobie ze stresem oraz lękiem, co umożliwi realizację pozytywnego występu podczas zawodów sportowych (Goessl i wsp. 2017, Weerdmeester i wsp. 2020).

Niektóre badania dowodzą, że poprawie wyników w ruchach precyzyjnych towarzyszy zwykle spadek amplitudy fal theta (Doppelmayr i wsp. 2008). Badani zostali podzieleni na grupę zawodników wyczynowych oraz amatorów. Amatorzy charakteryzowali się wysoką aktywnością korową podczas całego badania, a elitarni sportowcy angażowali odpowiednie obszary mózgu jedynie podczas wykonywania zadania.

Landers i wsp. (1991) po raz pierwszy wykorzystali EEG-BF w celu poprawy wyników sportowych. W grupie eksperymentalnej uczestniczyło 24 profesjonalnych łuczników. Stymulacja prawej półkuli mózgu w obszarze skroniowym poprawiła ich wyniki strzeleckie, podczas gdy w grupie, u której wzmacniano lewą półkulę mózgu w płacie skroniowym, rezultaty podczas oddawania strzałów uległy obniżeniu. Badacze doszli do wniosku, że wyniki sportowe są skorelowane ze zmniejszeniem amplitudy fal alfa w prawej półkuli mózgu, więc adekwatnie regulacja aktywności bioelektrycznej mózgu może z kolei wpływać na wyniki sportowe (Landers i wsp. 1991).

Jednak Gong i wsp. (2020) wykazali, że EEG-BF hamujący aktywność mózgu w lewej półkuli mózgu w płacie skroniowym nie poprawił znacząco celności zawodników strzelectwa na poziomie amatorskim, a wielu uczestników grupy eksperymentalnej wykazało nawet obniżoną celność podczas strzału (Gong i wsp. 2020). Zjawisko hamowania aktywności lewej półkuli mózgu w płacie skroniowym wpłynęło pozytywnie na grupę zawodowych strzelców (Landers i wsp. 1991), co może wskazywać, iż jest to odpowiedni protokół postępowania w grupie zawodowych strzelców. Jeśli grupy o różnym poziomie zaawansowania otrzymają ten sam rodzaj stymulacji fal mózgowych może się to wiązać z zupełnie innym wynikiem badań (Gong i wsp. 2020, Landers i wsp. 1991).

W badaniach oceniających czas reakcji Mikicin i wsp. (2015) wykorzystali EEG-BF do wzmocnienia pasm rytmu sensomotorycznego (SMR) (12–15 Hz) i beta1 (13–20 Hz) i jednoczesnej redukcji pasm theta (4–7,5 Hz) i beta2 (20–30 Hz). Grupa badana wykazała znaczące skrócenie czasu reakcji w teście uwagi wzrokowej niż grupa kontrolna i wykazała poprawę w kilku miarach wydajności stosowanych do oceny szybkości, efektywności i dokładności pracy. Ponadto Mikicin i wsp. (2018) przeprowadzili trening NFB-EEG w celu wzmocnienia częstotliwości beta (12–22 Hz). Różnice pomiędzy pierwszym i drugim pomiarem pokazują, że strzelcy objęci badaniem poprawili swoje umiejętności w zakresie poziomu uwagi. Podczas drugiego pomiaru badani wykonywali zadanie szybciej i dokładniej. Parsaee i wsp. (2018) wykonali protokół zwiększania amplitudy fali SMR i spadku amplitudy

fali theta. Wyniki pokazały, że trening EEG-BF skrócił czas reakcji w przypadku selektywności prostej wizualnej, prostej słuchowej, selektywnej wizualnej i selektywnej słuchowej. Wszystkie badania wykazały, że trening EEG-BF skutecznie poprawia funkcje mózgu w zakresie czasu reakcji u sportowców (Mikicic i wsp. 2015, Mikicic i wsp. 2018, Parsaee i wsp. 2018).

Gruzelier i wsp. (2006) po dokonaniu analizy wpływu protokołu opartego na stymulacji fali beta1 w punkcie C3 wykazał pozytywne zmiany w postaci obniżonej liczby popełnianych błędów oraz mniejszej zmienności czasów reakcji (Gruzelier i wsp. 2006). Późniejsze analizy także potwierdziły, że zwiększona amplituda fal beta (szczególnie w obszarach ciemieniowych) przed ekspozycją bodźca wzrokowego związana była z krótszymi czasami reakcji (Kamiński i wsp. 2012).

W okresie przygotowawczym do Igrzysk Olimpijskich w Vancouver w 2010 roku u zawodników kadry Narodowej Kanady uprawiających łyżwiarstwo szybkie zastosowano trening EEG-BF, ukierunkowany na naukę relaksacji poprzez wzmacnianie amplitudy fal alfa, przy jednoczesnym hamowaniu amplitudy fal beta2. Wykazano, że wpłynął on na skrócenie czasów reakcji, a w wyniku podjętej interwencji odnieśli oni – zarówno indywidualnie jak i zespołowo – znaczące sukcesy podczas startu (Beauchamp i wsp. 2012).

W badaniu Bielasa i Michalczyka (2021) wykazano, że trening EEG-BF oparty o protokół zwiększania częstotliwości fali beta1 poprawił kontrolę uwagi u osób starszych, a analiza czasów reakcji badanych podczas kolejnych zadań w teście i reteście po wdrożeniu treningu EEG-BF wykazała znaczną poprawę w obu zadaniach (Bielas, Michalczyk 2021).

Horvath i wsp. (2023) po dokonaniu analizy protokołu zwiększającego amplitudę fali SMR oraz obniżającego amplitudę fali Theta wykazali, że trening EEG-BF składający się z 12 sesji treningowych poprawił czas reakcji zarówno w badanych jak i kontrolnych grupach. Ograniczeniem tego badania było brak nieaktywnej grupy kontrolnej (Horvath i wsp. 2023).

Powyższe badania EEG-BF różnią się znacznie paradygmatami eksperymentalnymi i parametrami, a różni badacze mają inne opinie na temat skuteczności EEG-BF. Na przykład Gruzelier i wsp. (2014) uważają, że EEG-BF ma ogromny potencjał poprawy wyników sportowych i jest skuteczną metodą treningową (Gruzelier i wsp. 2014). Jednak Ring i wsp. (2015) badali EEG-BF u rekreacyjnych golfistów i odkryli, że gracze nauczyli się zmniejszać amplitudę fali alfa przed uderzeniem, ale zastosowanie EEG-BF nie wpłynęło na zwiększoną celność podczas występu sportowego (Ring i wsp. 2015).

Badania wykazały, że zastosowanie metody biofeedback w treningu sportowym może zoptymalizować proces nabywania i doskonalenia umiejętności przez zawodników (Caird i wsp. 1999, Peper i Schmidt - Shapiro 1983, Bar – Eli i wsp. 2002, Strack 2003, Dekker i wsp.



2014), a także wspomóc ich w osiągnięciu tzw. stanu automatycznego, niezbędnego do przejawiania maksymalnej wydajności zarówno podczas treningów, jak i zawodów. Dotychczasowe ustalenia badaczy wskazują, że metoda może stanowić cenne wsparcie w procesie optymalizacji treningu mentalnego zawodników, poprzez kształtowanie ich zdolności do uzyskiwania właściwego poziomu pobudzenia układu nerwowego, wpływając pozytywnie na regulację poziomu stresu podczas zawodów. W kontekście tych ustaleń metoda biofeedback wydają się być interesująca aby wspomóc proces kształtowania koncentracji, wpływającej na szybkość przetwarzania bodźców i efektywność działania zawodników. Trening z wykorzystaniem biofeedback wydają się być nowoczesnym, skutecznym środkiem treningowym, tam gdzie zawodnicy poszukują coraz to nowszych rozwiązań. Należy pamiętać, że kluczowym czynnikiem warunkującym skuteczną stymulację mechanizmów neuronalnych jest odpowiedni dobór zarówno protokołu badawczego, czasu stymulacji jak i zastosowanie odpowiednich bodźców treningowych. Pomimo licznych przeprowadzonych badań, brak jest jednoznacznych procedur postępowania w poszczególnych grupach sportowców, co powinno być przedmiotem dalszych badań naukowych.

## **2.5 Trening w warunkach hipoksji**

Zjawisko hipoksji w sporcie jest aktualnie powszechnie wykorzystywane w celu podniesienia potencjału wysiłkowego zawodnika. Ekspozycja organizmu na warunki hipoksji, zarówno w spoczynku, jak i w połączeniu z wysiłkiem fizycznym, przyczynia się do uruchomienia w organizmie licznych mechanizmów przystosowawczych. Zmiany te zwiększają skuteczność tradycyjnych metod treningowych i terapeutycznych.

Hipoksja jest to stan w którym tkanki niektórych organów lub cały organizm otrzymują niewystarczającą ilość tlenu w stosunku do ich zapotrzebowania.

Celem hipoksji jest poprawa wydolności tlenowej i wytrzymałości sportowców w normoksji lub aklimatyzacja organizmu przed zawodami rozgrywanymi na wysokości, głównie za sprawą nasilenia erytropoezy. Początkowo do tego celu wykorzystywano wyłącznie pobyt podczas zgrupowań wysokogórskich. Metoda „mieszkaj wysoko- trenuj wysoko” (ang. Live High - Train High, LH-TH), pozwala na wzrost pojemności tlenowej krwi, w wyniku wzrostu stężenia hemoglobiny i liczby czerwonych krwinek (Płoszczyca i wsp. 2018), jednak ciężko sportowcom utrzymać wysoką intensywność treningową podczas pobytu na wysokości, co w konsekwencji prowadzić może do utraty formy sportowej (Wilber i wsp. 2007). Levine i Stray-

Gundersen (1997) zaproponowali modyfikację tej metody, wykluczając jej ograniczenia. Metoda „mieszkaj wysoko - trenuj nisko” (ang. Live High - Train Low, LH-TL) polega na pobycie sportowca na umiarkowanej wysokości (2000-3000 m n.p.m.), a realizację treningu poniżej wysokości 1200 m n.p.m. w celu utrzymania jego wysokiej intensywności. Metoda ta pomaga zwiększyć pułap tlenowy i możliwości wysiłkowe sportowców (Czuba i wsp. 2011, 2018). Kolejną modyfikacją treningu w warunkach hipoksji jest koncepcja nazwana „mieszkaj nisko – trenuj wysoko” (ang. Live Low - Train High, LL-TH). W metodzie LL-TH wykorzystuje się najczęściej hipoksję normobaryczną symulując warunki wysokogórskie poprzez obniżenie zawartości tlenu w mieszaninie oddechowej ( $F_{iO_2}$ ) na skutek jego filtracji lub zwiększenia stężenia azotu. W modelu LL-TH stosuje się dwa rozwiązania: chwilową bierną ekspozycję na hipoksję (ang. Intermittent Hypoxic Exposure, IHE) lub trening przerywanej hipoksji (ang. Intermittent Hypoxic Training, IHT). Częściej stosowanym rozwiązaniem ze względu na większą dostępność jest trening IHT. W metodzie IHT sportowcy w ciągu dnia przebywają w warunkach normoksji, natomiast wybrane jednostki treningowe odbywają w warunkach hipoksji. Wyniki badań wskazują, że procedura IHT przyczynia się do wywołania korzystnych centralnych i obwodowych zmian adaptacyjnych prowadzących do poprawy możliwości wysiłkowych. Poprawa możliwości wysiłkowych pod wpływem IHT zachodzi głównie poprzez wzrost kapilaryzacji włókien mięśniowych, poprawę zdolności buforowych tkanki mięśniowej, wzrost aktywności enzymów glikolitycznych oraz obniżenie kosztu energetycznego wysiłku (Vogt i wsp. 2001, Dufour i wsp. 2006, Zoll i wsp. 2006, Czuba i wsp. 2011, Czuba 2013). Trening IHT posiada wiele zalet, które można wykorzystać jako składowy element nowoczesnego treningu sportowego, ukierunkowanego na maksymalizację wyniku sportowego. Korzystając z treningu IHT nie dochodzi do odwodnienia sportowców, które bardzo często wiąże się z dłuższym pobytem na wysokości. Nie zostaje również wymuszona na zawodniku redukcja obciążeń, co w konsekwencji nie zakłóca procesu treningowego (Czuba 2013).

## **2.6 Zastosowanie treningu w warunkach hipoksji normobarycznej i jej wpływ na zwiększenie efektywności sportowej**

W badaniach naukowych dowiedziono, że hipoksja normobaryczna może korzystanie wpływać na glikolityczną aktywność enzymatyczną (Katayama 2004), zdolność buforowania mięśni (Gore 2001), gęstość mitochondrialną i włócnickową mięśni (Geiser, Vogt 2001), jak również na stymulację innych markerów mitochondrialnych (Terrados 1990, Zoll 2006). Odnotowano również korzystne zmiany w profilu hormonalnym (Kurobe i wsp. 2015, Chycki

i wsp. 2016, Yan i wsp. 2016). Przegląd literatury wskazuje, że zastosowanie treningu w hipoksji normobarycznej nie ogranicza się tylko do poprawy możliwości wysiłkowych w konkurencjach wytrzymałościowych, ale także, jak dowodzą badania z ostatnich lat, do poprawy wyników sportowych w dyscyplinach szybkościowo-siłowych (Czuba 2013). Nishimura i wsp. (2010) sugerują w swoich badaniach, że trening oporowy w warunkach hipoksji poprawia siłę mięśni i wywołuje hipertrofię mięśniową szybciej niż w warunkach normoksji (Nishimura 2010). Pozytywny wpływ przerywanego treningu hipoksji (IHT) w zakresie wydolności beztlenowej zaobserwowano u pływaków. Podczas eksperymentu grupa badawcza trenowała przez 4 tygodnie, dwa razy w tygodniu w komorze normobarycznej w warunkach symulowanej hipoksji ( $FiO_2 = 15,5\%$ , co odpowiada 2500 m n.p.m). Wykazano istotną poprawę wydolności beztlenowej. Jednak ten protokół treningowy nie miał wpływu na wartości bezwzględne  $VO_{2max}$  i zmienne hematologiczne (Czuba i wsp. 2018). Powyższe wyniki sugerują, że IHT stosowana w połączeniu z ćwiczeniami o wysokiej intensywności może wpływać na wydolność beztlenową u sportowców.

Istnieją natomiast badania, które mówią o pozytywnym wpływie hipoksji normobarycznej na funkcje poznawcze. Seo i wsp. (2015) dowiedli, że zastosowanie warunków hipoksji normobarycznej wraz z ćwiczeniami o niskiej do umiarkowanej intensywności poprawiło pamięć roboczą i nastrój (Seo 2015, 2015). Przeprowadzono testy oceniające pamięć roboczą, która jest uważana za główny składnik wykonawczego funkcjonowania poznawczego. Wykazano poprawę zadań prostych po zastosowaniu warunków normoksji. Wielu badaczy stwierdziło, że bardziej złożone zadania są bardziej wrażliwe na niedotlenienie niż proste zadania (Li XY 2000).

Pavlicek i wsp. (2005) oraz Taylor i wsp. (2016) nie zaobserwowali zmian w funkcjach poznawczych (płynność słów, skojarzenia słów) po 30–45 min ekspozycji na symulowane wysokości 2440 m–4500 m n.p.m. (Pavlicek i wsp. 2005, Taylor i wsp. 2016). Do podobnych wniosków w swoich badaniach doszli Buck i wsp. 1998, Otis i wsp. 1989. Wykazali, iż łagodne niedotlenienie (symulowana wysokość 2400 oraz 3000 m) nie zmienia przepływu krwi w mózgu, a wartością graniczną jest  $FIO_2 = 15\%$ , co może sugerować próg dla takich zmian (Buck i wsp. 1998, Otis i wsp. 1989).

Pozytywny wpływ warunków hipoksji normobarycznej w połączeniu z ćwiczeniami odcinka szyjnego kręgosłupa u kierowców wyścigowych dowiedli Bolotin i wsp. (2019). Przeprowadzono 14 sesji treningowych. Czas trwania każdej sesji wynosił 30 minut. Podczas pierwszej sesji zawartość tlenu wynosiła  $FIO_2 = 17\%$ . Podczas kolejnych czterech sesji

zawartość została zmniejszona o 1,0-2,0%. Od piątej sesji utrzymywano poziom  $FIO_2 = 12\%-14\%$ . Analiza wyników wykazała, wzrost stabilności statokinetycznej przy jednoczesnym zmniejszeniu odruchów sensorycznych, wegetatywnych oraz somatycznych. Dowiedziono, że najwyższa skuteczność zastosowania warunków hipoksji normobarycznej osiągnięto od razu po miesięcznym cyklu treningowym. Efekt utrzymał się przez dwa miesiące. Może to wskazywać na potrzebę takiego szkolenia z zawodnikami na ostatnim etapie przygotowań przez przystąpieniem do zawodów (Bolotin i wsp. 2019).

De Aquino-Lemos i wsp. (2012) ocenili wpływ warunków hipoksji normobarycznej na sen, nastrój oraz czas reakcji. Innowacją w tych badaniach było przeprowadzenie testów 14 i 28 godzin po ekspozycji na warunki hipoksji normobarycznej. Sen został oceniony pierwszego dnia po 14 godzinach od inicjacji niedotlenienia; nastrój i czas reakcji mierzono 28 godzin później. Badanie to miało na celu ocenę efektu dwóch sesji wysiłku fizycznego wykonywanego w warunkach hipoksji (wysokość 4500m) w czterech grupach: normoksja (NG) (n = 10); hipoksja (HG) (n= 10); ćwiczący w normoksji (ENG) (n = 10); i ćwicząca pod hipoksją (EHG) (n=10). Wykazano istotną poprawę snu oraz zmniejszenie czasu reakcji w grupie, która wykonywała ćwiczenia fizyczne w warunkach hipoksji. Zanotowano także poprawę nastroju w tej grupie badawczej. Korzystnych zmian nie zauważono w grupie, która spędziła biernie czas w warunkach hipoksji oraz w grupach kontrolnych. Analiza wyników wykazała, że niedotlenienie upośledza sen, czas reakcji i nastrój. Jednak aktywność fizyczna na poziomie 50%  $VO_2max$  w warunkach hipoksji normobarycznej na stymulowanej wysokości 4500m poprawiła wydajność snu, nastrój oraz czas reakcji. Poprawa prawdopodobnie spowodowana jest wzrostem metabolizmu i mózgowym przepływem krwi, które poprawiają funkcje poznawcze, w szczególności dotyczące czasu reakcji (De Aquino-Lemo i wsp. 2015).

W licznych doniesieniach naukowych wykazano korzystne zmiany wpływu hipoksji na poprawę zdolności buforowych krwi, wzrost aktywności enzymów oksydacyjnych i glikolitycznych, wzrost kapilaryzacji włókien mięśniowych, poprawę pojemności glikolitycznej, oraz zwiększenie zawartości mioglobiny w mięśniach (Dufour i wsp. 2006, Zoll i wsp. 2006, Vogt i wsp. 2001). Hipoksja może korzystnie wpływać również na neurogenezę i unaczynienie mózgu, a także przyspieszać mózgowy przepływ krwi, prowadząc do poprawy funkcji poznawczych. Konieczne jest dostosowanie właściwego czasu ekspozycji czy też ustalenie odpowiedniego wysycenia krwi tlenem, co może być kluczowym czynnikiem, aby odpowiedź na ekspozycję na hipoksję była pozytywna (Rybnikova 2005, Zhu 2010).

Istnieją również publikacje, które sugerują, że warunki umiarkowanego niedotlenienia ograniczają zdolności poznawcze i zdolność do wykonywania czynności psychomotorycznych (Moore 2014). Badanie przeprowadzone na osobach niewytrenowanych, których zadaniem było oddanie celnego strzału potwierdziły pogorszenie celności przy wyższych symulowanych wysokościach, zarówno w spoczynku, jak i po wysiłku (Płoszczyca i wsp. 2018).

Liczne badania wykazały, że niedotlenienie przy różnych czasach ekspozycji (od 16 do 30 min) i na różnych wysokościach w hipoksji normobarycznej ma szkodliwy wpływ na czas reakcji i wskaźnik błędów podczas testów funkcji poznawczych (Li X.Y 2000, Dykiert 2010).

Przeprowadzono badania mające na celu sprawdzenie wpływu symulowanej wysokości 2800m, 3600m oraz 4400m na czas reakcji prostej oraz 4-krotny czas reakcji. Badani przebywali przez godzinę w komorze normobarycznej. Wyniki tego badania wykazały niekorzystny wpływ na sprawność psychomotoryczną na symulowanej wysokości 3600 m i wyższej. Zauważono jednak brak pogorszenia czasu reakcji wzrokowej i sprawności psychomotorycznej przy ekspozycji na wysokości 2800 m przez 1 godzinę w warunkach hipoksji normobarycznej (Li X.Y 2000).

Do podobnych wniosków w swoich badaniach doszli Dykiert i wsp. (2000) Po przeprowadzeniu analiz dowiedli, iż czas reakcji prostej zaczyna ulegać znacznemu pogorszeniu na wysokościach powyżej 4000 m (Dyrkiet i wsp. 2000).

Powyższe ustalenia są zgodne z wynikami prezentowanymi w pracy Pramsohler i wsp. (2017). Autorzy wykazali istotny spadek czasu reakcji poznawczych na wysokości 5500m w porównaniu z symulowaną wysokością 3500m. Jednak ich zdaniem symulowane wysokości nie wydają się wpływać na czas reakcji na proste zadania. Ograniczeniem tego badania było jednak wykonanie testów jedynie bezpośrednio po wykonaniu zadania. Dodatkowo badani jedną noc przebywali na niższej wysokości, a kolejną na 5500m, co mogło nałożyć bodźce u badanych (Pramsohler i wsp. 2017).

Wykazano, że 60 minut odpoczynku w stanie hipoksji jest najkrótszym wyznaczonym okresem, który powoduje pogorszenie funkcji poznawczych i stanu nastroju u mężczyzn (Li X.Y. 2000). Jednak w badaniach Chroboczek i wsp. (2021) dowiedli, że obniżenie funkcji poznawczych nastąpiło po 30 minutach ostrej ekspozycji na hipoksję normobaryczną na symulowanej wysokości 3500 m (FIO<sub>2</sub> = 13%) (Chroboczek i wsp. 2021).

W innych badaniach Chroboczek i wsp. (2022) podjęli próbę oszacowania czy postępujące stadia hipoksji normobarycznej ( $FIO_2 = 13\%$ ,  $FIO_2 = 12\%$  i  $FIO_2 = 11\%$ ) w różny sposób wpływają na sprawność poznawczą po ekspozycji. Badania przeprowadzone zostały na grupie piętnastu aktywnych fizycznie mężczyzn. Do oceny funkcji poznawczych zastosowano test Stroopa (ST). Zaobserwowano istotne upośledzenie funkcji poznawczych po ekspozycji w warunkach hipoksji normobarycznej  $FIO_2 = 13\%$ . Po ekspozycji przy  $FIO_2 = 12\%$  i  $FIO_2 = 11\%$  nie zaobserwowano zmian w teście Stroopa (Chroboczek i wsp. 2022), co może sugerować, że reakcja na ekspozycję jest zależna od wielkości hipoksji i czasu ekspozycji (McMorris 2017).

Wydaje się, że reakcja na ekspozycję na hipoksję normobaryczną jest w dużej mierze zależna od trybu i protokołu hipoksji (hipobaryczny/normobaryczny, przerywany/ciągły), wieku uczestników, poziomu sprawności i stanu zdrowia, typu zadania poznawczego, czasu wykonanego testu po badaniach i innych czynników zakłócających analizy (McMorris 2017, Friedmann 2005, Navarrete-Opazo 2014, Rodriguez 2000, Twomey 2017).

Znaczne rozbieżności w doniesieniach badań na temat IHT mogą wynikać z małych rozmiarów grupy badawczej, dużym zróżnicowaniem metodologicznym w protokołach badań, metod hipoksji, czasu trwania i nasilenia niedotlenienia czy też stopnia wytrenowania zawodników biorących udział w eksperymencie. Wybór odpowiedniej dawki hipoksji będzie miał kluczowe znaczenie dla maksymalizacji adaptacji do treningu, ponieważ zbyt silna ekspozycja na hipoksję może osłabić funkcje poznawcze czy też zaostrzyć zmęczenie. Może to pogorszyć jakość treningu, a tym samym przeciwdziałać możliwym korzyściom wynikającym z większego obciążenia fizjologicznego. Dotychczasowe doniesienia naukowe niejednoznacznie określają mechanizmy adaptacji hematologiczne i niehematologiczne w warunkach hipoksji normobarycznej oraz stopień poprawy wyników sportowych. Większość badaczy skoncentrowała się na dyscyplinach sportowych, w których jako główny miernik procesu treningowego uznaje się rodzaj ćwiczeń wytrzymałościowych, natomiast dane dotyczące wpływu treningu hipoksji na funkcje poznawcze są bardzo ograniczone. Dlatego w niniejszym badaniu podjęto próbę zweryfikowania, czy zastosowanie warunków hipoksji normobarycznej wpłynie korzystnie na poprawę czasu reakcji prostej i złożonej u zawodników judo.

### **3. Cel badań**

Analizując dotychczasową literaturę oceniającą skuteczność treningu EEG-BF w celu poprawy czasu reakcji u zawodników sportów wyczynowych mamy do czynienia z ograniczoną liczbą zarówno badań jak i protokołów treningowych. Dostępne doniesienia naukowe analizujące wpływ treningu EEG-BF na zwiększenie amplitudy fali beta były stosowane do poprawy funkcji poznawczych u osób starszych (Staufenbiel i wsp. 2013) lub umiejętności utrzymania uwagi u dorosłych (Jurewicz , Paluch, Kublik, Mikicin i Wróbel 2018). Istnieją również badania potwierdzające, że większa amplituda fal beta (szczególnie w obszarach ciemieniowych) przed ekspozycją bodźca wzrokowego związana była z krótszymi czasami reakcji (Kamiński i wsp. 2012). Badania te nie miały jednak celu poprawy czasu reakcji u wyczynowych zawodników. Biorąc pod uwagę ramy koncepcyjne dostarczone przez Wróbla (2000, 2014) oraz brak badań nad skutecznością EEG-BF we wzmacnianiu amplitudy pasma beta jako poprawy czasu reakcji u wyczynowych zawodników judo, nasze badanie można uznać za pomoc w wypełnieniu tej luki.

Zatem, celem prowadzonych badań była ocena wpływu treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji oraz hipoksji normobarycznej na czas reakcji prostej i złożonej u zawodników judo oraz określenie optymalnego treningu ze względu na częstotliwość sesji oraz warunki wykonywania treningu istotnie polepszające czas reakcji w badanych grupach zawodników.

#### **3.1 Pytania badawcze**

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

- 1) Jak przedstawiała się dynamika zmienności przyrostów względnych wartości amplitud fal Theta i Beta uzyskanych podczas treningów biofeedback w normoksji i hipoksji normobarycznej?
- 2) Jak przedstawiała się dynamika zmienności przyrostów względnych dynamiki wartości czasu reakcji prostej i złożonej przed i po treningach biofeedback w testach wiedeńskich?
- 3) W jakim zakresie przeprowadzone treningi EEG biofeedback w warunkach normoksji wpłynęły na czas reakcji w badanych grupach zawodników judo?

- 4) Która z zastosowanych procedur treningowych EEG biofeedback w aspekcie częstości ich realizacji oraz z uwzględnieniem warunków ich odbywania, istotnie wpływa na poprawę czasu reakcji prostej oraz złożonej w badanych grupach zawodników judo?

### **3.2 Hipotezy badawcze**

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

1. Dynamika zmienności przyrostów względnych wartości amplitudy fali Theta uzyskana podczas treningów biofeedback w normoksji i hipoksji normobarycznej wykazała trend spadkowy, a wartości amplitudy fali Beta trend wzrostowy.
2. Największą dynamikę zmienności przyrostów względnych wartości testów wiedeńskich reakcji prostej i złożonej w warunkach normoksji zauważono po zastosowaniu treningu EEG biofeedback w badanych grupach zawodników.
3. Przeprowadzone treningi EEG biofeedback w warunkach normoksji wpłynęły istotnie statystycznie na czas reakcji w badanych grupach zawodników judo.
4. Trening wykonywany co drugi dzień w warunkach normoksji istotnie statystycznie wpływa na poprawę czasu złożonej po zastosowaniu treningu EEG biofeedback, natomiast trening wykonywany codziennie w warunkach normoksji wpływa na poprawę czasu reakcji prostej w badanych grupach zawodników.

## **4. Materiał i metody badań**

### **4.1 Charakterystyka badanych**

W badaniach wzięło udział 20 mężczyzn uprawiających judo posiadających klasę Międzynarodową Mistrzowską (MM). Podstawowym kryterium udziału w badaniach był przynajmniej 6-letni staż treningowy i minimum 6-miesięczna karencja od treningu wysokościowego. Wszyscy badani posiadali aktualne badania lekarskie, potwierdzające dobry stan zdrowia i zdolność do wykonywania intensywnych wysiłków fizycznych. Badania zostały przeprowadzone podczas kolejnych dwóch okresów przygotowawczych, po głównych zawodach sezonów 2021 i 2022. Wykonywano pomiary zawsze o stałej porze porannej – od godziny 10.00 do godziny 14.00, a każdy zawodnik był badany indywidualnie. Badani zostali poinstruowani, aby podczas cykli treningowych nie przyjmować kofeiny, ani substancji pobudzających takich jak energetyki.

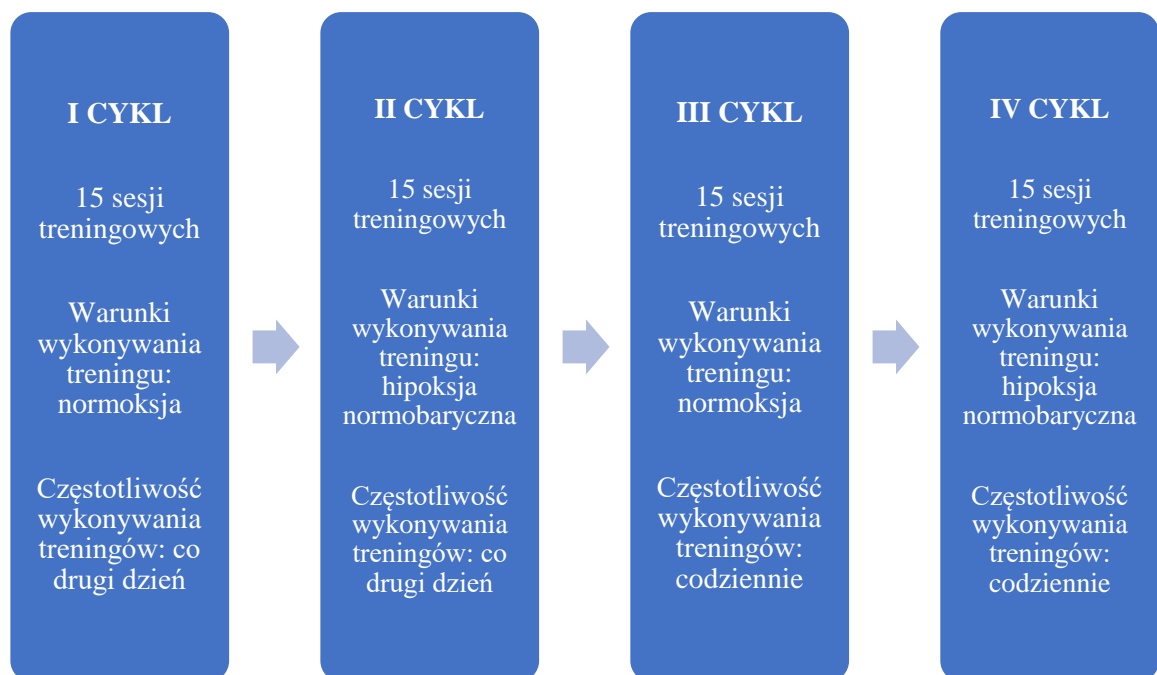


Badanych podzielono losowo na grupę badaną (grupa GB) ( $n = 10$ ; wiek  $19,6 \pm 1,4$  lat; wysokość ciała  $182,2 \pm 5,1$  cm; masa ciała  $78,6 \pm 7,9$  kg; procentowa zawartość tkanki tłuszczowej, %FAT  $10,1 \pm 5,7\%$ ), którą poddano treningowi w warunkach hipoksji normobarycznej, oraz grupę kontrolną (grupa GK) ( $n = 10$ ; wiek  $20,1 \pm 1,6$  lat; wysokość ciała  $182,1 \pm 4,5$  cm; masa ciała  $74,1 \pm 6,1$  kg; %FAT  $8,8 \pm 1,7\%$ ) realizującą trening w warunkach normoksji.

Przed przystąpieniem do badań wszyscy zawodnicy zostali poinformowani o celu i przebiegu badań oraz udzielili pisemnej zgody na udział w badaniach. Badani zostali także poinformowani o możliwości rezygnacji z dalszego udziału w eksperymencie na dowolnym etapie jego trwania, bez podania przyczyny. Projekt badawczy został zrealizowany w ramach grantu N RSA3 03953, N RSA4 04054 i został zaakceptowany przez Komisję Bioetyki ds. Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego w Katowicach. Badania przeprowadzone zostały w Pracowni Psychomotoryczności Człowieka oraz Pracowni Hipoksji Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach.

#### 4.2 Protokoły badawcze

Badania przeprowadzone zostały w czterech cyklach zróżnicowanych pod względem częstotliwości trwania sesji EEG biofeedback oraz warunków w których się odbywały (normoksja/hipoksja normobaryczna) zarówno w grupie badawczej, jak i kontrolnej.



Ryc. 2 Cykle badań

W pierwszym cyklu badań przeprowadzano treningi EEG biofeedback w warunkach normoksji co 2 dzień. W kolejnym cyklu częstotliwość treningów pozostała taka sama, zastosowano natomiast warunki hipoksji normobarycznej. W trzecim cyklu badań treningi w normoksji odbywały się ze zwiększoną częstotliwością i przeprowadzone były codziennie. Podobną częstotliwość zastosowano w czwartym cyklu badań, w którym zawodnicy trenowali w warunkach hipoksji. Treningi w warunkach symulowanej hipoksji wykonano w pomieszczeniu wyposażonym w system wytwarzania hipoksji normobarycznej (LOS-HYP1/3NU, Lowoxygen Systems, Niemcy). Realizowane były na symulowanej wysokości 2500 m n.p.m. ( $FiO_2 = 15,5\%$ ), co jest sugerowaną wysokością, która nie wpływa na upośledzenie funkcji poznawczych (Pavlicek i wsp. 2005, Taylor i wsp. 2016, Buck i wsp. 1998, Otis i wsp. 1989). Każdy cykl badań obejmował 15 spotkań treningowych po których następowała czterotygodniowa przerwa jako modyfikacja treningu Thompsona (Thompson 2003). Czas trwania sesji treningowych w warunkach hipoksji normobarycznej wynosił 20 minut, co jest sugerowanym czasem, który nie wpływa na zaburzenie funkcji poznawczych (Pavlicek i wsp. 2005, Taylor i wsp. 2016). Podstawowym protokołem treningowym w grupie badawczej był trening theta/beta1, służący zwiększaniu koncentracji oraz osiągnięciu tzw. wąskiej uwagi przez zawodników. Badania w grupie kontrolnej przebiegały według takiego samego schematu, jak w grupie badanej i charakteryzowały się taką samą cyklicznością, czasem trwania i częstotliwością sesji treningowych EEG biofeedback. Procedura przygotowawcza do treningu była jednakowa dla obydwu grup, jednak w grupie kontrolnej zamiast realizowania protokołu theta/beta1, wyświetlana była symulacja EEG, niezależna od wytwarzanych wzorców fal mózgowych trenującego. Badania w grupie kontrolnej przeprowadzone zostały jedynie w warunkach normoksji.

#### **4.2.1 Zapis EEG**

Trening biofeedback wykonywany był przy użyciu oprogramowania EEG DigiTrack wyposażony w głowicę ExG-32. Jakość urządzenia potwierdzona została certyfikatem ISO oraz certyfikatem medycznym CE. Przed przystąpieniem do rejestracji sygnału EEG każdorazowo sprawdzano poziom impedancji elektrod oraz międzyelektrodowy za pomocą wbudowanego czujnika impedancji. Warunkiem rozpoczęcia diagnozy oraz treningu EEG biofeedback było uzyskanie poziomu impedancji poniżej 5 k $\Omega$  oraz pomiaru między elektrodami różniącego się od siebie nie więcej niż o 1 k $\Omega$ . Każda sesja treningowa w poszczególnych cyklach została poprzedzona wykonaniem 5 – minutowej jednokanałowej diagnozy. W tym czasie osoba

badana proszona była o wykonanie następujących czynności: pozostawanie w pozycji siedzącej z oczami otwartymi przez okres jednej minuty, pozostawanie w pozycji siedzącej z oczami zamkniętymi przez okres jednej minuty, pozostawanie w pozycji siedzącej z oczami otwartymi z dodatkowym zadaniem aktywizującym w postaci odliczania od tyłu co 7 od 100. W czasie diagnozy elektroda referencyjna umieszczana była na lewym płątku ucha, uziemienie na prawym, a elektroda aktywna w punkcie Cz, zgodnie z międzynarodowym systemem 10 – 20. Podczas badania sygnał EEG rejestrowano z punktu C3 na skórze głowy za pomocą elektrody Ag/AgCl (Blue Sensor SP, Ambu). Zbieranie sygnału z punktu C3, znajdującego się w obszarze kory przedczołowej, co umożliwiło realizację głównego celu szkolenia, jakim było kształtowanie zdolności utrzymywania optymalnej równowagi pomiędzy amplitudą fal szybkich (beta) oraz fal wolnych (theta), odpowiedzialnych za osiągnięcie stanu koncentracji oraz skupienia przez zawodnika. Aktywne elektrody zostały ułożone stosując rozciągliwy czepek z lycry zgodnie z systemem 10-20 (Jasper 1958). Pod elektrody nałożono żel przewodzący za pomocą tępej igły, a do czyszczenia miejsc po elektrodach użyto kremu ściernego (Nuprep, Weaver and Company) i chusteczek nasączonych alkoholem.

#### **4.2.2 Trening EEG Biofeedback**

Uczestnicy badania każdorazowo bezpośrednio przed zadaniem zostali poproszeni o wypełnienie kwestionariusza do Pomiaru Nastroju i Sześciu Emocji, który służył do interpretacji uzyskanych wyników przez neurologa, który na ich podstawie decydował o kwalifikacji do treningu (Wojciszke i Baryła 2004). Badani wykonywali także każdorazowo testy szybkości reakcji. Następnie wykonywano trening EEG Biofeedback w warunkach normoksji lub hipoksji normobarycznej. Podczas każdej sesji badani siedzieli na krześle zwróceniu w stronę 17-calowego monitora LCD komputera w odległości 70cm, na którym wyświetlona została animacja EEG Biofeedback. Uczestników poinstruowano, aby unikali ruchów głowy, a impedancja elektrod była stale monitorowana. Sesja rozpoczynała się po zamontowaniu elektrod EEG, po czym następował 2-minutowy okres odpoczynku mający na celu przyzwyczajenie uczestników do sytuacji treningowej i rejestrował nie treningową próbkę sygnału EEG.

Trening EEG-BF polegał na rejestracji aktywności neuronalnej wygenerowanej przez komórki nerwowe w postaci impulsów elektrycznych, których wypadkowa za pomocą elektrod jest przetwarzana w programie komputerowym na wartości amplitudowe w poszczególnych zakresach częstotliwości. Każdy zawodnik podczas treningu EEG-BF miał do wykonania to

samo zadanie polegające na sterowaniu obrazem na monitorze w ten sposób, aby samochód na animacji poruszał się po drodze. Ruch samochodu następuje na skutek treningu EEG-BF gdy rejestrowana jest moc sygnału EEG z dwóch elektrod C3 i C4 (zgodnie z międzynarodowym systemem 10-20) w paśmie Beta oraz Teta. Gdy amplituda fal zmieniała się w zamierzonym kierunku – samochód poruszał się. Próg definiujący z wymaganą wartością amplitudy fali Beta oraz Theta przedstawiony został jako pozioma linia na wykresie, aby podczas sesji próg był utrzymywany powyżej górnej granicy amplitudy pasma Beta, a poniżej dolnej granicy pasma Theta, aby zapewnić względnie stały poziom nagrody dla wszystkich osób badanych. Ćwiczący koncentrował się na zadaniu pojawiającym się na monitorze otrzymując informację zwrotną o poziomie aktywności bioelektrycznej z tego obszaru mózgu który objęty jest rejestracją. Kiedy udawało mu się osiągnąć pożądaną wzorzec częstotliwości bioelektrycznej mózgu zdobywał punkty, które były rejestrowane za pomocą sygnału dźwiękowego, a w przypadku gdy dominowały pasma o niepożądanych częstotliwościach, punkty nie były przyznawane. Sygnały aktywności mózgowej były przetwarzane tak aby doprowadzić do sprzężenia zwrotnego między obserwacją wizualną i foniczną, a reakcją bioelektryczną mózgu ćwiczącego. W efekcie dochodziło do wystąpienia sprzężenia zwrotnego dzięki któremu czynność bioelektryczna mózgu (aktywność neuronów) zmieniała się do oczekiwanego poziomu. Od razu po zakończeniu treningu EEG Biofeedback wykonano testy czasów reakcji z wybranych prób Wiedeńskiego Systemu Testowego (WST).

### **4.2.3 Testy czasu reakcji**

Wpływ treningu EEG Biofeedback na czas reakcji zawodników judo sprawdzano za pomocą wybranych prób Wiedeńskiego Systemu Testowego (WST). Testy odbywały się bezpośrednio przed treningiem EEG Biofeedback, od razu po szkoleniu. Wszystkie próby powtarzane były dwukrotnie w odstępach 5 – minutowych, przy uwzględnieniu lepszego wyniku z dwóch pomiarów. Za pomocą urządzenia do badania czasu reakcji (RT), będącego składową Wiedeńskiego Systemu Testowego, sprawdzano reakcję prostą na bodźce wzrokowe. Zadaniem osoby badanej było jak najszybsze przeniesienie dłoni z tzw. „klawisza spoczynku” i wciśnięcie „klawisza reakcji” w momencie zapalenia się żółtej diody. Na podstawie otrzymanych danych obliczono średnią czasu reakcji w sekundach. Czas reakcji złożonej natomiast sprawdzany był za pomocą urządzenia do badania decyzji (DG), gdzie wykonywana próba wymagała jak najszybszego wciśnięcia odpowiedniego klawisza – uzależnionego od koloru zapalającej się diody – w momencie pojawienia się bodźca. Program wskazywał

wszystkie reakcje prawidłowe, nieprawidłowe, średnią czasu reakcji oraz odchylenie standardowe średniej czasu reakcji. Sygnał pojawiał się 15 razy.

### 4.3 Metody statystyczne

W celu scharakteryzowania struktury badanych zmiennych obliczono podstawowe statystyki opisowe w postaci miar położenia – średniej arytmetycznej ( $\bar{x}$ ) i miar zmienności – odchylenia standardowego (S). Zarówno wyniki jak i dane wejściowe przedstawiono w postaci rekordów w macierzy tablicowej.

Rozkłady badanych zmiennych zweryfikowano testem normalności rozkładu Shapiro-Wilka. Jednorodność wariancji sprawdzono testem Levene'a. Podsumowując, wszystkie wariancje zmiennych miały rozkład normalny z niewielkimi odchyleniami lewo lub prawostronnymi, mieszczącymi się jednak w zakresach normalności. Dodatkowo, sprawdzono poziom istotności dla testu Mauchley'a. Ponieważ wyniki były nieistotne statystycznie oznaczało to, że zachodzi sferyczność wariancji.

W pierwszym etapie badań empirycznych, w celu zbadania dynamiki zjawiska, wykorzystane przyrosty względne jednopodstawowe, w których rozpatrywane były wartości analizowanych zmiennych w funkcji czasu oraz określono siłę efektu procesu treningowego z wykorzystaniem miary Eta-kwadrat ( $\eta^2$ ). Wprowadzając numerację jednostek czasu  $t=0$  do  $t=n-1$  oraz podporządkowując tym numerom zaobserwowane poziomy badanego zjawiska, uzyskano tzw. realizację procesu stochastycznego w funkcji czasu oraz określono siłę efektu według założenia dla  $\eta^2$  w zakresie 0.01 – efekt mały, 0.06 – efekt przeciętny, 0.14 – efekt duży (Sobczyk, 2002, Snarska, 2005).

Wielkości oraz kierunki trendów wyznaczone zostały z zastosowaniem średniej ruchomej (prostej) według wzoru:

$$y = \frac{1}{k} \sum_{i=t-k}^{t-1} y_i$$

gdzie:

$y$  – prognoza zmiennej  $Y$  wyznaczona na okres  $t$ ,

$k$  -stała wygładzania (w omawianym przypadku 3 dla średniej trzyelementowej)

$y_i$ - wartość prognozowanej w okresie  $i$ .

Funkcję trendu określono w odniesieniu do wzoru:

$$f(t) = a + b \cdot t$$

gdzie:

a – wartość trendu w okresie 0,

b – przeciętny okresowy przyrost ( $b > 0$ ) lub spadek ( $b < 0$ ) trendu,

t – zmienna czasu.

W dalszym etapie analiz, w celu weryfikacji istotności różnic pomiędzy grupami zastosowano analizę wariancji (ANOVA) z powtarzanymi pomiarami. W sytuacji stwierdzenia istotności różnic, wykonano dalszą analizę testem post-hoc Tukeya. Została zaprezentowana statystyka F i poziom istotności. Dla wszystkich analiz przyjęto poziom istotności statystycznej  $p < 0,05$ . Wszystkie obliczenia przeprowadzono przy pomocy pakietu Statistica v.13 (StatSoft, 2021).

## 5. Wyniki

### 5.1 Analizy wstępne – statystyki opisowe w grupie badanej i kontrolnej

Sprawdzono rozkłady analizowanych zmiennych fal theta oraz beta uzyskanych podczas kolejnych pomiarów w grupach badanej i kontrolnej. Zarówno parametry, jak i statystyki opisowe zmiennych pomiarowych dla badanych grup zaprezentowano w tabelach 1 – 4.

#### *Grupa badana (GB)*

Analiza porównawcza statystyk opisowych wykazała, że w grupie badanej największe bezwzględne zróżnicowanie wartości badanych parametrów odnotowano w zmiennych (Tabele 1 i 2):

- fale theta w I cyklu badań po 10 sesji treningowej oraz fale beta po 15 sesji treningowej (odpowiednio  $S = 1,466$  i  $S = 1,393$ );
- fale theta w II cyklu badań po 13 sesji treningowej oraz fale beta po 5 sesji treningowej (odpowiednio  $S = 1,164$  i  $S = 1,416$ );
- fale theta w III cyklu badań po 4 sesji treningowej oraz fale beta po 15 sesji treningowej (odpowiednio  $S = 2,070$  i  $S = 1,529$ );
- fale theta w IV cyklu badań po 1 sesji treningowej oraz fale beta po 4 sesji treningowej (odpowiednio  $S = 1,018$  i  $S = 1,213$ ).

Z kolei największe zróżnicowanie względne odnotowano w zmiennych:

- fale theta w I cyklu badań po 13 sesji treningowej oraz fale beta po 1 sesji treningowej (odpowiednio  $V = 18,938 \%$  i  $V = 30,997 \%$ );
- fale theta w II cyklu badań po 13 sesji treningowej oraz fale beta po 5 sesji treningowej (odpowiednio  $V = 13,529 \%$  i  $V = 29,518 \%$ );
- fale theta w III cyklu badań po 13 sesji treningowej oraz fale beta po 2 sesji treningowej (odpowiednio  $V = 18,580 \%$  i  $V = 38,215 \%$ );
- fale theta w IV cyklu badań po 14 sesji treningowej oraz fale beta po 4 sesji treningowej (odpowiednio  $V = 10,933 \%$  i  $V = 22,359 \%$ ).

**Tabela 1** Parametry opisowe amplitudy fal theta i beta w poszczególnych cyklach w normoksji i hipoksji normobarycznej - sesja EEG biofeedback, GB, cykl I i II

Zmienne	Cykl N	$\bar{X}$	S	V	Zmienne	Cykl H	$\bar{X}$	S	V
Theta 1	I	8,016	1,367	17,053	Theta 1	II	9,323	1,057	11,338
Beta 1		4,294	1,331	30,997	Beta 1		4,613	1,268	27,488
Theta 2		8,005	1,372	17,139	Theta 2		9,285	1,019	10,975
Beta 2		4,333	1,330	30,695	Beta 2		4,667	1,329	28,477
Theta 3		7,967	1,401	17,585	Theta 3		9,109	1,025	11,253
Beta 3		4,423	1,316	29,754	Beta 3		4,777	1,354	28,344
Theta 4		7,948	1,383	17,401	Theta 4		9,024	1,009	11,181
Beta 4		4,459	1,339	30,029	Beta 4		4,838	1,317	27,222
Theta 5		7,893	1,414	17,915	Theta 5		8,972	0,980	10,923
Beta 5		4,455	1,274	28,597	Beta 5		4,797	1,416	29,518
Theta 6		7,885	1,398	17,730	Theta 6		8,843	0,995	11,252
Beta 6		4,526	1,274	28,148	Beta 6		4,937	1,365	27,648
Theta 7		7,854	1,410	17,953	Theta 7		8,815	0,998	11,322
Beta 7		4,522	1,306	28,881	Beta 7		4,945	1,298	26,249
Theta 8		7,859	1,405	17,878	Theta 8		8,813	1,061	12,039
Beta 8		4,547	1,313	28,876	Beta 8		4,890	1,290	26,380
Theta 9		7,795	1,416	18,165	Theta 9		8,742	1,039	11,885
Beta 9		4,558	1,301	28,543	Beta 9		4,972	1,206	24,256
Theta 10		7,793	1,466	18,812	Theta 10		8,656	1,062	12,269
Beta 10		4,574	1,307	28,575	Beta 10		5,098	1,175	23,048
Theta 11		7,733	1,413	18,272	Theta 11		8,605	1,072	12,458
Beta 11		4,595	1,295	28,183	Beta 11		5,089	1,267	24,897
Theta 12		7,729	1,453	18,799	Theta 12		8,593	1,092	12,708
Beta 12		4,596	1,288	28,024	Beta 12		5,091	1,268	24,907
Theta 13		7,720	1,462	18,938	Theta 13		8,604	1,164	13,529
Beta 13		4,591	1,315	28,643	Beta 13		5,054	1,209	23,922
Theta 14		7,662	1,429	18,650	Theta 14		8,474	1,139	13,441
Beta 14		4,589	1,308	28,503	Beta 14		5,169	1,204	23,293
Theta 15		7,654	1,432	18,709	Theta 15		8,503	1,120	13,172
Beta 15		4,730	1,393	29,450	Beta 15		5,093	1,237	24,288

$\bar{X}$  – średnia ( $\mu V$ ); S – odchylenie standardowe; V- współczynnik zmienności; Cykl N – cykl przeprowadzony w normoksji; Cykl H – cykl przeprowadzony w hipoksji normobarycznej



**Tabela 2** Parametry opisowe amplitudy fal theta i beta w poszczególnych cyklach w normoksji i hipoksji normobarycznej- sesja EEG biofeedback, GB, cykl III i IV

Zmienne	Cykl N	$\bar{X}$	S	V	Zmienne	Cykl H	$\bar{X}$	S	V
Theta 1	III	8,358	1,389	16,619	Theta 1	IV	9,795	1,018	10,393
Beta 1		4,084	1,336	32,713	Beta 1		5,342	1,124	21,041
Theta 2		8,220	1,307	15,900	Theta 2		9,741	0,993	10,194
Beta 2		4,001	1,529	38,215	Beta 2		5,361	1,088	20,295
Theta 3		8,274	1,377	16,642	Theta 3		9,696	0,941	9,705
Beta 3		4,071	1,473	36,183	Beta 3		5,369	1,073	19,985
Theta 4		8,035	2,070	25,762	Theta 4		9,630	0,922	9,574
Beta 4		3,996	1,468	36,737	Beta 4		5,425	1,213	22,359
Theta 5		8,288	1,400	16,892	Theta 5		9,639	0,990	10,271
Beta 5		4,121	1,436	34,846	Beta 5		5,629	1,172	20,821
Theta 6		8,222	1,383	16,821	Theta 6		9,529	1,002	10,515
Beta 6		4,189	1,378	32,896	Beta 6		5,703	1,143	20,042
Theta 7		8,204	1,389	16,931	Theta 7		9,459	0,981	10,371
Beta 7		4,190	1,341	32,005	Beta 7		5,713	1,197	20,952
Theta 8		8,169	1,407	17,224	Theta 8		9,407	0,995	10,577
Beta8		4,262	1,288	30,221	Beta8		5,747	1,194	20,776
Theta9		8,151	1,473	18,071	Theta9		9,367	0,994	10,612
Beta 9		4,277	1,341	31,354	Beta 9		5,770	1,151	19,948
Theta 10		8,103	1,420	17,524	Theta 10		9,336	0,947	10,144
Beta 10		4,313	1,448	33,573	Beta 10		5,847	1,119	19,138
Theta 11		8,116	1,418	17,472	Theta 11		9,228	0,940	10,186
Beta 11		4,229	1,333	31,520	Beta 11		5,936	1,127	18,986
Theta 12		8,078	1,437	17,789	Theta 12		9,163	0,977	10,662
Beta 12		4,330	1,368	31,594	Beta 12		6,008	1,092	18,176
Theta 13		8,041	1,494	18,580	Theta 13		9,088	0,960	10,563
Beta 13		4,407	1,261	28,614	Beta 13		6,057	1,097	18,111
Theta 14		8,033	1,442	17,951	Theta 14		9,028	0,987	10,933
Beta 14		4,467	1,297	29,035	Beta 14		6,031	1,117	18,521
Theta 15		7,987	1,447	18,117	Theta 15		9,022	0,974	10,796
Beta 15		4,461	1,329	29,792	Beta 15		6,119	1,071	17,503

$\bar{X}$  – średnia ( $\mu V$ ); S – odchylenie standardowe; V- współczynnik zmienności; Cykl N – cykl przeprowadzony w normoksji; Cykl H – cykl przeprowadzony w hipoksji normobarycznej

### *Grupa kontrolna (GK)*

Analiza porównawcza statystyk opisowych wykazała, że w grupie kontrolnej największe bezwzględne zróżnicowanie wartości badanych parametrów odnotowano w zmiennych (Tabele 3 i 4):

- fale theta w I cyklu badań po 4 sesji treningowej oraz fale beta po 14 sesji treningowej (odpowiednio  $S = 0,906$  i  $S = 1,247$ );
- fale theta w II cyklu badań po 1 sesji treningowej oraz fale beta po 7 sesji treningowej (odpowiednio  $S = 1,144$  i  $S = 0,501$ );
- fale theta w III cyklu badań po 15 sesji treningowej oraz fale beta po 12 sesji treningowej (odpowiednio  $S = 1,060$  i  $S = 0,734$ );
- fale theta w IV cyklu badań po 1 sesji treningowej oraz fale beta po 7 sesji treningowej (odpowiednio  $S = 1,478$  i  $S = 0,744$ ).

Z kolei największe zróżnicowanie względne odnotowano w zmiennych:

- fale theta w I cyklu badań po 4 sesji treningowej oraz fale beta po 15 sesji treningowej (odpowiednio  $V = 9,910\%$  i  $V = 33,414\%$ );
- fale theta w II cyklu badań po 1 sesji treningowej oraz fale beta po 7 sesji treningowej (odpowiednio  $V = 11,118\%$  i  $V = 15,173\%$ );
- fale theta w III cyklu badań po 15 sesji treningowej oraz fale beta po 2 sesji treningowej (odpowiednio  $V = 11,779\%$  i  $V = 24,054\%$ );
- fale theta w IV cyklu badań po 1 sesji treningowej oraz fale beta po 7 sesji treningowej (odpowiednio  $V = 15,239\%$  i  $V = 24,306\%$ ).

Podsumowując, wszystkie zmienne miały rozkład normalny z niewielkimi odchyleniami lewo lub prawostronnymi, mieszczącymi się jednak w zakresach normalności.

**Tabela 3** Parametry opisowe amplitudy fal theta i beta w poszczególnych cyklach w normoksji i hipoksji normobarycznej - sesja EEG biofeedback, GK, cykl I i II

Zmienne	Cykl N	$\bar{X}$	S	V	Zmienne	Cykl H	$\bar{X}$	S	V
Theta 1	I	9,328	0,752	8,062	Theta 1	II	10,290	1,144	11,118
Beta 1		3,369	0,344	10,211	Beta 1		2,977	0,416	13,974
Theta 2		9,305	0,805	8,651	Theta 2		10,217	1,113	10,894
Beta 2		3,372	0,339	10,053	Beta 2		3,041	0,399	13,121
Theta 3		9,326	0,804	8,621	Theta 3		10,113	1,066	10,541
Beta 3		3,321	0,377	11,352	Beta 3		3,135	0,384	12,249
Theta 4		9,142	0,906	9,910	Theta 4		10,046	0,852	8,481
Beta 4		3,216	0,420	13,060	Beta 4		3,179	0,445	13,998
Theta 5		9,137	0,852	9,325	Theta 5		10,013	0,760	7,590
Beta 5		3,268	0,398	12,179	Beta 5		3,214	0,431	13,410
Theta 6		9,101	0,733	8,054	Theta 6		9,885	0,818	8,275
Beta 6		3,352	0,427	12,739	Beta 6		3,261	0,446	13,677
Theta 7		9,088	0,751	8,264	Theta 7		9,720	0,757	7,788
Beta 7		3,421	0,402	11,751	Beta 7		3,302	0,501	15,173
Theta 8		9,087	0,759	8,353	Theta 8		9,824	0,694	7,064
Beta 8		3,363	0,403	11,983	Beta 8		3,189	0,413	12,951
Theta 9		9,119	0,795	8,718	Theta 9		9,900	0,686	6,929
Beta 9		3,418	0,483	14,131	Beta 9		3,059	0,406	13,272
Theta 10		9,134	0,771	8,441	Theta 10		9,931	0,692	6,968
Beta 10		3,444	0,525	15,244	Beta 10		3,155	0,366	11,601
Theta 11		8,988	0,792	8,812	Theta 11		9,884	0,780	7,892
Beta 11		3,400	0,578	17,000	Beta 11		3,177	0,354	11,143
Theta 12		8,993	0,796	8,851	Theta 12		9,842	0,832	8,454
Beta 12		3,374	0,475	14,078	Beta 12		3,274	0,391	11,943
Theta 13		9,023	0,818	9,066	Theta 13		9,715	0,773	7,957
Beta 13		3,412	0,424	12,427	Beta 13		3,137	0,372	11,858
Theta 14		8,950	0,839	9,374	Theta 14		9,746	0,607	6,228
Beta 14		3,766	1,247	33,112	Beta 14		3,183	0,379	11,907
Theta 15		8,958	0,753	8,406	Theta 15		9,832	0,597	6,072
Beta 15		3,699	1,236	33,414	Beta 15		3,231	0,406	12,566

$\bar{X}$  – średnia ( $\mu V$ ); S – odchylenie standardowe; V- współczynnik zmienności; Cykl N – cykl przeprowadzony w normoksji; Cykl H – cykl przeprowadzony w hipoksji normobarycznej

**Tabela 4** Parametry opisowe amplitudy fal theta i beta w poszczególnych cyklach w normoksji i hipoksji normobarycznej- sesja EEG biofeedback, GK, cykl III i IV

Zmienne	Cykl N	$\bar{X}$	S	V	Zmienne	Cykl H	$\bar{X}$	S	V
Theta 1	III	8,858	0,986	11,131	Theta 1	IV	9,699	1,478	15,239
Beta 1		2,795	0,412	14,741	Beta 1		3,536	0,584	16,516
Theta 2		9,032	0,977	10,817	Theta 2		9,705	0,929	9,572
Beta 2		2,906	0,699	24,054	Beta 2		3,516	0,597	16,980
Theta 3		9,108	0,788	8,652	Theta 3		9,388	1,381	14,710
Beta 3		3,009	0,620	20,605	Beta 3		3,434	0,606	17,647
Theta 4		9,041	0,879	9,722	Theta 4		8,920	1,188	13,318
Beta 4		3,136	0,544	17,347	Beta 4		3,448	0,544	15,777
Theta 5		8,848	0,879	9,934	Theta 5		8,965	1,204	13,430
Beta 5		3,148	0,639	20,299	Beta 5		3,345	0,614	18,356
Theta 6		9,330	0,942	10,096	Theta 6		10,020	0,815	8,134
Beta 6		3,195	0,600	18,779	Beta 6		3,273	0,630	19,248
Theta 7		9,232	0,942	10,204	Theta 7		10,068	0,891	8,850
Beta 7		3,288	0,631	19,191	Beta 7		3,061	0,744	24,306
Theta 8		9,313	0,896	9,621	Theta 8		9,197	0,610	6,633
Beta 8		3,357	0,607	18,082	Beta 8		3,012	0,586	19,456
Theta 9		9,319	0,851	9,132	Theta 9		9,759	0,822	8,423
Beta 9		3,430	0,586	17,085	Beta 9		2,916	0,697	23,903
Theta 10		9,248	0,838	9,061	Theta 10		9,617	0,945	9,826
Beta 10		3,439	0,610	17,738	Beta 10		2,936	0,589	20,061
Theta 11		9,189	0,794	8,641	Theta 11		9,335	0,802	8,591
Beta 11		3,420	0,631	18,450	Beta 11		2,936	0,589	20,061
Theta 12		9,116	0,749	8,216	Theta 12		9,405	0,789	8,389
Beta 12		3,593	0,734	20,429	Beta 12		3,360	0,647	19,256
Theta 13		9,149	0,813	8,886	Theta 13		9,518	0,889	9,340
Beta 13		3,620	0,573	15,829	Beta 13		3,384	0,701	20,715
Theta 14		8,999	1,021	11,346	Theta 14		9,866	0,997	10,105
Beta 14		3,531	0,625	17,700	Beta 14		3,479	0,593	17,045
Theta 15		8,999	1,060	11,779	Theta 15		10,186	0,904	8,875
Beta 15		3,542	0,553	15,613	Beta 15		3,410	0,701	20,557

$\bar{X}$  – średnia ( $\mu V$ ); S – odchylenie standardowe; V- współczynnik zmienności; Cykl N – cykl przeprowadzony w normoksji; Cykl H – cykl przeprowadzony w hipoksji normobarycznej

Określono również rozkłady analizowanych zmiennych reakcji prostej i złożonej przed i po zakończeniu poszczególnych cykli treningu biofeedback w warunkach normoksji i hipoksji normobarycznej w grupie badanej i kontrolnej. Zarówno parametry, jak i statystyki opisowe zmiennych pomiarowych dla badanych grup zaprezentowano w tabelach 5 – 8.

### ***Grupa badana (GB) – reakcja prosta***

Analiza porównawcza statystyk opisowych wykazała, że w grupie badanej największe bezwzględne zróżnicowanie wartości badanych parametrów odnotowano w zmiennych (Tabela 5):

- reakcja prosta przed I cyklem badań (odpowiednio  $S = 0,006$ );
- reakcja prosta po II cyklu badań (odpowiednio  $S = 0,009$ );
- reakcja prosta po IV cyklu badań (odpowiednio  $S = 0,010$ ).

Z kolei największe zróżnicowanie względne odnotowano w zmiennych:

- reakcja prosta przed I cyklem badań (odpowiednio  $V = 2,679$ );
- reakcja prosta po II cyklu badań (odpowiednio  $V = 3,879$ );
- reakcja prosta po IV cyklu badań (odpowiednio  $V = 4,274$ ).

**Tabela 5** Parametry opisowe czasu reakcji prostej w warunkach normoksji i hipoksji normobarycznej, GB, cykl I-IV

Zmienne	Cykl N	$\bar{x}$	S	V	Zmienne	Cykl H	$\bar{x}$	S	V
przed cyklem	I	0,224	0,006	2,679	przed cyklem	II	0,225	0,007	3,111
po cyklu		0,223	0,003	1,345	po cyklu		0,232	0,009	3,879
przed cyklem	III	0,224	0,006	2,679	przed cyklem	IV	0,225	0,007	3,111
po cyklu		0,220	0,005	2,273	po cyklu		0,234	0,010	4,274

$\bar{x}$  – średnia (s); S – odchylenie standardowe; V- współczynnik zmienności; Cykl N – cykl przeprowadzony w normoksji; Cykl H – cykl przeprowadzony w hipoksji normobarycznej

### **Grupa kontrolna (GK) – reakcja prosta**

Analiza porównawcza statystyk opisowych wykazała, że w grupie kontrolnej największe bezwzględne zróżnicowanie wartości badanych parametrów odnotowano w zmiennych (Tabela 6):

- reakcja prosta przed I cyklem, III i IV cyklem ( $S = 0,009$ );

Z kolei największe zróżnicowanie względne odnotowano w zmiennych:

- reakcja prosta przed I, III i IV cyklem (odpowiednio  $V = 3,982$ ,  $V = 3,965$  i ponownie  $V = 3,965$ );

**Tabela 6** Parametry opisowe czasu reakcji prostej w warunkach normoksji i hipoksji normobarycznej, GK, cykl I-IV

Zmienne	Cykl N	$\bar{x}$	S	V	Zmienne	Cykl H	$\bar{x}$	S	V
przed cyklem	I	0,226	0,009	3,982	przed cyklem	II	0,227	0,007	3,084
po cyklu		0,224	0,004	1,786	po cyklu		0,225	0,006	2,667
przed cyklem	III	0,227	0,009	3,965	przed cyklem	IV	0,227	0,009	3,965
po cyklu		0,226	0,008	3,540	po cyklu		0,227	0,008	3,524

$\bar{x}$  – średnia (s); S – odchylenie standardowe; V- współczynnik zmienności; Cykl N – cykl przeprowadzony w normoksji; Cykl H – cykl przeprowadzony w hipoksji normobarycznej

### **Grupa badana (GB) – reakcja złożona**

Analiza porównawcza statystyk opisowych wykazała, że w grupie badanej największe bezwzględne zróżnicowanie wartości badanych parametrów odnotowano w zmiennych (Tabela 7):

- reakcja złożona po II i IV cyklu badań ( $S = 0,012$ ).

Z kolei największe zróżnicowanie względne odnotowano w zmiennych:

- reakcja złożona po II i IV cyklu badań ( $V = 3,297$ );

**Tabela 7** Parametry opisowe czasu reakcji złożonej w warunkach normoksji i hipoksji normobarycznej, GB, cykl I-IV

Zmienne	Cykl N	$\bar{x}$	S	V	Zmienne	Cykl H	$\bar{x}$	S	V
przed cyklem	I	0,354	0,011	3,107	przed cyklem	II	0,354	0,011	3,107
po cyklu		0,346	0,010	2,890	po cyklu		0,364	0,012	3,297
przed cyklem	III	0,354	0,011	3,107	przed cyklem	IV	0,354	0,011	3,107
po cyklu		0,353	0,007	1,983	po cyklu		0,364	0,012	3,297

$\bar{x}$  – średnia (s); S – odchylenie standardowe; V- współczynnik zmienności; Cykl N – cykl przeprowadzony w normoksji; Cykl H – cykl przeprowadzony w hipoksji normobarycznej

### ***Grupa kontrolna (GK) – reakcja złożona***

Analiza porównawcza statystyk opisowych wykazała, że w grupie kontrolnej największe bezwzględne zróżnicowanie wartości badanych parametrów odnotowano w zmiennych (Tabela 8):

- reakcja złożona po IV cyklu badań (S=0,013);

Z kolei największe zróżnicowanie względne odnotowano w zmiennych:

- reakcja złożona po IV cyklu badań (odpowiednio V = 3,523);

**Tabela 8** Parametry opisowe czasu reakcji złożonej w warunkach normoksji i hipoksji normobarycznej, GK, cykl I-IV

Zmienne	Cykl N	$\bar{x}$	S	V	Zmienne	Cykl H	$\bar{x}$	S	V
przed cyklem	I	0,357	0,011	3,112	przed cyklem	II	0,356	0,010	2,802
po cyklu		0,356	0,011	3,071	po cyklu		0,356	0,011	3,109
przed cyklem	III	0,357	0,011	3,108	przed cyklem	IV	0,355	0,008	2,304
po cyklu		0,356	0,011	3,102	po cyklu		0,369	0,013	3,523

$\bar{x}$  – średnia (s); S – odchylenie standardowe; V- współczynnik zmienności; Cykl N – cykl przeprowadzony w normoksji; Cykl H – cykl przeprowadzony w hipoksji normobarycznej

## 5.2 Analiza dynamiki zmienności wartości amplitudy fal Theta i Beta uzyskanych po treningach biofeedback w normoksji i hipoksji normobarycznej, w grupie badanej i kontrolnej

**Tabela 9** Przyrosty względne zmiennych Theta i Beta (średnie z okresów treningowych), jednopodstawowe i siła efektu po treningowego w grupie badanej (GB), cykl I-II

<b>I cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna Theta - normoksja</b>			
Trening	Wartości rzeczywiste [ $\mu$ V]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$ po wszystkich okresach
Okres 1	8,00	-0,25	0,07
Okres 2	7,91	-1,34	
Okres 3	7,84	-2,24	
Okres 4	7,75	-3,30	
Okres 5	7,68	-4,21	
<b>Zmienna Beta - normoksja</b>			
Trening	Wartości rzeczywiste [ $\mu$ V]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$ po wszystkich okresach
Okres 1	4,35	1,30	0,18
Okres 2	4,48	4,32	
Okres 3	4,54	5,78	
Okres 4	4,59	6,85	
Okres 5	4,64	7,97	
<b>II cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna Theta - hipoksja</b>			
Trening	Wartości rzeczywiste [ $\mu$ V]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$ po wszystkich okresach
Okres 1	9,24	-0,90	0,12
Okres 2	8,95	-4,04	
Okres 3	8,79	-5,72	
Okres 4	8,62	-7,57	
Okres 5	8,53	-8,54	
<b>Zmienna Beta - hipoksja</b>			
Trening	Wartości rzeczywiste [ $\mu$ V]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$ po wszystkich okresach
Okres 1	4,69	1,58	0,21
Okres 2	4,86	5,30	
Okres 3	4,94	7,00	
Okres 4	5,09	10,40	
Okres 5	5,11	10,67	



**Tabela 10** Przyrosty względne zmiennych Theta i Beta (średnie z okresów treningowych), jednopodstawowe i siła efektu po treningowego w grupie badanej (GB), cykl III-IV

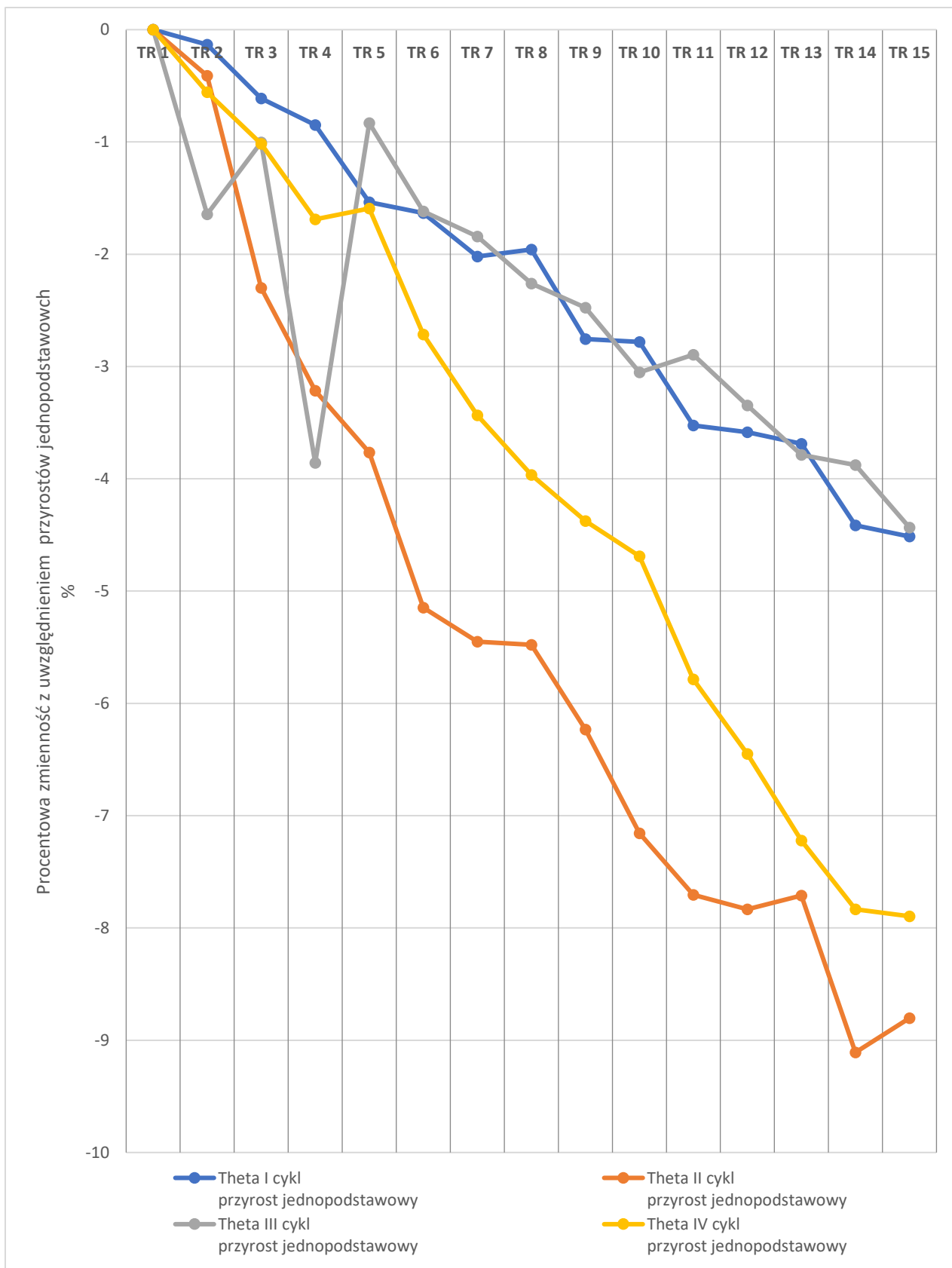
<b>III cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna Theta - normoksja</b>			
Trening	Wartości rzeczywiste [ $\mu$ V]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$ po wszystkich okresach
Okres 1	8,28	-0,88	0,04
Okres 2	8,18	-2,10	
Okres 3	8,17	-2,19	
Okres 4	8,10	-3,10	
Okres 5	8,02	-4,03	
<b>Zmienna Beta - normoksja</b>			
Trening	Wartości rzeczywiste [ $\mu$ V]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$ po wszystkich okresach
Okres 1	4,05	-0,78	0,22
Okres 2	4,10	0,44	
Okres 3	4,24	3,90	
Okres 4	4,29	5,06	
Okres 5	4,45	8,85	
<b>IV cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna Theta - hipoksja</b>			
Trening	Wartości rzeczywiste [ $\mu$ V]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$ po wszystkich okresach
Okres 1	9,74	-0,52	0,13
Okres 2	9,60	-2,00	
Okres 3	9,41	-3,93	
Okres 4	9,24	-5,64	
Okres 5	9,05	-7,65	
<b>Zmienna Beta - hipoksja</b>			
Trening	Wartości rzeczywiste [ $\mu$ V]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$ po wszystkich okresach
Okres 1	5,36	0,29	0,25
Okres 2	5,59	4,57	
Okres 3	5,74	7,52	
Okres 4	5,93	11,01	
Okres 5	6,07	13,61	

Charakterystyka uzyskiwanych wartości przyrostów względnych zmiennych w aspekcie indeksów jednopodstawowych i siły efektu po treningowego przedstawiona została w tabelach, osobno dla grupy badanej (GB), jak i kontrolnej (GK). Ze względu na ilość treningów podzielono wyniki na okresy ( w każdym okresie zawierały się trzy treningi), otrzymując pięć wartości średnich dla indeksów jednopodstawowych (Tabele 9-10 dla GB oraz tabele 11-12 dla GK). Graficzną analizę rozkładu przyrostów względnych jednopodstawowych fal Theta i Beta

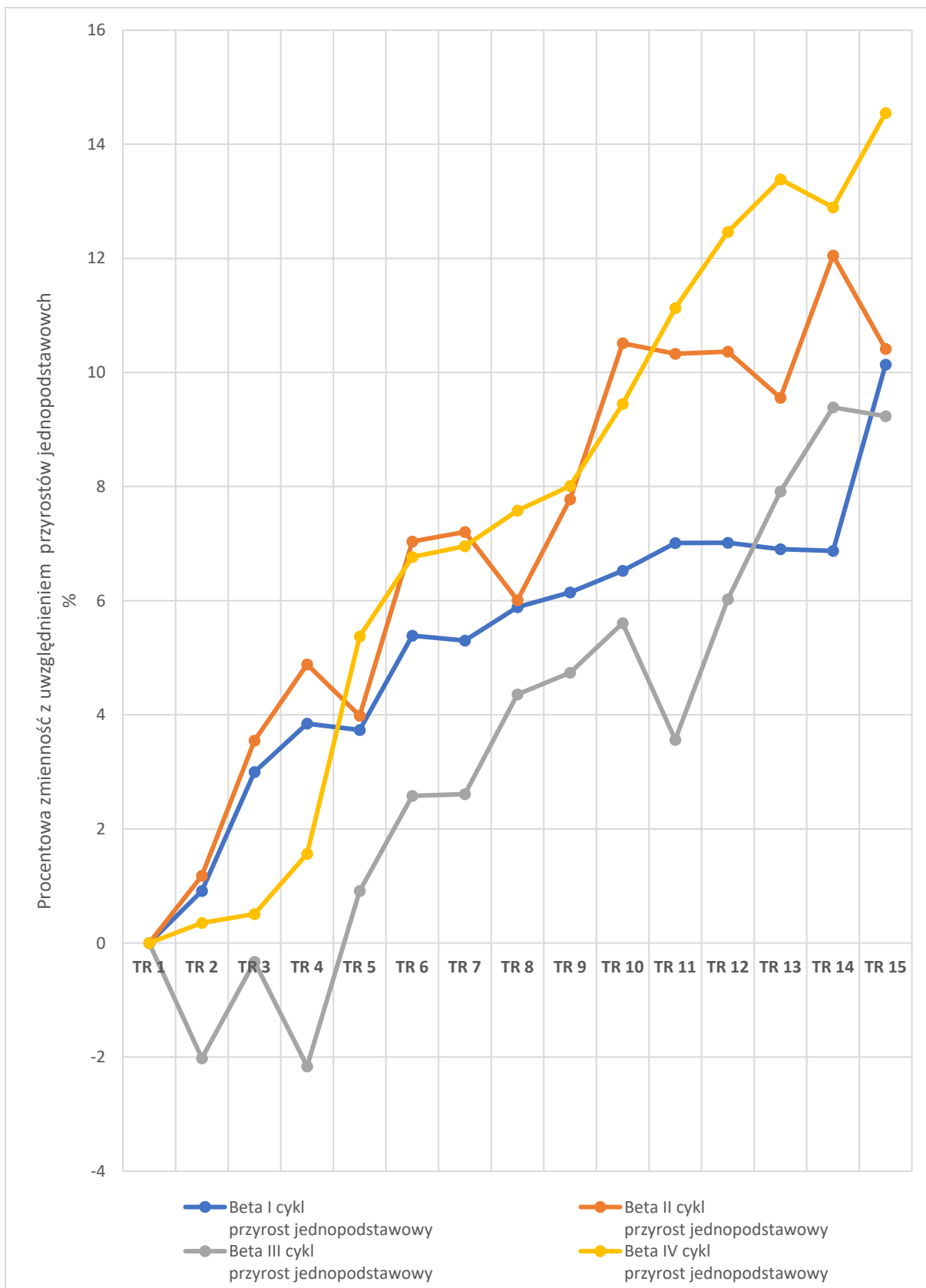
w ujęciu porównawczym poszczególnych cykli, zaprezentowano na rycinach 2-3 dla GB oraz rycinach 4-5 dla GK.

W I cyklu pomiarowym dla zmiennej Theta z uwzględnieniem przyrostów względnych w grupie badanej wykazano trend spadkowy i jej wartość obniżyła się o 4,21%. Dla zmiennej Beta wykazano wzrostowy osiągając 7,97% przyrostu wartości pod koniec cyklu. Natomiast w II cyklu pomiarowym dla zmiennej Theta z uwzględnieniem przyrostów względnych w grupie badanej wykazano trend spadkowy i jej wartość obniżyła się o 8,54%. Dla zmiennej Beta wykazała trend wzrostowy osiągając 10,67% przyrostu wartości pod koniec cyklu (Tabela 9).

W III cyklu pomiarowym dla zmiennej Theta z uwzględnieniem przyrostów względnych w grupie badanej wykazano trend spadkowy i jej wartość obniżyła się o 4,03%. Dla zmiennej Beta wykazano trend wzrostowy osiągając 8,85% przyrostu wartości pod koniec cyklu (Tabela 10). W IV cyklu pomiarowym dla zmiennej Theta z uwzględnieniem przyrostów względnych w grupie badanej wykazano trend spadkowy i jej wartość obniżyła się o 7,65%. Dla zmiennej Beta wykazano trend wzrostowy osiągając 13,67% przyrostu wartości pod koniec cyklu (Tabela 10).



**Ryc. 3** Szczegółowy rozkład zmienności fal Theta po poszczególnych treningach biofeedback w kolejnych cyklach treningowych- wartości przyrostów względnych jednorodstawowych (procent zmian) – GB.



**Ryc. 4** Szczegółowy rozkład zmienności fal Beta po poszczególnych treningach biofeedback w kolejnych cyklach treningowych- wartości przyrostów względnych jednostawowych (procent zmian) – GB.

**Tabela 11** Przyrosty względne zmiennych Theta i Beta (średnie z okresów treningowych), jednopodstawowe i siła efektu po treningowego w grupie kontrolnej (GK), cykl I-II

<b>I cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna Theta - normoksja</b>			
Trening	Wartości rzeczywiste [ $\mu$ V]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$ po wszystkich okresach
Okres 1	9,32	-0,09	
Okres 2	9,13	-2,16	
Okres 3	9,10	-2,47	0,04
Okres 4	9,04	-3,11	
Okres 5	8,98	-3,77	
<b>Zmienna Beta - normoksja</b>			
Trening	Wartości rzeczywiste [ $\mu$ V]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$ po wszystkich okresach
Okres 1	3,35	-0,46	
Okres 2	3,28	-2,70	
Okres 3	3,40	0,93	0,19
Okres 4	3,41	1,09	
Okres 5	3,63	7,61	
<b>II cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna Theta - hipoksja</b>			
Trening	Wartości rzeczywiste [ $\mu$ V]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$ po wszystkich okresach
Okres 1	10,21	-0,81	
Okres 2	9,98	-3,00	
Okres 3	9,81	-4,62	0,14
Okres 4	9,89	-3,93	
Okres 5	9,76	-5,11	
<b>Zmienna Beta - hipoksja</b>			
Trening	Wartości rzeczywiste [ $\mu$ V]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$ po wszystkich okresach
Okres 1	3,05	2,49	
Okres 2	3,22	8,11	
Okres 3	3,18	6,95	0,05
Okres 4	3,20	7,56	
Okres 5	3,18	6,96	

**Tabela 12** Przyrosty względne zmiennych Theta i Beta (średnie z okresów treningowych), jednopodstawowe i siła efektu po treningowego w grupie kontrolnej (GK), cykl III-IV

<b>III cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna Theta - normoksja</b>			
Trening	Wartości rzeczywiste [ $\mu\text{V}$ ]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$ po wszystkich okresach
Okres 1	9,00	1,60	
Okres 2	9,07	2,43	
Okres 3	9,29	4,86	0,02
Okres 4	9,18	3,69	
Okres 5	9,05	2,16	
<b>Zmienna Beta - normoksja</b>			
Trening	Wartości rzeczywiste [ $\mu\text{V}$ ]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$ po wszystkich okresach
Okres 1	2,90	3,88	
Okres 2	3,16	13,07	
Okres 3	3,36	20,17	0,28
Okres 4	3,48	24,66	
Okres 5	3,56	27,54	
<b>IV cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna Theta - hipoksja</b>			
Trening	Wartości rzeczywiste [ $\mu\text{V}$ ]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$ po wszystkich okresach
Okres 1	9,60	(-)1,05	
Okres 2	9,30	(-)4,09	
Okres 3	9,67	(-)0,25	0,03
Okres 4	9,45	(-)2,54	
Okres 5	9,86	1,63	
<b>Zmienna Beta - hipoksja</b>			
Trening	Wartości rzeczywiste [ $\mu\text{V}$ ]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$ po wszystkich okresach
Okres 1	3,50	-1,16	
Okres 2	3,36	-5,12	
Okres 3	3,00	-15,27	0,07
Okres 4	3,08	-12,98	
Okres 5	3,42	-3,18	

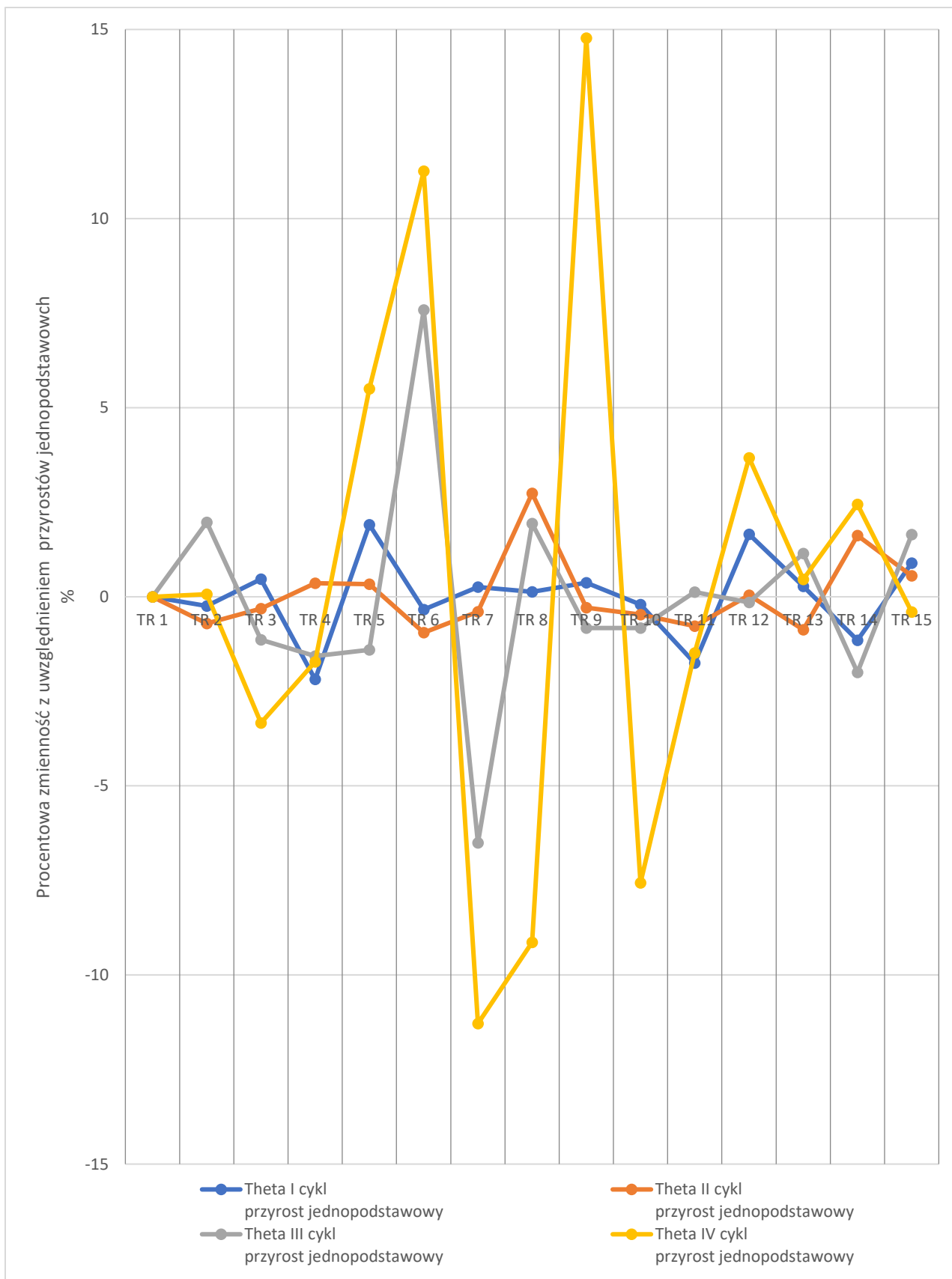
Jak wykazały analizy w I cyklu pomiarowym dla zmiennej Theta z uwzględnieniem przyrostów względnych w grupie badanej wykazano trend spadkowy i jej wartość obniżyła się o 3,77%. Natomiast dla zmiennej Beta wykazano trend wzrostowy osiągając 7,61% przyrostu wartości pod koniec cyklu (Tabela 11).

W II cyklu pomiarowym dla zmiennej Theta z uwzględnieniem przyrostów względnych w grupie badanej wykazano trend spadkowy i jej wartość obniżyła się o 5,11%. Dla zmiennej

Beta wykazano trend wzrostowy osiągając 6,96% przyrostu wartości pod koniec cyklu (Tabela 11).

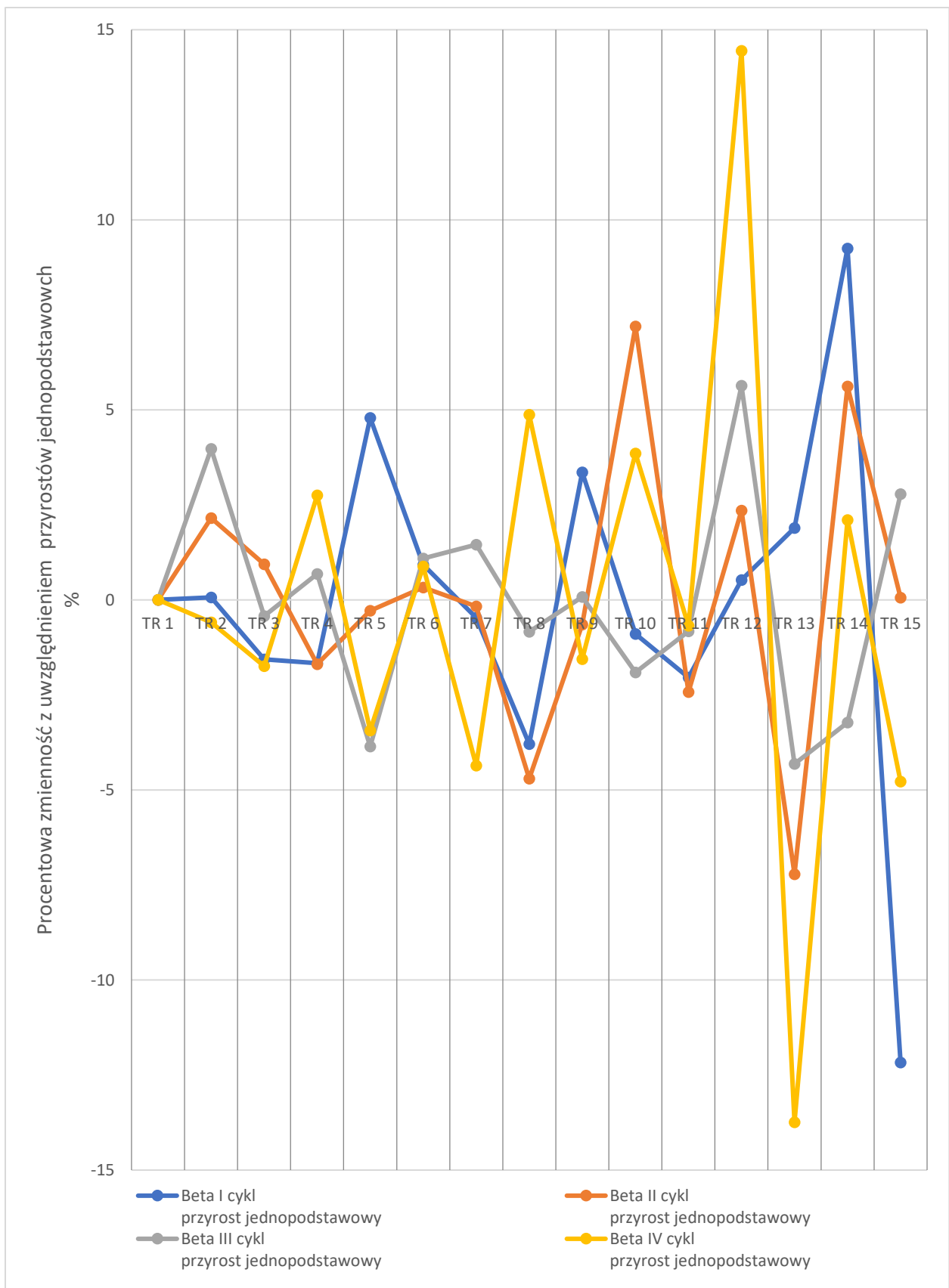
Jak wykazały analizy statystyczne, w III cyklu pomiarowym dla zmiennej Theta z uwzględnieniem przyrostów względnych w grupie badanej wykazano trend wzrostowy i jej wartość podwyższyła się o 2,16%. Natomiast dla zmiennej Beta wykazano trend wzrostowy osiągając 27,54% przyrostu wartości pod koniec cyklu (Tabela 12).

W IV cyklu pomiarowym dla zmiennej Theta z uwzględnieniem przyrostów względnych w grupie badanej wykazano trend wzrostowy i jej wartość podwyższyła się o 1,63%. Dla zmiennej Beta wykazano trend spadkowy osiągając 3,18% spadku wartości pod koniec cyklu (Tabela 12).



**Ryc. 5** Szczegółowy rozkład zmienności fal Theta po poszczególnych treningach biofeedback w kolejnych cyklach treningowych- wartości przyrostów względnych jednopodstawowych (procent zmian) – GK.





**Ryc. 6** Szczegółowy rozkład zmienności fal Beta po poszczególnych treningach biofeedback w kolejnych cyklach treningowych- wartości przyrostów względnych jednopodstawowych (procent zmian) – GK.

### 5.3 Analiza różnic w wartościach amplitudy fal Theta i Beta uzyskanych po treningach biofeedback w normoksji i hipoksji normobarycznej, w grupie badanej i kontrolnej (wewnątrzgrupowe i międzygrupowe)

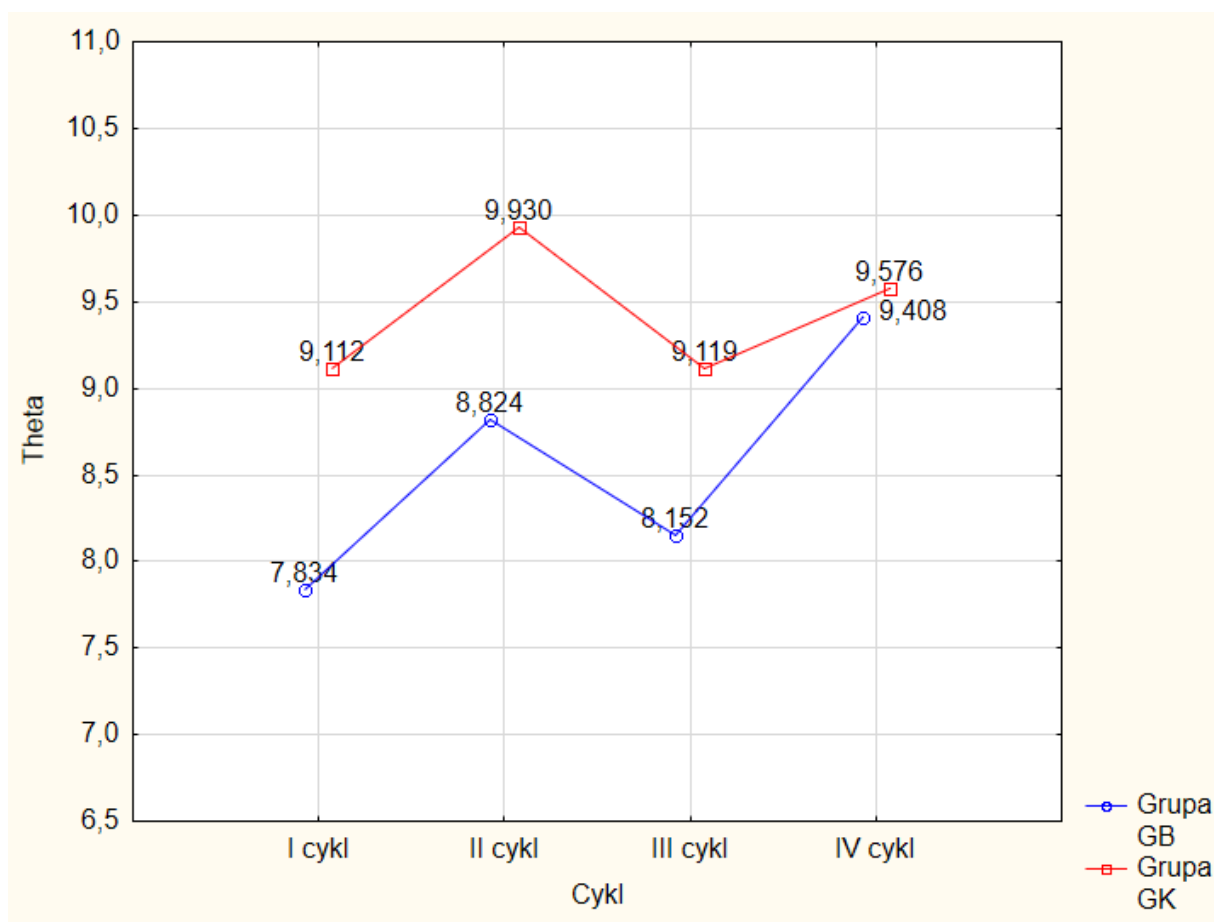
Analiza wariancji z powtarzanymi pomiarami ANOVA wykazała istotne różnice w wartościach fal Theta ( $F=118$ ;  $p=0.001$ ) i Beta ( $F=123$ ;  $p=0.001$ ), w aspekcie cykli i grup pomiarowych. Wykonano zatem testy post-hock w celu zbadania dokładnych różnic wewnątrzgrupowych i międzygrupowych.

Charakterystyka różnic wewnątrzgrupowych i międzygrupowych wykazanych w testach post-hock, przedstawiona została w tabelach 13 i 14 oraz rycinach 7 i 8, osobno dla amplitudy fal theta i beta.

**Tabela 13** Charakterystyka różnic wewnątrzgrupowych i międzygrupowych fal Theta w aspekcie poszczególnych cykli treningowych (wartości istotności p)

Różnice wewnątrzgrupowe i międzygrupowe fal Theta									
Cykl	Grupa	I cykl	I cykl	II cykl	II cykl	III cykl	III cykl	IV cykl	IV cykl
I cykl	GB		0,049	0,281	0,001	0,995	0,039	0,008	0,002
I cykl	GK	0,049		0,997	0,528	0,319	1,000	0,997	0,955
II cykl	GB	0,281	0,997		0,162	0,753	0,997	0,862	0,633
II cykl	GK	0,001	0,528	0,162		0,002	0,539	0,919	0,990
III cykl	GB	0,995	0,319	0,753	0,002		0,310	0,070	0,023
III cykl	GK	0,039	1,000	0,997	0,539	0,310		0,997	0,958
IV cykl	GB	0,008	0,997	0,862	0,919	0,070	0,997		1,000
IV cykl	GK	0,002	0,955	0,633	0,990	0,023	0,958	1,000	

Analiza różnic między cyklowych amplitudy fal Theta w grupie badanej, z uwzględnieniem poszczególnych cykli, wykazała, iż zaszły istotne statystycznie zmiany w wartościach amplitudy fal Theta pomiędzy I a IV cyklem oraz IV i I cyklem. Dodatkowo zaobserwowano istotne różnice międzygrupowe (GB vs. GK) w wartościach amplitudy Theta, pomiędzy I i I cyklem, I i II cyklem, I i III cyklem, I i IV cyklem, II i I cyklem, III a II cyklem, III, a IV cyklem, III i I cyklem, IV i I oraz VI i III cyklem. W grupie kontrolnej nie zauważono istotnych różnic między cyklami w zmianie wartości amplitudy Theta ani w warunkach normoksji, ani w warunkach hipoksji.

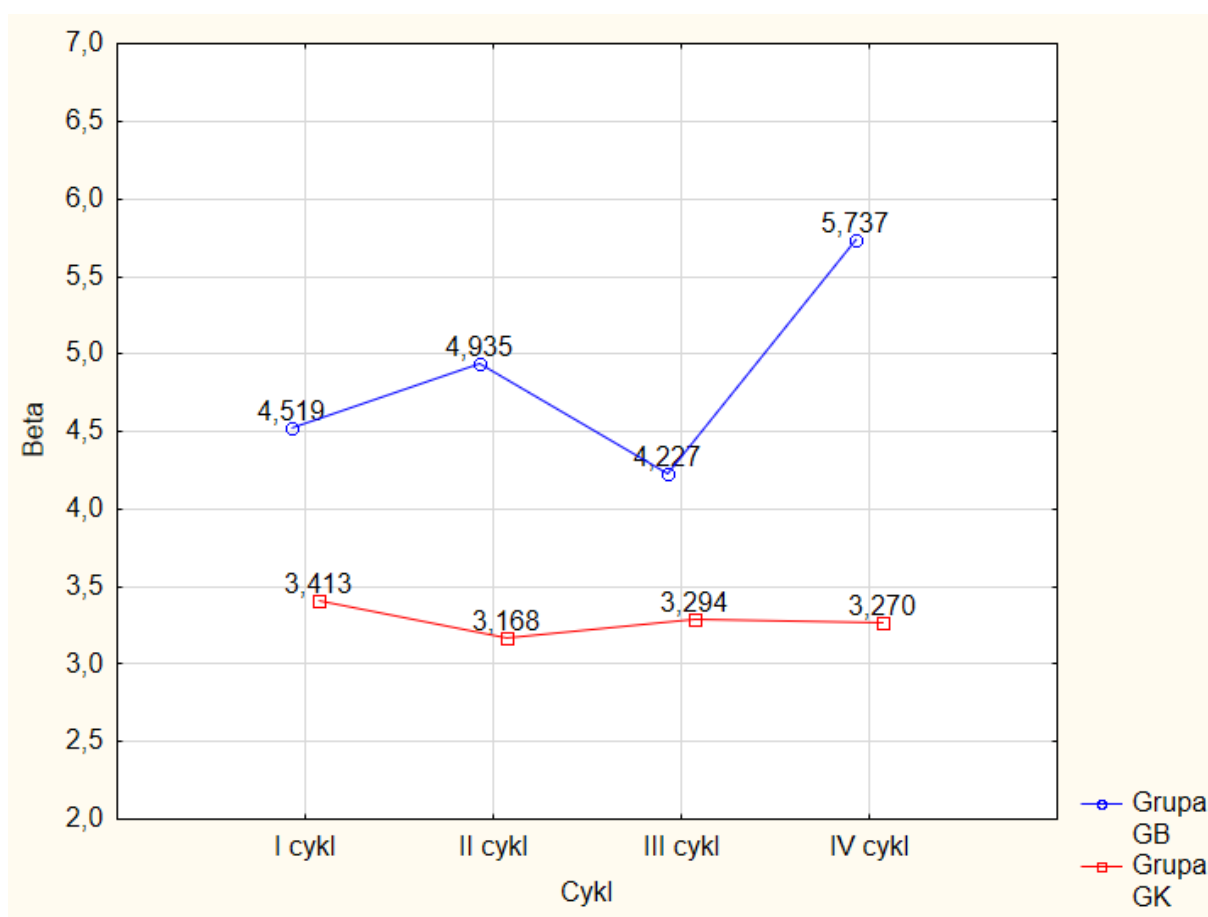


**Ryc. 7** Różnice w wartościach amplitudy fal Theta z uwzględnieniem poszczególnych cykli treningowych [ $\mu\text{V}$ ]

**Tabela 14** Charakterystyka różnic wewnątrzgrupowych i międzygrupowych fal Beta w aspekcie poszczególnych cykli treningowych (wartości istotności p)

Różnice wewnątrzgrupowe i międzygrupowe fal Beta									
Cykl	Grupa	I cykl	I cykl	II cykl	II cykl	III cykl	III cykl	IV cykl	IV cykl
I cykl	GB		0,101	0,963	<b>0,018</b>	0,995	<b>0,046</b>	<b>0,049</b>	<b>0,039</b>
I cykl	GK	0,101		<b>0,005</b>	0,998	0,435	1,000	<b>0,000</b>	1,000
II cykl	GB	0,963	<b>0,005</b>		<b>0,001</b>	0,613	<b>0,002</b>	0,454	<b>0,001</b>
II cykl	GK	<b>0,018</b>	0,998	<b>0,001</b>		0,134	1,000	<b>0,001</b>	1,000
III cykl	GB	0,995	0,435	0,613	0,134		0,261	<b>0,005</b>	0,232
III cykl	GK	<b>0,046</b>	1,000	<b>0,002</b>	1,000	0,261		<b>0,001</b>	1,000
IV cykl	GB	<b>0,049</b>	<b>0,000</b>	0,454	<b>0,001</b>	<b>0,005</b>	<b>0,001</b>		<b>0,001</b>
IV cykl	GK	<b>0,039</b>	1,000	<b>0,001</b>	1,000	0,232	1,000	<b>0,001</b>	

Analiza różnic między cyklowych amplitudy fal Beta w grupie badanej, z uwzględnieniem poszczególnych cykli, wykazała, iż zaszły istotne statystycznie zmiany w wartościach amplitudy fal Beta pomiędzy I a IV cyklem, III a IV cyklem, IV a I cyklem oraz IV i III cyklem. Dodatkowo zaobserwowano istotne różnice międzygrupowe (GB vs. GK) w wartościach amplitudy fal Beta, pomiędzy I i II cyklem, I i III cyklem, I i IV cyklem, II i I cyklem, II i II cyklem, II i III cyklem, II i IV cyklem, III i I cyklem, III i II cyklem, III i IV cyklem, IV i II cyklem, IV i III cyklem oraz VI i VI cyklem. W grupie kontrolnej nie zauważono istotnych różnic między cyklami w zmianie wartości amplitudy fal Beta ani w warunkach normoksji, ani w warunkach hipoksji.



**Ryc. 8** Różnice w wartościach amplitudy fal Beta z uwzględnieniem poszczególnych cykli treningowych [ $\mu\text{V}$ ]

## 5.4 Analiza dynamiki zmienności wartości czasu reakcji prostej i złożonej przed i po treningach biofeedback w testach wiedeńskich

**Tabela 15** Przyrosty względne zmiennych czas reakcji prostej, jednopodstawowe i siła efektu  $\eta^2$  w grupie badanej (GB), cykl I-IV

<b>I cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna - czas reakcji prostej</b>			
Pomiar	Wartości rzeczywiste [s]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$
Przed cyklem	0,224	0	0,18
Po cyklu	0,223	-5,380	
<b>II cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna - czas reakcji prostej</b>			
Pomiar	Wartości rzeczywiste [s]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$
Przed cyklem	0,225	0	0,10
Po cyklu	0,232	3,354	
<b>III cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna - czas reakcji prostej</b>			
Pomiar	Wartości rzeczywiste [s]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$
Przed cyklem	0,224	0	0,08
Po cyklu	0,219	-2,009	
<b>IV cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna - czas reakcji prostej</b>			
Pomiar	Wartości rzeczywiste [s]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$
Przed cyklem	0,224	0	0,16
Po cyklu	0,234	4,089	

Wartości przyrostów względnych testów wiedeńskich czasu reakcji prostej w aspekcie indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych przedstawione zostały w tabelach od 15 do 16 (Tabela 15 dla GB oraz tabela 16 dla GK), osobno dla grupy badanej (GB), jak i kontrolnej (GK).

**Tabela 16** Przyrosty względne zmiennych czasu reakcji prostej, jednopodstawowe i siła efektu  $\eta^2$  w grupie kontrolnej (GK), cykl I-IV

<b>I cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna - czas reakcji prostej</b>			
Pomiar	Wartości rzeczywiste [s]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$
Przed cyklem	0,226	0	0,04
Po cyklu	0,224	-0,701	
<b>II cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna - czas reakcji prostej</b>			
Pomiar	Wartości rzeczywiste [s]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$
Przed cyklem	0,227	0	0,04
Po cyklu	0,225	-0,874	
<b>III cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna - czas reakcji prostej</b>			
Pomiar	Wartości rzeczywiste [s]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$
Przed cyklem	0,227	0	0,03
Po cyklu	0,226	-0,554	
<b>IV cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna - czas reakcji prostej</b>			
Pomiar	Wartości rzeczywiste [s]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$
Przed cyklem	0,227	0	0,01
Po cyklu	0,227	-0,188	

Charakterystyka uzyskiwanych wartości przyrostów względnych wartości testów wiedeńskich czasu reakcji złożonej w aspekcie indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych przedstawiona została w tabelach od 17 do 18 (Tabela 17 dla GB oraz tabela 18 dla GK), osobno dla grupy badanej (GB), jak i kontrolnej (GK).

**Tabela 17** Przyrosty względne zmiennych czas reakcji złożonej, jednopodstawowe i siła efektu  $\eta^2$  w grupie badanej (GB), cykl I-IV

<b>I cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna - czas reakcji złożonej</b>			
Pomiar	Wartości rzeczywiste [s]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$
Przed cyklem	0,354	0	0,06
Po cyklu	0,346	-2,251	
<b>II cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna - czas reakcji złożonej</b>			
Pomiar	Wartości rzeczywiste [s]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$
Przed cyklem	0,354	0	0,08
Po cyklu	0,364	2,884	
<b>III cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna - czas reakcji złożonej</b>			
Pomiar	Wartości rzeczywiste [s]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$
Przed cyklem	0,354	0	0,02
Po cyklu	0,353	-0,186	
<b>IV cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna - czas reakcji złożonej</b>			
Pomiar	Wartości rzeczywiste [s]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$
Przed cyklem	0,354	0	0,08
Po cyklu	0,364	2,884	

Uzyskiwane wartości przyrostów względnych wartości testów wiedeńskich czasu reakcji złożonej w aspekcie indeksów jednopodstawowych i łańcuchowych przedstawiona została w tabelach od 17 do 18 (Tabela 17 dla GB oraz tabela 18 dla GK), osobno dla grupy badanej (GB), jak i kontrolnej (GK).

**Tabela 18** Przyrosty względne zmiennych czasu reakcji złożonej, jednopodstawowe i siła efektu  $\eta^2$  w grupie kontrolnej (GK), cykl I-IV

<b>I cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna - czas reakcji złożonej</b>			
Pomiar	Wartości rzeczywiste [s]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$
Przed cyklem	0,357	0	0,02
Po cyklu	0,356	-0,343	
<b>II cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna - czas reakcji złożonej</b>			
Pomiar	Wartości rzeczywiste [s]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$
Przed cyklem	0,356	0	0,01
Po cyklu	0,356	-0,182	
<b>III cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna - czas reakcji złożonej</b>			
Pomiar	Wartości rzeczywiste [s]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$
Przed cyklem	0,357	0	0,02
Po cyklu	0,356	-0,343	
<b>IV cykl pomiarowy</b>			
<b>Zmienna - czas reakcji złożonej</b>			
Pomiar	Wartości rzeczywiste [s]	Przyrosty jednopodstawowe [% wzrostu lub spadku]	$\eta^2$
Przed cyklem	0,355	0	0,09
Po cyklu	0,369	3,900	

### **5.5 Analiza różnic w czasów reakcji prostej i złożonej przed i po treningach biofeedback, w grupie badanej i kontrolnej (między cyklowe) w testach wiedeńskich**

Analiza wariancji z powtarzonymi pomiarami wykazała ANOVA wykazała istotne różnice w wartościach reakcji prostej i złożonej, w aspekcie pomiarów po cyklach oraz grup pomiarowych (reakcja prosta  $F=6.01$ ;  $p=0.001$ ; reakcja złożona  $F=11.91$ ;  $p=0.001$ ). Wykonano zatem testy post-hock.



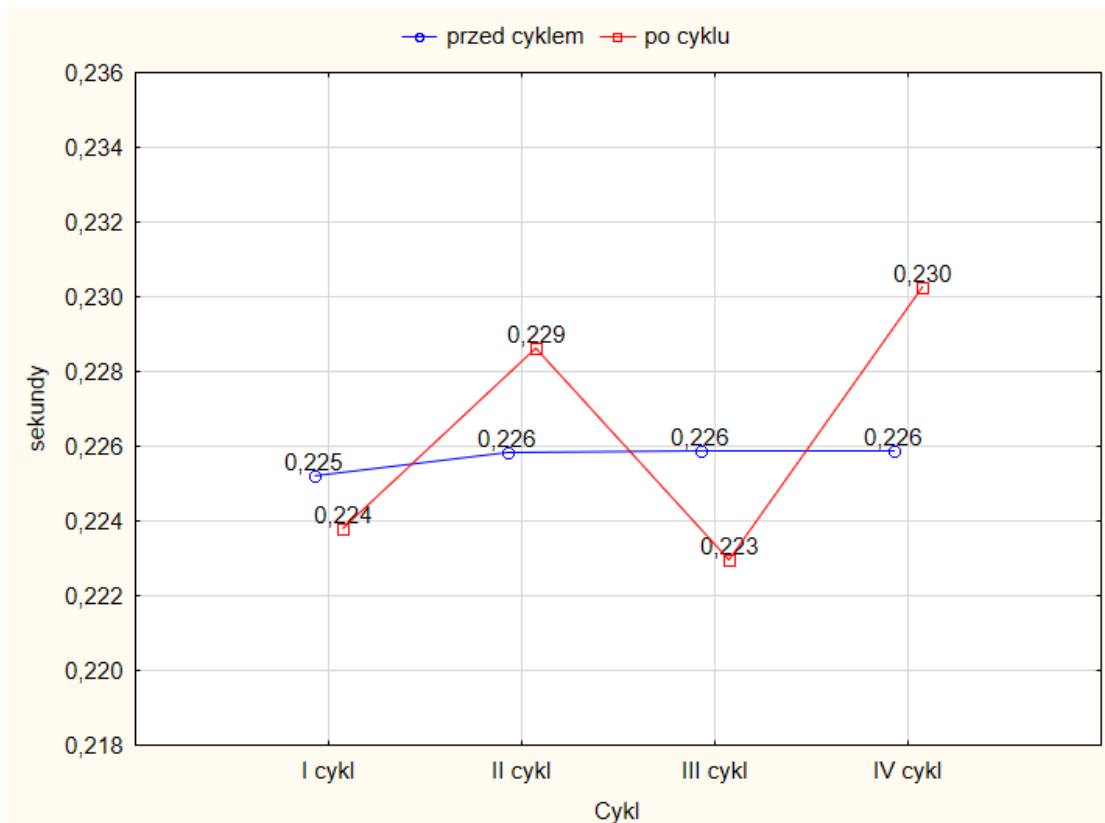
Różnice testów wiedeńskich czasu reakcji prostej i złożonej przed i po treningach biofeedback, pomiędzy cyklami, przedstawiona została w tabelach 19-20 oraz rycinach 9-10.

**Tabela 19** Charakterystyka różnic pomiędzy cyklami w czasie reakcji prostej

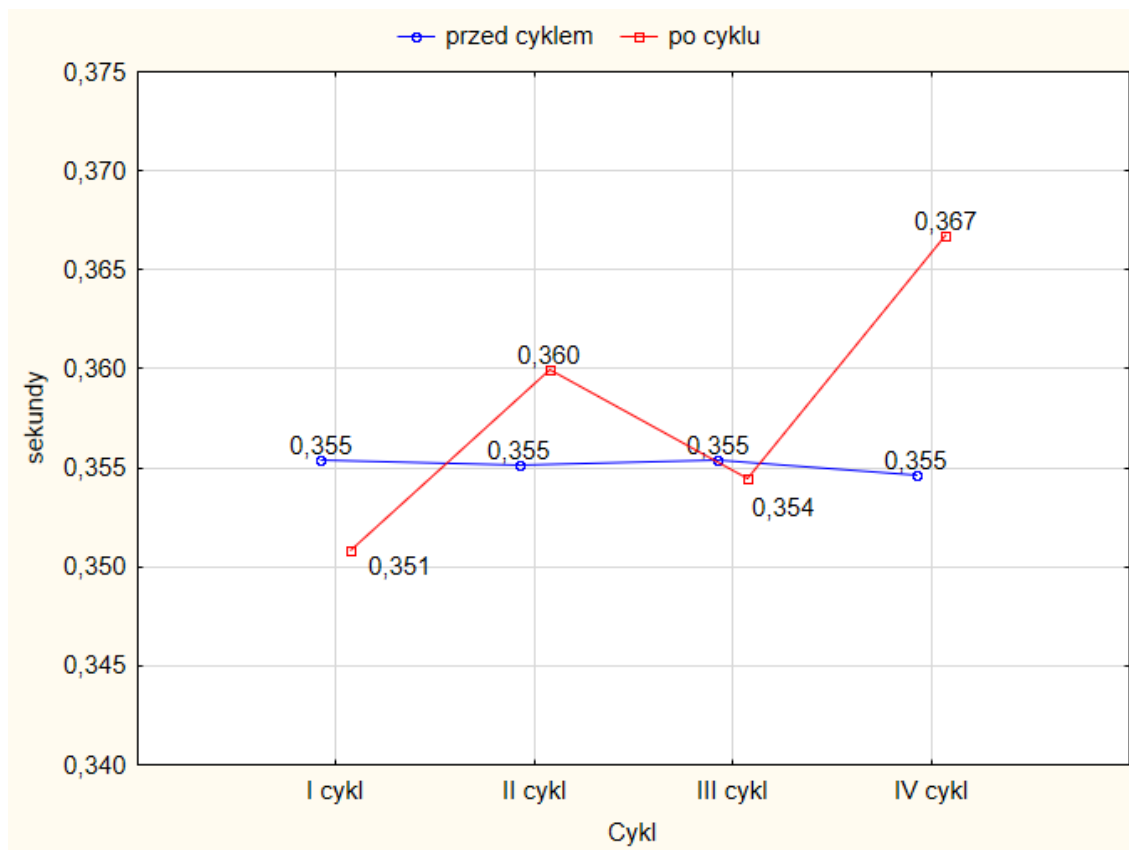
Reakcja prosta - zmienna przed cyklem									
Cykl	Grupa	I cykl	I cykl	II cykl	II cykl	III cykl	III cykl	IV cykl	IV cykl
I cykl	GB		1,000	1,000	0,986	1,000	0,984	1,000	0,984
I cykl	GK	1,000		1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
II cykl	GB	1,000	1,000		0,988	1,000	0,985	1,000	0,985
II cykl	GK	0,986	1,000	0,988		0,986	1,000	0,988	1,000
III cykl	GB	1,000	1,000	1,000	0,986		0,984	1,000	0,984
III cykl	GK	0,984	1,000	0,985	1,000	0,984		0,985	1,000
IV cykl	GB	1,000	1,000	1,000	0,988	1,000	0,985		0,985
IV cykl	GK	0,984	1,000	0,985	1,000	0,984	1,000	0,985	
Reakcja prosta - zmienna po cyklu									
Cykl	Grupa	I cykl	I cykl	II cykl	II cykl	III cykl	III cykl	IV cykl	IV cykl
I cykl	GB		1,000	0,059	0,997	0,945	0,979	0,011	0,914
I cykl	GK	1,000		0,149	1,000	0,790	0,999	0,035	0,988
II cykl	GB	0,059	0,149		0,273	0,002	0,434	0,999	0,626
II cykl	GK	0,997	1,000	0,273		0,605	1,000	0,078	0,999
III cykl	GB	0,945	0,790	0,002	0,605		0,420	0,000	0,257
III cykl	GK	0,979	0,999	0,434	1,000	0,420		0,151	1,000
IV cykl	GB	0,011	0,035	0,999	0,078	0,000	0,151		0,271
IV cykl	GK	0,914	0,988	0,626	0,999	0,257	1,000	0,271	

**Tabela 20** Charakterystyka różnic pomiędzy cyklami w czasie reakcji złożonej

Reakcja złożona - zmienna przed cyklem									
Cykl	Grupa	I cykl	I cykl	II cykl	II cykl	III cykl	III cykl	IV cykl	IV cykl
I cykl	GB		0,997	1,000	0,999	1,000	0,997	1,000	1,000
I cykl	GK	0,997		0,997	1,000	0,997	1,000	0,997	1,000
II cykl	GB	1,000	0,997		0,999	1,000	0,997	1,000	1,000
II cykl	GK	0,999	1,000	0,999		0,999	1,000	0,999	1,000
III cykl	GB	1,000	0,997	1,000	0,999		0,997	1,000	1,000
III cykl	GK	0,997	1,000	0,997	1,000	0,997		0,997	1,000
IV cykl	GB	1,000	0,997	1,000	0,999	1,000	0,997		1,000
IV cykl	GK	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
Reakcja złożona - zmienna po cyklu									
Cykl	Grupa	I cykl	I cykl	II cykl	II cykl	III cykl	III cykl	IV cykl	IV cykl
I cykl	GB		0,418	0,003	0,418	0,748	0,418	0,003	0,001
I cykl	GK	0,418		0,571	1,000	1,000	1,000	0,571	0,071
II cykl	GB	0,003	0,571		0,571	0,264	0,571	1,000	0,956
II cykl	GK	0,418	1,000	0,571		1,000	1,000	0,571	0,071
III cykl	GB	0,748	1,000	0,264	1,000		1,000	0,264	0,017
III cykl	GK	0,418	1,000	0,571	1,000	1,000		0,571	0,071
IV cykl	GB	0,003	0,571	1,000	0,571	0,264	0,571		0,956
IV cykl	GK	0,001	0,071	0,956	0,071	0,017	0,071	0,956	



**Ryc. 9** Różnice w wartościach czasu reakcji prostej po cyklu, cykl I-IV



**Ryc. 10** Różnice w wartościach czasu reakcji złożonej po cyklu, cykl I-IV

Analiza różnic między cyklami czasów reakcji prostej po treningach biofeedback, w grupie badanej, z uwzględnieniem poszczególnych cykli, w testach wiedeńskich wykazała, iż zaszły istotne statystycznie zmiany po treningach biofeedback pomiędzy IV a I cyklem; II a III oraz III a IV. Dodatkowo zaobserwowano istotne różnice międzygrupowe (GB vs. GK) po treningach biofeedback, pomiędzy I a IV cyklem. W grupie kontrolnej nie zauważono istotnych różnic między cyklami w zmianie czasów reakcji prostej ani przed, ani po treningach biofeedback.

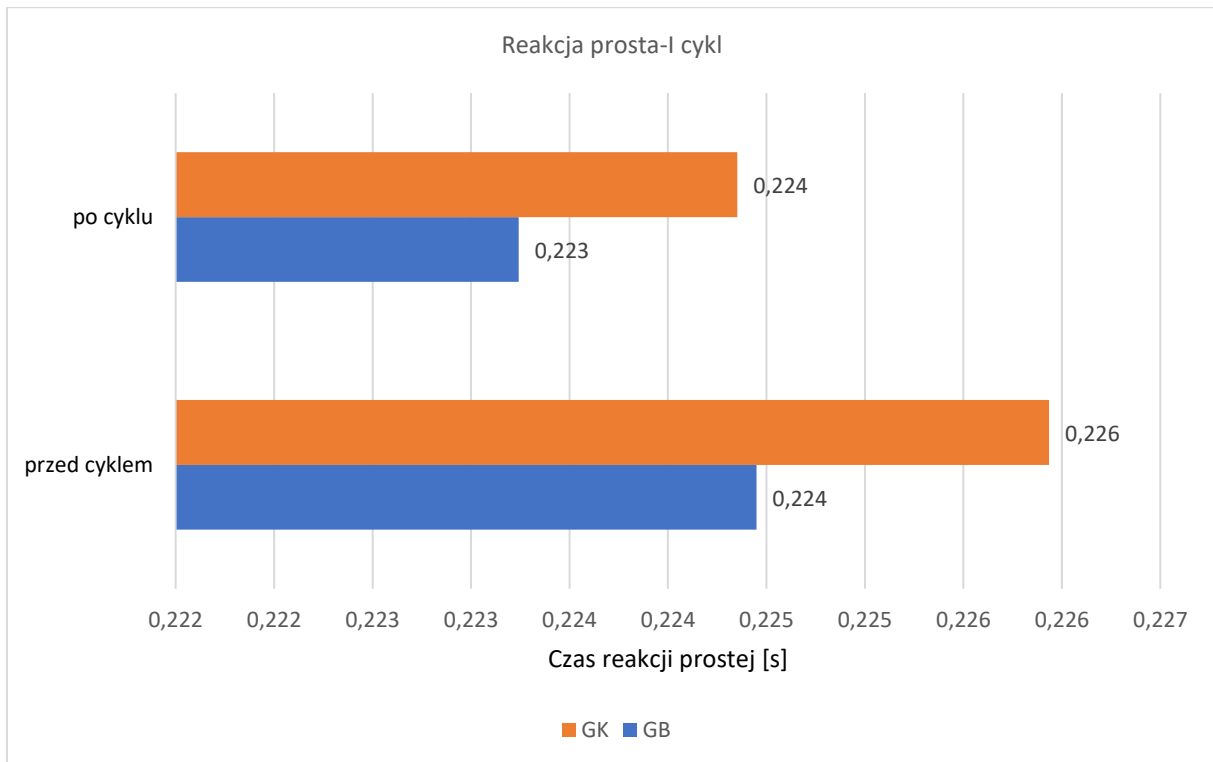
Natomiast analiza różnic między cyklami w aspekcie czasów reakcji złożonej po treningach biofeedback, w grupie badanej, w testach wiedeńskich wykazała, iż zaszły istotne statystycznie zmiany po treningach biofeedback pomiędzy I a II i IV cyklem;. Dodatkowo zaobserwowano istotne różnice międzygrupowe (GB vs. GK) po treningach biofeedback, pomiędzy I i III, a IV cyklem.

#### **5.6 Analiza porównawcza zmian wewnątrzgrupowych pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji i hipoksji normobarycznej w poszczególnych cyklach treningowych**

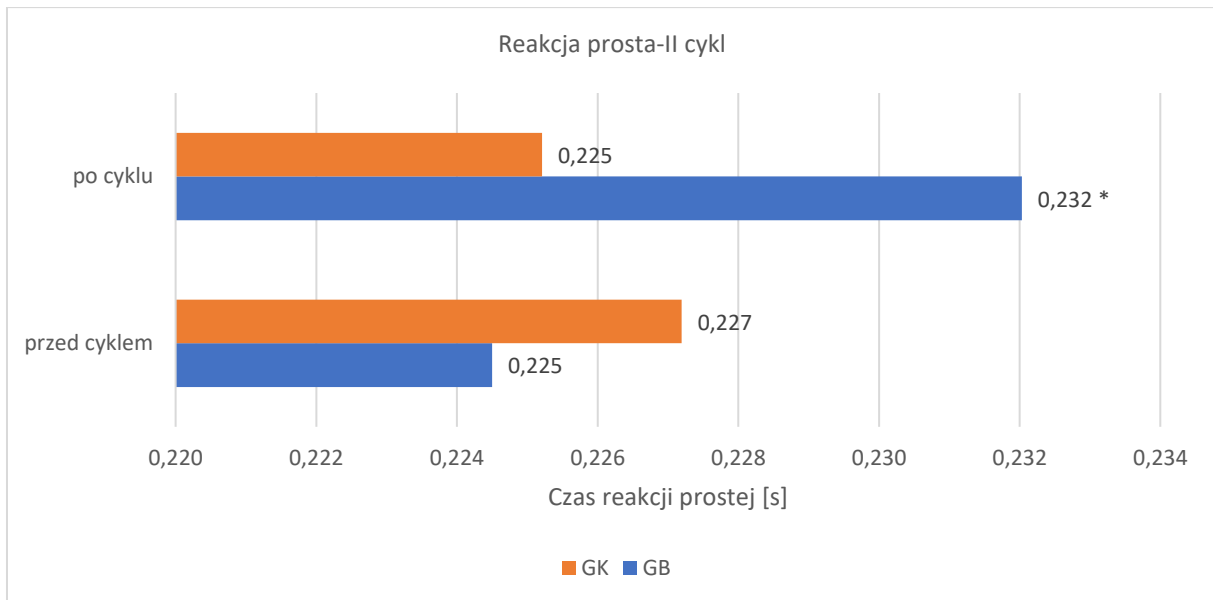
Charakterystyki porównawcze zmian w reakcji prostej i złożonej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji i hipoksji, w badanych grupach zawodników judo oraz analiza wariancji wewnątrzgrupowej, przedstawione zostały w tabelach 21-22 oraz rycinach 11-18.

**Tabela 21** Charakterystyka różnic zmian (wartości rzeczywiste) w reakcji prostej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji i hipoksji, w badanych grupach zawodników judo, w poszczególnych cyklach treningowych

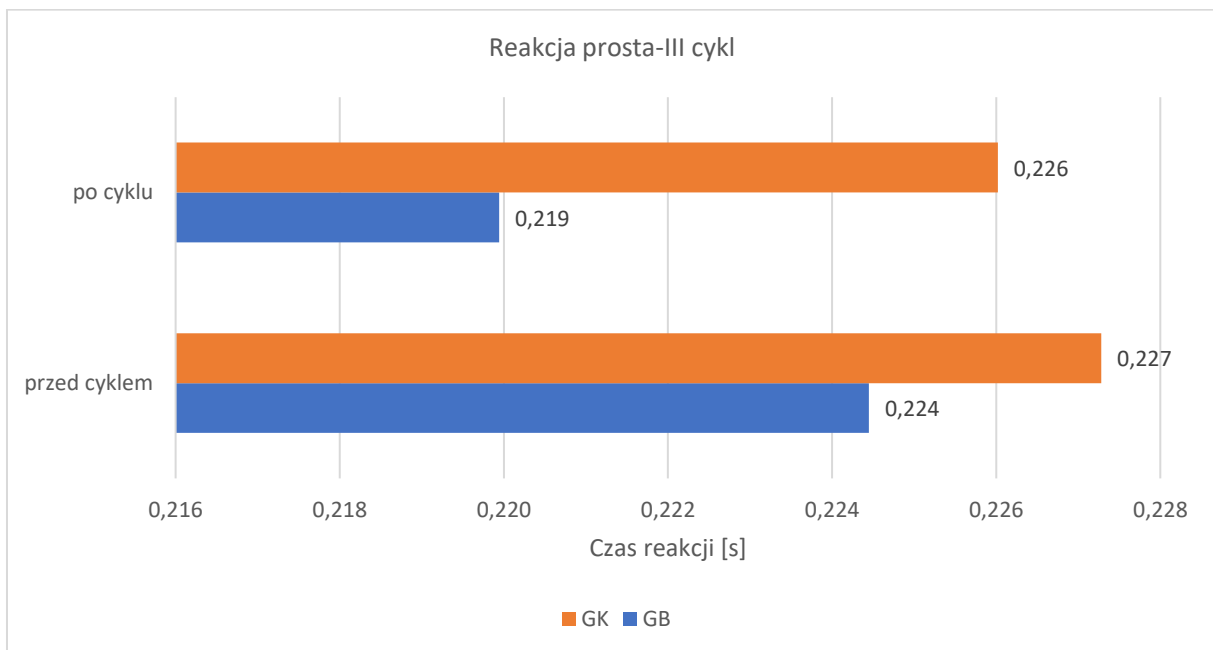
Wartości rzeczywiste-pomiarowe oraz istotność statystyczna								
GB	R Prosta-I cykl	p	R Prosta-II cykl	p	R Prosta-III cykl	p	R Prosta-IV cykl	p
przed cyklem	0,224	0,821	0,225	0,001	0,224	0,001	0,224	0,001
po cyklu	0,223		0,232		0,219		0,234	
Przyrosty względne - wartości modułowe								
Wartości rzeczywiste-pomiarowe oraz istotność statystyczna								
GK	R Prosta-I cykl	p	R Prosta-II cykl	p	R Prosta-III cykl	p	R Prosta-IV cykl	p
przed cyklem	0,226	0,721	0,227	0,872	0,227	0,703	0,227	0,911
po cyklu	0,224		0,225		0,226		0,227	



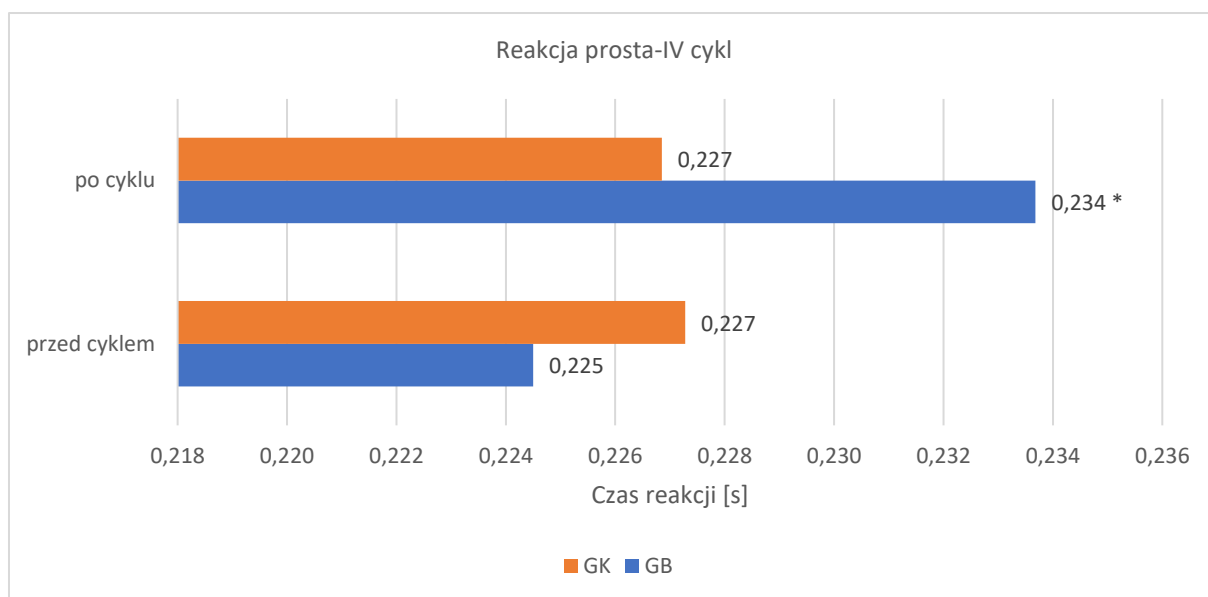
**Ryc. 11** Graficzna prezentacja zmian w reakcji prostej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji, w badanych grupach zawodników judo – I cykl pomiarowy. \* - istotne zmiany



**Ryc. 12** Graficzna prezentacja zmian w reakcji prostej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach hipoksji normobarycznej, w badanych grupach zawodników judo – II cykl pomiarowy. \* - istotne zmiany



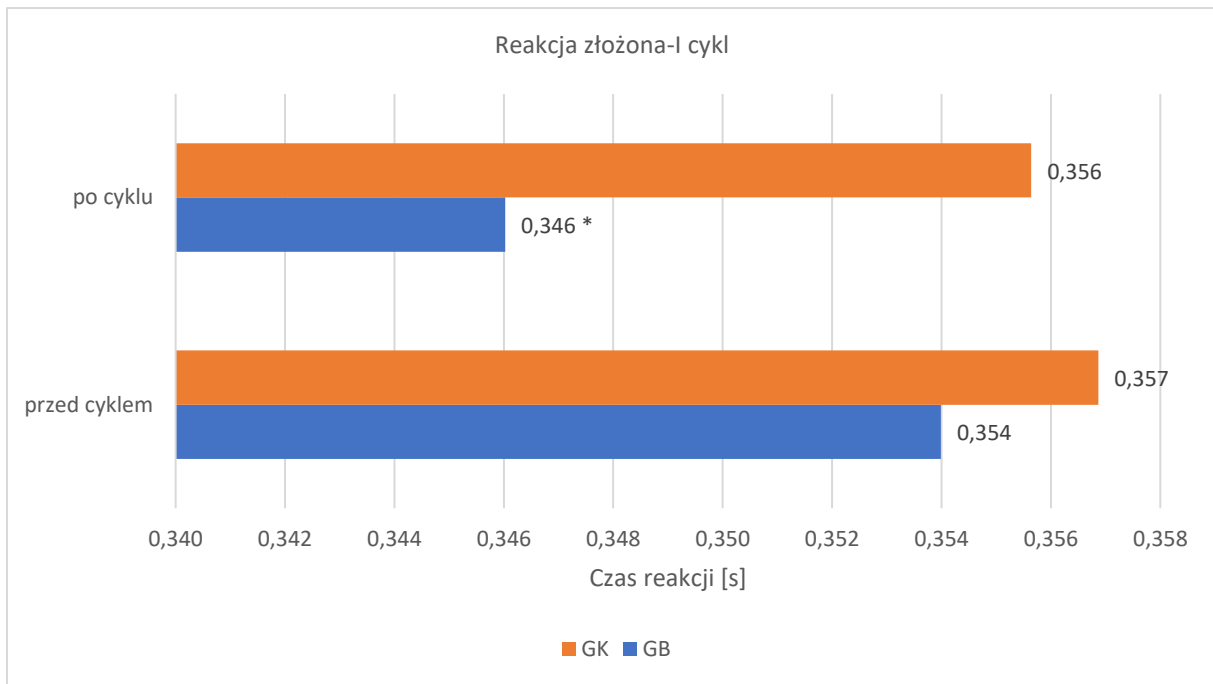
**Ryc. 13** Graficzna prezentacja zmian w reakcji prostej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji, w badanych grupach zawodników judo – III cykl pomiarowy. \* - istotne zmiany



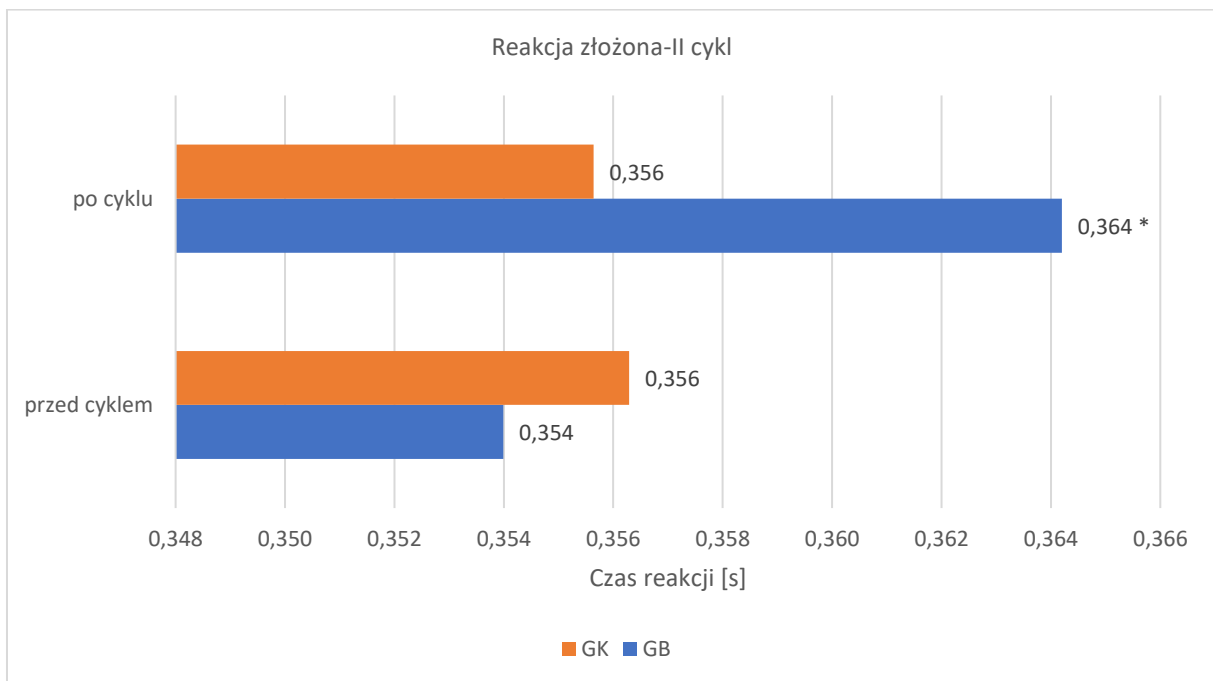
**Ryc. 14** Graficzna prezentacja zmian w reakcji prostej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach hipoksji normobarycznej, w badanych grupach zawodników judo – IV cykl pomiarowy. \* - istotne zmiany

**Tabela 22** Charakterystyka różnic zmian (wartości rzeczywiste) w reakcji złożonej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji i hipoksji, w badanych grupach zawodników judo, w poszczególnych cyklach treningowych

Wartości rzeczywiste-pomiarowe oraz istotność statystyczna								
GB	R Złożona -I cykl	p	R Złożona a-II cykl	p	R Złożona -III cykl	p	R Złożona -IV cykl	p
przed cyklem	0,354	0,017	0,354	0,001	0,354	0,317	0,354	0,001
po cyklu	0,346		0,364		0,353		0,364	
Wartości rzeczywiste-pomiarowe oraz istotność statystyczna								
GK	R Złożona -I cykl	p	R Złożona a-II cykl	p	R Złożona -III cykl	p	R Złożona -IV cykl	p
przed cyklem	0,357	0,911	0,356	0,999	0,357	0,887	0,355	0,811
po cyklu	0,356		0,356		0,355		0,369	

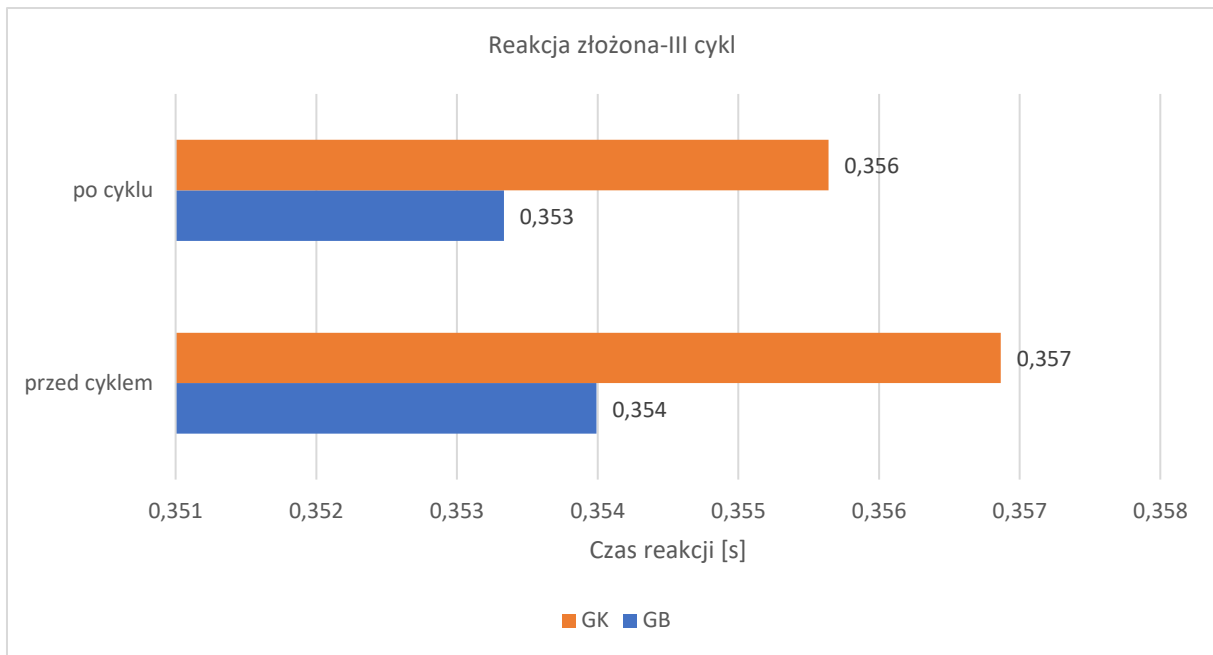


**Ryc. 15** Graficzna prezentacja zmian w reakcji złożonej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji, w badanych grupach zawodników judo – I cykl pomiarowy. \* - istotne zmiany

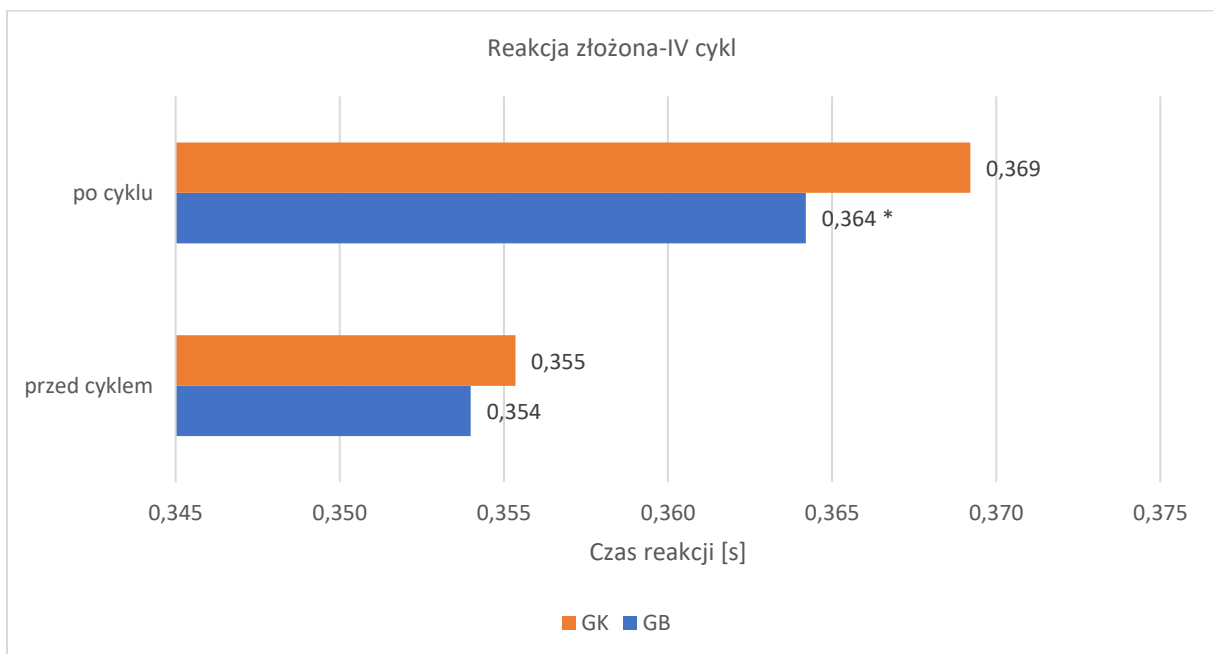


**Ryc. 16** Graficzna prezentacja zmian w reakcji złożonej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach hipoksji normobarycznej, w badanych grupach zawodników judo – II cykl pomiarowy. \* - istotne zmiany





**Ryc. 17** Graficzna prezentacja zmian w reakcji złożonej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji, w badanych grupach zawodników judo – III cykl pomiarowy. \* - istotne zmiany



**Ryc. 18** Graficzna prezentacja zmian w reakcji złożonej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach hipoksji normobarycznej, w badanych grupach zawodników judo – IV cykl pomiarowy. \* - istotne zmiany

## 6. Dyskusja

Na przestrzeni ostatnich kilkudziesięciu lat przedstawiono liczne badania mające na celu znalezienie coraz to nowszych metod wspierających proces treningowy, tak aby poprawić czas reakcji na bodźce wzrokowe i słuchowe (Ando 2002, Jain i wsp. 2015, Ulrich 1998, Badau 2018, Kaur i wsp. 2006, Rietjens i wsp. 2005, Decroix i wsp. 2016, Le Meur i wsp. 2013). Celny dobór parametrów treningowych do możliwości sportowca jest gwarantem harmonijnego rozwoju sprawności, utrzymania zdrowia i efektywnej budowy zdolności motorycznych, które to są podstawą późniejszych sukcesów sportowych (Brown 2001). Ze względu na bardzo dobre przygotowanie techniczne, taktyczne, sprawnościowe oraz psychologiczne zawodnika poszukuje się nowych metod, które pozwolą osiągnąć przewagę nad przeciwnikiem. Jednym z takich rozwiązań może być zastosowanie treningu EEG-BF w warunkach normoksji oraz hipoksji normobarycznej.

Celem przeprowadzonych badań była analiza wpływu zastosowania treningu EEG-BF w warunkach normoksji oraz hipoksji normobarycznej na poprawę czasu reakcji prostej i złożonej u zawodników judo. Innowacyjnym elementem niniejszej dysertacji jest zastosowanie treningu EEG-BF w warunkach normoksji oraz hipoksji normobarycznej. Badania przeprowadzone zostały wśród wyselekcjonowanej grupy zawodników – członków kardy narodowej Polskiego Związku Judo posiadających klasę międzynarodową mistrzowską.

Optymalny stan psychofizjologiczny odzwierciedla wysoki poziom przystosowania, sprawności fizycznej i psychicznej sportowców do efektywnej realizacji działalności sportowej i treningowej. Technologia z wykorzystaniem treningu EEG-BF pozwala na opanowanie umiejętności regulowania stanu psychofizjologicznego zgodnie z wybranymi parametrami kontrolowania funkcji fizjologicznych organizmu.

Ze względu na istotne znaczenie szybkości reakcji wzrokowej zawodników judo w kontekście zwiększania ich efektywności podczas walki celem niniejszej pracy uczyniono zbadanie wpływu treningu EEG-BF, opartego na wzmacnianiu fal szybkich beta oraz hamowaniu fal wolnych theta, na poprawę ich czasu reakcji. Istnieją przekonujące dowody sugerujące, że niskie amplitudy pasma fal theta (3Hz) korelują ze zwiększoną pamięcią, co może przekładać się na korzystny wpływ na poprawę funkcji poznawczych (Lega i wsp. 2012, 2014, Pastötter i Bäuml 2014). W oparciu o wcześniejsze analizy, które wykazały, że większa aktywacja w paśmie beta (szczególnie w obszarach ciemieniowych) przed ekspozycją bodźca wzrokowego związana była z krótszymi czasami reakcji (Kamiński i wsp. 2012) przeprowadziliśmy eksperyment z wykorzystaniem

protokołu opartego o wzmacnianie amplitudy fali beta1 oraz obniżanie amplitudy fali theta w celu poprawy procesów związanych z poprawą czasu reakcji.

Badania wykazały, że zawodnicy z grupy badanej na skutek realizacji protokołu theta/beta1 osiągnęli istotną statystycznie poprawę czasów reakcji złożonej po cyklu treningowym gdzie treningi odbywały się co drugi dzień w warunkach normoksji oraz poprawę czasu reakcji prostej po cyklu treningowym, w którym treningi odbywały się codziennie w normoksji. W warunkach hipoksji normobarycznej w badanych grupach zawodników odnotowano gorsze czasy reakcji prostej i złożonej. Nie zaobserwowano podobnych zmian w grupie kontrolnej.

Dokonane analizy wykazały największą poprawę czasu reakcji w warunkach normoksji po przeprowadzeniu 15 sesji treningowych. Podobnych obserwacji dokonał Rostami i wsp. (2012), gdzie po zastosowaniu 15 sesji szkoleniowych EEG-BF z użyciem protokołu SMR oraz alfa/theta, z jednoczesnym hamowaniem wysokich częstotliwości fal beta (beta2) wśród grupy strzelców karabinowych wykazano istotną poprawę ich celności w porównaniu z grupą kontrolną, nie biorącą udziału w treningu (Rostami i wsp. 2012).

W badaniu Vernona i wsp. (2003) zastosowano mniejszą ilość wykonanych sesji – 8. Badania te potwierdziły wcześniejsze ustalenia, które sugerowały korzystne zmiany w modulowaniu amplitudy fali SMR już po ośmiu sesjach szkoleniowych przy jednoczesnym braku zmian amplitudy fal theta w wyniku podjętej interwencji (Vernon i wsp. 2003). Powyższe ustalenia potwierdzają badania Reis i wsp. (2016), w których wykazano, że krótki, ale intensywny protokół treningowy EEG Biofeedback składający się z ośmiu sesji po trzydzieści minut każda wpłynął istotnie na modulację amplitudy fali alfa oraz theta, co przełożyło się na poprawę funkcji poznawczych w badanej grupie (Reis i wsp. 2016).

Jurewicz i wsp. (2018) zastosowali 16 sesji treningowych, jednak wykazano największy wzrost amplitudy częstotliwości fali beta1 do trzeciego treningu EEG Biofeedback, następnie wzrost został zahamowany (Jurewicz i wsp. 2018).

Analizując doniesienia naukowe możemy znaleźć badania potwierdzające zmiany zachodzące już po pojedynczej sesji EEG Biofeedback (Peeters i wsp. 2014). Ustalenia te potwierdzają badania Mottoli i wsp. (2021) gdzie zmiany neuronalne wywołane podczas pojedynczej sesji biofeedback trwającej 12 minut wskazują, że krótkotrwałe zastosowanie EEG-biofeedback istotnie poprawiło wydajność ćwiczeń wytrzymałościowych – grupa badawcza po zastosowaniu treningu EEG-BF jechała na ergometrze rowerowym o 30% dłużej w porównaniu do grupy kontrolnej (Mottola i wsp. 2021).

Rozbieżności w długości, częstotliwości oraz ilości sesji treningowych koniecznych do osiągnięcia zamierzonych celów szkoleniowych wynikają przede wszystkim z indywidualnych różnic, dlatego też optymalnym rozwiązaniem jest opracowywanie spersonalizowanych interwencji EEG biofeedback dla każdego zawodnika.

Gruzelier i wsp. (2006) po dokonaniu analizy wpływu protokołu opartego na stymulacji fali beta1 w punkcie C3 wykazał pozytywne zmiany w postaci obniżonej liczby popełnianych błędów oraz mniejszej zmienności czasów reakcji (Gruzelier i wsp. 2006). Późniejsze analizy także potwierdziły, że zwiększona amplituda fal beta (szczególnie w obszarach ciemieniowych) przed ekspozycją bodźca wzrokowego związana była z krótszymi czasami reakcji (Kamiński i wsp. 2012). Powyższe ustalenia są zgodne z wynikami prezentowanymi w niniejszej pracy, które wykazały pozytywne oddziaływanie wzmacniania pasma beta1 w punkcie C3 w kontekście poprawy czasu reakcji prostej i złożonej u zawodników judo.

Dokonane analizy wykazały największą poprawę czasu reakcji złożonej po pierwszym cyklu treningowym, gdzie odbywały się one co drugi dzień. Największe skrócenie czasów reakcji prostej zaobserwowano natomiast po treningach przeprowadzanych codziennie. Uzyskane wyniki można uzasadnić stopniem złożoności wykonywanego zadania – te o charakterze prostym, związane są z jedną, standardową odpowiedzią na określony sygnał. Stanowią one formę łatwiejszą i szybciej ulegają poprawie w wyniku treningu EEG-BF. Reakcje proste nie wymagają bowiem zaangażowania tylu ścieżek neuronowych, co reakcje złożone, przez co łatwiej jest uzyskać wystarczający wzrost efektywności transmisji synaptycznej pozwalający na poprawę czasów reagowania na pojedyncze bodźce (Ulrich i wsp. 1998, Badau i wsp. 2018). Zastosowanie konfiguracji szkolenia o zwiększonej częstotliwości sesji szkoleniowych EEG-BF bez większych przerw wypoczynkowych wydaje się być zatem optymalnym rozwiązaniem w przypadku treningu ukierunkowanego na skrócenie czasów reakcji prostej. Chcąc uzyskać podobne efekty w zakresie czasów reakcji złożonej natomiast, gdzie zwiększeniu ulega ilość oddziałujących bodźców, a proces ich analizy staje się bardziej zaawansowany, konieczne staje się zaangażowanie i rozbudowanie bardziej złożonych sieci neuronowych (Hommel 1993, Nelken i wsp. 2008, Chen i wsp. 2017). Efekt taki obserwuje się zazwyczaj po dłuższym okresie treningu, z uwzględnieniem odpowiednich przerw wypoczynkowych, umożliwiających restrukturyzację i utrwalenie korzystnych zmian zachodzących pod wpływem treningu w połączeniach synaptycznych.

Przegląd literatury światowej wskazuje, iż ekspozycja na hipoksję może skutkować postępującymi zaburzeniami metabolizmu mózgu, powodując późniejsze zaburzenia zdolności psychomotorycznych (Hornbein 1989, Shephard 1956) i zdolności poznawczych (Hornbein 1993,

Kennedy 1989, Lieberman 1994). W badaniach własnych wykazano istotnie statystyczne pogorszenie wyników czasów reakcji prostej i złożonej u zawodników w grupie badawczej od razu po zastosowaniu warunków hipoksji normobarycznej. Może być to spowodowane zaburzeniem metabolizmu tlenowego, który jest podstawowym mechanizmem dostarczania energii do mózgu, a jego funkcjonowanie zależy od ciągłego dostarczania tlenu (Zauner 1997). Niedotlenienie obniża ciśnienie parcjalne tlenu ( $P_{aO_2}$ ) i nasycenie krwi tętniczej ( $SaO_2$ ) i może zaburzać pracę mózgu (Koike 2004, Peltonen 2007). Dowiedziono, że stymulacja chemoreceptorów obwodowych poprzez zastosowanie niedotlenienia poważnie wpływa na zmianę czynności autonomicznego układu nerwowego (Neubauer 2001, Hughson i wsp. 1994, Saito i wsp. 1988).

Ze względu na różnorakie rozwiązania metodologiczne związane z przeprowadzeniem treningu możemy odnaleźć wyniki świadczące o spadku czasów reakcji oraz funkcji poznawczych spowodowanym ekspozycją na hipoksję normobaryczną, jak również wyniki przeczące temu zjawisku.

W badaniach własnych w grupie judoków zaobserwowano wydłużony czas reakcji prostej i złożonej po ekspozycji na warunki hipoksji normobarycznej. Wyniki badań, w których hipoksja negatywnie oddziaływała na czas reakcji uzyskali Dart i wsp. (2017), Dykiert i wsp. (2010), Phillips i wsp. (2015). Z kolei brak różnic w wykonanym protokole testowym w warunkach niedotlenienia uzyskali Chroboczek i wsp. (2022), Pavlicek i wsp. (2005), Taylor i wsp. (2016). Rozbieżności w wynikach badań dotyczących wpływu hipoksji normobarycznej na zdolności poznawcze oraz czas reakcji mogą wynikać z zastosowania różnych protokołów badawczych, doboru ćwiczeń oraz natężenia hipoksji (Feriche i wsp. 2017).

Ponadto w badaniu własnym bezpośrednio po ekspozycji na hipoksję przeprowadzono testy poznawcze, gdzie można było spodziewać się efektu reperfuzyjnego, a co za tym idzie poprawy funkcji poznawczych, co zostało już opisane w modelach zwierzęcych (Guo 2016), a także u ludzi (Bayer 2017, Jung 2018, Serebrovska 2019, Shimada 2019). Mechanizm poprawy funkcji poznawczych po ekspozycji może wynikać ze zwiększonego zaopatrzenia tkanki nerwowej w tlen, energię i/lub hormony w wyniku zwiększonego przepływu krwi (Dreimuller 2012, Scholzke 2007). Co więcej, umiarkowany stres oksydacyjny i zapalenie wywołane ekspozycją na niedotlenienie mogą modulować syntezę i uwalnianie BDNF oraz zapobiegać upośledzeniu hipokampa (Rybnikova 2005, Zhu 2010, Xie 2010). Wywołana hipoksją produkcja BDNF może ułatwić funkcjonowanie pamięci poprzez poprawę siły synaptycznej, a co za tym idzie poprawić funkcje poznawcze.

Ograniczeniem badania własnego był brak pomiaru mózgowego przepływu krwi (CBF) oraz neurotroficznego czynnika pochodzenia mózgowego (BDNF).

Oprócz dowodów świadczących o potęgowaniu zmęczenia obwodowego przez warunki niedotleniania istnieją również doniesienia świadczące, że hipoksja może mieć wpływ na zmęczenie ośrodkowe. Badania z wykorzystaniem zaawansowanych technik takich jak NIRS (technika wizualizacji aktywności mózgu), przedczaszkowa ultrasonografia dopplerowska, spektroskopia magnetycznego rezonansu jądrowego sprawdzały wpływ hipoksji na utlenowanie mózgu i zmiany aktywacji jego obszarów podczas podejmowanego wysiłku (Rasmussen i wsp. 1995, Peltonen i wsp. 2009, Raoch i wsp. 2009, Goodall i wsp. 2010). W jednej z prac badano zdolności wysiłkowe podczas skurczu izometrycznego i dowiedziono, że zmniejszone utlenowanie mózgu spowodowane spadkiem utlenowania krwi tętniczej (SaO<sub>2</sub>), może powodować hamowanie aktywacji korowej motoneuronów, co z kolei może być przyczyną zwiększenia czasu reakcji (Millet i wsp. 2012).

Na podstawie wcześniejszych badań sugerujących, iż czas reakcji prostej zaczyna ulegać znacznemu pogorszeniu na wysokościach powyżej 4000 m (Dyrkiet i wsp. 2000). (Mulliri i wsp. 2020, Magnani i wsp. 2021), braku zaobserwowanych zmian w funkcjach poznawczych (płynność słów, skojarzenia słów) po 30–45 min ekspozycji na symulowane wysokości 2440 m–4500 m n.p.m. (Pavlicek i wsp. 2005, Taylor i wsp. 2016) zdecydowałam się na zastosowanie hipoksji normobarycznej przez 20 minut na wysokości 2500m n.p.m. Nie można zatem wykluczyć, że skrócenie czasu ekspozycji na hipoksję może wpłynąć na czas reakcji prostej i złożonej. Jednak pomimo zastosowania ekspozycji na łagodną hipoksję czas reakcji prostej i złożonej wydłużył się w badanych grupach zawodników. Doniesienia te potwierdzają liczne badania wykazujące, że niedotlenienie przy różnych czasach ekspozycji (od 16 do 30 min) i na różnych wysokościach w hipoksji normobarycznej ma szkodliwy wpływ na czas reakcji i wskaźnik błędów podczas testów funkcji poznawczych (Li X.Y 2000, Dykiert 2010).

Wydaje się, że reakcja na ekspozycję na hipoksję normobaryczną jest w dużej mierze zależna od trybu i protokołu hipoksji (hipobaryczny/normobaryczny, przerywany/ciągły), wieku uczestników, poziomu sprawności i stanu zdrowia, typu zadania poznawczego, czasu wykonanego testu po badaniach i innych czynników zakłócających analizy (McMorris 2017, Friedmann 2005, Navarrete-Opazo 2014, Rodriguez 2000, Twomey 2017).

Przegląd literatury światowej wskazuje, że częstym ograniczeniem w przeprowadzonych dotychczas badaniach prowadzonych w tym zakresie jest tendencja do dokonywania analiz w krótkim okresie czasu od zastosowania środowiska hipoksji normobarycznej. Istnieje mało

donesień naukowych oceniających wpływ hipoksji normobarycznej w dłuższym okresie czasu. To uniemożliwia jednoznaczne stwierdzenie, czy podjęta interwencja ma wpływ na parametry uzyskiwane przez zawodnika. Brakuje zatem bardziej precyzyjnych pomiarów wydajności, odnoszących się do zindywidualizowanych standardów sukcesu monitorujących progres w zakresie konkretnych zdolności zawodnika (np. poprawy jego szybkości). Wprowadzanie nowoczesnych technik w ramach treningu zawodników wyczynowych, takich jak m.in. zastosowanie hipoksji normobarycznej wraz ze szkoleniem EEG biofeedback oraz opracowanie optymalnych protokołów treningowych zwiększających potencjał zawodników może stanowić cenny wkład w rozwój dotychczasowej bazy narzędzi stosowanych w dziedzinie sportu. Przeprowadzone do tej pory badania wskazują, że zjawisko hipoksji może być niezwykle skutecznym środkiem treningowo-terapeutycznym. Mimo potencjału, który dostrzeżono w zastosowaniu tej metody w sporcie należy pamiętać, że kluczowym czynnikiem warunkującym skuteczną stymulację mechanizmów adaptacyjnych w organizmie jest odpowiedni dobór zarówno czasu ekspozycji, zawartości tlenu, jak i zastosowanie odpowiednich bodźców treningowych. Do tej pory nie opracowano również protokołów treningowych jednoznacznie potwierdzających skuteczność podjętej interwencji w kształtowaniu poszczególnych umiejętności zawodników, warunkujących ich sukces sportowy. Brakuje także szerszych analiz dotyczących wpływu zastosowania hipoksji normobarycznej w kontekście usprawnienia przebiegu procesów spostrzegania i szybkiego reagowania na bodźce, co powinno być przedmiotem dalszych badań naukowych.

#### *Ograniczenia w badaniach*

Za pewne ograniczenia przeprowadzonych badań należy uznać liczebność próby, jednak wynikała ona ze względu na zakwalifikowanie do badania zawodników na poziomie Międzynarodowym Mistrzowskim. Przyszłe badania mogłyby obejmować zawodników na niższym poziomie wytrenowania sportowego, co pozwoliłoby obserwacje zmian pod wpływem szkolenia neurofeedback odbywającego się w poszczególnych konfiguracjach. Ponadto włączenie – oprócz grupy pozorowanej – grupy kontrolnej nieobjętej żadną interwencją także byłoby korzystnym rozwiązaniem, umożliwiającym uniknięcie domniemania efektu placebo podczas oceny skuteczności przeprowadzonego cyklu szkoleniowego.

Jednocześnie dalsze prace w tym temacie powinny skupić się nad rozszerzeniem zakresu badań o dłuższy okres treningowy, a przede wszystkim wziąć pod uwagę dynamikę zmienności czasów reakcji w długofalowej perspektywie, co potencjalnie pozwoliłoby ugruntować wnioski uzyskane w niniejszej pracy.

Ograniczeniem tego badania był brak pomiaru mózgowego przepływu krwi (CBF) oraz neurotroficznego czynnika pochodzenia mózgowego (BDNF). Ekspozycja na niedotlenienie może modulować syntezę i uwalnianie BDNF i co za tym idzie zapobiegać upośledzeniu hipokampa (Rybnikova 2005, Zhu 2010, Xie 2010). Wywołana hipoksją produkcja BDNF może ułatwić funkcjonowanie pamięci poprzez poprawę siły synaptycznej, a w konsekwencji poprawić funkcje poznawcze.

Pozostaje zatem jeszcze wiele kierunków badań, które należałoby przeprowadzić, aby jak najdokładniej poznać oddziaływanie szkolenia metodą EEG-BF na efektywność treningową sportowców. Warto zatem wyznaczać nowe kierunki badań, które pozwolą na opracowanie optymalnych protokołów szkoleniowych metodą EEG-BF w warunkach hipoksji normobarycznej i przyczynią się do maksymalizacji wyników sportowych zawodników.



## 7. Wnioski

Trening EEG-BF w kontekście optymalizacji procesu treningowego zawodników oraz doskonalenia ich wybranych cech motorycznych stanowi wciąż dziedzinę mało poznaną. Przeprowadzone badania własne dostarczyły wielu nowych informacji dotyczących wpływu treningu EEG biofeedback na czas reakcji prostej i złożonej u zawodników judo, oraz wpływu warunków hipoksji normobarycznej na dynamikę zmienności wartości amplitudy fal Theta i Beta. Stanowią dopełnienie dotychczasowych badań nad wpływem treningu EEG-BF na czas reakcji, jednocześnie uzupełniając ten aspekt w sferze treningu w warunkach hipoksji normobarycznej, który do tej pory był właściwie niezbadany. Uzyskane rezultaty wskazują, że zawodnicy z grupy badawczej w skutek realizacji protokołu theta/beta1 osiągnęli istotną statystycznie poprawę czasów reakcji złożonej po pierwszym cyklu treningowym w warunkach normoksji gdzie treningi wykonywane były co drugi dzień oraz istotną statystycznie poprawę czasów reakcji prostej po trzecim cyklu treningowym w warunkach normoksji gdzie treningi wykonywane były codziennie. Zaobserwowano pogorszenie czasu reakcji prostej i złożonej po zastosowaniu warunków hipoksji normobarycznej w badanych grupach zawodników. Nie zaobserwowano podobnych zmian w grupie kontrolnej. W oparciu o przedstawione wcześniej wyniki sformułowano następujące wnioski, potwierdzające sformułowane pytania i hipotezy badawcze:

1. Przyrosty względne dynamiki zmienności amplitudy fal Theta uzyskane podczas treningów EEG-BF w normoksji i hipoksji wykazały trend spadkowy, a wartości amplitudy fal Beta trend wzrostowy.
2. Największe przyrosty względne dynamiki zmienności wartości czasów reakcji prostej i złożonej w testach wiedeńskich w warunkach normoksji zauważono od razu po treningu EEG-BF.
3. Przeprowadzone treningi EEG-BF w warunkach normoksji istotnie statystycznie wpłynęły na czas reakcji prostej i złożonej w badanych grupach zawodników judo.
4. Trening EEG-BF wykonywany w warunkach normoksji przeprowadzany codziennie istotnie wpływa na poprawę czasu reakcji prostej oraz trening EEG-BF wykonywany co drugi dzień wpływa istotnie statystycznie na poprawę czasu reakcji złożonej, natomiast trening w warunkach hipoksji normobarycznej nie wpłynął na poprawę czasu reakcji prostej i złożonej po wykonaniu treningów EEG-BF.

## Streszczenie

Na przestrzeni ostatnich kilkudziesięciu lat przedstawiono liczne badania mające na celu znalezienie coraz to nowszych metod wspierających proces treningowy, tak aby poprawić wzrost wydajności sportowej zawodnika. Celny dobór parametrów treningowych do możliwości sportowca jest gwarantem harmonijnego rozwoju sprawności, utrzymania zdrowia i efektywnej budowy zdolności motorycznych, które to są podstawą późniejszych sukcesów sportowych. Ze względu na bardzo dobre przygotowanie techniczne, taktyczne, sprawnościowe oraz psychologiczne zawodnika poszukuje się nowych metod, które pozwolą osiągnąć przewagę nad przeciwnikiem. Jednym z takich rozwiązań może być zastosowanie warunków hipoksji normobarycznej.

Celem badań była ocena wpływu treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji oraz hipoksji normobarycznej na czas reakcji prostej i złożonej u zawodników judo oraz określenie optymalnego treningu ze względu na częstotliwość treningów istotnie polepszającą czas reakcji badanych zawodników. W pracy postawione zostały następujące pytania badawcze:

1. Jak przedstawiała się dynamika zmienności przyrostów względnych wartości amplitud fal Theta i Beta uzyskanych podczas treningów biofeedback w normoksji i hipoksji normobarycznej?
2. Jak przedstawiała się dynamika zmienności przyrostów względnych dynamiki wartości czasu reakcji prostej i złożonej przed i po treningach biofeedback w testach wiedeńskich?
3. W jakim zakresie przeprowadzone treningi EEG biofeedback w warunkach normoksji wpłynęły na czas reakcji w badanych grupach zawodników judo?
4. Która z zastosowanych procedur treningowych EEG biofeedback w aspekcie częstości ich realizacji oraz z uwzględnieniem warunków ich odbywania, istotnie wpływa na poprawę czasu reakcji prostej oraz złożonej w badanych grupach zawodników judo?

W badaniach wzięło udział 20 mężczyzn posiadających klasę Międzynarodową Mistrzowską (MM), których podzielono losowo na grupę badawczą (grupa GB) ( $n = 10$ ; 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  $10,1 \pm 5,7\%$ ) oraz grupę kontrolną (grupa GK) ( $n = 10$ ; wiek  $20,1 \pm 1,6$  lat; wysokość ciała  $182,1 \pm 4,5$  cm; masa ciała  $74,1 \pm 6,1$  kg; %FAT  $8,8 \pm 1,7\%$ ). Treningi EEG biofeedback prowadzono w czterech cyklach, zróżnicowanych pod względem częstotliwości oraz zastosowanych warunków. W pierwszym cyklu zastosowano warunki normoksji, w drugim cyklu hipoksji, lecz charakteryzowały się one tą samą częstotliwością – trening wykonywany był co 2 dzień. Adekwatnie trzeci cykl odbywał się w warunkach normoksji, a czwarty hipoksji, gdzie częstotliwość odbywania

treningów wzrosła – wykonywane były one codziennie. Zarówno w grupie badawczej, jak i kontrolnej szkolenie przebiegało według takiego samego schematu i charakteryzowało się jednakową cyklicznością oraz czasem trwania. Podstawowym protokołem treningowym w grupie badawczej był trening theta/beta1, kształtujący zdolność koncentracji uwagi, grupa kontrolna natomiast odbywała trening pozorowany za pomocą wyświetlanej symulacji EEG, niezależnej od wytwarzanych wzorców fal mózgowych. Wpływ treningu EEG Biofeedback na czas reakcji zawodników judo sprawdzano za pomocą wybranych prób Wiedeńskiego Systemu Testowego (WST). Testy odbywały się bezpośrednio przed i po treningu EEG Biofeedback.

Badania wykazały, że trening EEG-BF wykonywany w warunkach normoksji przeprowadzany codziennie istotnie wpływa na poprawę czasu reakcji prostej oraz trening EEG-BF wykonywany co drugi dzień wpływa istotnie statystycznie na poprawę czasu reakcji złożonej, natomiast trening w warunkach hipoksji normobarycznej nie wpłynął na poprawę czasu reakcji prostej i złożonej po wykonaniu treningów EEG-BF w badanych grupach zawodników judo. Nie zaobserwowano podobnych zmian w grupie kontrolnej.

## Summary

Over the past several decades, numerous studies have sought to identify innovative methods to support the training process, aiming to enhance the athletic performance of competitors. The careful selection of training parameters tailored to an athlete's capabilities is crucial for ensuring harmonious development of fitness, maintenance of health, and the efficient construction of motor skills, which form the foundation for later sporting successes. Given the athlete's high level of technical, tactical, physical, and psychological preparation, there is a continuous search for new methods that could provide a competitive edge. One such potential solution is the application of normobaric hypoxic conditions.

The objective of the research was to assess the impact of EEG biofeedback training under normoxic and normobaric hypoxic conditions on the simple and complex reaction times of judo athletes, and to determine the optimal training approach considering the frequency of sessions that significantly improves the athletes' reaction times. The study posed the following research questions:

1. What was the dynamic variability of relative increases in Theta and Beta wave amplitudes obtained during biofeedback training under normoxic and normobaric hypoxic conditions?
2. What was the dynamic variability of relative increases in the simple and complex reaction time value dynamics before and after biofeedback training in Vienna test systems?
3. To what extent did the conducted EEG biofeedback training under normoxic conditions affect reaction time in the examined groups of judo athletes?
4. Which of the applied EEG biofeedback training procedures, in terms of their frequency and the conditions under which they were conducted, significantly impacts the improvement of simple and complex reaction times in the examined groups of judo athletes?

The study involved 20 male athletes with International Master Class (IMC) status, who were randomly divided into a research group (RG) ( $n = 10$ ; age  $19.6 \pm 1.4$  years; body height  $182.2 \pm 5.1$  cm; body mass  $78.6 \pm 7.9$  kg; percentage of body fat, %FAT  $10.1 \pm 5.7\%$ ) and a control group (CG) ( $n = 10$ ; age  $20.1 \pm 1.6$  years; body height  $182.1 \pm 4.5$  cm; body mass  $74.1 \pm 6.1$  kg; %FAT  $8.8 \pm 1.7\%$ ). EEG biofeedback training was conducted in four cycles, diversified in terms of frequency and applied conditions. The first cycle was conducted under normoxic conditions, and the second under hypoxic conditions, both with the same frequency – training was

carried out every other day. Correspondingly, the third cycle was under normoxic conditions, while the fourth was under hypoxic conditions, with increased training frequency – sessions were conducted daily. Both the research and control groups followed the same training protocol characterized by the same cyclicity and duration. The primary training protocol for the research group was theta/beta1 training, which develops attention concentration ability, while the control group underwent sham training using a displayed EEG simulation independent of the produced brain wave patterns. The impact of EEG Biofeedback training on the reaction times of judo athletes was tested using selected trials from the Vienna Testing System (VTS). Tests were conducted immediately before and after the EEG Biofeedback training sessions.

The research demonstrated that daily EEG-BF training under normoxic conditions significantly improved simple reaction time, and training every other day significantly enhanced complex reaction time. Conversely, training under normobaric hypoxic conditions did not result in improved simple or complex reaction times after the EEG-BF training sessions among the examined groups of judo athletes. No similar changes were observed in the control group.

## Spis rycin

Ryc. 1. Międzynarodowy system 10-20. ....	12
Ryc. 2 Cykle badań.....	25
Ryc. 3 Różnice w wartościach amplitudy fal Theta z uwzględnieniem poszczególnych cykli treningowych [ $\mu$ V].....	51
Ryc. 4 Różnice w wartościach amplitudy fal Beta z uwzględnieniem poszczególnych cykli treningowych [ $\mu$ V].....	52
Ryc. 5 Różnice w wartościach czasu reakcji prostej po cyklu, cykl I-IV.....	59
Ryc. 6 Różnice w wartościach czasu reakcji złożonej po cyklu, cykl I-IV.....	59
Ryc. 7 Graficzna prezentacja zmian w reakcji prostej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji i hipoksji, w badanych grupach zawodników judo – I cykl pomiarowy. * - istotne zmiany .....	62
Ryc. 8 Graficzna prezentacja zmian w reakcji prostej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji i hipoksji, w badanych grupach zawodników judo – II cykl pomiarowy. * - istotne zmiany .....	62
Ryc. 9 Graficzna prezentacja zmian w reakcji prostej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji i hipoksji, w badanych grupach zawodników judo – III cykl pomiarowy. * - istotne zmiany.....	62
Ryc. 10 Graficzna prezentacja zmian w reakcji prostej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji i hipoksji, w badanych grupach zawodników judo – IV cykl pomiarowy. * - istotne zmiany .....	63
Ryc. 11 Graficzna prezentacja zmian w reakcji złożonej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji i hipoksji, w badanych grupach zawodników judo – I cykl pomiarowy. * - istotne zmiany .....	64
Ryc. 12 Graficzna prezentacja zmian w reakcji złożonej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji i hipoksji, w badanych grupach zawodników judo – II cykl pomiarowy. * - istotne zmiany.....	64
Ryc. 13 Graficzna prezentacja zmian w reakcji złożonej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji i hipoksji, w badanych grupach zawodników judo – III cykl pomiarowy. * - istotne zmiany.....	65

Ryc. 14 Graficzna prezentacja zmian w reakcji złożonej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji i hipoksji, w badanych grupach zawodników judo – IV cykl pomiarowy. \* - istotne zmiany ..... 65

## Spis tabel

Tabela 1 Parametry opisowe amplitudy fal theta i beta w poszczególnych cyklach w normoksji i hipoksji normobarycznej - sesja EEG biofeedback, GB, cykl I i II.....	32
Tabela 2 Parametry opisowe amplitudy fal theta i beta w poszczególnych cyklach w normoksji i hipoksji normobarycznej- sesja EEG biofeedback, GB, cykl III i IV .....	33
Tabela 3 Parametry opisowe amplitudy fal theta i beta w poszczególnych cyklach w normoksji i hipoksji normobarycznej - sesja EEG biofeedback, GK, cykl I i II .....	35
Tabela 4 Parametry opisowe amplitudy fal theta i beta w poszczególnych cyklach w normoksji i hipoksji normobarycznej- sesja EEG biofeedback, GK, cykl III i IV .....	36
Tabela 5 Parametry opisowe czasu reakcji prostej w warunkach normoksji i hipoksji normobarycznej, GB, cykl I-IV .....	37
Tabela 6 Parametry opisowe czasu reakcji prostej w warunkach normoksji i hipoksji normobarycznej, GK, cykl I-IV .....	38
Tabela 7 Parametry opisowe czasu reakcji złożonej w warunkach normoksji i hipoksji normobarycznej, GB, cykl I-IV .....	39
Tabela 8 Parametry opisowe czasu reakcji złożonej w warunkach normoksji i hipoksji normobarycznej, GK, cykl I-IV .....	39
Tabela 9 Przyrosty względne zmiennych Theta i Beta (średnie z okresów treningowych), jednopodstawowe i siła efektu po treningowego w grupie badanej (GB), cykl I-II.....	40
Tabela 10 Przyrosty względne zmiennych Theta i Beta (średnie z okresów treningowych), jednopodstawowe i siła efektu po treningowego w grupie badanej (GB), cykl III-IV.....	41
Tabela 11 Przyrosty względne zmiennych Theta i Beta (średnie z okresów treningowych), jednopodstawowe i siła efektu po treningowego w grupie kontrolnej (GK), cykl I-II.....	45
Tabela 12 Przyrosty względne zmiennych Theta i Beta (średnie z okresów treningowych), jednopodstawowe i siła efektu po treningowego w grupie kontrolnej (GK), cykl III-IV.....	46
Tabela 13 Charakterystyka różnic wewnątrzgrupowych i międzygrupowych fal Theta w aspekcie poszczególnych cykli treningowych (wartości istotności p) .....	50
Tabela 14 Charakterystyka różnic wewnątrzgrupowych i międzygrupowych fal Beta w aspekcie poszczególnych cykli treningowych (wartości istotności p) .....	51
Tabela 15 Przyrosty względne zmiennych czas reakcji prostej, jednopodstawowe i siła efektu $\eta^2$ w grupie badanej (GB), cykl I-IV .....	53



Tabela 16 Przyrosty względne zmiennych czasu reakcji prostej, jednopodstawowe i siła efektu $\eta^2$ w grupie kontrolnej (GK), cykl I-IV.....	54
Tabela 17 Przyrosty względne zmiennych czas reakcji złożonej, jednopodstawowe i siła efektu $\eta^2$ w grupie badanej (GB), cykl I-IV .....	55
Tabela 18 Przyrosty względne zmiennych czasu reakcji złożonej, jednopodstawowe i siła efektu $\eta^2$ w grupie kontrolnej (GK), cykl I-IV.....	56
Tabela 19 Charakterystyka różnic pomiędzy cyklami w czasie reakcji prostej .....	57
Tabela 20 Charakterystyka różnic pomiędzy cyklami w czasie reakcji złożonej.....	58
Tabela 21 Charakterystyka różnic zmian (wartości rzeczywiste) w reakcji prostej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji i hipoksji, w badanych grupach zawodników judo, w poszczególnych cyklach treningowych .....	61
Tabela 22 Charakterystyka różnic zmian (wartości rzeczywiste) w reakcji złożonej pod wpływem zastosowanych procedur treningu EEG biofeedback w warunkach normoksji i hipoksji, w badanych grupach zawodników judo, w poszczególnych cyklach treningowych .....	63

## Bibliografia

1. Ainslie P., Subudhi A. Cerebral Blood Flow at High Altitude. *High Altitude Medicine & Biology*. 2014; 15: 133-140.
2. Ando S., Kida N., Oda S. Practice effects on reaction time for peripheral and central visual fields. *Perceptual and Motor Skills Journal*. 2002; 95(3): 747-752.
3. Aquino Lemos V, Antunes H, dos Santos R, Lira F, Tufik S, de Mello M. High altitude exposure impairs sleep patterns, mood, and cognitive functions. *Psychophysiology*. 2012;49(9):1298-306.
4. Atkinson G. Diurnal variation in tennis service. *Percept Motor Skills*. 1998; 86: 1335–1338.
5. Badau D., Baydil B., Badau A. Differences among three measures of reaction time based on hand laterality in individual sports. *Sports*. 2018; 6(45): 1 – 6.
6. Bańkosz Z., Nawara H., Cwalina A. Uderzenia kończące akcję w badmintonie w grze pojedynczej kobiet i mężczyzn. *Rozprawy Naukowe AWF we Wrocławiu*. 2011; 33: 37-48.
7. Bar – Eli M., Dreshman R., Blumenstein B., Weinstein Y. The effect of mental training with biofeedback on the performance of young swimmers. *Applied Psychology: An International Review*. 2002; 51(4): 567 – 581.
8. Bayer U., Likar R., Pinter G., Stettner H., Demschar S., Trummer B., Neuwersch S., Glazachev O., Burtscher M. Intermittent hypoxic-hyperoxic training on cognitive performance in geriatric patients. *Alzheimer's Dement*. 2017; 3: 114–122.
9. Beauchamp M., Harvey R., Beauchamp P. An Integrated Biofeedback and Psychological Skills Training Program for Canada's Olympic Short – Track Speed skating Team. *Journal of Clinical Sport Psychology*. 2012; 6(1): 67 – 84.
10. Bielas J., Michalczyk Ł. Beta Neurofeedback Training Improves Attentional Control in the Elderly. *Psychological Reports*. 2021; 124(1): 54–69.
11. Bolotin A., Bakayev V. Peripheral circulation indicators in veteran trail runners. *Journal of Physical Therapy Science*. 2017a; 29(8): 1092–1094.
12. Bolotin A., Bakayev V. Method for Training of Long Distance Runners Taking into Account Bioenergetic Types of Energy Provision for Muscular Activity. In Proceedings of the 5th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support - *icSPORTS*, 2017b;(1): 126-131.

13. Bolotin A., Bakayev V. The differences in response of the respiratory system of long and middle distance runners and their influence on recovery rate. *Journal of Physical Education and Sport*. 2017c; 17(4): 2443-2446
14. Bolotin A., Bakayev V., Buynov L. Methods of Increasing Statokinetic Stability in Racers using Normobaric Hypoxia and Neck Muscle Training. In Proceedings of the 5th International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support – *icSPORTS*, 2019; 1: 167-172.
15. Borysiuk Z. Rola pomiaru szybkości czasu reakcji i orientacji przestrzennej w ocenie poziomu sportowego w szermierce. *Sport Wyczynowy*. 2002; 449- 450(5-6): 15-21.
16. Bougard C., Moussay S., Espié S. The effects of sleep deprivation and time of day on cognitive performance. *Biological Rhythm Research*. 2015; 47: 401–415.
17. Brown J. Sports talent: How to identify and develop outstanding athletes. Champaign, *Human Kinetics*. 2001.
18. Buck A., Schirlo C., Jasinsky V., Weber B., Burger C., von Schulthess G. Changes of cerebral blood flow during short-term exposure to normobaric hypoxia. *Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism*. 1998; 18: 906–10
19. Caird S. J., McKenzie A. D., Sleivert G. G. Biofeedback and relaxation techniques improve running economy in subelite long distance runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1999; 31(5): 717 – 722.
20. Ceglarek A., Hubalewska-Mazgaj M., Lewandowska K., Sikora-Wachowicz B., Marek T. Time-of-day effects on objective and subjective short-term memory task performance. *Chronobiology International*. 2021; 38: 1330–1343.
21. Chang Y.K., Labban J.D., Gapin J.I., Etnier J.L. The effects of acute exercise on cognitive performance: A meta-analysis. *Brain Research*. 2012; 1453: 87–101.
22. Chapman R.F. The individual response to training and competition at altitude. *Journal of Sports Medicine*. 2013;47(1): 40–44.
23. Chen X., Beck J. M., Pearson J. M. Neuron’s eye view: Inferring features of complex stimuli from neural responses. *PLoS Computational Biology*. 2017; 13(8): e1005645.
24. Chmura J. Szybkość w piłce nożnej. *AWF, Katowice*, 2000.

25. Chroboczek M., Kostrzewa M., Micielska K., Grzywacz T., Laskowski R. Effect of Acute Normobaric Hypoxia Exposure on Executive Functions among Young Physically Active Males. *Journal of Clinical Medicine*. 2021; 10(8): 1560.
26. Chroboczek M., Kujach S., Łuszczuk M., Grzywacz T., Soya H., Laskowski R. Acute Normobaric Hypoxia Lowers Executive Functions among Young Men despite Increase of BDNF Concentration. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2022; 19: 10802.
27. Chycki J., Czuba M., Gołaś A., Zając A., Fidos-Czuba O., Młynarz A., Smółka W. Neuroendocrine responses and body composition changes following resistance training under normobaric hypoxia. *Journal of Human Kinetic*. 2016; 53:91–98
28. Collado-Mateo D., Adsuar J. C., Olivares P. R., Cano-Plasencia R., Gusi N. Using a dry electrode EEG device during balance tasks in healthy young-adult males: test-retest reliability analysis. *Somatosensory and Motor Research*. 2015; 32: 219–226.
29. Cortoos A., De Valck E., Arns M., Breteler M. H., Cluydts R. 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*. 2010; 35: 125 – 134.
30. Czuba M, Zając A, Maszczyk A, Roczniok R, Poprzęcki S, Garbaciak W. The effects of high intensity interval training in normobaric hypoxia on aerobic capacity in basketball players. *Journal of Human Kinetic*. 2013;39(4): 103–114.
31. Czuba M., Fidos-Czuba O., Płoszczyca K., Zajac A., Langfort J. Comparison of the effect of intermittent hypoxic training vs. the live high, train low strategy on aerobic capacity and sports performance in cyclists in normoxia. *Biology of Sport*. 2018; 35: 39-48.
32. Czuba M., Waśkiewicz Z., Zajac A., Poprzęcki S., Cholewa J., Roczniok R. The effects of intermittent hypoxic training on aerobic capacity and endurance performance in cyclists. *Journal of Sport Science Medicine* 2011; 10: 175-183.
33. Czuba M., Wilk R., Karpinski J., Chalimoniuk M., Zajac A., Langfort J., Intermittent hypoxic training improves anaerobic performance in competitive swimmers when implemented into a direct competition mesocycle. *PLoS One*. 2018;12: 0180380.
34. Dart M., Gallo J., Beer J., Fischer T., Morgan A. Pilmanis. Hyperoxia and hypoxic hypoxia effects on simple and choice reaction Times. *Aerospace Medicine and Human Performance*. 2017; 88(12): 1073-1080.

35. Davranche K., Casini L., Arnal P. J., Rupp T., Perrey S., Verges S. Cognitive functions and cerebral oxygenation changes during acute and prolonged hypoxic exposure. *Physiology and Behavior*. 2016;164: 189–197.
36. Deary I.J., Liewald D., Nissan J. A free, easy – to – use, computer – based simple and four – choice reaction time programme: the Deary – Liewald reaction time task. *Behavior Research Methods*. 2011; 43(1): 258 – 268.
37. Decroix L., Piacentini M. F., Rietjens G., Meeusen R. Monitoring physical and cognitive overload during a training camp in professional female cyclists. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 2016; 11(7): 933 – 939.
38. Dekker M., Van den Berg B., Denissen A., Sitskoorn M., Van Boxtel G. Feasibility of eyes open alpha power training for mental enhancement in elite gymnasts. *Journal of Sport Sciences*. 2014; 32(16): 1550 – 1560.
39. Der G., Deary I. J. Age and sex differences in reaction time in adulthood: results from the United Kingdom Health and Lifestyle Survey. *Psychology and Aging*. 2006; 21(1): 62 – 73.
40. Dinoff A., Herrmann N., Swardfager W., Liu C.S., Sherman C., Chan S., Lanctôt K.L. The Effect of Exercise Training on Resting Concentrations of Peripheral Brain-Derived Neurotrophic Factor (BDNF): A Meta-Analysis. *PLoS One*. 2016; 11:9-10.
41. Doppelmayr M., Finkenzeller T., Sauseng P. Frontal midline theta in the pre – shot phase of rifle shooting: differences between experts and novices. *Neuropsychologia*. 2008; 46(5): 1463 – 1467.
42. Dreimuller N, Schlicht K, Wagner S, Peetz D, Borysenko L, Hiemke C, Lieb K, Tadic A. Early reactions of brain-derived neurotrophic factor in plasma (pBDNF) and outcome to acute antidepressant treatment in patients with major depression. *Neuropharmacology*. 2012; 62:264–269.
43. Drust B., Waterhouse J., Atkinson G., Edwards B. Circadian rhythms in sports performance - an update. *Chronobiology international*. 2014; 22: 21–44.
44. Dufour S.P., Ponsot E., Zoll J., Doutreleau S., Lonsdorfer-Wolf E., Geny B., Lampert E., Flück M., Hoppeler H., Billat V., Mettauer B., Richard R., Lonsdorfer J. Exercise training in normobaric hypoxia in endurance runners. Improvements in aerobic performance capacity. *Journal of Applied Physiology*. 2006; 100: 1238-1248

45. Dykiert D., Hall D., van Gemeren N., Benson R., Der G., Starr J. M., Deary I. J. The effects of high altitude on choice reaction time mean and intra-individual variability: Results of the Edinburgh Altitude Research Expedition of 2008. *Neuropsychology*. 2010; 24(3), 391–401.
46. Edwards B., Waterhouse J., Atkinson G. Circadian rhythms and their association with body temperature and time awake when performing a simple task with the dominant and non-dominant hand. *Chronobiology International*. 2008; 25:115–132.
47. Feriche B., García-Ramos A., Morales-Artacho A., Padiá P. Resistance training using different hypoxic training strategies: a basis for hypertrophy and muscle power development. *Sports Medicine*. 2017; 3(1):12.
48. Ferrario V.F, Tredici G. Circadian rhythm in human nerve conduction velocity. *Chronobiologia*. 1980; 7: 205–209.
49. Frank D., Khorshid L., Kiffer J., Moravec C., McKee M. Biofeedback in medicine: who, when, why and how? *Mental Health in Family Medicine*. 2010; 7: 85.
50. Friedmann B., Frese F., Menold E., Bartsch P. Effects of acute moderate hypoxia on anaerobic capacity in endurance-trained runners. *European Journal of Applied Physiology* 2007; 101: 67–73.
51. Friedmann B., Frese F., Menold E., Bartsch P. Individual variation in the reduction of heart rate and performance at lactate thresholds in acute normobaric hypoxia. *International of Journal Sports Medicine*. 2005; 26: 531–536.
52. Geiser J., Vogt M, Billeter R. Training high–living low: changes of aerobic performance and muscle structure with training at simulated altitude. *International of Journal Sports Medicine*. 2001; 22(8): 579–585.
53. Ghisletta P., Renaud O., Fagot D., Lecerf T., De Ribaupierre A. Age and sex differences in intra – individual variability in a simple reaction time task. *International Journal of Behavioral Development*. 2018; 42(2): 294 – 299.
54. Goessl V.C., Curtiss J.E., Hofmann S.G. The effect of heart rate variability biofeedback training on stress and anxiety: a meta-analysis. *Psychological Medicine*. 2017; 47: 2578.
55. Gong A.M., Nan W.Y., Yin E.W., Jiang C.H., Fu Y.F. Efficacy, trainability, and neuroplasticity of SMR vs. Alpha rhythm shooting performance neurofeedback training. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2020; 14: 94.

56. Goodall S., Ross E.Z., Romer L.M. Effect of graded hypoxia on supraspinal contributions to fatigue with unilateral knee-extensor contractions. *Journal of Applied Physiology*. 2010; 109: 1842–1851.
57. Gore C.J., Hahn A.G., Aughey R.J. Live high: train low increases muscle buffer capacity and submaximal cycling efficiency. *Acta Physiologica Scandinavica*. 2001; 173(3): 275–86.
58. Grushko A.I., Bochaver K., Shishkina A., Kabanov D., Konstantinova M., Vavaev A., Kasatkin V. Psychological and psychophysiological profile in combat sports. *Revista de Artes Marciales Asiáticas*. 2016; 11(2): 70 – 71.
59. Gruzelier J. H. EEG-neurofeedback for optimising performance I: a review of cognitive and affective outcome in healthy participants. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 2014a; 44: 124–141.
60. Gruzelier J., Egnér T., Vernon D. Validating the efficacy of neurofeedback for optimizing performance. In Neuper C., Klimesch W. (Eds.). *Event – related dynamics on brain oscillations: Progress in brain research*. Amsterdam, The Netherlands: Elsevier. 2006; 159: 421 – 432.
61. Guo X.F., Zhao Y.N., Li J.M., Chen C.X., Li S.X. Effect of obstructive sleep apnea hypoxia on learning memory capacity after cerebral ischemia-reperfusion in rats. *Journal Otorhinolaryngology - Head Neck Surgery*. 2016; 51: 282–285.
62. Hanumantha S., Kamath A. Diurnal variation in visual simple reaction time between and within genders in young adults: an exploratory, comparative, pilot study. *The Scientific World Journal*. 2021; 1-5.
63. Hommel B. The relationship between stimulus processing and response selection in the Simon task: Evidence for a temporal overlap. *Psychological Research*. 1993; 55: 280 – 290.
64. Hornbein T. Long term effects of high altitude on brain function. *International Journal of Sports Medicine*. 1993; 13(1): 43– 45.
65. Hornbein T., Townes B., Schoene R., Sutton J., Houston C. The cost to the central nervous system of climbing to extremely high altitude. *The New England Journal of Medicine*. 1989; 321: 1714 –1719.
66. Horváth D., Négyesi J., Rácz, M. Feasibility of a novel neurofeedback system: a parallel randomized single-blinded pilot study. *Scientific Reports*. 2023;13: 17353.

67. Hughson R., Yamamoto Y., McCullough R., Sutton J., Reeves J. Sympathetic and parasympathetic indicators of heart rate control altitude studied by spectra analysis. *Journal of Applied Physiology*. 1994; 77: 2537–42
68. Jacini F., Sorrentino P., Lardone A., Rucco R., Baselice F., Cavaliere C., Aiello M., Orsini M., Iavarone A., Manzo V., Carotenuto A., Granata C., Hillebrand A., Sorrentino G. Amnestic mild cognitive impairment is associated with frequency-specific brain network alterations in temporal poles. *Frontiers in Aging Neuroscience*. 2018; 10: 1-11.
69. Jain A., Bansal R., Kumar A., Singh K. D. A comparative study of visual and auditory reaction times on the basis of gender and physical activity levels of medical first year students. *International Journal of Applied and Basic Medical Research*. 2015; 5: 124 – 127.
70. Jarraya S., Jarraya M, Chtourou H. Effect of time of day and partial sleep deprivation on the reaction time and the attentional capacities of the handball goalkeeper. *Biology Rhythm Research*. 2014; 45: 183–191.
71. Jarraya S., Jarraya M., Souissi N. Diurnal variations of cognitive performances in Tunisian children. *Biological Rhythm Research*. 2014; 45: 61–67.
72. Jasper H.H. The ten – twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1958; 10: 371 – 375.
73. Jung M.E., Mallet R.T. Intermittent hypoxia training: Powerful, non-invasive cerebroprotection against ethanol withdrawal excitotoxicity. *Respiratory Physiology and Neurobiology*. 2018; 256: 67–78.
74. Jurewicz K., Paluch K., Kublik E., Rogala J., Mikicin M., Wróbel A. EEG-neurofeedback training of beta band (12–22Hz) effects alpha and beta frequencies – A controlled study of a healthy population. *Neuropsychologia*. 2018; 108: 13-24.
75. Kamiński J., Brzezicka A., Gola M., Wróbel A. Beta band oscillations engagement in human alertness process. *International Journal of Psychophysiology*. 2012; 85(1): 125 – 128.
76. Katayama K, Sato K, Matsuo H, Ishida K, Iwasaki K, Miyamura M. Effect of intermittent hypoxia on oxygen uptake during submaximal exercise in endurance athletes. *European Journal of Applied Physiology*. 2004; 92: 75–83.
77. Kaur P., Paul M., Sandhu J. S. Auditory and visual reaction time in athletes, healthy controls, and patients of type I diabetes mellitus: A comparative study. *International Journal of Diabetes in Developing Countries*. 2006; 26: 112 – 5.



78. Kennedy R., Dunlap W., Banderet L., Smith M., Houston C. Cognitive performance deficits in a simulated climb of Mount Everest: Operation Everest II. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*. 1989; 60: 99–104.
79. Koike A., Itoh H., Oohara R., Hoshimoto M., Tajima A., Aizawa T., Fu LT. Cerebral oxygenation during exercise in cardiac patients. *Chest*. 2004;125: 182–190.
80. Kolb J.C., Ainslie P.N., Ide K., Poulin M.J. Protocol to measure acute cerebrovascular and ventilatory responses to isocapnic hypoxia in humans. *Respiratory Physiology & Neurobiology*. 2004; 141(2): 191–199.
81. Komiyama T., Katayama K., Sudo M., Ishida K., Higaki Y., Ando S. Cognitive function during exercise under severe hypoxia. *Scientific Reports*. 2017; 7: 10000.
82. Kourtidou-Papadeli C., Papadelis C., Koutsonikolas D., Boutzioukas S., Styliadis C., Guiba-Tziampiri O. High altitude cognitive performance and COPD interaction. *Hippokratia*. 2008; 12 (1): 84–90
83. Kurobe K., Huang Z., Nishiwaki M., Yamamoto M., Kanehisa H., Ogita F. Effects of resistance training under hypoxic conditions on muscle hypertrophy and strength. *Clinical Physiology and Functional Imaging*. 2015; 35(3): 197-202.
84. Landers D. M., Petruzzello S. J., Salazar W., Crews D. J., Kubitz K. A., Gannon T. L., Han M. The influence of electrocortical biofeedback on performance in pre – elite archers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1991; 23: 123 – 129.
85. Le Meur Y., Hausswirth C., Natta F., Couturier A., Bignet F., Vidal P. P.A multidisciplinary approach to overreaching detection in endurance trained athletes. *Jornal of Applied Physiology*. 2013; 114(3): 411 – 420.
86. Lefferts W.K., Hughes W.E., White C.N., Brutsaert T.D., Heffernan K.S. Effect of acute nitrate supplementation on neurovascular coupling and cognitive performance in hypoxia. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*. 2016; 41: 133–141.
87. Lega B., Jacobs J., Kahana, M. Human hippocampal theta oscillations and the formation of episodic memories. *Hippocampus*. 2012; 22: 748–761.
88. Lei O.K., Kong Z., Loprinzi P., Shi Q., Sun S., Zou L., Hu Y., Nie, J. Severe Hypoxia Does Not Offset the Benefits of Exercise on Cognitive Function in Sedentary Young Women. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2019; 16(6): 1003.

89. Levine B.D., Stray-Gundersen J. “Living high-training low”: effect of moderate-altitude acclimatization with low-altitude training on performance. *Journal of Applied Physiology*. 1997; 83: 102-112.
90. Li X.Y., Wu X.Y., Fu C., Shen X.F., Wu Y.H, Wang T. Effects of acute mild and moderate hypoxia on human mood state. *Space medicine and medical engineering*. 2000; 13(1):1–5.
91. Li X.Y., Wu X.Y., Fu C., Shen X.F., Yang C.B., Wu Y.H. Effects of acute exposure to mild or moderate hypoxia on human psychomotor performance and visual-reaction time. *Space medicine and medical engineering*. 2000; 13(4): 235–239.
92. Li, X.Y.; Wu, X.Y.; Fu, C.; Shen, X.F.; Yang, C.B.; Wu, Y.H. Effects of acute exposure to mild or moderate hypoxia on human psychomotor performance and visual-reaction time. *Space medicine and medical engineering*. 2000; 13:235–239.
93. Lieberman P., Protopapas A., Reed E., Youngs J., Kanki B. Cognitive defects altitude. *Nature*. 1994; 372: 325.
94. Loprinzi P.D., Frith E. A brief primer on the mediational role of BDNF in the exercise-memory link. *Clinical Physiology and Functional Imaging*. 2019; 39: 9–14.
95. Luce R. D. Response Times: Their Role in Inferring Elementary Mental Organization. *New York: Oxford University Press*. 1986.
96. Lyamina N.P., Lyamina S.V., Senchiknin V.N., Mallet R.T., Downey H.F., Manukhina E. B. Normobaric hypoxia conditioning reduces blood pressure and normalizes nitric oxide synthesis in patients with arterial hypertension. *Jornal of Hypertension*. 2011; 29: 2265–2272.
97. Maćkała K., Cych P. Charakterystyka czynników wpływających na czas reakcji w nauczaniu i doskonaleniu startu niskiego. *Rozprawy Naukowe AWF we Wrocławiu*. 2011; 33: 5-11.
98. Madden D. J. Speed and timing of behavioural processes. In Birren J. E., Schaie K. W. (Eds.) *Handbook of the psychology of aging*. *Academic Press*. 2001; 5: 288 – 312.
99. Magnani S., Mulliri G., Roberto S., Sechi F., Ghiani G., Sainas G. Systolic and Diastolic Functions After a Brief Acute Bout of Mild Exercise in Normobaric Hypoxia. *Frontiers in Physiology*. 2021; 23:650696.
100. Malik K., Dua A. Biofeedback. [Updated 2020 Sep 26]. W: Stat Pearls [Internet]. Treasure Island (FL): Stat Pearls Publishing; 2023 Jan-Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK553075/>

101. McMorris T., Hale B.J., Barwood M., Costello J., Corbett J. Effect of acute hypoxia on cognition: A systematic review and meta-regression analysis. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 2017; 74: 225–232.
102. McMorris T., Hale B.J., Barwood M., Costello J., Corbett J. Effect of acute hypoxia on cognition: A systematic review and meta-regression analysis. *Neuroscience and Biobehavioral Review*. 2017; 74: 225–232.
103. Mikicin M., Orzechowski G., Jurewicz K., Paluch K., Kowalczyk M., Wróbel A. Brain-training for physical performance: a study of EEG-neurofeedback and alpha relaxation training in athletes. *Acta Neurobiologiae Experimentalis*. 2015; 75: 434–445.
104. Mikicin M., Szczypinska M., Skwarek K. NFB needs support! Effects of NFB-EEG training in terms of the level of attention and arousal control in sports shooters. *Baltic Journal of Health Physical Activity*. 2018; 10: 72–79.
105. Millet G.Y., Muthalib M., Jubeau M., Laursen P.B, Nosaka K. Severe hypoxia affects exercise performance independently of afferent feedback and peripheral fatigue. *Journal Applied of Physiology*. 2012; 112: 1335–1344 .
106. Monda M., Viggiano An, Vicidomini C., Viggiano Al, Iannaccone T., Tafuri D., De Luca B. Espresso coffee increases parasympathetic activity in young, healthy people. *Nutritional Neuroscience*. 2009; 12: 43- 48.
107. Monson N.L., Ortega S.B., Ireland S.J., Meeuwissen A.J., Chen D., Plautz E. J. Repetitive hypoxic preconditioning induces an immunosuppressed B cell phenotype during endogenous protection from stroke. *Journal of Neuroinflammation*. 2014; 11:22.
108. Moore C., Swain D., Ringleb S., Morrison S. The effects of acute hypoxia and exercise on marksmanship. *Medicine Science in Sports Exercise*. 2014; 46(4): 795–801.
109. Morrison J.D., Quinn K., MacDonald L.A., Billaut F., Minahan C. Repeated treadmill sprints impair cognitive performance in amateur team-sport athletes when performed in normobaric hypoxia. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2019; 18: 369–375.
110. Mottola F., Blanchfield A., Hardy J., Cooke A. EEG Neurofeedback Improves Cycling Time to Exhaustion. *Psychology of Sport and Exercise*. 2021; 55: 101944.
111. Mulliri G., Magnani S., Roberto S., Sechi F., Ghiani G., Sainas G. A brief bout of exercise in hypoxia reduces ventricular filling rate and stroke volume response during muscle metaboreflex activation. *European Journal of Applied Physiology*. 2020; 120: 2115–2126.
112. Navarrete-Opazo A., Mitchell G.S. Therapeutic potential of intermittent hypoxia: A matter of dose. *American Journal of Physiology*. 2014;307: 1181–1197.

113. Nelken I., Nodal F. R., Bizley J. K., Ahmed B. Responses of Auditory Cortex to Complex Stimuli: Functional Organization Revealed Using Intrinsic Optical Signals. *Journal of Neurophysiology*. 2008; 99(4): 1928 – 41.
114. Neubauer J. Physiological and path physiological responses to intermittent hypoxia. *Journal of Applied Physiology*. 2001; 90: 1593–1599.
115. Nikam L. H., Gadkari J. V. Effect of age, gender and body mass index on visual and auditory reaction times in Indian population. *Indian Journal of Physiology Pharmacology*. 2012; 56(1): 94 – 99.
116. Nishimura A., Sugita M., Kato K., Fukuda A., Sudo A., Uchida A. Hypoxia increases muscle hypertrophy induced by resistance training. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 2010; 5:497-508.
117. Ochi G., Kanazawa J., Hyodo K., Suwabe K., Shimizu T., Fukuie T., Byun K., Soya H. Hypoxia-induced lowered executive function depends on arterial oxygen desaturation. *The Journal of Physiological Sciences*. 2018; 68: 847–853.
118. Osiński W. Anthropometrics, 2nd ed., AWF Poznań, 2003.
119. Otis S., Rossman M., Schneider P., Rush M., Ringelstein E. Relationship of cerebral blood flow regulation to acute mountain sickness. *Journal of Ultrasound Medicine*. 1989; 8: 143–148
120. Pacheco N.C. Neurofeedback for Peak Performance Training. *Journal of Mental Health Counseling*. 2016; 38(2): 116 – 123.
121. Parsaee S., Alboghbish S., Abdolahi H., Alirajabi R. Anbari, A. Effect of a period of selected SMR/Theta NFB training on visual and auditory reaction time in veterans and disabled athletes. *Iranian Journal of War and Public Health*. 2018; 10: 15–20.
122. Pastötter B., Bäuml K. Distinct slow and fast cortical theta dynamics in episodic memory retrieval. *NeuroImage*. 2014; 94: 155–161
123. Pavlicek V., Schirlo C., Nebel A., Regard M., Koller E.A., Brugger P. Cognitive and emotional processing at high altitude. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*. 2005; 76(1): 28-33.

124. Peeters F., Ronner J., Bodar L., van Os J., Lousberg R. Validation of a neurofeedback paradigm: manipulating frontal EEG alpha-activity and its impact on mood. *International Journal of Psychophysiology*. 2014; 93: 116–120.
125. Peltonen J., Kowalchuk J., Paterson D., De Lorey D., du Manoir G., Petrella R. Shoemaker J. Cerebral and muscle tissue oxygenation in acute hypoxic ventilatory response test. *Respiratory Physiology and Neurobiology*. 2007; 155: 71–81.
126. Peper E., Schmid – Shapiro A. B. The use of electrodermal biofeedback for peak performance training. *Somatics*. 1983; 4(3): 16 – 18.
127. Phillips Jeffrey B., Hørning D., Matthew E. Cognitive and Perceptual Deficits of Normobaric Hypoxia and the Time Course to Performance Recovery. *Aerospace Medicine Human Performance*. 2015; 86(4): 357-65.
128. Piliandis T., Kasabalis A., Mantzouranis N. Start reaction time and performance at the sprint events in the Olympic Games. *Kinesiology*. 2012; 44(1): 67-72.
129. Płoszczyca K., Langfort J., Czuba M. The effects of altitude training on erythropoietic response and hematological variables in adult athletes: A narrative review. *Frontiers in Physiology*. 2018; 9: 375.
130. Pramsohler S., Wimmer S., Kopp M. Normobaric hypoxia overnight impairs cognitive reaction time. *BMC Neuroscience*. 2017; 18: 43.
131. Prus G. Rozwój szybkości reagowania u początkujących lekkoatletek. *Trening*. 1995; 2: 131–143.
132. Raczek J., Mynarski W., Ljach W. Kształtowanie i diagnozowanie koordynacyjnych zdolności motorycznych (Shaping and diagnosis of coordination motor abilities). AWF Katowice, 2002.
133. Rasmussen P., Nielsen J., Overgaard M., Krogh-Madsen R., Gjedde A., Secher N., Petersen N.C. Reduced muscle activation during exercise related to brain oxygenation and metabolism in humans. *Journal of Physiology*. 2010; 588: 1985–1995.
134. Reilly T., Atkinson G., Edwards B. Diurnal variation in temperature, mental and physical performance, and tasks specifically related to football (soccer). *Chronobiology International*. 2007; 24: 507–519.
135. Reis J., Portugal AM., Fernandes L., Afonso N., Pereira M., Sousa N., Dias NS. An Alpha and Theta Intensive and Short Neurofeedback Protocol for Healthy Aging Working-Memory Training. *Frontiers in Aging Neuroscience*. 2016; 7(8): 157.

136. Rietjens G.J., Kuipers H., Adam J. J., Saris W. H., van Breda E., van Hamond D., Keizer H. A. Physiological, biochemical and psychological markers of strenuous training – induced fatigue. *International Journal of Sports Medicine*. 2005; 26(1): 16 – 26.
137. Ring C., Cooke A., Kavussanu M., McIntyre D., Masters R. Investigating the efficacy of neurofeedback training for expediting expertise and excellence in sport. *Psychology of Sport and Exercise*. 2015; 16: 118–127.
138. Roach R.C., Koskolou M.D., Calbet J.A, and Saltin B. Arterial O<sub>2</sub> content and tension in regulation of cardiac output and leg blood flow during exercise in humans. *The American Journal of Physiology*. 1999; 276: 438–445.
139. Rodriguez F.A., Ventura J.L., Casas M., Casas H., Pages T., Rama R., Ricart A., Palacios L., Viscor G. Erythropoietin acute reaction and haematological adaptations to short, intermittent hypobaric hypoxia. *European Journal of Applied Physiology*. 2000; 82: 170–177.
140. Rossini P. M., Ferilli M.A., Rossini L., Ferreri F. Clinical neuro-physiology of brain plasticity in aging brain. *Current Pharmaceutical Design*. 2013; 19(36): 6426–6439.
141. Rostami R., Sadeghi H., Karami K., Abadi M., Salamati P. The Effect of Neurofeedback on the Improvement of Rifle Shooters' Performance. *Journal of Neurotherapy*. 2012; 16(4): 264 – 269.
142. Russo C. V, Salvatore E., Saccà F., Tucci T., Rinaldi C., Sorrentino P., Massarelli M., Rossi F., Savastano S., Di Maio L. Insulin sensitivity and early-phase insulin secretion in normoglycemic Huntington's disease patients. *Journal of Huntington's Disease*. 2013; 2: 501-507.
143. Rybnikova E., Vataeva L., Tyulkova E., Gluschenko T., Otellin V., Pelto-Huikko M., Samoilov M.O. Mild hypoxia preconditioning prevents impairment of passive avoidance learning and suppression of brain NGFI-A expression induced by severe hypoxia. *Behavioural Brain Research*. 2005; 160: 107–114.
144. Rybnikova E., Vataeva L., Tyulkova E., Gluschenko T., Otellin V., Pelto-Huikko M., Samoilov M.O. Mild hypoxia preconditioning prevents impairment of passive avoidance learning and suppression of brain NGFI-A expression induced by severe hypoxia. *Behavioural Brain Research*. 2005; 160: 107–114.
145. Saito M., Mano T., Iwase S., Koga K., Abe H., Yamazaki Y. Responses in muscle sympathetic activity to acute hypoxia in humans. *Journal of Applied Physiology*. 1988; 65: 1548–1552.

146. Schega L., Peter B., Brigadski T., Lessmann V., Isermann B., Hamacher D., Törpel A. Effect of intermittent normobaric hypoxia on aerobic capacity and cognitive function in older people. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2016; 19: 941-945.
147. Scholzke, M.N.; Schwaninger, M. Transcriptional regulation of neurogenesis: Potential mechanisms in cerebral ischemia. *Journal of Molecular Medicine*. 2007; 85: 577–588.
148. Schwartz G. Disregulation and systems theory: A biobehavioral framework for biofeedback and behavioral medicine. *Biofeedback Self Regulation*. 1979: 19-48.
149. Schwartz M. S., Andrasik F. (Eds.). *Biofeedback: A practitioner's guide*. (4th ed.). 2018.
150. Selvaraj U.M., Ortega S.B., Hu R., Gilchrist R., Kong X., Partin A. Preconditioning-induced CXCL12 upregulation minimizes leukocyte infiltration after stroke in ischemia-tolerant mice. *Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism*. 2017; 37: 801–813.
151. Seo Y., Burns K., Fennell C., Kim J-H., Gunstad J. The influence of exercise on cognitive performance in normobaric hypoxia. *High Altitude Medicine and Biology*. 2015; 16(4): 298–305.
152. Seo Y., Fennell C., Burns K., Pollock BS., Gunstad J. Exercise improves mood state in normobaric hypoxia. *Aerospace Medicine and Human Performance*. 2017; 86(11): 976–981.
153. Serebrovska Z.O., Serebrovska T.V., Kholin V.A., Tumanovska L.V., Shysh A.M., Pashevin D.A., Goncharov S.V., Stroy D., Grib O.N., Shatylo V.B. Intermittent hypoxia-hyperoxia training improves cognitive function and decreases circulating biomarkers of alzheimer’s disease in patients with mild cognitive impairment: A pilot study. *International Journal of Molecular Sciences*. 2019;20: 5405.
154. Serebrovska Z.O., Serebrovska T.V., Kholin V.A., Tumanovska L.V., Shysh A.M., Pashevin D.A., Goncharov S.V., Stroy D., Grib O.N., Shatylo, V.B. Intermittent hypoxia-hyperoxia training improves cognitive function and decreases circulating biomarkers of alzheimer’s disease in patients with mild cognitive impairment: A pilot study. *International Journal of Molecular Science*. 2019; 20: 5405.
155. Shephard R. Physiological changes and psychomotor performance during acute hypoxia. *Journal of Applied Physiology*. 1956; 9: 343–351.
156. Sherlin L., Ford N., Baker A., Troesch J. Observational Report of the Effects of Performance Brain Training in Collegiate Golfers. *Biofeedback*. 2015; 43(2): 64 – 72.
157. Shimada Y., Kobayashi M., Yoshida K., Terasaki K., Fujiwara S., Kubo Y., Beppu T., Ogasawara K. Reduced hypoxic tissue and cognitive improve ment after vascularization surgery for chronic cerebral ischemia. *Cerebrovascular Diseases*. 2019;47:57–64.

158. Shimada Y., Kobayashi M., Yoshida K., Terasaki K., Fujiwara S., Kubo Y., Beppu T., Ogasawara K. Reduced hypoxic tissue and cognitive improvement after revascularization surgery for chronic cerebral ischemia. *Cerebrovascular Diseases*. 2019; 47: 57–64.
159. Snarska A. Statystyka, ekonometria, prognozowanie. *Wydawnictwo Placet*. Warszawa, 2005.
160. Sobczyk M. Statystyka. *Wydawnictwo Naukowe PWN*. Warszawa, 2002.
161. Sorrentino P., Lardone A., Pesoli M., Liparoti M., Montuori S., Curcio G., Sorrentino G., Mandolesi L., Foti F. The development of spatial memory analyzed by means of ecological walking task. *Frontiers in Psychology*. 2019; 1: 10.
162. Souissi Y., Souissi M., Chtourou H. Effects of caffeine ingestion on the diurnal variation of cognitive and repeated high-intensity performances. *Pharmacology Biochemistry and Behavior*. 2019; 177: 69–74.
163. Sozański H. (red.), Sadowski J. (red.), Czerwiński J. (red.) Podstawy teorii i terminologii treningu sportowego: praca zbiorowa. Tom II. *Akademia Wychowania Fizycznego im. Józefa Piłsudskiego w Warszawie*. Warszawa, 2015.
164. Sozański H. Podstawy teorii treningu sportowego. *Biblioteka trenera*. Warszawa, 1999.
165. Starosta W. Motoryczne zdolności koordynacyjne – znaczenie, struktura, uwarunkowania, kształtowanie (Coordination motor abilities: significance, structure, determinants, development). *Międzynarodowe Stowarzyszenie Motoryki Sportowej*, Instytut Sportu, Warszawa, 2003.
166. Staufenbiel S. M., Brouwer A. -M., Keizer A. W., van Wouwe N. C. Effect of beta and gamma neurofeedback on memory and intelligence in the elderly. *Biological Psychology*. 2013; 95: 74–85.
167. Sterkowicz S., Lech G., Jaworski J., Ambroży T. Coordination motor abilities of judo contestants at different age. *Journal of Combat Sports and Martial Arts*. 2012; 1(2): 5 – 10 .
168. Sterkowicz S., Rukasz W., Weiss P. Changes in reaction time with consideration of gender and specific judo effort. In Diego Scardone (Eds.) *The International Association of Judo Researchers*. Rotterdam, 2009.
169. Sterman M. B. Basic concepts and clinical findings in the treatment of seizure disorders with EEG operant conditioning. *Clinical Electroencephalography*. 2000; 31(1): 45 – 55.
170. Stowe A.M., Altay T., Freie A.B., Gidday J.M. Repetitive hypoxia extends endogenous neurovascular protection for stroke. *Annals of Neurology*. 2011; 69: 975–985.



171. Strack B. W. Effect of heart rate variability (HRV) biofeedback on batting performance in baseball. *Dissertation Abstracts International: Section B: The Sciences and Engineering*. 2003; 1540.
172. Streng H., Niederberger U. Correlation between tests of attention and performance on grooved and Purdue pegboards in normal subjects. *Perceptual and Motor Skills*. 2002; 95: 507–514.
173. Stults-Kolehmainen M., Sinha R. The effects of stress on physical activity and exercise. *Sports Medicine*. 2014; 44: 81-121.
174. Sun S., Loprinzi P.D., Guan H., Zou L., Kong Z., Hu Y., Shi Q., Nie J. The Effects of High-Intensity Interval Exercise and Hypoxia on Cognition in Sedentary Young Adults. *Medicina (Kaunas)*. 2019; 55(2): 43.
175. Sutyło Z., Socha S. Zmiany czasu reakcji prostych i różnicowych pod wpływem treningu u siatkarek. *Kultura Fizyczna*. 1962; 1: 41–43.
176. Taylor L., Watkins S.L., Marshall H., Dascombe B.J., Foster J. The Impact of Different Environmental Conditions on Cognitive Function: A Focused Review. *Frontiers in Physiology*. 2015; 6:372.
177. Terrados N, Jansson E, Sylven C, Kaijser L. Is hypoxia a stimulus for synthesis of oxidative enzymes and myoglobin? *Journal of Applied Physiology*. 1990; 68(6): 2369–2372.
178. Thompson M., Thompson L. The neurofeedback book: An introduction to basic concepts in applied psychophysiology. *Wheat Ridge, CO: Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback*. 2003.
179. Twomey R., Wrightson J., Fletcher H., Avraam S., Ross E., Dekerle J. Exercise-induced fatigue in severe hypoxia after an intermittent hypoxic protocol. *Medical Science and Sports Exercise*. 2017; 49: 2422–2432.
180. Ulrich R., Rinkenauer G., Miller J. Effects of stimulus duration and intensity on simple reaction time and response force. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*. 1998; 24(3): 915 – 928.
181. Urdampilleta A., Gonzalez-Muniesa P., Portillo M. P., Martinez J. A. Usefulness of combining intermittent hypoxia and physical exercise in the treatment of obesity. *Journal of Physiology and Biochemistry*. 2012; 68: 289–304.
182. Vernon D., Egner T., Cooper N., Compton T., Neilands C., Sheri A., Gruzelier J. The effect of training distinct neurofeedback protocols on aspects of cognitive performance. *International Journal of Psychophysiology*. 2003; 47(1): 75 – 85.

183. Virues-Ortega J, Buela-Casal G, Garrido E. Neuropsychological functioning associated with high-altitude exposure. *Neuropsychology Review*. 2004; 14: 197–224.
184. Vogt M. , Puntschart A., Geiser J. Molecular adaptations in human skeletal muscle to endurance training under simulated hypoxic conditions. *Journal of Applied Physiology*. 2001; 91(1): 173–82.
185. Vogt M., Hoppeler H. Is hypoxia training good for muscles and exercise performance? *Progress in Cardiovascular Diseases*. 2010; 52(6): 525-533.
186. Wang H., Yuan G., Prabhakar N.R., Boswell M., Katz D.M. Secretion of brain-derived neurotrophic factor from PC12 cells in response to oxidative stress requires autocrine dopamine signaling. *Journal of Neurochemistry*. 2006; 96: 694–705.
187. Wang S., Zhang J., Yin X. A research on performance of perceptual-motor skill training for badminton players. *Journal of Beijing Sport University*. 2009; 32(9): 46.
188. Weerdmeester J., van Rooij M.M.J.W., Engels R.C.M.E., Granic I. An integrative model for the effectiveness of biofeedback interventions for anxiety regulation. *Journal of Medical Internet Research*. 2020; 22: 14958.
189. Welford A.T. Choice reaction time: Basic concepts. In: Welford A.T. (Eds.) *Reaction Times*. Academic Press. 1980; 73 – 128.
190. Wilber R. L., Stray-Gunderson J., Levine B. D. Effect of hypoxic “dose” on physiological responses and sea-level performance. *Medicine Science and Sports Exercise*. 2007; 39: 1590-1599.
191. Williams L. R. T., Walmsley A. Response amendment in fencing: Differences between elite and novice subjects. *Perceptual and Motor Skills*. 2000; 91(1): 131 – 142.
192. Wilson M. H., Newman S., & Imray C. H. The cerebral effects of ascent to high altitudes. *The Lancet Neurology*. 2009; 8(2):175-91.
193. Windthorst P., Veit R., Enck P., Smolka R., Zipfel S., Teufel M. Biofeedback and neurofeedback: applications in psychosomatic medicine and psychotherapy. *Psychosomatik · Medizinische Psychologie*. 2015; 65: 146.
194. Wojciszke B., Baryła W. Skale do pomiaru nastroju i sześciu emocji. *Czasopismo Psychologiczne*. 2004; 11(1): 31–47.
195. Wróbel A. Attentional activation in corticothalamic loops of the visual system. In Chalupa L. M., Werner J. S. (Eds.), *New visual neurosciences* 2014; 339–350.
196. Wróbel A. Beta activity: A carrier for visual attention. *Acta Neurobiologiae Experimentalis*. 2000; 60: 247–260.

197. Xie H, Leung K, Chen L, Chan Y, Ng P, Fok T, Wing Y, Ke Y, Li A, Yung W. Brain-derived neurotrophic factor rescues and prevents chronic intermittent hypoxia-induced impairment of hippocampal long-term synaptic plasticity. *Neurobiology of disease*. 2010; 40: 155–162.
198. Yan B., Lai X., Yi L., Wang Y., Hu Y. The effects of 5-week resistance training in hypoxia on hormones and muscle strength. *The Journal of Strength and Conditioning Research*. 2016; 30: 184-193.
199. Yu B., Funk M., Hu J., Wang Q., Feijs L. Biofeedback for everyday stress management: a systematic review. *Frontiers*. 2018; 5: 23.
200. Yucha C., Montgomery D. Evidence-based practice in biofeedback and neurofeedback. *AAPB Wheat Ridge, CO*. 2008.
201. Zauner A., Doppenberg E., Woodward JJ., Allen C., Jebraili S., Young HF., Bullock R. Multiparametric continuous monitoring of brain metabolism and substrate delivery in neurosurgical patients. *Neurological Research*. 1997;19: 265–273.
202. Zhu X.H., Yan H.C., Zhang J., Qu H.D., Qiu X.S., Chen L., Li S.J., Cao X., Bean J.C., Chen L.H. Intermittent hypoxia promote hippocampal neurogenesis and produces antidepressant-like effects in adult rats. *The Journal of Neuroscience*. 2010; 30:12653–12663.
203. Zoll J, Ponsot E, Dufour S, Doutreleau S, Ventura-Clapier R, Vogt M. Exercise training in normobaric hypoxia in endurance runners. III. Muscular adjustments of selected genetranscripts. *Journal of Applied Physiology*. 2006;100: 1258–1266.
204. Żukowski N. Czas reakcji w sytuacji zaskoczenia. *Sport Wyczynowy*. 1995, 11-12: 21-25.
205. Żukowski N. Performance results in judo and differentia reaction time. *Biology of Sport*. 1989; 6(2): 161-167

## Załączniki

### Skale do Pomiaru Nastroju i Sześciu Emocji

Bogdan Wojciszke i Wiesław Baryła

#### Skala Nastroju Ogólnego

Jak dalece zgadzasz się lub nie zgadzasz z następującymi zdaniami opisującymi Twój aktualny nastrój? Zakreśl odpowiednią liczbę przy każdym zdaniu, staraj się nie opuścić żadnego.

**1**                      **2**                      **3**                      **4**                      **5**  
*nie zgadzam się*    *raczej się nie zgadzam*    *trochę tak, trochę nie*    *raczej się zgadzam*    *zgadzam się*

1	Jestem w złym humorze.	1 2 3 4 5
2	Czuję się świetnie.	1 2 3 4 5
3	Jestem w złym nastroju.	1 2 3 4 5
4	Czuję się rozluźniony i spokojny.	1 2 3 4 5
5	Czuję się szaro i beznadziejnie.	1 2 3 4 5
6	Jestem w dobrym humorze.	1 2 3 4 5
7	Jestem pogodny.	1 2 3 4 5
8	Czuję się przygnębiony.	1 2 3 4 5
9	Moje samopoczucie jest złe.	1 2 3 4 5
10	Moje samopoczucie jest dobre.	1 2 3 4 5

## Skale Nastroju

Celem dalszej części badania jest zorientowanie się w treści uczuć, jakie ludzie przeżywają na co dzień oraz w częstotliwości, z jaką są one przeżywane przez różnych ludzi (np. w zależności od płci, wieku itp.). Stąd też prosimy Cię o anonimową odpowiedź na szereg pytań dotyczących o uczucia przeżywane przez Ciebie w ciągu ostatniego tygodnia.

Prosimy o zakreślenie wszystkich tych słów, które najlepiej oddają sposób, w jaki czułeś/czułaś się w ciągu ostatniego tygodnia:

<i>beztroski</i>	<i>spokojny</i>
<i>pogodny</i>	<i>zgaszony</i>
<i>zmartwiony</i>	<i>nieswój</i>
<i>na luzie</i>	<i>optymistyczny</i>
<i>skwaszony</i>	<i>podminowany</i>
<i>promienny</i>	<i>pelen chęci życia</i>
<i>niespokojny</i>	<i>spięty</i>
<i>podbudowany</i>	<i>miło</i>
<i>przyjemnie</i>	<i>zniechęcony</i>
<i>cierpiący</i>	<i>nieszczęśliwy</i>

## Kwestionariusz Emocji

Jak często odczuwałeś w minionym tygodniu wymienione niżej uczucia?  
(zakreśl odpowiednią liczbę przy każdym zdaniu, staraj się nie opuścić  
żadnego):

1	2	3	4	5	6	7
<i>nigdy</i>	<i>bardzo rzadko</i>	<i>rzadko</i>	<i>czasami</i>	<i>często</i>	<i>bardzo często</i>	<i>zawsze</i>
1 2 3 4 5 6 7						Radość
1 2 3 4 5 6 7						Niepokój
1 2 3 4 5 6 7						Strach
1 2 3 4 5 6 7						Miłość
1 2 3 4 5 6 7						Gniew
1 2 3 4 5 6 7						Wesołość
1 2 3 4 5 6 7						Upokorzenie
1 2 3 4 5 6 7						Smutek
1 2 3 4 5 6 7						Wzburzenie
1 2 3 4 5 6 7						Lęk
1 2 3 4 5 6 7						Żal
1 2 3 4 5 6 7						Obawa
1 2 3 4 5 6 7						Oddanie
1 2 3 4 5 6 7						Złość
1 2 3 4 5 6 7						Zażalenie
1 2 3 4 5 6 7						Szczęście
1 2 3 4 5 6 7						Wściekłość
1 2 3 4 5 6 7						Zadowolenie

<i>1 2 3 4 5 6 7</i>	Czułość
<i>1 2 3 4 5 6 7</i>	Wstyd
<i>1 2 3 4 5 6 7</i>	Poczucie winy
<i>1 2 3 4 5 6 7</i>	Przywiązanie
<i>1 2 3 4 5 6 7</i>	Depresja
<i>1 2 3 4 5 6 7</i>	Nieszczęście